

Elektronische Hilfen für
behinderte und alte Menschen

REHABILITATIONSTECHNIK 1

Wolfgang Zagler

Institut "integriert studieren"
an der TU Wien

fortec

FORSCHUNGSGRUPPE FÜR REHABILITATIONSTECHNIK



Graphik AUVA

Ausgabe WS 2009/10

Inhaltsverzeichnis

Teil-A – Die Grundlagen.....	1
1. Einführung und Definitionen	1
1.1 Behinderte Menschen	1
1.2 Die Ebenen der Behinderung	1
1.3 Behinderung als Differenz zwischen Leistung und Anforderung	2
1.4 Behinderung: Sichtweise und Sprachgebrauch	3
1.5 Rehabilitationstechnik	4
2. Medizinische Grundlagen	5
2.1 Medizinische Richtungsangaben.....	5
2.2 Chromosomen, Gene und Vererbung	6
2.3 Das Nervensystem	8
2.4 Auge und visuelle Wahrnehmung	12
2.5 Haut und taktile Wahrnehmung.....	29
2.6 Ohr und auditive Wahrnehmung	37
2.7 Riechen und Schmecken	46
2.8 Propriozeption	48
2.9 Hirnnerven, Rückenmark und Muskulatur	48
2.10 Sprache und Sprechen.....	52
3. Behinderungen aus medizinischer Sicht.....	57
3.1 Klassifikation nach ICD, ICIDH und ICF (ICIDH-2)	57
3.2 Visuelle Behinderungen	62
3.3 Taktile und haptische Behinderungen	69
3.4 Auditive Behinderungen	70
3.5 Olfaktorische Behinderungen	76
3.6 Motorische Behinderungen	77
3.7 Verbale und vokale Behinderungen	86
3.8 Intellektuelle und psychische Behinderungen	91
3.9 Mehrfachbehinderungen, Syndrome	93
3.10 Altersbedingte Funktionseinschränkungen	98
4. Behinderung aus demographischer Sicht.....	111
4.1 Bevölkerungs- und Altersstruktur	111
4.2 Zählmethoden und Problematik statistische Angaben	114
4.3 Österreich	115
4.4 Europa	120
4.5 USA	122
4.6 Vergleiche zwischen Österreich, Europa, USA	124
4.7 Weltweite Angaben	126
 TEIL-B – Die Methoden	 1
1. Reha-Technik	1
1.1 Einteilung der Hilfsmittel	1
1.2 Das Vikariat	3
1.3 Behindertengerechtes Planen und Konstruieren	5
1.4 Universal Design und Design-for-All	6
1.5 Der Trend bei neuen Technologien	8
1.6 Verwendung, Akzeptanz und Ablehnung von RT	9
2. Mensch-Maschine Schnittstelle	11
2.1 Augmentative Eingabe	13
2.2 Alternative Eingabe	19
2.3 Angepaßte Ausgabe.....	40
2.4 Alternative Ausgabe	42

3. Gestaltung der Umwelt.....	56
3.1 Allgemeine Regeln	57
3.2 Technische Einrichtungen	64
 Teil-C – Die Anwendungen	 1
1. Sehen und Orientierung.....	1
1.1 Visuelle Interfaces	1
1.2 Verbesserung des Sehvermögens	1
1.3 Ersatz für das Sehvermögen.....	9
1.4 Hilfen zur Orientierung und Navigation	13
2. Mobilität.....	23
2.1 Mobilität lernen und trainieren	24
2.2 Planung von Routen und Informationssysteme	24
2.3 Führungs-Roboter	26
2.4 Rollatoren	26
2.5 Rollstühle.....	28
3. Handhaben (Agieren, Manipulieren)	32
3.1 Umgebungssteuerung	33
3.2 Service-Roboter für behinderte Menschen	38
4. Technische Alltags- und Arbeitsplatzhilfen	42
4.1 Sehbehinderte und blinde Personen	42
4.2 Hörbehinderte und gehörlose Personen	50
4.3 Motorisch behinderte Personen	51
4.4 Intellektuell beeinträchtigte Personen	52
4.5 Alte Menschen.....	54
5. Lernen, Training, Therapie und Service	59
5.1 Sprache und Stimme	59
5.2 Kognition und Assoziation verbessern	62
5.3 Tinnitus	63
5.4 Telematisches Service, Telebetreuung	63
 TEIL-D – ANHÄNGE.....	 1
1. Medizinisches Glossar	1
1.1 Häufig verwendete Wörter und Wortteile	1
1.2 Bezeichnungen für Richtungen, Bezüge, Verhältnisse	3
1.3 Schädigungen.....	6
2. Wichtige Normen	14
2.1 AFNOR – Frankreich.....	14
2.2 ANSI – American National Standards Institute	14
2.3 AS - Standards Australia	14
2.4 CCITT – Comité Consultatif International Télégraphique et Téléphonique (jetzt ITU-T) ...	14
2.5 CEN	15
2.6 CSA – Canadian Standards Association.....	16
2.7 DIN	16
2.8 ETSI.....	17
2.9 IEC.....	19
2.10 ISO	21
2.11 ITU – International Telecommunications Union	25
2.12 ÖNORM – Österreichisches Normungsinstitut.....	26
2.13 SNV - Schweizerische Normen Vereinigung.....	27
2.14 Spanische Norm	27

TEIL-A – DIE GRUNDLAGEN

1. EINFÜHRUNG UND DEFINITIONEN

1.1 Behinderte Menschen

- *Behinderte¹ sind Menschen in allen Altersgruppen, die durch einen angeborenen oder erworbenen gesundheitlichen Schaden in der Ausübung der im entsprechenden Lebensalter üblichen Funktionen beeinträchtigt sind [Bro 94].*

1.2 Die Ebenen der Behinderung

Von der WHO (World Health Organization, Weltgesundheitsorganisation) wurde 1980 zum erstenmal die „ICIDH“ (International Classification of Impairments, Disabilities and Handicaps) herausgegeben (siehe Kapitel 3.1). Während der deutschsprachige Begriff „Behinderung“ als umfassender Oberbegriff aufgefaßt werden kann, unterscheidet die ICIDH drei Ebenen bzw. Dimensionen von Behinderung und gibt ihnen unterschiedliche Benennungen. Auch im Deutschen hat man versucht, verschiedene Begriffe einzuführen, obwohl der Übersetzung sprachlich bedingt die Prägnanz der englischen Begriffe fehlt [MAT 95].

Die ICIDH wurde tiefgreifend überarbeitet und liegt jetzt als ICF (International Classification of Functioning) vor. Ein wesentlicher Unterschied dieser Neuauflage wird auch sein, daß für Disability und Handicap neue Begriffe geprägt werden. Damit sollen einerseits umfassendere Begriffe eingeführt werden, andererseits soll der Blick von der Behinderung zu den (trotz Behinderung) vorhandenen Fähigkeiten gelenkt werden. Es wird abzuwarten bleiben, wie sich diese Begriffe in die gesamte Klassifikation einfügen. Hier wird noch mit den bisherigen Ausdrücken gearbeitet, die neuen Bezeichnungen werden als Kommentar danebengestellt.

1.2.1 *Impairment – (gesundheitliche) Schädigung*

Hiermit wird die Ebene der **Störung der biologischen und/oder psychischen Struktur und Funktion** angesprochen. Unter Schädigung wird ein „beliebiger Verlust oder eine Normabweichung in der psychischen, physiologischen oder anatomischen Struktur oder Funktion“ verstanden².

1.2.2 *Disability – Fähigkeitsstörung*

Hierbei handelt es sich um die Ebene der Störung der Fähigkeiten der betroffenen Person zur Ausführung zweckgerichteter Handlungen.

Fähigkeitsstörung ist „jede Einschränkung oder jeder Verlust der Fähigkeit (als Folge einer Schädigung), Aktivitäten in der Art und Weise oder in dem Umfang auszuführen, die für einen Menschen als normal angesehen wird³“.

Die ICF ersetzt den Begriff *disability* durch *activities*, also auch durch die Einschränkung von Aktivitäten.

¹ Die substantivierte Form "Behinderte" wird allgemein als diskriminierend abgelehnt und sollte generell durch Ausdrücke wie "behinderte Menschen", "Personen mit Behinderung", "behinderte Anwender" etc. ersetzt werden. Im hier angeführten Text handelt es sich jedoch um ein wörtliches Zitat aus dem Lexikon bzw. aus WHO-Texten, die nicht verändert wurden.

² engl.: *A loss or abnormality of psychological, physiological, or anatomical structure or function.*

³ engl.: *Any restriction or lack – resulting from an impairment – of the ability to perform an activity in the manner or within the range considered normal for a human being.*

1.2.3 Handicap – (soziale) Beeinträchtigung

Hierbei geht es um die Ebene der Störung der sozialen Stellung oder Rolle der betroffenen Person und ihrer Fähigkeit zur Teilnahme am gesellschaftlichen Leben.

Die ICIDH definiert soziale Beeinträchtigung als „eine sich aus einer Schädigung oder Fähigkeitsstörung ergebende Benachteiligung des betroffenen Menschen, die die Erfüllung einer Rolle einschränkt oder verhindert, die (abhängig von Geschlecht, Lebensalter sowie sozialen und kulturellen Faktoren) für diesen Menschen normal ist“⁴

In der ICF verwendet anstelle des Begriffs *handicap* der Begriff *participation*, also auch den Ausschluß von gesellschaftlicher Teilnahme.

1.2.4 Zusammenfassung

- „Soziale Beeinträchtigung (*handicap*) ist daher keine einfache Folge eines physischen oder psychischen Schadens und der sich daraus ergebenden Funktionseinschränkung, sondern ist das Ergebnis der Wechselwirkung zwischen dem Wunsch eines Behinderten nach Eingliederung und Anerkennung und den Einstellungen und Verhaltensweisen seiner Umwelt. Erst durch Erlebnisse der Abweisung, Distanzierung, Mißachtung und sozialer Ausgliederung entsteht für den Behinderten die ganze Erfahrung behindert zu sein, nämlich auch als eine Erfahrung in der eigenen Entfaltung und Eingliederung in die Gesellschaft behindert zu werden.“ [Bro 94]

Zur Verdeutlichung werden die drei oben erwähnten Ebenen hier nochmals graphisch zusammengefaßt. Als darunterliegende Ebene (Ursache für eine Schädigung) kann Krankheit oder Verletzung (*disease*) in das Schema aufgenommen werden.

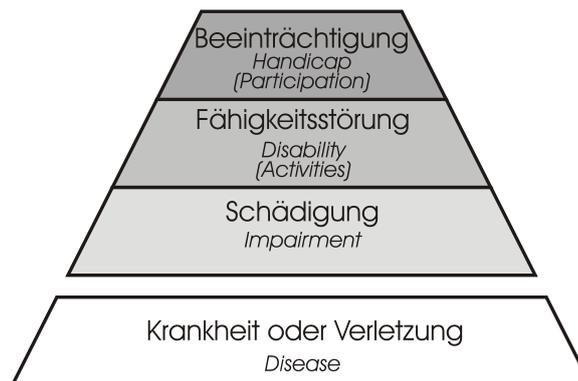


Abb. A 1.1: Die Ebenen der Behinderung und die zugrundeliegende Ursache.

Die Auswirkung von „Behinderung“ hängt also von vielen Faktoren ab. Die gleiche (gesundheitliche) Schädigung (*impairment*) kann also zu vollkommen unterschiedlichen (sozialen) Beeinträchtigungen (*handicaps*) führen. Demgemäß formuliert die WHO: „*The situation people find themselves in may determine to what degree a disability is handicapping for them*“.

An diesem Punkt soll und muß sowohl die Rehabilitationstechnik als auch die Gesellschaft überhaupt ansetzen. Wenn es mit den uns zur Verfügung stehenden medizinischen Mitteln nicht gelingt, die Schädigung (*impairment*) zu heilen, so kann doch durch gezielte personelle und technische Hilfestellung die Fähigkeitsstörung (*disability*) überwunden und durch Akzeptanz in der Gesellschaft die soziale Beeinträchtigung (*handicap*) beseitigt oder verringert werden.

1.3 Behinderung als Differenz zwischen Leistung und Anforderung

Formal kann jede Behinderung als eine Differenz zwischen der einer Person möglichen Leistung und den Anforderungen an diese Person seitens der Umwelt und der Gesellschaft gesehen werden. Ist die Leistung gleich oder größer als die gestellten Anforderungen, dann kann die Person eine bestimmte Funktion, Aufgabe oder

⁴ engl.: *A disadvantage for a given individual, resulting from an impairment or a disability, that limits or prevents the fulfillment of role that is normal – depending on age, sex, and social and culture factors – for the individual.*

gesellschaftliche Rolle erfüllen. Fällt die Differenz aus Leistung und Anforderung jedoch negativ aus, dann scheitert die Person an der Aufgabe.

Handelt es sich dabei um Aufgaben, die von der breiten Masse als „normalerweise erfüllbar“ angesehen werden, dann macht die Person die Erfahrung der Behinderung. In Abb. A 1.2 ist dieser Zusammenhang graphisch dargestellt. Die links dargestellte Person entspricht mit der Größe von 5 Einheiten (wobei hier die Körpergröße stellvertretend für jede beliebige körperliche oder geistige Fähigkeit einer Person anzusehen ist) den Anforderungen der Umwelt. Über eine Mauer, die ebenfalls 5 Einheiten hoch ist, kann sie ohne Probleme schauen.

Die rechts dargestellte Person kann nur Leistung im Ausmaß von 3 Einheiten erbringen (dargestellt durch eine Körpergröße von 3 Einheiten) und muß daher an einer „normal hohen“ Mauer mit 5 Einheiten scheitern.

Das Symbol der Mauer wurde bewußt gewählt, um den verallgemeinerten Begriff der „Barriere“ einzuführen. Es soll deutlich gemacht werden, daß unter einer Barriere jegliches Hindernis (meist im übertragenen Sinn) verstanden wird, das zu einer Ausgrenzung einer behinderten Person führt bzw. um genauer zu sein, eine Person mit verminderter Leistungsfähigkeit erst zu einer behinderten Person macht.

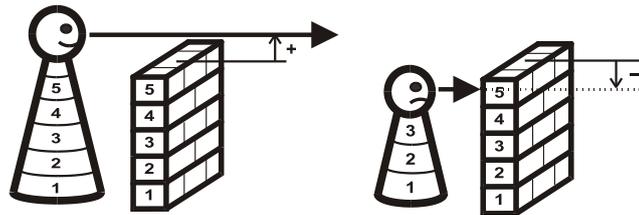


Abb. A 1.2: Behinderung wird dann erlebt, wenn die eigene Leistung geringer ist, als die von der Umgebung bzw. Gesellschaft gestellte Aufgabe.

1.4 Behinderung: Sichtweise und Sprachgebrauch

Bis vor kurzem wurden behinderte Menschen ausschließlich gemäß einer Mangeldefinition betrachtet und eingestuft. Auch das vorangehende Kapitel folgt genau genommen dieser Sichtweise. Die Gesellschaft definiert eine bestimmte "Normalität" und legt damit auf einer eindimensionalen Skala eine Latte fest, unterhalb von der eine Person als behindert gilt.

- *Wir widmeten (...) den Behinderungen unserer Patienten viel zu viel Aufmerksamkeit und beachten viel zu wenig, was intakt oder erhalten geblieben war. Um einen anderen Ausdruck zu gebrauchen: Wir waren zu sehr auf "Defektologie" fixiert ...*
- *Oliver Sacks [SAC 98]*

Insbesondere in den USA und den skandinavischen Ländern hat man erkannt, daß es sich dabei um eine verkürzte Sicht handelt und daß bereits das verwendete Vokabular dazu angetan ist, den Blick ausschließlich auf Mängel und nicht auf den Menschen mit seinen vielseitigen Fähigkeiten und Begabungen zu lenken.

So wird die substantivierte Form "Behinderte" allgemein abgelehnt und soll z.B. durch Bezeichnungen "behinderte Menschen" oder noch besser "Menschen mit Behinderungen" ersetzt werden. Dabei soll nicht die Tatsache einer Behinderung geleugnet oder beschönigt werden. Eine solche Wortwahl soll und kann aber helfen, das strenge Denken in Kategorien (Schubladisieren) zu durchbrechen und den Blick auf den ganzen Menschen zu lenken.

Bodil Jönsson (CERTEC – Center of Rehabilitation Engineering Research, Universität Lund, Schweden) rät aus diesem Grund daher dringend vom Denken in eindimensionalen Skalen ab. Sie spricht daher bewußt nicht von "disabled" oder "mentally retarded persons" sondern immer von "differently abled persons" [JÖN 96].

Diese Sichtweise erscheint aus zwei Gründen vorteilhaft zu sein. Erstens trägt sie dazu bei, Vorurteilen entgegenzuwirken und somit gesellschaftliche Barrieren für die Integration behinderter Menschen anzubauen. Zweitens – und das ist für die Rehabilitationstechnik von entscheidender Bedeutung – lenkt sie den Blick verstärkt auf die einer Person trotz einer Behinderung verbliebenen Stärken und Fähigkeiten. Bei der Schaffung von technischen Hilfen für behinderte Menschen muß sich die Rehabilitationstechnik aber genau diese Fähigkeiten und Stärken zunutze machen, um einen Beitrag zur Kompensation von Schwächen und Mängeln leisten zu können. Der Techniker / die Technikerin ist daher gut beraten, den Blick nicht auf die Mängel sondern auf die Fähigkeiten einer behinderten Person zu richten, um so Ansatzpunkte für kreative Lösungen finden zu können.

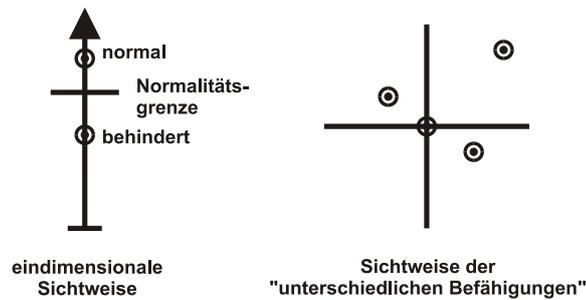


Abb. A 1.3: Eindimensionale und mehrschichtige Sichtweise von Behinderung.

- *Unsere Tests, unsere Ansätze und "Bewertungen" sind geradezu unzulänglich (...) sie zeigen uns nur die Mängel (...) nicht die Fähigkeiten; sie führen uns Puzzles und Schemata vor, während es doch darauf ankommt, Musik, Geschichten und Spiele zu begreifen und zu erkennen, wie ein Mensch sich spontan auf seine eigene, natürliche Weise beträgt.* Oliver Sacks [SAC 98]

1.5 Rehabilitationstechnik

1.5.1 Fachliche Einordnung der Rehabilitationstechnik

Aufgabe der **Medizintechnik** ist die Schaffung aller jener prophylaktischen, diagnostischen und therapeutischen Geräte und Verfahren, die den Mediziner bei seinen Bemühungen um das Wohl des Patienten unterstützen. Diese ärztlichen Bemühungen können auch auf die Rehabilitation eines Patienten abzielen, obwohl das eingesetzte Instrumentarium sehr wohl dem Fundus der Medizintechnik zuzurechnen ist.

- Medizintechnik zielt auf die Heilung des Patienten ab.
- Medizintechnik setzt daher in erster Linie bei der (gesundheitlichen) Schädigung an.

Rehabilitationstechnik hingegen zielt in erster Linie darauf ab, dem von einer Fähigkeitsstörung (*disability*) bzw. einer (sozialen) Beeinträchtigung (*handicap*) betroffenen Menschen, technische Werkzeuge in die Hand zu geben, mit denen die Fähigkeitsstörung bzw. die Beeinträchtigung ganz oder zumindest teilweise überwunden werden kann.

- Rehabilitationstechnik zielt auf die Wiederherstellung oder Verbesserung einer durch Schädigung betroffenen Funktion des Patienten ab.
- Rehabilitationstechnik setzt daher bei der Fähigkeitsstörung (*disability*) bzw. bei der Beeinträchtigung (*handicap*) an.

Rehabilitationstechnik (engl. *Rehabilitation Technology, Rehabilitation Engineering, abk. RT*) versteht sich als multidisziplinäres, technisches Fachgebiet, dessen Aufgabe es ist, technische und technologische Errungenschaften zur Verbesserung der Lebensqualität behinderter, chronisch-kranker und alter (gebrechlicher) Menschen nutzbar zu machen. Diese Multidisziplinarität besteht nicht bloß notgedrungen (wegen mangelnder Möglichkeit einer Zuordnung) sondern vollkommen bewußt. Wenn es darum geht, Mittel und Wege zu finden, um behinderten, kranken und alten/gebrechlichen Menschen Hilfestellung zu mehr Selbständigkeit und höherer Lebensqualität zu geben, dann darf keine technische Disziplin davon ausgeschlossen werden. Es sollte daher eine ehrenvolle Aufgabe für jeden Techniker und jede Technikerin sein, das eigene Spezialgebiet danach zu durchforsten, welche Beiträge zur Rehabilitationstechnik damit geleistet werden können.

1.5.2 Ziele der Rehabilitationstechnik

a) Wiederherstellung / Verbesserung einer durch Schädigung betroffenen Funktion

Der Ansatz erfolgt bei der Fähigkeitsstörung. Durch Verwendung des Hilfsmittels wird die Fähigkeitsstörung aufgehoben (z.B. Verwendung eines Hörgerätes durch eine hörbehinderte Person). Siehe Abb. A 1.4 a.

b) Überwindung der Auswirkungen einer Schädigung

Der Ansatz erfolgt bei der (sozialen) Beeinträchtigung. Trotz Weiterbestand der Funktionsstörung kann die gesellschaftliche Rolle (Ausbildung, Beruf, selbständige Lebensführung etc.) wieder wahrgenommen werden (z.B. Fernsehendung mit Untertiteln für gehörlose Menschen). Siehe Abb. A 1.4 b.

c) Beseitigung von Barrieren

Hier erfolgt der Ansatz bei der allgemeinen Gestaltung der Umwelt. Die Rehabilitationstechnik zeigt Wege auf, wie barrierefreie Lebensräume geschaffen werden können, in denen Funktionseinschränkungen (*disabilities*) nicht zwangsläufig zur Beeinträchtigung (*handicap*) werden (z.B. Schaffung von stufenfreien Zugängen zu öffentlichen Einrichtungen). Siehe Abb. A 1.4, c.

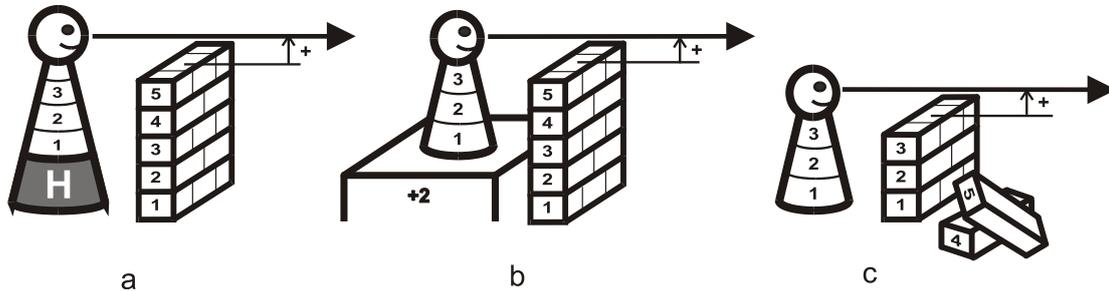


Abb. A 1.4: Überwindung des Handicaps:
 a: durch Hilfsmittel zur Wiederherstellung der Funktion;
 b: durch Hilfsmittel zur Überwindung der Barriere;
 c: durch Beseitigung der Barriere.

2. MEDIZINISCHE GRUNDLAGEN

Bei der Beschreibung der Ziele und Aufgaben der Rehabilitationstechnik (Kapitel 1.5.2) wurde klar gemacht, daß zwischen Medizintechnik und Rehabilitationstechnik vor allem der Unterschied besteht, daß technische Hilfsmittel nicht auf Heilung abzielen (können) und Rehabilitationstechnik daher nicht bei der Erkrankung oder Schädigung sondern erst bei der Fähigkeitsstörung und der (sozialen) Beeinträchtigung ansetzt (Abb. A 2.1).



Abb. A 2.1: Medizintechnik und Rehabilitationstechnik in Bezug auf die Wirkungskette von der Krankheit zur (sozialen) Beeinträchtigung.

Das Diagramm Abb. A 2.1 zeigt aber auch, daß jede Behinderung in irgendeiner Weise eine „medizinische Vorgeschichte“ hat. Für den Techniker / die Technikerin ist es also wichtig, bei der Auswahl technischer Maßnahmen auch die medizinische Vorgeschichte lesen und verstehen zu können. Daher werden in diesem Kapitel die zum Verständnis der Rehabilitationstechnik wichtigsten medizinischen (anatomischen und physiologischen) Grundlagen, vor allem in Bezug auf Nervensystem, Sinnesorgane und Bewegungsapparat, besprochen⁵. Im Anhang befindet sich darüber hinaus ein Glossar mit den medizinischen Grundbegriffen und den Bezeichnungen für Schädigungen, die zu Fähigkeitsstörungen und Beeinträchtigungen führen.

2.1 Medizinische Richtungsangaben

Zum besseren Verständnis der nachfolgenden Kapitel werden hier zunächst die in der Medizin üblichen Richtungsangaben in Bezug auf den menschlichen Körper vorgestellt (Abb. A 2.2)

⁵ Einige Teile dieses Kapitels wurden mit geringfügigen Änderungen der Diplomarbeit von Angela Zagler: „Menschliche visuelle Wahrnehmung und ihre maschinelle Substitution für sehbehinderte Menschen“ [ZAG 97] entnommen.

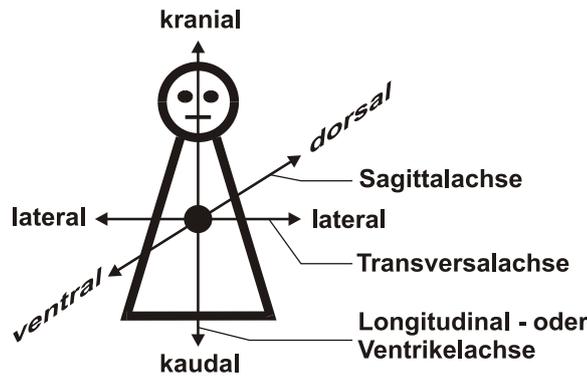


Abb. A 2.2: Medizinische Richtungsangaben.

2.2 Chromosomen, Gene und Vererbung

2.2.1 Chromosomen und Zellteilung

In allen Zellen der des menschlichen Körpers befinden sich in den Zellkernen als Träger der genetischen Information faden- bzw. schleifenförmige Bestandteile, die wegen ihrer guten Färbbarkeit den Namen Chromosomen ("Farbkörper") erhalten haben. Der menschliche Chromosomensatz besteht aus 46 Chromosomen, wobei in Körperzellen 22 Paare Körperchromosomen (*Autosomen*) und 2 Geschlechtschromosomen (*Heterochromosomen, Gonosomen*) vorkommen (diploider Chromosomensatz). In Keimzellen (Ei- und Samenzelle) sind die Chromosomen nicht paarweise sondern einzeln vorhanden. Der sogenannte haploide Chromosomensatz besteht daher aus 23 Chromosomen. Bei der Verschmelzung von Samen- und Eizelle entsteht wiederum der vollständige (diploide) Chromosomensatz bei dem jedes Chromosomenpaar aus einem väterlichen und einem mütterlichen Chromosom besteht (Abb. A 2.3).

Im weiblichen Organismus liegen zwei gleiche Heterochromosomen (XX) vor, im männlichen Organismus unterschiedliche Geschlechtschromosomen (XY). Mütter geben über die Eizelle *immer* ein X-Chromosom weiter, während die Samenzellen des Vaters mit gleicher Wahrscheinlichkeit ein X- oder ein Y-Chromosom enthalten und daher geschlechtsbestimmend auf die Nachkommen wirken.

Nach der Konvention von Denver (1960) werden die Autosomen nach absteigender Größe numeriert und in 7 Gruppen (A bis G) und die Geschlechtschromosomen (*Genosomen*) XX oder XY eingeteilt (Abb. A 2.4).

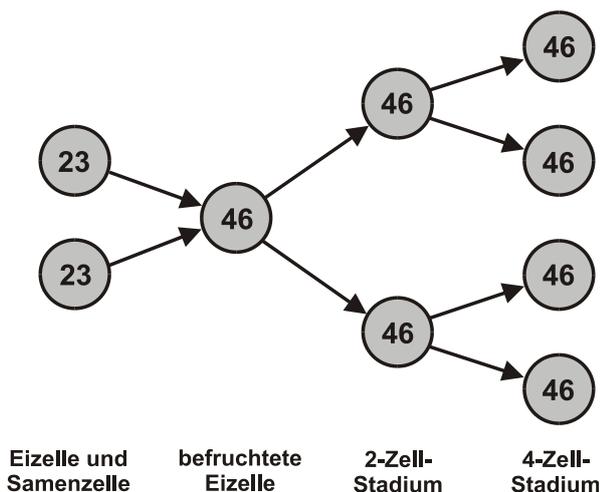


Abb. A 2.3: Verschmelzung von Samen- und Eizelle mit je 23 Chromosomen zur befruchteten Eizelle mit 46 Chromosomen, die sich weiter zu Zellen mit je 46 Chromosomen teilt.

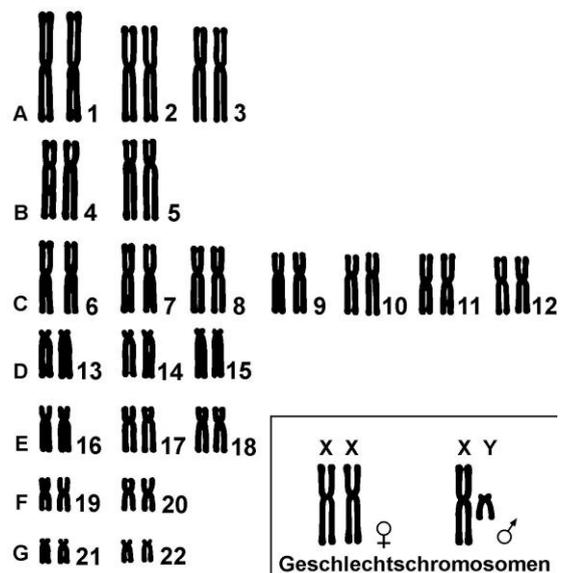


Abb. A 2.4: Vereinfachte Darstellung des Chromosomensatzes (Karyogramm) des Menschen; nach [FAL 76].

2.2.2 Vererbung

Unter (geschlechtsgebundener) Vererbung wird die Weitergabe von in den in etwa 100.000 Genen der Chromosomen codierten Merkmalen auf die nächste Generation verstanden. Wegen der paarweisen Anordnung der Chromosomen im diploiden Chromosomensatz, verfügt jeder Mensch über 2 x 100.000 Gene, von denen (nach Austausch von Chromosomenabschnitten = *crossing over*) wieder 100.000 Gene an die nächste Generation weitergegeben werden.

Die beiden zu einem Paar gehörenden Chromosomen werden als homologe Chromosomen bezeichnet. Die homologen Chromosomen tragen an den einander entsprechenden Orten (man spricht von Gen-Orten) die für bestimmte Merkmale zuständigen Gene. Die Ausprägung eines bestimmten Gens auf zueinander homologen Chromosomen kann gleich oder verschieden sein. Die Ausprägungsform eines korrespondierenden Gens wird Allel genannt. Sind in einem Chromosomen-Paar alle Allele für ein Erbmerkmal gleich, spricht man von homozygot, sind sie verschieden, von heterozygot. Durch das paarweise Auftreten der Chromosomen und somit der merkmalsbestimmenden Gene muß durch einen Mechanismus entschieden werden, welches der beiden Allele sich bei der Ausprägung des Merkmals gegen das andere durchsetzt. Von Ausnahmen abgesehen unterscheidet man zwei Möglichkeiten des Erbganges.

a) Dominanter Erbgang

Wie bereits der Name dominanter (vorherrschender) Erbgang ausdrückt, genügt das Vorhandensein (Genotypus) des betreffenden Merkmals auf einem der beiden homologen Gene, um das Merkmal zur Entfaltung (Phänotypus) zu bringen. In der Tabelle A 2.1 ist das Gen, das das Merkmal trägt mit "m" bezeichnet, das Gen ohne Merkmal mit "o". Informationstechnisch entspricht das einer ODER-Verknüpfung.

b) Rezessiver Erbgang

Rezessiv bedeutet zurückfallend oder zurückweichend. Ein Merkmal kommt beim rezessiven Erbgang nur dann zur Ausprägung, wenn es von beiden Elternteilen in gleicher Weise (also homozygot) weitergegeben wird. Tabelle A 2.2 zeigt die Zusammenhänge als Tabelle. Informationstechnisch entspricht das einer UND-Verknüpfung.

Gene		Auftreten der Merkmals
Mutter	Vater	
m	m	ja
m	o	ja
o	m	ja
o	o	nein

Tabelle A 2.1: Dominanter Erbgang.

Gene		Auftreten der Merkmals
Mutter	Vater	
m	m	ja
m	o	nein
o	m	nein
o	o	nein

Tabelle A 2.2: Rezessiver Erbgang.

Strukturanomalien vererben sich in der Regel dominant, während Stoffwechselanomalien meist rezessiv vererbt werden [PSC 98].

Eine Besonderheit stellen jene Gene dar, die über die Geschlechtschromosomen weitergegeben werden. Die Geschlechtschromosomen treten zwar im weiblichen Organismus in gewohnter Weise paarweise auf (XX), im männlichen Organismus existiert aber nur ein X-Chromosom, weil das zweite Geschlechtschromosom, das Vater stammt, vom Typus Y ist.

Bei der rezessiven Übertragung von genetischen Defekten über das X-Chromosom der Mutter sind daher Söhne benachteiligt, weil es kein zweites X-Chromosom gibt, dessen Allel den Defekt ausgleichen kann. Bei X-chromosomaler Vererbung bestehen zwei Möglichkeiten.

c) X-chromosomal-dominant

Mütter verfügen über zwei X-Chromosomen. Trägt eines von ihnen das Merkmal (den Defekt), besteht eine 50% Wahrscheinlichkeit der Weitergabe des Merkmals sowohl an ihre Söhne als auch an ihre Töchter. Väter geben das X-Chromosom an alle Töchter weiter, aber an keinen Sohn, da diese das Y-Chromosom erhalten. Tabelle A 2.3 zeigt die Zusammenhänge. Das jeweils weitergegebene Gen steht an erster Stelle und ist fett gedruckt

Träger	Gene		Auftreten der Merkmals		
	Mutter	Vater	ja/nein	Gene	Geschlecht des Kindes
Mutter	XmXo	XoYo	ja	XmXo	Tochter
	XmXo	YoXo	ja	XmYo	Sohn
	XoXm	XoYo	nein	XoXo	Tochter
	XoXm	YoXo	nein	XoYo	Sohn
Vater	XoXo	XmYo	ja	XoXm	Tochter
	XoXo	YoXm	nein	XoYo	Sohn

Tabelle A 2.3: X-chromosomal-dominanter Erbgang
(weitergegebene Gene sind fett gedruckt).

d) X-chromosomal-rezessiv

Beim X-chromosomal rezessiven Erbgang können Töchter nur dann von einem defekten Gen betroffen werden, wenn sie es sowohl von der Mutter als auch vom Vater erben. Ist nur ein Elternteil Träger des Merkmals, können die Töchter zwar Träger des Merkmals werden, das Merkmal selbst aber nicht entwickeln. Söhne hingegen entwickeln das Merkmal mit einer 50% Wahrscheinlichkeit, wenn die Mutter Träger des defekten Gens ist. Die Zusammenhänge sind in Tabelle A 2.4 dargestellt.

Träger	Gene		Auftreten der Merkmals		
	Mutter	Vater	ja/nein/Konduktor	Gene	Geschlecht des Kindes
Mutter	XmXo	XoYo	nein/Konduktor	XmXo	Tochter
	XmXo	YoXo	ja	XmYo	Sohn
	XoXm	XoYo	nein	XoXo	Tochter
	XoXm	YoXo	nein	XoYo	Sohn
Vater	XoXo	XmYo	nein/Konduktor	XoXm	Tochter
	XoXo	YoXm	nein	XoYo	Sohn
Mutter und Vater	XmXo	XmYo	ja	XmXm	Tochter
	XmXo	YoXm	ja	XmYo	Sohn
	XoXm	XmYo	nein/Konduktor	XoXm	Tochter
	XoXm	YoXm	nein	XoYo	Sohn

Tabelle A 2.4: X-chromosomal-rezessiver Erbgang.

Y-chromosomale Erbgänge werden zwar vermutet, es liegen aber noch keine schlüssigen Beweise dafür vor.

2.3 Das Nervensystem

2.3.1 Anatomie der Nervenzelle

Die typische Nervenzelle (es gibt auch Ausnahmen), das *Neuron*, besteht aus dem rundlichen Zellkörper, der bis über einen Meter langen fadenförmigen Nervenfasern (*Axon*) und einer Fülle von sich verästelnden Fortsätzen, den sogenannten *Dendriten* (maximal wenige Millimeter lang). Die Nervenzelle kann Informationen über den Zellkörper und die Dendriten empfangen, das Axon ist für die Weiterleitung von Information zu anderen Neuronen verantwortlich (Abb. A 2.5).

Die Stelle, an der Information von einer Nervenzelle auf die andere übergeben wird, heißt Synapse. Dort nähert sich ein Axon (bzw. die am Ende eines Axons auftretenden Verzweigungen) einem anderen Zellkörper oder den Dendriten einer Nervenzelle bis auf 0,02 µm. Über diesen Spalt hinweg erfolgt die Informationsweitergabe durch einen chemischen Prozeß (Ausschüttung von Neurotransmittern).

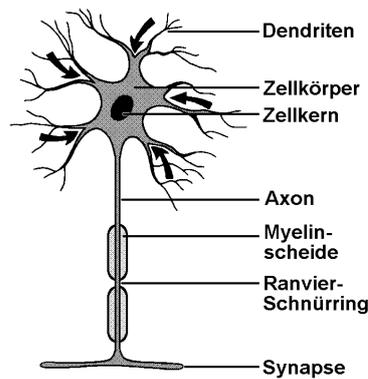


Abb. A 2.5: Aufbau einer Nervenzelle (Neuron); nach [MAE 90].

In der Regel erfolgt die Informationsweitergabe in der Form von kurzen Impulsen. Je stärker ein Neuron erregt ist, desto höher wird seine Impulsrate. Man sagt auch, daß das Neuron „feuert“ bzw. es erzeugt Aktionspotentiale. Die Stärke der Erregung des Neurons drückt sich also nicht in der Höhe des Aktionspotentials (also nicht in der Amplitude), sondern durch die Frequenz aus, mit der die Nervenzelle feuert⁶. Die Impulsfrequenz einer Nervenzelle im Ruhezustand liegt bei einem Impuls in mehreren Sekunden (sog. spontane Entladung) und kann bei starker Erregung fast bis zu 1 kHz betragen.

2.3.2 Reizleitung und Aktionspotential

Vereinfacht kann man sich das Axon als einen an den Zellkörper angeschlossenen Schlauch vorstellen, der von einer wässrigen Salzlösung umgeben und ausgefüllt ist. In dieser Lösung kommen vor allem Chlorid-, Kalium-, Natrium- und Kalzium-Ionen (Cl^- , K^+ , Na^+ und Ca^{++}) vor. Zuzufolge unterschiedlicher Ionenkonzentrationen innerhalb und außerhalb des Axons kommt es bei der ruhenden Zelle zu einem Potentialunterschied (Ruhepotential) von rund 70mV (außen positiv).

Die Membran, die die gesamte Nervenzelle, also auch das Axon, umgibt, weist eine äußerst komplexe Struktur mit Millionen von Poren auf. Das Besondere daran ist, daß es unterschiedliche Poren für den Transport der einzelnen in der wässrigen Lösung vorkommenden Ionen gibt (z.B. solche, die, wenn sie geöffnet werden, nur Na-Ionen durchlassen, während andere wiederum auf K- oder Ca-Ionen spezialisiert sind). Diese Poren können nun nicht nur geöffnet oder geschlossen werden, sondern auch wie Pumpen funktionieren, die eine bestimmte Art von Ionen von einer Seite der Membran auf die andere transportieren können.

Durch die oben erwähnten Pumpen ist es nun möglich, Ionen einer bestimmten Art von einer Seite der Membran auf die andere zu befördern. In diesem ersten Schritt kommt es zwar nicht zur Bildung eines Potentialunterschiedes (denn für jedes nach außen transportierte Ion der einen Art, wird ein Ion der anderen Art nach innen befördert), jedoch zu einer Veränderung der Ionenkonzentrationen einer bestimmten Art zu beiden Seiten der Membran. Werden nun in einem zweiten Schritt Poren, die nur für eine bestimmte Ionenart durchlässig sind geöffnet, werden Ionen dieser Art gemäß ihres Konzentrationsgefälles auf die andere Seite diffundieren, ohne daß andere Ladungsträger in die Gegenrichtung wandern können. Damit baut sich eine Potentialdifferenz auf, die der Ionenbewegung entgegenwirkt bis das System aus Konzentrationsgefälle und Potentialdifferenz bei 70 mV in einen Gleichgewichtszustand eintritt⁷.

Die Verhältnisse bei einer ruhenden Nervenzelle können wie folgt beschrieben werden: Durch die „Pumpen“ wird außerhalb der Zelle die Natrium-Ionen Konzentration und im Inneren die Kalium-Ionen Konzentration erhöht und die Poren für die Kalium-Ionen Diffusion geöffnet. Das bewirkt daher, daß Kalium-Ionen solange von innen nach außen diffundieren, bis sich außen eine so hohe positive Ladung aufgebaut hat, daß wegen der abstoßenden Kräfte keine weiteren Kalium-Ionen mehr nach außen diffundieren können.

Die Signalübertragung entlang eines Axons durch ein Aktionspotential beginnt damit, daß an einer Stelle des Axons plötzlich die Natrium-Poren geöffnet werden. Da die Natrium-Ionen Konzentration außen höher ist als innen, wandern zahlreiche Natrium-Ionen in das Innere der Nervenzelle, sodaß sich an dieser Stelle die Potentialverhältnisse umkehren, also die Innenseite positiv gegenüber der Außenseite wird - die Membran „depolarisiert“. Innerhalb von 10^{-3} s werden durch Schließen der Natrium-Poren und verstärktem Öffnen der Kalium-Poren die ursprünglichen Verhältnisse (außen positiv) wieder hergestellt (Abb. A 2.6).

⁶ Allerdings gibt es besonders bei den Rezeptor-Zellen der Netzhaut wiederum Ausnahmen von dieser Regel

⁷ In mancher Hinsicht erinnert das an die Verhältnisse an einer Halbleiter-Sperrschicht, nur daß hier nicht Elektronen und Löcher als Ladungsträger vorkommen, sondern verschiedene Arten von positiv geladenen Ionen, die sich in einem Konzentrationsgefälle bewegen und deren Bewegungen durch das Öffnen und Schließen selektiv wirkender Poren gesteuert werden können.

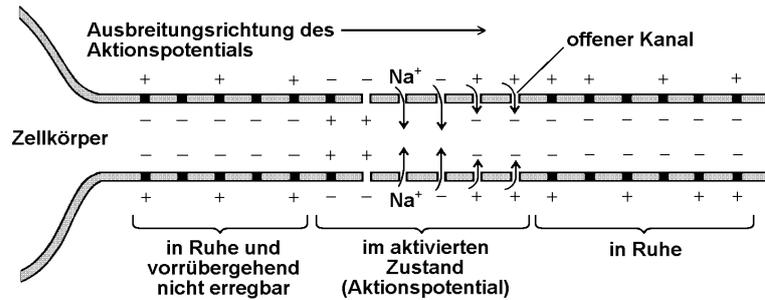


Abb. A 2.6: Reizleitung im Axon, Bildung des Aktionspotentials [HUB 89]

Ohne jetzt zu sehr ins Detail zu gehen, ist zum Verständnis der Informationsweiterleitung im Axon noch wichtig anzumerken, daß es erstens eine Rückwirkung der Potentialverhältnisse auf das Öffnen und Schließen der verschiedenen Arten von Poren gibt (die Depolarisation bewirkt das Öffnen von Poren, wobei sich allerdings die Natrium-Poren von selbst wieder schließen) und daß sich zweitens die Natrium-Poren nach einer erfolgten Depolarisation nicht sofort wieder öffnen können (Sperrzeit von etwa 1 ms). Beide Effekte zusammen bewirken, daß beim Auftreten einer Depolarisation das Aktionspotential (beginnend vom Zellkörper) das Axon in einer vorgegebenen Richtung entlangläuft und zwar mit einer Geschwindigkeit, die zwischen 0,1 bis 10m/s liegt. Schnell leitende Nervenfasern sind zur Herabsetzung der Kapazitäten von einer Myelinscheide umgeben, die in Abständen von ca. 1 mm durch die sogenannten Ranvier-Schnürringe unterbrochen ist (siehe auch Abb. A 2.5). Dabei springt die Depolarisation von Schnürring zu Schnürring und kann sich dadurch schneller ausbreiten. Die Rate, mit der eine sehr aktive Nervenzelle feuern kann, liegt üblicherweise bei 200 Hz, die absolut oberste Grenze wird mit 800 Hz angegeben.

2.3.3 Die Synapse

Sobald der Reiz das Ende des Axons erreicht hat, kommt es zur Weiterleitung der Information an andere Nervenzellen. Auch hier spielen wiederum spezielle Poren eine Rolle, die sich bei der Depolarisation der Membran für Kalzium-Ionen öffnen, die dann in das Innere des Axons eindringen (die Ca^{++} Konzentration ist außerhalb des Axons größer als in seinem Inneren).

Durch das Einströmen der Kalzium-Ionen werden im Inneren der Axon-Endung chemische Verbindungen (sogenannte Neurotransmitter) freigesetzt, die durch die Membran und auch über den 20 nm breiten synaptischen Spalt zur nächsten Nervenzelle (postsynaptische Zelle) diffundieren. Dort bewirken diese Substanzen das Öffnen von bestimmter Arten von Poren. Reagiert die postsynaptische Zelle auf den Neurotransmitter mit dem Öffnen von Natrium-Poren, wird eine Depolarisation eingeleitet - die Nervenzelle wird also erregt und wir sprechen dann von einer *exzitatorischen* (erregende) Synapse. Umgekehrt kann die postsynaptische Zelle auf die Ausschüttung eines Neurotransmitters auch mit dem Öffnen von Kalium-Poren antworten, was eine Stabilisierung der Zelle bewirkt. In diesem Fall liegt eine *inhibitorische* (hemmende) Synapse vor.

Da jede Nervenzelle über ihre Dendriten mit den Axonen Hunderter (bis Tausender) anderer Nervenzellen in synaptischer Verbindung steht, ist ihr eigener Erregungszustand das Ergebnis aus der Summe aller auf sie einwirkenden exzitatorischen und inhibitorischen Reize. Diese Bündelung oder Summierung der Reize vieler Nervenzellen auf eine einzige nennt man *Konvergenz*. Die Verzweigung eines Axons, die es ermöglicht, daß eine Nervenzelle ihre Information auf Hunderte oder Tausende andere nachfolgende Nervenzellen überträgt, nennt man *Divergenz*. Diese aus Konvergenz und Divergenz gebildete Vernetzung macht die enorme Fähigkeit des Nervensystems aus.

2.3.4 Nervenbahnen

Es erscheint durchaus legitim, Gehirn und Nervensystem mit einem Computer zu vergleichen, wengleich beim heutigen Stand der Technik der Vergleich besonders hinsichtlich Komplexität und Kapazität zur Parallelverarbeitung stark zugunsten des Nervensystems hinkt. Trotzdem läßt sich das Gehirn durchaus mit der Zentraleinheit und dem Speicher eines Rechners vergleichen und auch in Analogie zur EDV von Input- und Outputkanälen sprechen.

a) Die Input-Kanäle: Rezeptoren

Unter Input können wir alle jene Signale aus der Umwelt (und dem Körperinneren) zusammenfassen, die eine Wirkung auf spezielle Nervenzellen ausüben, die wir *Rezeptoren* nennen. Im Gegensatz von Nervenzellen, die sich irgendwo im Verlauf einer Nervenbahn befinden und ihre Signale daher über Synapsen von vorgeschalteten Neuronen empfangen, reagieren die Rezeptoren auf äußere Reize. Über *Rezeptorzellen* verfügen zunächst einmal die fünf klassischen Sinne des Menschen:

- Optische Rezeptoren im Auge für das Sehen

- Akustische/mechanische Rezeptoren für das Hören
- Chemische Rezeptoren für Geruchs- und
- Geschmackssinn
- Mechanische Rezeptoren für den Tastsinn

Neben diesen fünf Sinnen erhält unser Nervensystem weiteren Input von:

- Mechanischen Reizen aus dem Gleichgewichtsorgan.
- Thermischen Reizen über die Haut.
- Propriozeption aus Gelenken, Sehnen und Muskeln, wodurch die Stellung der Gliedmaßen und die aufgewendete Kraft wahrgenommen werden.
- Nozizeption für die Wahrnehmung von Schmerz.

Alle diese Rezeptorzellen dienen der Umwandlung einer bestimmten „Meßgröße“ in elektrische Signale (Aktionspotentiale), die wiederum an den Axon-Endungen zur Ausschüttung von Neurotransmittern und somit zur Erregung nachfolgender Nervenzellen führen. Die Stärke des auf die Rezeptorzelle einwirkenden Reizes bestimmt die Rate, mit der diese Zelle „feuert“.

b) Die Output-Kanäle: Motoneuronen

Während die physikalischen Größen, für die dem Menschen Sensoren (sprich Rezeptoren) zur Verfügung stehen, recht vielfältig sind (optische, akustische, mechanische, thermische, und chemische Sensoren), ist der Output strenggenommen auf rein mechanische Kanäle beschränkt.

Man mag an dieser Stelle vielleicht zu Recht einwenden, daß dem Menschen neben seinen Körperbewegungen schließlich auch noch die Stimme (Sprache) als Outputkanal zu Verfügung steht. Von der Warte des Nervensystems aus betrachtet handelt es sich aber bei der Stimme letztendlich auch „nur“ um das Zusammenwirken von rein motorischen Größen wie Spannung der Stimmbänder, Artikulation durch die Formung des vokal-traktes (Mund und Rachen) sowie motorische Beeinflussung der Atemluft.

Jene Nervenzellen, die am Ende des Output-Kanals für die Stimulation von Muskelfasern sorgen werden *motorische Neuronen* oder kurz *Motoneuronen* genannt.

Stark vereinfacht läßt sich das gesamte Nervensystem durch folgendes Diagramm darstellen (Abb. A 2.7):

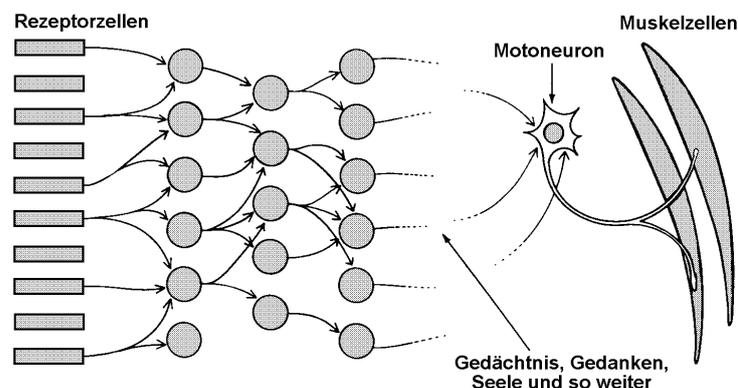


Abb. A 2.7: Vereinfachte Gesamtdarstellung des Nervensystems; nach [HUB 89]

Im obigen Diagramm (Abb. A 2.7) befinden sich links die Rezeptorzellen, also jene Gattung von Nervenzellen, über die alle Eindrücke aus der Umwelt empfangen werden. Diese sensorischen Neuronen stellen die erste Stufe einer Nervenbahn dar, die über synaptische Kontakte mit den Neuronen der nächstfolgenden Ebene verbunden sind. So geht es von Ebene zu Ebene bis in die tieferen Schichten des Gehirns weiter.

Mehrere solche Ebenen können lokal zu kompakten Gruppen oder Strukturen zusammengefaßt sein (z.B. Ausbildung von knoten- oder plattenförmige Zellverbänden; ein gutes Beispiel dafür ist die Netzhaut). Die Verbindung einzelner Strukturen durch Bündel von Nervenfasern nennt man *Tractus* (z.B. der *Tractus opticus*).

Das obige Diagramm macht außerdem deutlich, daß die Neuronen einer bestimmten Ebene ihre Information sowohl von mehreren vorangehenden Nervenzellen erhalten (*Konvergenz*) als auch ihrerseits auf viele nachfolgende Nervenzellen weiterleiten (*Divergenz*).

Die aus [HUB 89] entnommene Zeichnung macht aber auch eine ehrliche Aussage zum Stand des derzeitigen Wissens: Sowohl über die sensorischen Nervenbahnen und deren erste Ebenen auf dem Weg zu den tieferen Schichten des Gehirns als auch über das motorische Nervensystem sind viele Fakten und Funktionen be-

kannt. Dazwischen liegt aber nach wie vor ein großer Bereich, über dessen Funktion noch so gut wie keine Aussagen gemacht werden können.

2.3.5 Kenngrößen für Gehirn und Cortex

Die Angaben stammen u.a. aus [HUB 89, SHA 96, BRA xx]

Hirnmasse	1.500 g
Oberfläche des Cortex	1.300 cm ²
Volumen des Cortex	2.200 mm ³
Dicke des Cortex	1,7 mm
Anzahl der Neuronen in Gehirn	10 ¹⁰ (vielleicht bis 10 ¹²)
Anzahl der Neuronen im Cortex	2·10 ⁷
Länge der Axone pro Neuron im Cortex	10 bis 40 mm
Länge der Dendriten pro Neuron im Cortex	4 mm
Reichweite der Dendriten im Cortex	0,2 mm
Länge aller Axone pro Volumen Hirnmasse	3 bis 4 km/mm ³
Dichte der Neuronen im Gehirn	10 ⁵ /mm ³
Anzahl der Synapsen	5·10 ¹³ bis 10 ¹⁴
Dichte der Synapsen	5·10 ⁸ bis 7·10 ⁸ /mm ³
Durchschnittliche Zahl der Synapsen/Neuron	5·10 ³ bis 8·10 ³
Anzahl der Nervenfasern im <i>Corpus callosum</i> (Balken)	5·10 ⁸

2.4 Auge und visuelle Wahrnehmung

2.4.1 Aufbau des Auges

Das Sinnesorgan zur Wahrnehmung optischer Reize ist das Auge. Der menschliche Augapfel (*Bulbus*) ist kugelförmig und hat einen Durchmesser von ca. 25 mm. Der aus einer durchsichtigen, gallertartigen Substanz bestehende Glaskörper (*Corpus vitreum*), der den gesamten Innenraum ausfüllt, wird von drei Hautschichten umgeben und in seiner Form gehalten (Abb. A 2.8).

Die äußerste Augenhaut, die Lederhaut (*Sclera*), weist nur geringe Elastizität auf und ist für die Formgebung verantwortlich. Im vorderen Teil des Auges geht die Lederhaut vor der Linse in die durchsichtige Hornhaut (*Cornea*) über.

Die mittlere Schicht setzt sich aus drei Abschnitten zusammen. Drei Viertel des Augapfels umschließt die von zahlreichen Gefäßen durchzogene Aderhaut (*Choroidea*). Vorne, um die Linse herum, geht die Aderhaut in den Strahlenkörper (*Corpus ciliare*) über, der den Ziliarmuskel enthält, welcher durch Veränderung der Krümmung der Linse für die Akkommodation (Scharfstellung) sorgt. Im Strahlenkörper wird auch das Kammerwasser gebildet. Das Verhältnis aus Produktion und Resorption des Kammerwassers bestimmt den Augeninnendruck. Noch weiter vorne schließt sich die Regenbogenhaut (*Iris*) an, die durch Veränderung des Sehlochs (Pupille; lat. *Pupilla*) die in das Auge einfallende Lichtmenge bestimmt ("Irisblende" in der Photographie).

Die innerste, auf dem Glaskörper aufliegende Augenhaut ist die Netzhaut (*Retina*), die wiederum aus mehreren Schichten besteht (siehe Kapitel 2.4.2: Physiologie des Auges).

Zum Auge gehören außerdem noch folgende Hilfsorgane:

- Die Augenmuskeln, die den Augapfel bewegen.
- Die Tränenorgane (ca. 1g Tränenflüssigkeit pro Tag).
- Die Augenlider.

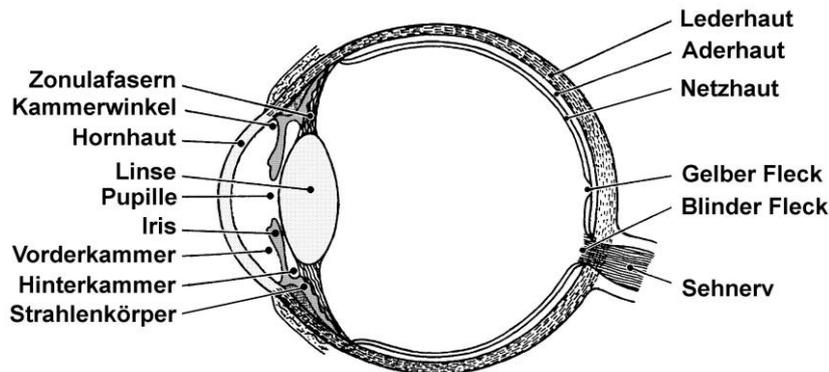


Abb. A 2.8: Schnitt durch das menschliche Auge.

2.4.2 Physiologie des Auges

a) Die Netzhaut

Die Netzhaut ist sowohl Träger der Photorezeptoren als auch mehrere Nervenschichten, die eine erste Verarbeitung der visuellen Reize vornehmen. Sie ermöglicht die Wahrnehmung von Intensität, Wellenlänge und räumlicher Zuordnung einfallender optischer Reize.

Die Erfassung der optischen Reize beginnt in der dem Licht abgewandten Schicht der Netzhaut, die die Photorezeptoren trägt ("inverses" Auge). Die ca. 120 Mio. Stäbchen (engl. *rods*) ermöglichen das schwarz/weiß (hell/dunkel) Sehen, während die auf drei unterschiedliche Wellenlängen ausgelegten 6 Mio. Zäpfchen (engl. *cones*) der Farbenwahrnehmung dienen (Abb. A 2.9).

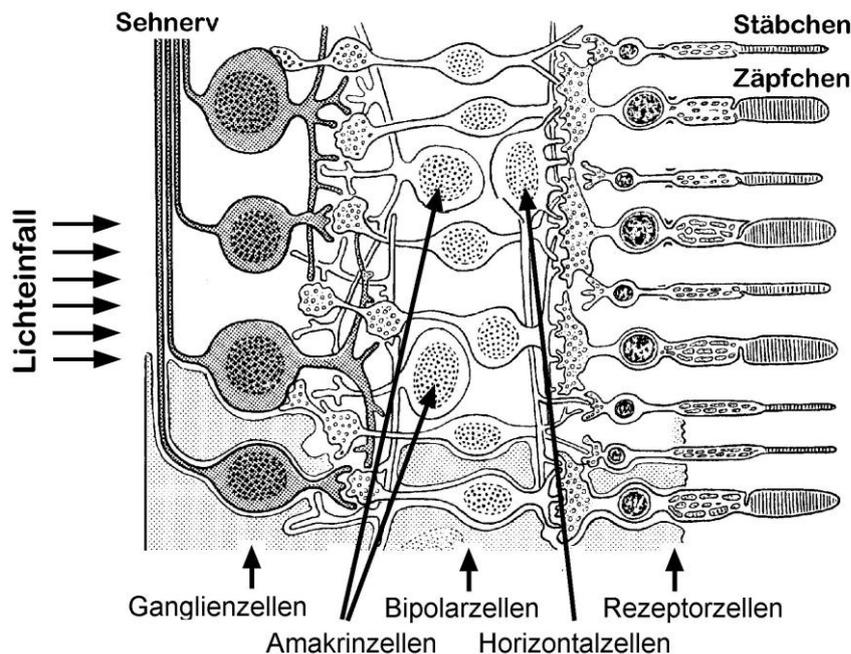


Abb. A 2.9: Schnitt durch die Netzhaut – Lichteinfall von links; Reizeleitungsrichtung von rechts nach links; nach [MÖR 81]

Der vom Auge abgedeckte Spektralbereich reicht von 350nm (blau) bis 750nm (rot) mit einer maximalen Gesamt-Empfindlichkeit bei 560nm (grün). Die Maxima der spektralen Empfindlichkeiten für die drei Typen von Zäpfchen liegen bei 560nm (gelb-grün), 530nm (blau-grün) und 430nm (violett). Vereinfacht wird oft von "blauen", "grünen" und "roten" Zäpfchen gesprochen. Von allen in der Netzhaut vorkommenden Zäpfchen sind rund 46% rot, 46% grün aber nur 8% blau [BRI 97]. Die Stäbchen erreichen ihr spektrales Maximum bei 510nm und leisten keinen Beitrag zur Farbenwahrnehmung (Abb. A 2.10).

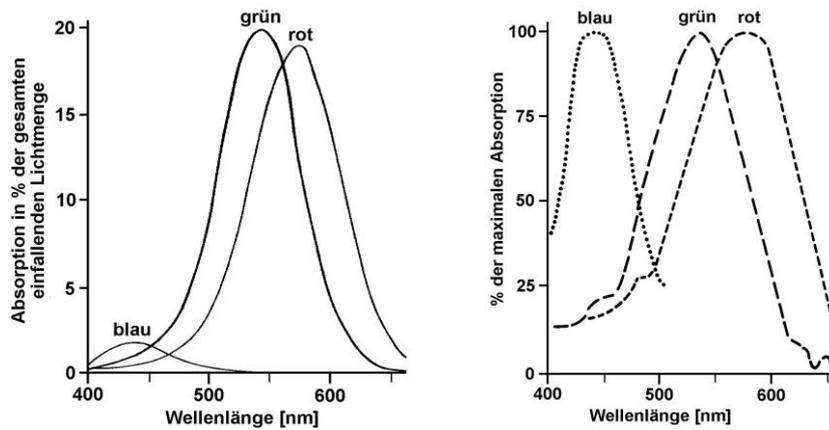


Abb. A 2.10: Spektrales Verhalten der Zäpfchen:
 links: Absorption in % der gesamten einfallenden Lichtmenge; nach [LIN 81];
 rechts: Absorption normiert auf 100% der jeweiligen Stäbchenart [MÖR 81].

b) Intensitätsbereich und Adaptation

Der Intensitätsbereich, in dem das Auge Reize verarbeiten kann erstreckt sich über einen Bereich von $1:10^{12}$ und wird durch verschiedene Mechanismen der Adaptation bewältigt:

- Verwendung von zwei unterschiedlich empfindlichen Rezeptor-Typen (Stäbchen und Zäpfchen)
- Veränderung der einfallenden Lichtmenge durch die Pupille (Verhältnis 1:16 – schneller Vorgang⁸)
- Aufbau und Abbau von Sehfärbstoff in den Rezeptoren (langsam)
- Adaptive räumliche und zeitliche Reizintegration in der Netzhaut.

Die Empfindlichkeit der Stäbchen ist etwa 2.000 mal höher als die der Zäpfchen. Bei geringen Leuchtdichten (Dämmerung) liefern die Zäpfchen daher keinen Beitrag, was zur Folge hat, daß die Farbenwahrnehmung nur bei ausreichender Beleuchtung möglich ist.

Beleuchtungsstärke [lx]	10^{-5}	10^{-4}	10^{-3}	10^{-2}	10^{-1}	10^0	10^1	10^2	10^3	10^4	10^5	10^6
Stäbchen												
Zäpfchen												
Bereich	skotopisch			mesopisch			photopisch					

Tabelle A 2.5: Absolute Empfindlichkeit von Stäbchen und Zäpfchen [ZAG 97].

Fehlen durch eine Schädigung des Auges die Stäbchen⁹, ist nur Tagessehen (mesopisches und photopisches Sehen) möglich und es kommt zur Nachtblindheit (kein skotopisches Sehen). Das Auge ist mit einer absoluten Intensitätsschwelle von $8 \cdot 10^{-18} \text{ W/cm}^2$ im Vergleich zum Ohr um den Faktor 10 empfindlicher.

c) Räumliches Auflösungsvermögen

In einem Bereich von rund +/- 1° Grad um jenen Punkt, an dem die optische Achse des Auges die Netzhaut trifft, liegt innerhalb des Gelben Flecks (Makula; lat. *Macula*) die Sehgrube (*Fovea centralis*; *Fovea*: lat. Grube). In dieser Zone des schärfsten Sehens befinden sich fast nur Zäpfchen mit einer Dichte von $400.000/\text{mm}^2$ (Zum Vergleich: Ein Standard TV-Bild hat 520.000 Bildpunkte). Hier sind die sonst über den Rezeptoren liegenden Nervenbahnen zum Rand der Makula hin verschoben und bilden den Makulawall, sodaß das Licht direkt auf die Zäpfchen fallen kann. Die Makula weist daher hohe räumliche Auflösung und gutes Farberkennen auf. Wegen des Fehlens von Stäbchen ist skotopisches Sehen im Bereich der Fovea nicht möglich (die Fovea ist sozusagen "nachtblind"), weil aber die Zäpfchen nicht von andren Zellen bedeckt sind, ist die photopische Empfindlichkeit innerhalb der Fovea größer als an anderen Stellen der Netzhaut.

Innerhalb der Fovea kann noch ein weiterer Bereich charakterisiert werden, die sogenannte Foveola (lat. Grübchen). In diesem nur 0,1 mm Ø großen Gebiet kommen nur Zäpfchen (etwa 2500) vor, von denen jedes mit einer eigenen Sehbahnleitung verbunden ist [MET 96].

⁸ Dieser Wert bezieht sich auf das jugendliche Auge; für die Verhältnisse im Alter siehe Kapitel 3.10.1.

⁹ Da im peripheren Bereich der Retina fast ausschließlich Stäbchen vorkommen, führt ein Ausfall dieses Rezeptortyps neben der Nachtblindheit auch zum Verlust des peripheren Gesichtsfeldes, es kommt zum sogenannten Tunnelblick.

Eine Strecke von 1mm auf der Netzhaut deckt ein Gesichtsfeld von 3,5° ab. Im Bereich der Fovea centralis können Objekte im Abstand von 0,5 bis 1 Bogenminuten diskriminiert werden, was einem Abstand auf der Netzhaut von 2,5 bis 5,0 µm entspricht. Außerhalb der Fovea centralis beträgt die Auflösung nur rund 1° (entsprechend einer Strecke von 0,3mm).

Obwohl in der Literatur die räumliche Auflösung – also die Trennung von zwei Punkten – ziemlich einheitlich mit 0,5...1 Bogenminuten angegeben wird, ist das Auge unter bestimmten Voraussetzungen in der Lage, noch wesentlich feinere Details zu erkennen. Werden z.B. zwei Linien so plaziert, daß sich ihre Enden berühren, dann kann eine gegenseitige Verschiebung bereits ab 2 bis 5 Bogensekunden wahrgenommen werden. Man spricht hier auch von „Nonius“-Auflösung in Anlehnung an den Nonius der Schiebelehre [SCH 77].



Abb. A 2.11: "Nonius-Auflösung" – Das Auge nimmt Verschiebungen zwischen zwei Linien bereits ab einem Winkel von 2 Bogensekunden wahr.

d) Akkommodation (Scharfstellung)

Die Scharfstellung des Auges (Akkommodation) erfolgt durch die Veränderung der Brechkraft der Linse. Das fernakkommodierte Auge (Einstellung auf unendlich) hat eine Brechkraft von rund 60 Dioptrien¹⁰ (= 17mm Brennweite). Bei maximaler Nahakkommodation (Einstellung auf 10 cm) erhöht sich die Brechkraft um rund 12 Dioptrien¹¹. Die genauen Werte für das sogenannte emmetrope (normalsichtige) Auge werden in der Literatur wie folgt angegeben (Tabelle A 2.6):

Zustand	Ort	Brechkraft [dpt]	Brennweite [mm]
Akkommodationsruhe	Hornhaut und Vorderkammer	43,05 dpt	23,23 mm
	Linse und Glaskörper	19,11 dpt	52,33 mm
	Gesamt (äquivalentes System)	58,64 dpt	17,05 mm
Max. Akkommodation	Gesamt (äquivalentes System)	70,67 dpt	14,15 mm

Tabelle A 2.6: Brechkraft des emmetropen Auges [MET 96]

Die gesamte Brechkraft wird also etwa zu 2/3 von Hornhaut und Vorderkammer und zu 1/3 von Linse und Glaskörper aufgebracht. Im Zustand der "Akkommodationsruhe" (vollständige Entspannung des ringförmigen Ziliarmuskels) ist das emmetrope Auge auf etwa 2 m Entfernung akkommodiert (Zonulafasern gespannt = Linse schlank). Die Scharfstellung auf unendlich erfolgt durch eine vergrößernd wirkende Anspannung des Ziliarmuskels, wodurch die Brechkraft der Linse um etwa 0,5 dpt herabgesetzt wird.

Durch eine Kontraktion des Ziliarmuskels werden die Zonulafasern entspannt. Die Linse wird zufolge ihrer Elastizität dicker, die Brechkraft wird erhöht und das Auge akkommodiert auf die Nähe (Abb. A 2.12).

Die Fokussierung des Auges bei Akkommodationsruhe auf etwa 2 m gilt nur bei durchschnittlicher Beleuchtung [MET 96]. Bei Dunkelheit wird von den meisten Personen auf Entfernungen zwischen 50 cm bis 100 cm akkommodiert (Dunkelakkommodations-Ruhelage, *dark focus*). In seltenen Fällen kann dieser Wert bis 25 cm sinken [SEK 85, MET 96]. Die an 200 Versuchspersonen¹² gemessene Häufigkeitsverteilung der Dunkelakkommodations-Ruhelage zeigt Abb. A 2.13.

¹⁰ Dioptrie = Reziprokwert der (vorderen) Brennweite in Meter; Abkürzung dpt

¹¹ Gilt für das jugendliche Auge und ist stark vom Alter abhängig. Siehe dazu auch 3.2.3 und 3.10.1

¹² Die hier berichteten Werte wurden an 220 Studenten bei absoluter Dunkelheit gemessen

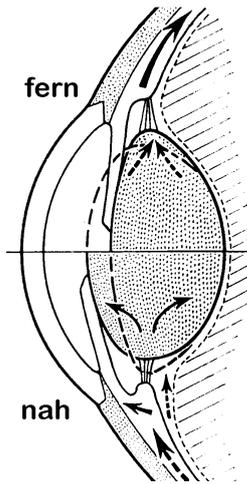


Abb. A 2.12: Augenlinse und Akkommodation [MÖR 81]

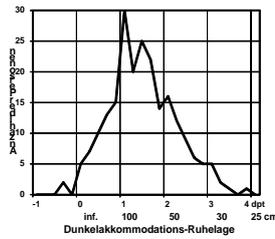


Abb. A 2.13: Lage der Dunkelakkommodations-Ruhelage von 200 Probanden [SEK 85, MET 96]

e) Gesichtsfeld

Unter dem Gesichtsfeld versteht man den vom unbewegten Auge wahrnehmbaren Bereich. Nach oben sowie zur Nase hin (*nasal*) beträgt das Gesichtsfeld rund 60°, nach unten etwas mehr als 70° und zur Schläfe hin (*temporal*) sogar mehr als 100° (Abb. A 2.14). Die Lage des Gesichtsfeldes auf der Netzhaut kann aus Abb. A 2.15 entnommen werden.

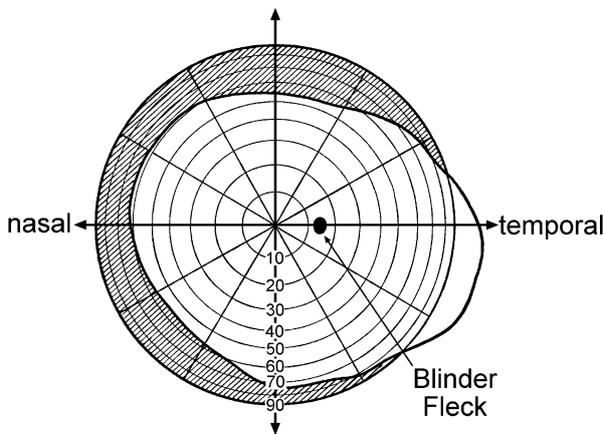


Abb. A 2.14: Gesichtsfeld – rechtes Auge (mit blindem Fleck); nach [MÖR 81]

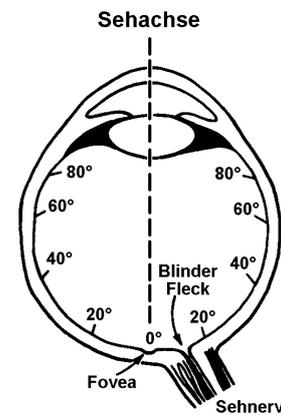


Abb. A 2.15: Lage des Gesichtsfeldes auf der Netzhaut (linkes Auge von oben) [LIN 81]

f) Blickfeld

Die Augenbewegungen vergrößern das Gesichtsfeld zum sogenannten Blickfeld. Folgende Beweglichkeiten gemessen von der Primärstellung (Blickrichtung geradeaus) werden angegeben (Tabelle A 2.7):

Bewegungsrichtung	Auslenkung
Zur Schläfe (Abduction)	70°
Zur Nase (Adduction)	50°
Nach oben (Heben)	20°
Nach unten (Senken)	60°

Tabelle A 2.7: Blickfeld und Augenbeweglichkeit.

g) Augenbewegungen

Hinsichtlich der Art der Bewegung (Geschwindigkeit, fließend oder ruckartig) führt das Auge unterschiedliche Bewegungsmuster aus:

Nystagmus: Flüssige Bewegung, die zur Verfolgung eines bewegten Objektes dient.

Saccade: Schneller, über einen größeren Winkel ausgeführter Sprung, mit denen die *Fovea centralis* (Zentraler Bereich der Retina mit der größten Sehschärfe – siehe Punkt i weiter unten) auf den Punkt der näheren Betrachtung ausgerichtet wird. Zwischen den einzelnen Saccaden verharrt das Auge in Ruhe, man spricht von Fixation.

Micro-Saccade: Scheinbar zufällige kleinste Sprünge (1...2 Bogenminuten), von denen mehrere pro Sekunde ausgeführt werden. Diese kleinsten Augenbewegungen sind für den Sehvorgang erforderlich, da bei totaler Fixierung des Auges keine Wahrnehmung erfolgen kann (sogenannte effektive Blindheit).

Für die Augenbewegungen sind sechs Muskeln zuständig. Damit kann das Auge nicht nur in den Richtungen oben/unten und links/rechts bewegt werden sondern auch in geringem Maße um die eigene Längsachse rotieren (Abb. A 2.16).

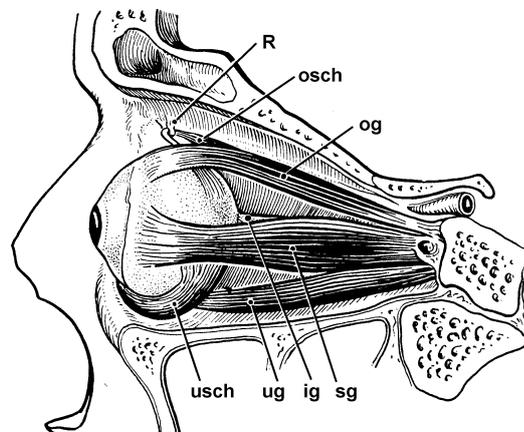


Abb. A 2.16: Augenmuskulatur; nach [MÖR 81]
 osch: oberer schräger -, usch: unterer schräger -, og: oberer gerader -,
 ug: unterer gerader -, ig: innerer gerader -, sg: seitlicher gerader Augenmuskel;
 R: Rolle (Trochlea) für die Sehne des osch.

Augenbewegungen dienen nicht nur der Fixation oder der Verfolgung bewegter Objekte sondern auch zum Ausgleich von Kopfbewegungen. Drehbewegungen des Kopfes erfolgen mit einer Winkelgeschwindigkeit von 1 bis 5 Umdrehungen/s. Über den vestibulär-oculomotorischen Reflex werden sie in ca. 16 ms durch eine gegenläufige Augenbewegung ausgeglichen [MÜL 96].

h) Lidschlag

Das Augenlid dient dem Schutz und der Befeuchtung des Augapfels. Der Lidschlag (Schießen des Oberlids) erfolgt entweder unwillkürlich-periodisch, willkürlich oder reflexartig. Die Frequenz mit der der unwillkürliche Lidschlag erfolgt ist stark von der Person abhängig. Als durchschnittlicher Richtwert gelten 15 bis 16 Lidschläge / min [WIL 96a]. Die Lidschlagfrequenz nimmt bei lang andauernden Tätigkeiten mit hoher Sehanforderung zu und kann dann Werte bis über 70 Lidschläge / min erreichen [MET 96].

Die Dauer eines Lidschlages (Zeit, in der das Auge verschlossen bleibt) wird in der Literatur für unwillkürliche Lidschläge mit kleiner als 100 ms, für willkürliche Lidschläge jedoch mit größer als 250 ms angegeben [LAU 96].

i) Rezeptorendichte und Sehschärfe

Die Dichte der Rezeptoren, die für die Sehschärfe des Auges maßgeblich ist, beträgt im Zentrum des Gesichtsfeldes (*Fovea*) etwa $150.000/\text{mm}^2$, an der Peripherie der Retina jedoch nur rund $50.000/\text{mm}^2$ (Abb. A 2.17).

Da die Sehschärfe nicht nur von der Dichte der Photorezeptoren sondern auch noch von der Größe der jeweiligen rezeptiven Felder (Anzahl der Rezeptoren bzw. Größe der Netzhautfläche, die auf eine Ganglienzelle abgebildet wird – Details siehe Kapitel 2.4.5) abhängig ist, ist das Absinken der Sehleistung zur Peripherie hin sogar noch wesentlich größer als Abb. A 2.17 vermuten läßt (Abb. A 2.18).

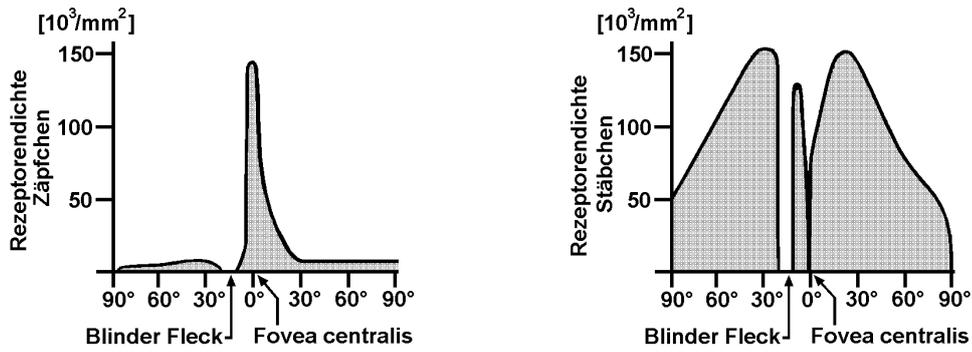


Abb. A 2.17: Rezeptorendichte – links für Zäpfchen, rechts für Stäbchen [SIL 83]

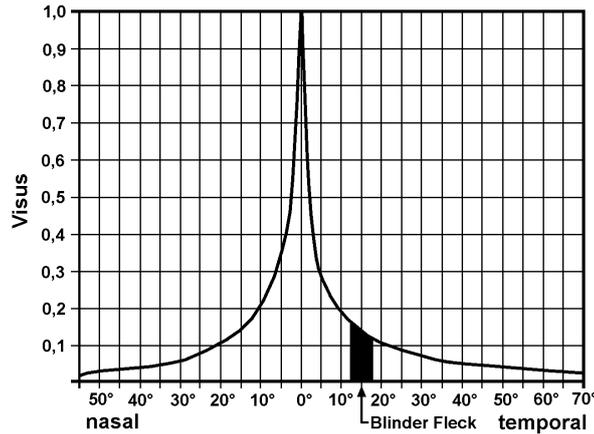


Abb. A 2.18: Abnahme der Sehschärfe von der Fovea (100% oder Visus = 1) zur Peripherie des Gesichtsfeldes hin. Der schwarz markierte Bereich bei 15° (temporal auf das Gesichtsfeld bezogen – nasal auf die Netzhaut bezogen) ist der Blinde Fleck [LAN 55].

2.4.3 Lichttechnik und Kenngrößen für das Auge

a) Photometrie und Lichttechnik

Lichtstärke	Candela	cd
Lichtstrom	Lumen (= Candela · Steradian ¹³)	lm (= cd·sr)
Leuchtdichte (Luminanz)	Candela / m ²	cd / m ²
Beleuchtungsstärke (Illuminanz)	Lux (= Lumen / m ²)	lx (= lm/m ²)
Typische mittlere Leuchtdichte der natürlichen Umwelt	Bei bewölktem Nachthimmel	10 ⁻⁶ cd/m ²
	Bei klarem Sternenhimmel	10 ⁻³ cd/m ²
	Bei Vollmond	10 ⁻¹ cd/m ²
	Bei Sonnenschein und hellen Flächen	10 ⁷ cd/m ²
Typische Beleuchtungsstärken	Beleuchtung durch Vollmond	1 lx
	Wohnraumbeleuchtung	100 ... 200 lx
	Lesebeleuchtung	300 lx
	Beleuchtung durch indir. Sonnenlicht	2.000 ... 10.000 lx
	Beleuchtung durch dir. Sonnenlicht	70.000 ... 100.000 lx
Sichtbares Licht	Spektraler Bereich	380 ... 760 nm

¹³ 1 Steradian ist jener Raumwinkel, der aus einer Kugel vom 1 m Radius eine Kalotte mit eine Fläche vom 1 m² heraus-schneidet

Umrechnung in US Größen	Leuchtdichte: candela / ft ²	1 cd/m ² = 9,29·10 ⁻² cd/ft ² 1 cd/ft ² = 10,76 cd/m ²
	Leuchtdichte: foot-lamberts	1 cd/m ² = 0,292 fL 1 fL = 3,42 cd/m ²
	Beleuchtungsstärke: footcandles	1 lx = 9,29·10 ⁻² fc 1 fc = 10,76 lx
Umrechnung in Strahlungsgrößen	Watt / cm ² bei 555 nm	1 W/cm ² = 6,83·10 ⁶ lx

b) Auge

Augenabstand		6 cm
Brechungsindizes	Luft	1,00
	Glas	1,52
	Wasser	1,33
	Hornhaut	1,37
	Augenlinse (äquivalent)	1,40
Chromatische Aberration	über gesamtes sichtbares Spektrum	2 Dioptrien
Größe der Retina		50 mm x 50 mm
Dicke der Retina		0,4 mm
Abbildungsverhältnisse	Blickwinkel 1°	0,3 mm auf der Retina
Makula	Größe	1,5 mm Ø
	Gesichtsfeld	5°
Fovea centralis	Größe	0,5 mm Ø
	Gesichtsfeld	1° 40'
Foveola (innerster Bereich d. Fovea)	Größe	0,1 mm Ø
	Gesichtsfeld	20'
Blinder Fleck	Größe	1,5 mm x 2,1 mm
	Gesichtsfeld	5° hor., 7° vert.
	Lage auf der Netzhaut	15° nasal
Abmessungen der Zäpfchen foveal:	Durchmesser	1 bis 4 µm
	Länge	50 bis 80 µm
Abmessungen der Zäpfchen sonst:	Durchmesser	4 bis 10 µm
	Länge	40 µm
Abmessungen der Stäbchen:	Durchmesser	1 µm
	Länge	60 µm
Saccaden (beim Fixieren)	Zeitabstände	0,3 bis 5 s
	Auslenkung	1 bis 20'
Akkommodation	Einstellzeit	0,5 bis 1 s
	Geschwindigkeit	5 dpt/s
Lidschlag	Frequenz (Grenzwerte)	0,1 bis 3 Hz
	Schließdauer unwillkürlich	< 100 ms
	Schließdauer willkürlich	> 250 ms

c) Reizschwellen, Bereiche

Maximale wahrnehmbare Ortsfrequenz	photopisch	50 bis 60 Linien/Grad
	skotopisch	20 - 30 Linien/Grad
Maximal wahrnehmbare Frequenz	photopisch	80 Hz
	skotopisch	40 Hz
Absolute Reizschwelle		$8 \cdot 10^{-8} \text{ W/cm}^2$
Dynamikbereich		$1 : 10^{12}$
Diskriminationsschwelle für aufeinanderfolgende Lichtimpulse		15 bis 20 ms
Kontrastschwelle	photopisch, für statische Kante	$\Delta L/L = 0,01$
Reaktionszeit auf optische Reize		150 bis 170 ms
Schädigungsschwelle	Reversibel	230 bis 600 Ws/m^2
	Dauernd	$> 600 \text{ Ws/m}^2$

Quellen: [WAN 95, PÖP 85, GUS 96, SCH 97, SCH 77, MIS 98, RYE 97, Bro 94, MET 96].

2.4.4 **Vorverarbeitung und Informationsverdichtung in der Retina**

Außer den Rezeptorzellen (rechts in Abb. A 2.9) befinden sich in der Retina noch vier weitere Schichten von Neuronen, die bereits innerhalb der Netzhaut für eine „Verschaltung“ der Signale sorgen und somit einen wesentlichen Beitrag zur Bildvorverarbeitung leisten. Die Leistungsfähigkeit dieser Schichten ist schon allein aus der Tatsache ersichtlich, daß 125 Millionen Rezeptoren (Summe aus rund 120 Millionen Stäbchen und 6 Millionen Zäpfchen) lediglich 1 Million Nervenfasern (Axone der Ganglienzellen s.u.) im Sehnerv gegenüberstehen. Anders ausgedrückt, verzeichnen wir zwischen Rezeptoren und Sehnerv eine Konvergenz von 125:1, ohne daß jedoch bei diesem Schritt vom Auge aufgenommene Information einfach verlorengeht.

Genauso wie die Dichte der Rezeptoren (siehe Kapitel 2.4.2i) ist auch diese Verdichtung der visuellen Information nicht über die gesamte Netzhautfläche konstant. Im Bereich der *Fovea centralis* (Mitte des Gesichtsfeldes mit der höchsten Sehschärfe) beträgt das Verhältnis zwischen Rezeptorzellen und Ganglienzellen praktisch 1:1 während es hin zur Peripherie anwächst. Wir müssen uns bei dieser Gelegenheit von der oft vorhandenen Vorstellung trennen, daß der Sehnerv nur eine Punkt-zu-Punkt Verbindung zwischen den Rezeptoren der Netzhaut und dem visuellen Cortex darstellt.

Für diese beachtliche Datenkompression (Konvergenz) sind die in der Netzhaut liegenden Neuronen zuständig, wobei zwischen einer direkten Bahn und einer indirekten Bahn unterschieden wird.

a) Die direkte Bahn

In der direkten Bahn erfolgt die Reizleitung von den Rezeptorzellen über die Bipolarzellen zu den Ganglienzellen, deren Axone die beiden Sehnerven bilden. Wichtig dabei ist, daß die Verbindungen sehr direkt erfolgen, also nur ein oder wenige Rezeptoren sind mit einer darunterliegenden Bipolarzelle verschaltet. Ebenso direkt erfolgt auch die Weiterleitung der Information auf die Ganglienzellen.

b) Die indirekte Bahn

Die indirekte Bahn schließt die sogenannten Horizontalzellen (zwischen Rezeptoren und Bipolarzellen) und die Amakrinzellen (zwischen Bipolarzellen und Ganglienzellen) mit ein. Die Horizontalzellen stellen verhältnismäßig lange „horizontale“ Verbindungen zwischen den Rezeptoren und vielen nahegelegenen Bipolarzellen her. In gleicher Weise verteilen auch die Amakrinzellen einen Reiz über ein größeres Gebiet.

Durch diese horizontale Verteilung des Reizes wird die Information, die von einer einzigen Rezeptorzelle stammt, auf ein größeres Gebiet der Netzhaut (typisch auf eine Fläche von etwa $0,1$ bis 1 mm^2 , was wiederum einem Raumwinkel von etwa 1 bis $3,5^\circ$ entspricht) verteilt. Lichtreize, die also aus einem Gebiet innerhalb dieses Winkels kommen, können eine bestimmte Ganglienzelle beeinflussen. Dies kann sowohl erregend (exzitatorisch) als auch hemmend (inhibitorisch) erfolgen. Dieses Gebiet wird *rezeptives Feld* einer Ganglienzelle genannt.

2.4.5 Die rezeptiven Felder

Untersuchungen über die Zusammenhänge zwischen optischen Reizen und der von der Retina entfalteten neuralen Aktivität lieferten bis zur Mitte des 20. Jahrhunderts eher verwirrende und unerklärliche Ergebnisse. Das vollkommener Dunkelheit ausgesetzte Auge zeigte entgegen den Erwartungen eine mäßige neurale Aktivität ("spontanes Feuern"), die jedoch bei der Belichtung mit diffusem Licht nicht signifikant zunahm. Abb. A 2.19 zeigt schematisch den Versuchsaufbau, bei dem ein rezeptives Feld diffus beleuchtet wird. Die Ableitung des Aktionspotentials erfolgt am Axon der Ganglienzelle (Sehnerv).

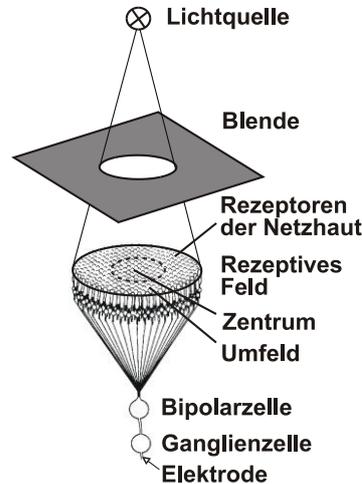


Abb. A 2.19: Gleichförmige (diffuse) Belichtung eines rezeptiven Feldes (nach [LIN 81]).

Erst 1950 konnte Stephen Kuffler zeigen, daß die Ganglienzellen der Netzhaut nicht auf eine diffuse Beleuchtung schlechthin sondern nur auf lokale Beleuchtungskontraste reagieren. Eine punktförmige Belichtung an oder in der Nähe jener Stelle (= Zentrum des rezeptiven Feldes), von der die Ableitung vorgenommen wurde, führt zu einer deutlichen Erhöhung der Impulsrate (Abb. A 2.20 – links). Die Belichtung einer ringförmigen Zone (= Umfeld des rezeptiven Feldes) um die Ableitungsstelle wirkt inhibitorisch, sodaß sogar das spontane Feuern verschwindet (Abb. A 2.20 – rechts).

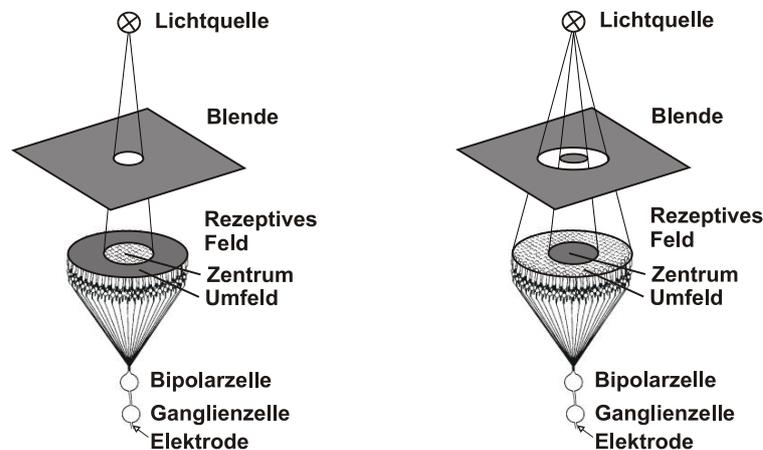


Abb. A 2.20: Selektive Belichtung von (a) Zentrum und (b) Umfeld eines rezeptiven Feldes.

Genauere Untersuchungen zeigten, daß es zwei Typen von Ganglienzellen gibt, die sich nach der Art, wie sie auf Belichtung ihres rezeptiven Feldes antworten, unterscheiden. In beiden Fällen muß zwischen dem kreisförmigen Zentrum des jeweiligen rezeptiven Feldes und einem antagonistisch wirkenden ringförmigen Umfeld unterschieden werden. Durch dieses als laterale Hemmung (laterale Inhibition) bezeichnete Prinzip wird eine Steigerung der Bildschärfe erzielt.

a) Die "On-Zentrum-Zelle"

Bei Dunkelheit und bei diffuser Beleuchtung feuert die "On-Zentrum-Zelle" mit ihrer Ruhefrequenz (Abb. A 2.21 – links, a und b). Eine Stimulation, die ausschließlich das Zentrum des rezeptiven Feldes trifft, erhöht die Aktivität (c). Eine ringförmige Stimulation des Umfeldes liefert zwei Reaktionen: Während der Reizung wird die Aktivität der Zelle unterdrückt; nach Ende des Reizes antwortet die Zelle jedoch mit einer Salve von Nervenimpulsen von etwa 1 s Dauer (d).

b) Die "Off-Zentrum-Zelle"

Bei Dunkelheit bzw. bei diffuser Beleuchtung verhält sich die „Off-Zentrum-Zelle“ genauso wie die bereits beschriebene "On-Zentrum-Zelle" (Abb. A 2.21 – rechts, a und b). Hinsichtlich der selektiven Reize verhält sie sich aber genau dual dazu: Eine Stimulation des Zentrums wirkt inhibitorisch, nach Ende des Reizes antwortet die Zelle jedoch mit einer Salve von Nervenimpulsen (c). Eine ringförmige Stimulation des Umfeldes hingegen erhöht die Aktivität der Zelle für die Dauer des Reizes (d).

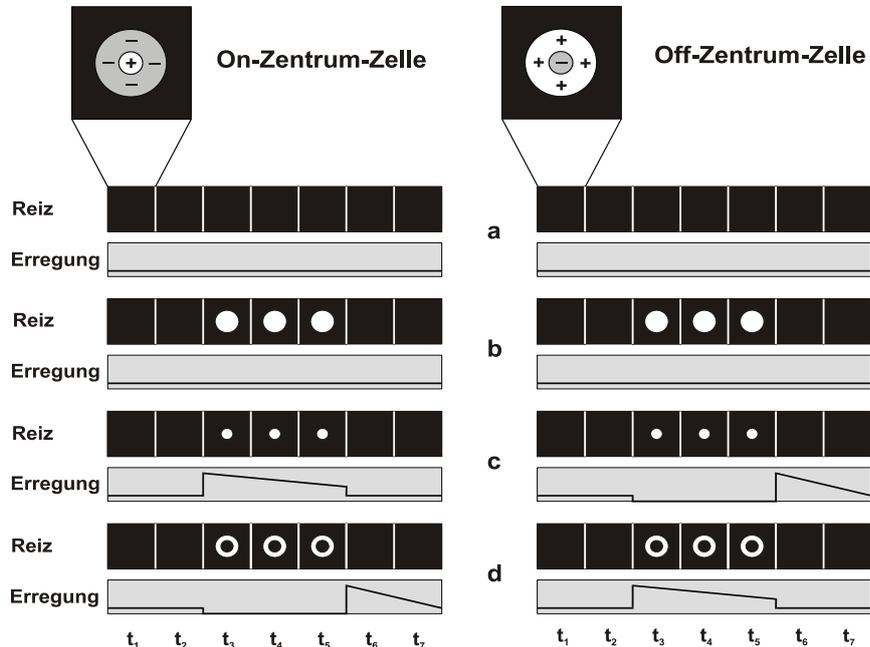


Abb. A 2.21: Reaktion von On-Zentrum-Zellen (links) und Off-Zentrum-Zellen (rechts).

Das Auge reagiert nur auf örtliche Helligkeitsunterschiede. Eine gleichförmige Beleuchtung, die Zentrum und Umfeld eines rezeptiven Feldes erfasst, führt zu keiner Erregung. Gleiches gilt, auch für den zeitlichen Verlauf von Reizen: Wird ein Bild so auf der Netzhaut stabilisiert, daß die Micro-Saccaden zu keiner Verschiebung dieses Bildes führen können, verblaßt und verschwindet das Bild. Diese Abnahme eines zeitlich konstanten Reizes ist auch an der stetigen Abnahme aller Erregungen in Abb. A 2.21 zu erkennen.

Daß das Auge nur Kontrastunterschiede, jedoch keine Flächen gleicher Helligkeit (bzw. Farbe) wahrnimmt (der Eindruck einer monotonen Fläche kommt erst im Gehirn zustande), ist auch für das Verständnis von Gesichtsfeldausfällen von Bedeutung. Sind an einer Stelle der Netzhaut die Rezeptoren zerstört (bzw. fehlen sie aus anatomischen Gründen wie beim blinden Fleck), dann entsteht an dieser Stelle nicht der Eindruck eines schwarzen Lochs. Vielmehr können in dieser Region keine Kontrastunterschiede wahrgenommen werden, was dazu führt, daß jene Bildinhalte, die sich am Rand der defekten Region befinden, in das „blinde“ Gebiet hineinextrapoliert werden.

Mit dem blinden Fleck kann man dieses Verhalten im Selbstversuch leicht experimentell nachvollziehen: Betrachtet man einen hellen Gegenstand (z.B. einen weißen Kreis) auf schwarzem Hintergrund so, daß das Bild dieses Gegenstandes auf den blinden Fleck fällt, verschwindet dieser Gegenstand in der schwarzen Umgebung. Das wäre weiter nicht verwunderlich, da wir üblicherweise „Blindheit“ mit „Finsternis“ und „schwarz“ assoziieren. Um so verblüffender ist das Ergebnis, wenn wir in gleicher Weise einen dunklen Gegenstand (schwarzen Kreis) auf einem weißen Hintergrund betrachten. Der Gegenstand wird in diesem Fall spurlos in der rein weißen Fläche verschwinden.

Die einzelnen rezeptiven Felder liegen auf der Netzhaut nicht nebeneinander sondern weisen einen hohen Grad an Überlappung auf. Jeder Punkt der Netzhaut ist also Mittelpunkt eines rezeptiven Feldes und trägt gleichzeitig zu vielen rezeptiven Feldern innerhalb des Überlappungsbereiches bei. Wäre das nicht der Fall, würde das Prinzip der rezeptiven Felder die räumliche Auflösung der Retina extrem vermindern.

2.4.6 Der Sehnerv (Nervus opticus)

Den rund 125 Mio. Photorezeptoren der Netzhaut stehen "nur" etwa 1 Mio. Nervenfasern des Sehnervs gegenüber, was einer Verdichtung (Konvergenz) der Signale durch Vorverarbeitung in den Nervenschichten der Netzhaut von durchschnittlich 125 : 1 gleichkommt (in der Peripherie mehr als 1.000 : 1 - entsprechend weniger in der *Fovea centralis*). Die beiden Sehnerven (lat. *Nervi optici*) verlassen den Augapfel (lat. *Bulbus*) durch eine rund 1,8 mm große Öffnung der Netzhaut (lat. *Papilla Nervi optici*), in der sich keine Rezeptoren befinden (blinder Fleck). Zu bemerken wäre noch, daß die einzelnen Nervenfasern in Verlauf des Sehnervs vollkommen

ungeordnet verlaufen, jedoch an der nachfolgenden Schaltstelle (seitlicher Kniehöcker, *Corpus geniculatum laterale*) wieder fein säuberlich gemäß ihres Ursprungs auf der Netzhaut sortiert (also topographisch geordnet) eintreffen.

2.4.7 Die Sehnervenkreuzung (*Chiasma opticum*)

Eine weitere Besonderheit im Verlauf der Sehnerven stellt die sogenannte Sehnervenkreuzung (*Chiasma opticum* – vom kreuzförmigen griechischen Buchstaben „chi“ abgeleitet) dar. Jene Teile der Sehnerven, die ihren Ursprung in den nasenseitigen (*nasalen*) Hemisphären der Netzhaut haben, wechseln auf die jeweils andere (contralaterale) Körperseite und vereinigen sich mit jenen Teilen des anderen Sehnervs, die ihren Ursprung in der schläfenseitigen (*temporalen*) Retina-Hemisphäre haben (siehe Abb. A 2.22). Zuzufolge der kopfstehenden und seitenverkehrten Bilder, die der dioptrische Apparat des Auges auf der Netzhaut entwirft, befinden sich nun die rechten Gesichtsfeldhälften auf der linken Körperseite und umgekehrt. Diese Strategie des Zusammenführens jener Netzhautbilder, die sich auf die gleiche Gesichtsfeldhälfte beziehen, begünstigt die Möglichkeit der Tiefenwahrnehmung (*Stereopsis*, räumliches, dreidimensionales Sehen).

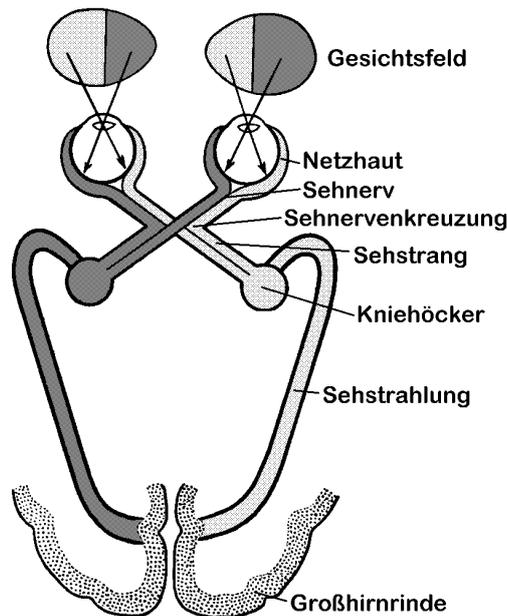


Abb. A 2.22: Reizleitung von der Netzhaut zum visuellen Cortex; nach [MÖR 81].

Vor der Verbindung der so ausgekreuzten Sehnerven mit dem visuellen Cortex liegt der seitliche Kniehöcker (*Corpus geniculatum laterale*), in dem weitere Vorverarbeitungsprozesse ablaufen.

2.4.8 Die Sehstrahlung (*Radiatio optica*)

Aus dem *Corpus geniculatum laterale* ziehen Nervenfasern in Form eines breiten Bandes, das Sehstrahlung (*Radiatio optica*) genannt wird zur primären Sehrinde (visuellen Cortex) des Großhirns (siehe dazu die Schnittzeichnung Abb. A 2.23). Auch hier bleiben, wie im gesamten Verlauf der Sehbahn die topographischen Verhältnisse gewahrt. Wegen dieser Erhaltung der geometrischen Zusammenhänge spricht man daher auch von „Projektion“ – also die seitlichen Kniehöcker projizieren auf die primäre Sehrinde. Bei diesem Beibehalten der räumlichen Strukturen werden jedoch die Netzhautregionen entsprechend ihrer Rezeptordichte und der Größe der rezeptiven Felder gewichtet behandelt, das heißt, daß die Fovea centralis auf ein überproportional großes Gebiet des visuellen Cortex projiziert, während der retinalen Peripherie kleinere Gebiete zugeordnet sind.

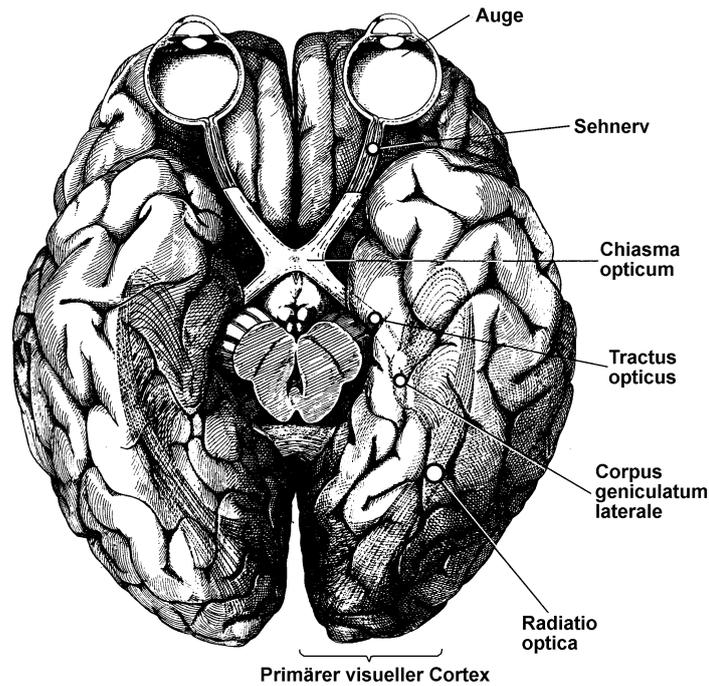


Abb. A 2.23: Horizontalschnitt (Sicht von unten) durch das menschliche Gehirn mit den wichtigsten zum visuellen System gehörenden Strukturen [HUB 89]

2.4.9 Der visuelle Cortex

Der visuelle Cortex ist jener Teil der Großhirnrinde, in dem die Verarbeitung visueller Reize im Gehirn ihren Anfang nimmt. Seine Lage befindet sich am Hinterhauptslappen (*Okzipitallappen*), dort, wo das Großhirn durch einen tiefen Einschnitt deutlich in die zwei Hemisphären geteilt ist (siehe auch Abb. A 2.23). Der *primäre* visuelle Cortex ist das erste von mehr als einem Duzend visueller Felder in der Großhirnrinde, wobei die Komplexität der Verarbeitung von Feld zu Feld zunimmt. Bei einer Dicke von nur 2 mm besteht er aus sechs Schichten, die von außen nach innen mit 1 bis 6 nummeriert werden. Die vom Corpus geniculatum laterale kommende Sehstrahlung endet zum größten Teil in der Schicht 4. Erwartungsgemäß treffen wir dort die geringste Komplexität und die uns schon von der Netzhaut vertrauten kreisförmigen (bzw. ringförmigen) rezeptiven Felder mit On- und Off-Zentrum-Zellen an. In den anderen fünf Schichten treten wesentlich höher organisierte Zelltypen auf, die nachfolgend näher beschrieben werden.

a) Einfache Zellen

Wie die meisten der Nervenzellen im primären visuellen Cortex sind die sogenannten „*einfachen Zellen*“ richtungsabhängige Zellen. Mit anderen Worten, sie reagieren auf Linien (hell oder dunkel) bzw. auf Kanten (an denen ein helles Gebiet an ein dunkles grenzt) und zwar nur dann, wenn diese Linie oder Kante eine bestimmte Richtung innerhalb des rezeptiven Feldes annimmt. Abb. A 2.24 veranschaulicht die Reaktion von *einfachen Zellen* auf eine helle Linie. Links ist eine *einfache Zelle* dargestellt, bei der sich der exzitatorische Bereich innen befindet. Im Fall (a) trifft die helle Linie diesen exzitatorischen Bereich und ruft während der Stimulation eine Erregung der Zelle hervor. Trifft die Linie den inhibitorischen Bereich (b), dann reagiert die Zelle erst nach Abschalten des Reizes mit einer Salve. Stimmt die Ausrichtung der Linie nicht mit der Richtung überein, für die die *betreffende einfache Zelle* sensibel ist, wird keine Reaktion hervorgerufen (c). Die in Abb. A 2.24 – rechts dargestellte *einfache Zelle* mit dem inhibitorischen Bereich innen, verhält sich dual dazu.

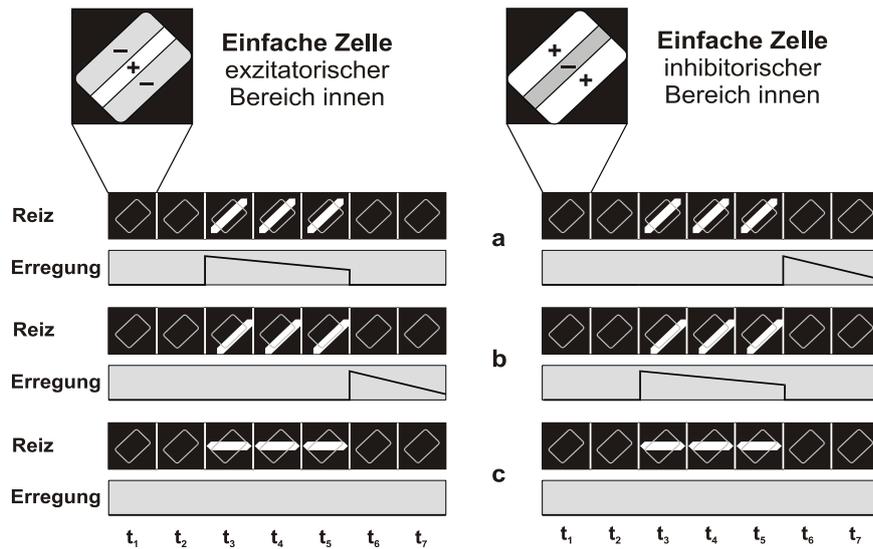


Abb. A 2.24: Reaktion einer einfachen Zelle auf unterschiedlich platzierte und orientierte Reize.

Die Winkeldiskriminierung der *einfachen Zellen* wird in der Literatur [HUB 89, KÖH 90] mit 10 bis 20 Grad angegeben. Das heißt, daß bis zu 18 ($180^\circ/10$) verschiedene Linienrichtungen bzw. bis zu 36 Kantenorientierungen von einfachen Zellen unterschieden werden können.

b) Komplexe Zellen

Komplexe Zellen weisen die gleichen Richtungseigenschaften wie *einfache Zellen* auf, jedoch tritt an die Stelle der *Plazierung* des Reizes nun seine *Bewegung*. Bei richtiger *Orientierung* des Reizes löst eine *unbewegte* Linie oder Kante nur eine schwache und kurzzeitige Reaktion aus (Abb. A 2.25 - links a). Bewegt sich jedoch die Linie innerhalb des rezeptiven Feldes, so antwortet die Zelle mit einer heftigen Salve (Abb. A 2.25 - links b und c). Linien, die zwar bewegt werden, aber nicht die passende Richtung aufweisen, rufen keine Erregung hervor (Abb. A 2.25 - links d). *Komplexe Zellen* sind also nicht in Zentrum und Umfeld unterteilt.

Bei etwa 3/4 der Zellen im primären visuellen Cortex handelt es sich um komplexe (also bewegungsabhängige) Zellen. Ungefähr ein Drittel von ihnen sind auch noch von der Richtung, in der die Bewegung verläuft, abhängig (Abb. A 2.25 - rechts a bis d).

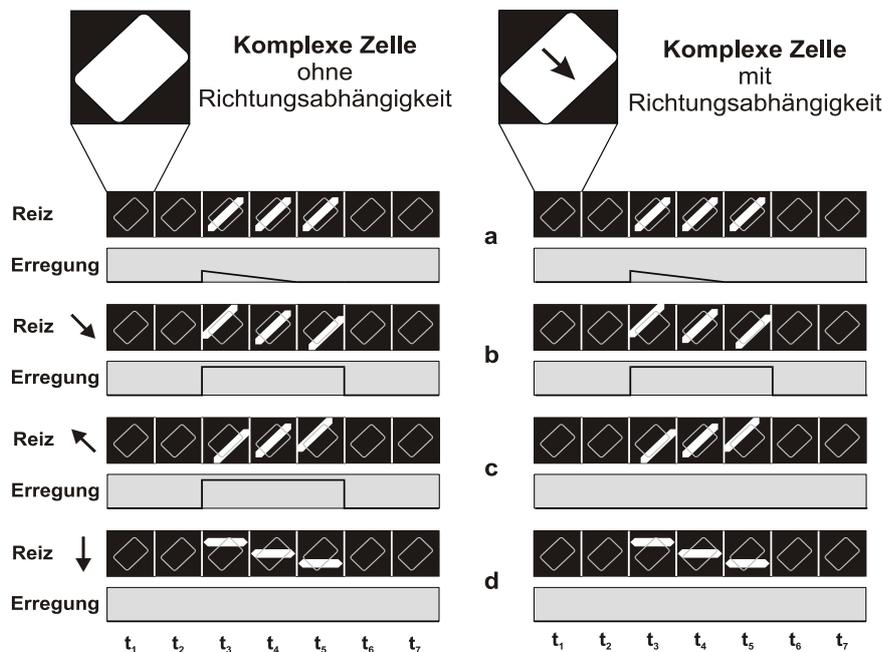


Abb. A 2.25: Reaktion einer komplexen Zelle auf einen Lichtbalken (a) unbewegt und (b)-(d) in verschiedenen Richtungen bewegt.

Da die meisten Zellen des primären visuellen Cortex nur auf Bewegungen reagieren wird deutlich, warum die in Kapitel 2.4.2 erwähnten Micro-Saccaden so wichtig sind und warum bei einer Fixierung des Netzhautbildes die Wahrnehmung rasch verblaßt. Somit dienen die komplexen Zellen zusammen mit den Micro-Saccaden der Detektion von Linien und Kanten. Wird durch die Augenbewegungen eine Linie oder Kante überstrichen, dann

bleibt die Feuerrate einer komplexen Zelle konstant hoch. Befindet sich keine Kante im rezeptiven Feld, ebbt die Feuerrate ab.

c) Endinhibierte Zellen (auch hyperkomplexe Zellen genannt)

Sowohl bei den einfachen Zellen wie auch bei den komplexen Zellen gibt es eine weitere Besonderheit, die „Endinhibition“ genannt wird. Bei unseren bisherigen Betrachtungen spielten zwar die *Orientierung* und die *Bewegung* einer Linie oder Kante, *nicht* aber deren *Länge* eine Rolle. Es tritt lediglich eine „Längensummutation“ des Reizes auf, was bedeutet, je mehr der Stimulus das rezeptive Feld bedeckt, umso heftiger wird die Reaktion der Zelle. Eine Überschreitung des rezeptiven Feldes führt zu keiner weiteren Veränderung der Erregung (Abb. A 2.26 - links).

Endinhibierte Zellen beziehen auch Gebiete außerhalb des eigentlichen rezeptiven Feldes mit ein. Innerhalb des rezeptiven Feldes treffen wir die übliche Längensummutation an (Abb. A 2.26 – rechts a und b). Übersteigt die Länge einer Linie oder Kante das rezeptive Feld einer *endinhibierten Zelle*, denn nimmt die Reaktion wieder ab und kommt schließlich ganz zum Erliegen (Abb. A 2.26 – rechts c).

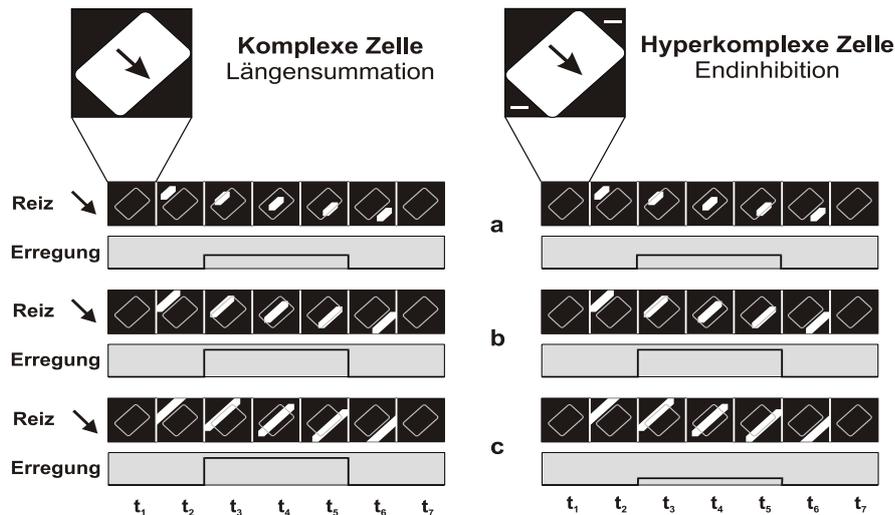


Abb. A 2.26: Wirkungsweise der Endinhibition bei einer komplexen Zelle: links: Komplexe Zelle mit Längensummutation; rechts: Hyperkomplexe Zelle mit Endinhibition im Fall (c).

Es soll nicht unerwähnt bleiben, daß so auch die Krümmung von Linien und Kanten erkannt werden kann, weil sowohl das Ende einer Linie als auch das seitliche Verlassen des rezeptiven Feldes die gleiche Reaktion hervorruft. Der optimale Reiz einer endinhibierten Zelle ist entweder eine nicht zu lange Linie oder eine solche, die das rezeptive Feld vor Erreichen des inhibierenden Gebietes durch Krümmung verläßt. Weiters muß auch zwischen einseitig und beidseitig endinhibierten Zellen unterschieden werden, für die auch die Bezeichnungen „Low Order Hypercomplex Cells - LOHC“ und „High Order Hypercomplex Cells - HOHC“ gebräuchlich sind.

2.4.10 Bestimmung der Sehleistung

a) Messung der Sehschärfe

Die Sehleistung des Auges wird durch den *Visus* angegeben, der ein Maß für die Sehschärfe bzw. genauer gesagt für das Auflösungsvermögen des Auges ist. Der Visus (V) ist der Reziprokwert des kleinsten Winkels (W_{\min} in Bogenminuten), unter dem zwei Punkte noch getrennt wahrgenommen werden können.

$$V = 1 / W_{\min}$$

Unter guten Lichtverhältnissen kann ein normalsichtiges Auge zwei Punkte gerade noch auseinanderhalten, wenn diese unter einem Winkel von 1 Bogenminute ($1'$) erscheinen. Der Visus ist dann $V = 1 / 1 = 1$

Zur Bestimmung des Visus (Sehschärfeprüfung) eignen sich im Prinzip alle Objekte, bei denen ein signifikantes Detail aus der jeweils angegebenen Entfernung unter dem Winkel von $1'$ erscheint (Optotypen). Dazu können z.B. Sehprobentafeln mit Buchstaben (Snellen-Tafel, Abb. A 2.27) oder Ringen (Landolt-Ringe, Abb. A 2.28) verwendet werden. Die Öffnung der Ringe wird aus der "Soll-Entfernung" unter $1'$ gesehen. Die Sehleistung errechnet sich aus dem Quotienten aus Ist-Entfernung durch Soll-Entfernung. Kann z.B. die Lage des Spaltes eines Landolt-Ringes für eine Soll-Entfernung von 8,5 m erst bei einer Annäherung auf 3,3 m erkannt werden, ist der Visus $3,3/8,5 = 0,39$. Der Visus einer normal sehenden Person beträgt $V=1 \dots 1,2$. Zum Lesen einer Zeitung ist ein Visus von mindestens 0,4 erforderlich.

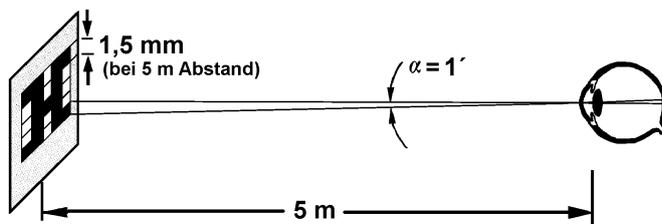


Abb. A 2.27: Snellen-Tafel.



Abb. A 2.28: Landolt-Ringe.

In den englischsprachigen Ländern wird die Sehleistung durch eine Bruchzahl definiert. Im Zähler steht jene Entfernung, aus der die fehlsichtige Person ein Objekt gerade noch erkennen kann. Im Nenner steht die Entfernung für eine normalsichtige Person. 20/20 bezeichnet daher Normalsichtigkeit, 6/60 eine hochgradig sehbehinderte Person, die ein Objekt, das eine normalsichtige Person bereits auf 60 Fuß erkennt, erst bei Annäherung auf 6 Fuß wahrnehmen kann.

b) Gesichtsfeldmessung – Perimetrie

Unter Perimetrie versteht man die mehr oder minder punktweise Vermessung des Gesichtsfeldes bei unterschiedlichen Reizstärken. Die Versuchsperson fixiert dabei mit dem jeweils zu vermessenden Auge einen gerade vor ihr befindlichen Punkt. Auf einem Schirm, der das gesamte mögliche Gesichtsfeld ausfüllt, wird an der zu messenden Stelle ein Reiz (Lichtpunkt genau definierter Größe) angeboten. Die Reizstärke wird verändert, sodaß aufgrund der Aussagen der Versuchsperson die lokale Reizschwelle dieses Punktes auf der Netzhaut ermittelt werden kann. Alle auf diese Weise ermittelten Punkte, bei denen die gleiche Reizschwelle gemessen wurde, werden miteinander verbunden, sodaß schließlich eine "Landkarte" der Netzhaut mit Linien gleicher Empfindlichkeit (Isopter) entsteht. Gesichtsfeldausfälle scheinen in der Karte als Gebiete geringer bis verschwindender Empfindlichkeit auf.

Bei der "kinetischen" Perimetrie wird ein Stimulus bestimmter Stärke von der Gesichtsfeldperipherie langsam zum Zentrum hinbewegt, bis er von der Versuchsperson wahrgenommen werden kann (die Empfindlichkeit der Netzhaut nimmt üblicherweise vom Rand zum Zentrum hin zu). Es wird also entlang eines Gesichtsfeld-Radius jener Punkt ermittelt, bei dem ein Reiz bestimmter Stärke für die Versuchsperson zum erstenmal wahrnehmbar wird. Diese Messung wird nun entlang vieler radialer Linien und mit unterschiedlicher Reizstärke wiederholt, bis aus der Fülle der so gewonnenen Daten die Zeichnung der Isopter vorgenommen werden kann.

Bei der statischen Perimetrie, die leichter automatisiert durchgeführt werden kann, wird ein Reiz unterschiedlicher Stärke an einem feststehenden Ort angeboten und die Reizschwelle ermittelt. Dieser Vorgang wird für viele Punkte im Gesichtsfeld wiederholt.

c) Kontrastmessung

Die übliche Prüfung der Sehschärfe erfolgt mit Optotypen (z.B. Snellen-Buchstaben, Landolt-Ringe), die einen hohen Kontrast¹⁴ zum Hintergrund aufweisen (üblicherweise 90%). Wesentlich genauere Aussagen über die Sehleistung lassen sich jedoch machen, wenn festgestellt werden kann, wie sich der Visus einer Person bei unterschiedlichen Kontrastverhältnissen ändert.

Wir haben bisher den Visus als den Reziprokwert des kleinsten Winkels (in Bogenminuten), unter dem zwei Punkte noch getrennt wahrgenommen werden können, kennengelernt. Bei der Betrachtung von Streifenmustern (Gittern), die vielen Kontrastmessungen als elementare Muster zugrunde gelegt werden, verwendet man als Maß für den Abstand, unter dem zwei Linien von Betrachter / von der Betrachterin gesehen werden, die Ortsfrequenz. Sie gibt an, wie viele Perioden des vorgelegten Musters in einen Blickwinkel von 1 Grad fallen. Bei der in Abb. A 2.27 gezeigten Snellen-Tafel würde eine Periode (ein dunkles und das benachbarte helle Element) bei Visus 1 unter einem Winkel von 2' gesehen. Somit ist für Visus 1 die äquivalente Ortsfrequenz 30 Perioden / Grad (oder 30 Grad⁻¹). Der Zusammenhang zwischen Ortsfrequenz (bzw. Visus) und Kontrast für das normalsichtige Auge ist in Abb. A 2.29 dargestellt [MET 96]

Die Ermittlung der Sehleistung bei unterschiedlichem Kontrast erfolgt mit Sehprobentafeln, auf denen die Optotypen mit sinkendem Kontrast (z.B. von 96% bis 4%) dargestellt sind. Für eine rasche Ermittlung (Reihenuntersuchungen) werden Tafeln verwendet, auf denen Streifenmuster unterschiedlicher Ortsfrequenz und mit unterschiedlichem Kontrast dargestellt sind. Ein Muster gilt als richtig erkannt, wenn die Versuchsperson die Richtung des Streifenmusters (senkrecht, schräg nach rechts, schräg nach links) angeben kann. Abb. A 2.30 zeigt einen Ausschnitt aus der Vistech-Sehprobentafel und Abb. A 2.31 eine Auswertung (Kind mit Amblyopie).

¹⁴ Der Kontrast (Weber-Kontrast) ist das Verhältnis aus der Differenz der Leuchtdichte des Umfeldes (L_u) und des Objektes (L_o) bezogen auf die Leuchtdichte des Umfeldes: $K = (L_u - L_o) / L_u$.

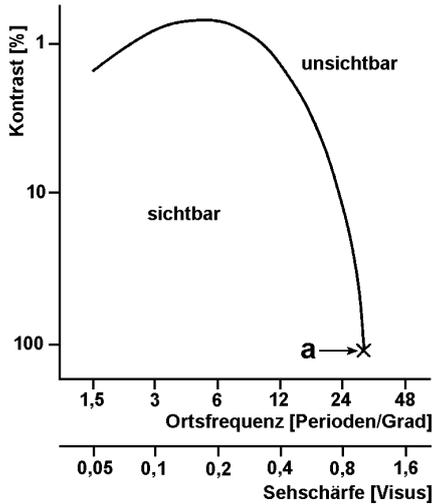


Abb. A 2.29: Zusammenhang zwischen Ortsfrequenz und Kontrast [MET 96] – a markiert den Punkt, an dem eine normale Sehschärfeprüfung erfolgt

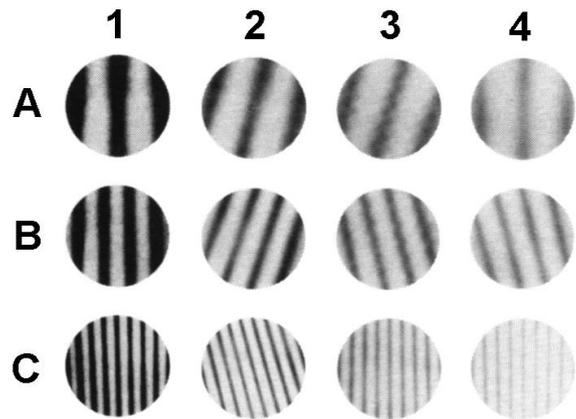


Abb. A 2.30: Messung der Kontrastempfindlichkeit mit Steifenmustern – Ausschnitt aus der Vistech-Sehprobentafel [Vistech]

Liegen die Linien für beide Augen im grau hinterlegten Bereich, liegt keine Störung der Kontrastwahrnehmung vor. Für das im Beispiel von Abb. A 2.31 untersuchte Kind, wäre die vorliegende Amblyopie (Minderung der Sehleistung durch Entwicklungsstörungen im Corpus geniculatum laterale oder des visuellen Cortex) mit einer herkömmlichen Sehprobentafel möglicherweise nicht auffällig geworden, da die Meßpunkte für hohen Kontrast (rechts unten) noch innerhalb des Normalbereichs liegen.

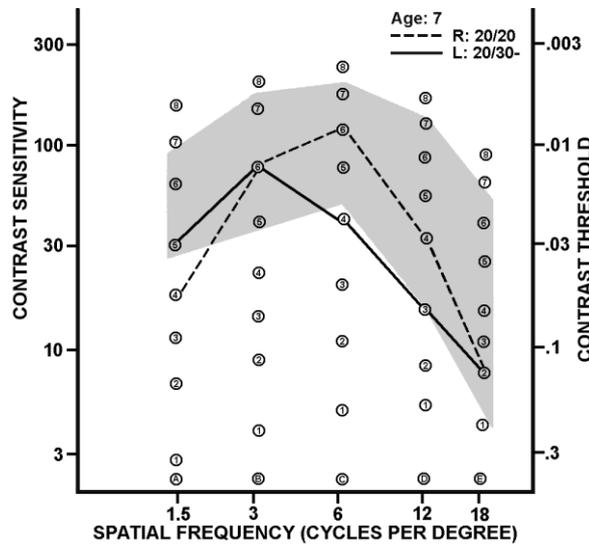


Abb. A 2.31: Auswertung einer Messung mit der Vistech-Sehprobentafel bei einem Kind mit Amblyopie [Vistech]

d) Farbmessung

Zur Überprüfung der Farbwahrnehmung werden in der Praxis drei Verfahren eingesetzt, die alle auf den subjektiven Aussagen der Testperson beruhen.

Bei den *Farbtafeln nach Ishihara* (pseudoisochromatischer Test) werden der Versuchsperson Karten vorgelegt, auf denen Buchstaben, Ziffern oder andere geometrische Figuren bestehend aus farbigen Punkten dargestellt sind. Diese Punktmuster sind von komplementärfarbigem oder grauen Punkten umgeben. Somit unterscheiden sich das Bild vom Hintergrund nur im Farbton (Abb. A 2.32).

Farbtüchtige Personen können Punkte des gleichen Farbtönen erkennen und klassifizieren, sodaß die dargestellte Figur sich für sie deutlich vom Hintergrund abhebt und lesbar wird. Für Personen mit Farbschwäche tritt das Merkmal Farbton gegenüber Helligkeit oder Punktgröße in den Hintergrund und sie erkennen nur ein (isochromatisches) regelloses Punktmuster oder sogar eine andere Figur [Cov 81].

Der *Farbgruppierungstest nach Farnsworth-Munsell* besteht aus einer Anzahl von zylindrischen Knöpfen (z.B. 15 Fingerhut-große Zylinder), die an der Oberseite ein farbiges Plättchen tragen. Die Versuchsperson wird aufgefordert, diese Zylinder in einer kontinuierlichen Abfolge von Farbtönen anzuordnen. Das Finden einer solchen Reihung bereitet farbtüchtigen Personen keine besondere Schwierigkeit, während es für Personen mit Farbschwächen nicht einsichtig ist, welche Reihenfolge eine sinnvolle Anordnung darstellt. Je nachdem in welchem Bereich der Farbskala Verwechslungen gemacht werden, läßt auf Art und Schwere der Störung in der Farb Wahrnehmung schließen.

Bei den bisher beschriebenen Farbtests ist es wichtig, daß die Versuche bei Tageslicht oder tageslichtartiger Beleuchtung durchgeführt werden.

Das *Anomaloskop* ist ein optisches Untersuchungsinstrument, bei dem eine bestimmte Farbe entweder als Mischfarbe oder als reine Spektralfarbe angeboten werden kann. Die Versuchsperson sieht beim Blick in das Anomaloskop einen in zwei Hälften geteilten farbigen Kreis (Abb. A 2.33). Die eine Hälfte wird mit einer schmalbandigen Lichtquelle konstanter Helligkeit und Farbe beleuchtet. Die andere Hälfte erhält ihr Licht von zwei regelbaren Lichtquellen, deren Wellenlängen sowohl über als auch unter jener der Vergleichslichtquelle liegen. Die Versuchsperson hat die Aufgabe, mittels zweier Regler die veränderbaren Lichtquellen so einzustellen, daß ihre Addition genau den gleichen Farbton und die gleiche Helligkeit wie die Vergleichslichtquelle bewirkt.

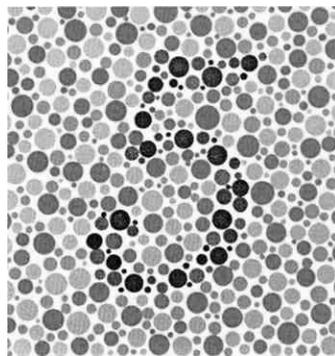


Abb. A 2.32: Farbttestkarte nach Ishihara – Im farbigen Original besteht die abgebildete Ziffer "5" aus Punkten mit grünen Farbtönen während der Hintergrund in rötlichen Farbtönen ausgeführt ist (Quelle: HealthGate Data Corp.).

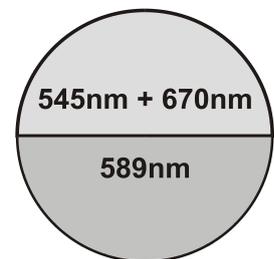


Abb. A 2.33: Anomaloskop – Wellenlängen für Rot-Grün Test.

Für die Durchführung des Rot-Grün Tests wird 589 nm als Farbe der Vergleichslichtquelle und 545 nm (grün) sowie 670 nm (rot) für die Abstimmung verwendet (sog. Rayleigh Gleichung). Für die Diagnose von Blau-Gelb Defekten eignet sich Weiß als Vergleichslichtfarbe und 470 nm (blau) und 585 nm (gelb) zum Mischen (sog. Pickford-Lakowski Gleichung). Stellen Personen mit Farbschwächen die Regler so ein, daß ihnen der gesamte Kreis als einheitliche Farbe erscheint, sind die Einstellungen nicht reproduzierbar. Unterschiedliche Einstellungen führen für sie zu den gleichen Ergebnissen. Für farbtüchtige Personen erscheinen die von farbschwachen Personen eingestellten Teilflächen unterschiedlich gefärbt. Art und Schwere einer Störung der Farb Wahrnehmung lassen sich aus der Art, wie die Einstellungen durch die Versuchsperson vorgenommen werden und aus der Streubreite der Einstellungen ableiten [Cov 81].

2.5 Haut und taktile Wahrnehmung

2.5.1 Wesen und Leistung des Tastsinns

Wenn von menschlichen Sinnen die Rede ist, denkt man in erster Linie an das Auge und das Ohr, auch Schmecken und Riechen erscheinen uns bedeutsam. Der Tastsinn hingegen rangiert in unserer Vorstellung von den Sinnen meist an letzter Stelle. Bei der außerordentlichen Bedeutung die wir dem Auge und dem Ohr für die Wahrnehmung einräumen dürfen wir nicht vergessen, daß jedes Sinnesorgan neben seinen Stärken auch deutliche Schwächen aufweist.

Das Auge ist hervorragend dafür geeignet, räumliche Vorstellungen zu vermitteln, während es hinsichtlich der Wahrnehmung zeitlich rasch veränderlicher Vorgänge nur bescheidene Leistungen zu erbringen vermag (Die Flimmerverschmelzungsfrequenz liegt – je nach Leuchtdichte – bei maximal 80 Hz [GUS 96]).

Das Ohr erbringt im Zeitbereich wesentlich höhere Leistungen. Die höchste wahrnehmbare Frequenz liegt bei rund 16 kHz und übertrifft damit das Auge um den Faktor 200. In der räumlichen Dimension kann mit dem Ohr die Bewegung einer Schallquelle um 1° (günstigster Fall) wahrgenommen werden [HAR 96]. Die absolute Ortung einer Schallquelle, insbesondere, wenn sie sich nicht in einem eingeschränkten Bereich vor dem Be-

obachter / der Beobachterin befindet, erfolgt noch wesentlich ungenauer. Das Auge hingegen weist im zentralen Bereich (*Fovea*) ein Auflösungsvermögen von 0,5 bis 1 Bogenminute auf¹⁵. Hier beträgt der Faktor also rund 60 bis 120.

Der Tastsinn nimmt eine mittlere Position ein. Er ist dem Auge in zeitlicher und dem Ohr in räumlicher Hinsicht überlegen. Als größtes Sinnesorgan, das über die gesamte Körperoberfläche verteilt ist, nimmt er eine mittlere und eine vermittelnde Position ein [GEL 86]. Gemeinsam mit Geruchssinn und dem Geschmackssinn gehört der Tastsinn zu den Nah-Sinnen, da eine Wahrnehmung nur im direkten Kontakt erfolgt. Die Bedeutung des Tastsinns für die gesamte multimodale menschliche Wahrnehmung läßt sich vielleicht auch daran ermessen, daß wir das Wort „begreifen“ verwenden, wenn wir "verstehen" meinen.

2.5.2 Sinnesempfindungen der Haut

In der menschlichen Haut befinden sich Sinneszellen (Rezeptoren) unterschiedlichster Bauart. Die von diesen Sinneszellen vermittelten Empfindungen können in drei Bereiche eingeteilt werden [BET 91]:

- Mechanische Empfindung – Berührung, Druck, Kitzel, Vibration.
- Thermische Empfindung – Wärme und Kälte.
- Schädensempfindung, sog. nozizeptive Empfindung – Schmerz, Jucken.

Eine strenge Zuordnung unterschiedlicher Reizwahrnehmungen zu bestimmten Typen von Rezeptoren ist dabei nicht möglich. Für einige Rezeptortypen gibt es nur *einen* adäquaten Reiz während andere auf mehrere verschiedene Reize ansprechen. Taktile Wahrnehmung, insbesondere das Erkennen einer Oberflächentextur, stellt eine multimodale Aufgabe dar, bei der die Informationen verschiedenster Rezeptoren verwertet werden. Neben den eigentlichen taktilen Reizen werden auch thermische Reize (Temperatur, Wärmeleitfähigkeit und Wärmekapazität) und, wenn vorhanden, auch visuelle und mit der Berührung verbundene akustische Reize zu einem Gesamtbild vereinigt [LED 82].

Für die Rehabilitationstechnik ist allein die mechanische Empfindung von Bedeutung. Thermische Empfindungen weisen große Trägheiten auf, sodaß sie zur gezielten Informationsvermittlung nicht herangezogen werden können. Schädensempfindungen wird man verständlicherweise tunlichst vermeiden wollen. Direkte elektrische Reizung ist möglich, bedarf aber sorgfältiger Regelung des Reizes, um eine konstante, angenehme Empfindung auszulösen.

2.5.3 Druckempfindlichkeit

Der Tastsinn nimmt seinen Ursprung in den Rezeptorzellen (Mechano-Rezeptoren) der Haut, die auf mechanische Reize, also auf Verformung der Hautoberfläche reagieren. Es werden außer freien Nervenendungen vier verschiedene Rezeptoren unterschieden, von denen zwei auf statische Reize (absolute Verformung der Hautoberfläche) und zwei auf dynamische Reize (Veränderung der Verformung) reagieren. In diesem Sinn wird von langsam adaptierenden (*slowly adapting* = SA) und schnell adaptierenden (*rapidly adapting* = RA) Zellen gesprochen [LED 82, BET 91, DUD 96¹⁶].

Freie Nervenendungen, die in geschichteten Epithelien der Haut liegen und bis in die verhornten Schichten reichen. Sie reagieren auf Druck aber auch thermische Reize. Bei Verletzung lösen sie Schmerz aus (Nozizeption). Auch die Haarbälge können von freien Nervenänderungen umgeben sein.

Merkel-Zellen (Bezeichnung SA I für "*slowly adapting type 1*") kommen in der unbehaarten Haut vor und bestehen aus einer freien Nervenendung, die am Ende scheibenförmig verdickt ist. Sie liegen nahe an der Hautoberfläche und reagieren mit guter Auflösung auf die *Stärke* einer (in erster Linie) vertikalen Verformung der Haut.

Ruffini-Körperchen (Bezeichnung SA II für "*slowly adapting type 2*") sind ebenfalls am Ende scheibenförmig verdickte Nervenendungen. Sie reagieren auf Druck (nach manchen Quellen auch auf Änderungen des Druckes). und sind dabei besonders empfindlich auf tangentielle Verformungen der Haut [LED 82].

Meißner-Körperchen (Bezeichnung RA für "*rapid adapting*"¹⁷) bestehen aus ovalen, etwa 0,1 mm langen, scheibenförmigen Zellen, die in einer Bindegewebshülle in den Papillen der Lederhaut eingelagert sind. Mit den zwischen den Scheiben eingelagerten Nervenendungen, bilden sie einen nur auf *Druckänderungen* an-

¹⁵ Die „Nonius-Auflösung des Auges (Erkennung von zwei gegeneinander versetzten Linien) beträgt sogar nur rund 2 Bogensekunden (siehe Kapitel 2.4.2c).

¹⁶ Die Art der jeweils adäquaten Reize wird in der Literatur nicht einheitlich angegeben. Die medizinische Literatur [BET 91, DUD 96] spricht neben der Reaktion auf Druckänderungen (dp/dt - also eine Geschwindigkeit) bei Vater-Pacini-Körperchen auch von der Reaktion auf eine Änderung der Geschwindigkeit (dp/dt^2 - also eine Beschleunigung), ohne den Vorgang jedoch näher zu erklären.

¹⁷ In der Literatur auch manchmal als QA für "quickly adapting" bezeichnet.

sprechenden Rezeptor. Da Ihre Dichte besonders an den Fingerspitzen hoch ist (bis zu $200/\text{cm}^2$) und sie auch nahe an der Hautoberfläche liegen, werden sie vor allem mit dem Tastsinn in Verbindung gebracht und daher auch als „Meißner-Tastkörperchen“ bezeichnet.

Die tiefer im Unterhautbindegewebe befindlichen Vater-Pacini-Körperchen (PC = *Pacini corpuscles*; auch *Pacini-Korpuskel* oder *Lamellen-Körperchen* genannt) reagieren auf Druckänderungen. Sie können bis zu 4 mm lang und 1 mm dick werden und weisen eine geschichtete Struktur ähnlich einer Zwiebel auf (Abb. A 2.34). Manche Literaturangaben schreiben ihnen Reaktion auf Beschleunigungen zu.

Die Lage der Mechano-Rezeptoren in der menschlichen Fingerkuppe ist in Abb. A 2.35 dargestellt.

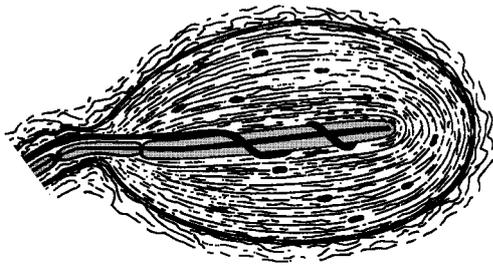


Abb. A 2.34: Schnitt durch ein Vater-Pacini-Körperchen [BET 91].

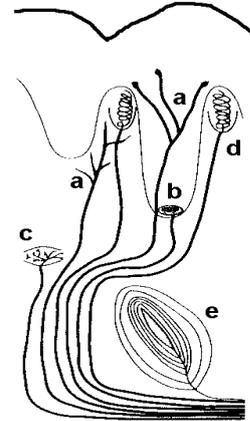


Abb. A 2.35: Mechano-Rezeptoren der menschlichen Haut [DUD 96]: a: freie Nervenendigungen; b: Merkel-Zelle; c: Ruffini-Körperchen; d: Meissner-Körperchen; e: Vater-Pacini-Körperchen.

Wie alle Rezeptoren weisen auch Mechano-Rezeptoren bei Dauerreizung Adaptation auf (d.h. sie reagieren nur auf eine Änderung des Reizes). Die Meißner-Körperchen (RA) reagieren auf eine Druckänderung, sie sind also Geschwindigkeitssensoren und sind bei Reizfrequenzen zwischen 5 Hz bis 40 Hz dominant. Die Vater-Pacini-Körperchen (PC) hingegen reagieren nur auf Vibrationen im Bereich von 40 Hz bis 400 Hz [LED 82, FOU 86, BET 91, FRI 94, DUD 96]. Einen zusammenfassenden Überblick gibt (Tabelle A 2.8).

Typ	adäquater Reiz	Besonderheit
SA I (Merkel-Zellen)	Druck, statische vertikale Verformung	Nahe der Hautoberfläche, kleine rezeptive Felder, hohe Ortsauflösung
SA II (Ruffini-Körperchen)	Druck (und Geschwindigkeit ?), statische (und dynamische ?) vertikale und tangentielle Verformung	In tieferen Hautschichten, Reaktion auf Reibung, große rezeptive Felder
RA (Meissner-Körperchen)	Geschwindigkeit, Vibrationen von 5 Hz bis 40 Hz	Nahe der Hautoberfläche, hohe Dichte, kleine rezeptive Felder, gute Auflösung
PC (Vater-Pacini-Körperchen)	Geschwindigkeit (Beschleunigung ?), Vibrationen von 40 Hz bis 400 Hz	In tieferen Hautschichten, sehr große rezeptive Felder, Auslenkungen von einigen μm sind ausreichend

Tabelle A 2.8: Typen von Mechano-Rezeptoren der Haut und adäquate Reize.

Diese Zusammenhänge sind dann wichtig, wenn der Tastsinn für (alternative) Informationsvermittlung verwendet werden soll. Will man beispielsweise Vibrationen mit geringster Amplitude vermitteln, dann muß die Frequenz des Reizes über 40 Hz liegen. Soll eine besonders gute räumliche Auflösung erreicht werden, dann sollten vornehmlich vertikal wirkende und langsame Reize zum Einsatz kommen.

Diese allgemeinen Aussage sind jedoch mit Vorsicht zu verwenden. So haben Versuche, bei denen matrixförmige Anordnungen von vibrierenden Stiften verwendet wurden, ergeben, daß sie die Bewegungsrichtung eines aus diesen Stiften dargestellten linienförmigen Objekten leichter erkennen läßt, wenn die Stifte mit 320 Hz vibrieren als wenn man den Versuch bei 40 Hz ausführt [SUM 99b.]. Die Qualität der taktilen Wahrnehmung hängt offenbar von wesentlich mehr Parametern ab, als sich durch die Eigenschaften der Rezeptorzellen vo-

raussagen ließe. Bei der Entwicklung von taktilen Anzeigeelementen sollten daher bestehende Schulweisheiten getrost hinterfragt werden.

Sicher ist hingegen, daß der durch die schnell adaptierenden Rezeptoren (RA und PC) vermittelte Eindruck einen wesentlichen Beitrag zur taktilen Gesamtwahrnehmung leistet. Dies läßt sich leicht überprüfen, wenn man versucht, verschiedene Arten von Textilien allein durch vertikales, stationäres Berühren mit einem Finger zu unterscheiden. Erst bei einer gleitenden Bewegung des Fingers über die Oberfläche, werden und Texturunterschiede bewußt. Das ist darauf zurückzuführen, daß die tangentielle Bewegung eine Fülle dynamischer Reize (Vibrationen unterschiedlichster Frequenzen) hervorruft, durch die die schnell adaptierenden Rezeptoren angesprochen werden [LED 82]. Als optimale Geschwindigkeit für die Diskriminierung von Oberflächentexturen wird in der Literatur 15 cm/sec angegeben, was verblüffend gut mit jener Geschwindigkeit übereinstimmt, mit der geübte Blindenschrift-Leser/Leserinnen eine Textzeile überstreichen.

Die Leistung des Tastsinns ist von der Hauttemperatur abhängig. Die kalte Haut ist weniger elastisch und kann dynamischen mechanischen Verformungen daher nicht so schnell folgen. Auch sinkt die Leistungsfähigkeit der Rezeptoren mit der Temperatur, sodaß Oberflächen bei Kälte glatter wirken als bei normaler Temperatur (z.B. 32°C für die typische Hauttemperatur der Hand).

Neben den hier beschriebenen Mechano-Rezeptoren in der Haut verfügt der Körper noch über zahlreiche andere druckempfindliche Sensoren, die z.B. den Blutdruck regulieren oder für die Steuerung von Abläufen im Verdauungstrakt verantwortlich sind. Ihre Signale dringe nicht oder nur bei besonders starker Reizung der Rezeptoren in das Bewußtsein.

2.5.4 Räumliche Diskriminierung

Die räumliche Diskriminierung von zwei nebeneinander liegenden taktilen Reizen, sodaß sie als voneinander getrennt wahrgenommen werden können, ist relativ gering und auch stark von der jeweiligen Hautpartie abhängig. Für die Zweipunktunterscheidung (*Zweipunktdiskriminierung*) an verschiedenen Körperstellen finden sich in der Literatur folgende Werte (Tabelle A 2.9):

Körperregion	Mindestabstand [mm] für Zweipunktdiskriminierung
Oberschenkel	68
Rücken	54
Stirn	22
Fingerrücken	16
Daumen	9
Nasenspitze	7
Lippenrot	4
Fingerbeere	2
Zungenspitze	1

Tabelle A 2.9: Zweipunktdiskriminierung von Tastreizen in verschiedenen Körperregionen [BET 91].

Die feinste Diskriminierung ermöglicht also die Zunge gefolgt von den Fingerbeeren. Gerade die großen Hautpartien, die sich hinsichtlich ihrer Fläche für die taktile Wahrnehmung von Bildern anbieten würden, schneiden bei der räumlichen Reizdiskriminierung äußerst schlecht ab. Zusätzlich muß unterschieden werden, ob beide taktilen Stimuli gleichzeitig (*simultan*) oder nacheinander (*sukzessiv*) präsentiert werden. Da auch die Haut sogenannte rezeptive Felder kennt (Näheres dazu siehe im Kapitel 2.4.5), die von Feldern mit lateraler Inhibition umgeben sind, ist die Diskriminierung bei simultanen Zweipunktreizen (der zweite Reiz fällt in das inhibierende Gebiet) geringer als bei der sukzessiven Präsentation.

2.5.5 Absoluter Lokalisierungsfehler und Saltation

Außer der Zweipunktdiskriminierung kann noch gemessen werden, wie groß die mittlere Abweichung zwischen dem subjektiv wahrgenommenen Ort und dem tatsächlichen Reizort ist. Auch der absolute Lokalisierungsfehler ist stark vom Körperteil abhängig. Typische Werte können der Tabelle A 2.10 entnommen werden [GEL 86]:

Körperregion	Mittlerer Lokalisierungsfehler [mm]
Oberschenkel	12
Rücken	12
Stirn	4
Fingerbeere	2
Lippenrot	1,5

Tabelle A 2.10: Mittlerer absoluter Lokalisierungsfehler bei taktilen Reizen.

Bei der Lokalisierung mehrerer taktiler Reize in bestimmter zeitlicher Abfolge tritt eine Verschiebung des wahrgenommenen Reizortes auf, die *Saltation* (Sprung) genannt wird. Für den Versuch wird die in Abb. A 2.36 dargestellte Anordnung verwendet. Auf einer Hautpartie werden im Abstand von z.B. 10 cm zwei taktiler Reizgeber (RG A und RG B) angebracht. Die drei zeitlich aufeinanderfolgenden Reize werden so ausgelöst, daß Reiz 1 und Reiz 2 vom RG A und Reiz 3 vom RG B erzeugt werden [GEL 86].



Abb. A 2.36: Anordnung der Reizgeber beim Saltationsversuch; RG = Reizgeber

Die zeitliche Abfolge der drei Reize ist in Abb. A 2.37 dargestellt. Zwischen Reiz 1 und Reiz 2 (beide kommen über den RG 1) liegt immer ein Zeitintervall von etwa 1 s. Die Zeit zwischen Reiz 2 und Reiz 3 wird im Bereich von 25 bis 200 ms variiert.

Liegt zwischen Reiz 2 und Reiz 3 eine Zeitspanne von ≥ 200 ms, dann wird Reiz 2 (wie zu erwarten) am Ort von RG A (von dem ja der Reiz angegeben wurde) wahrgenommen. Bei Verkürzung des Intervalls wandert die Empfindung von Reiz 2 kontinuierlich in Richtung RG B¹⁸. Bei Intervallen von ≤ 25 ms wird Reiz 2 am Ort von RG B wahrgenommen (Abb. A 2.37).

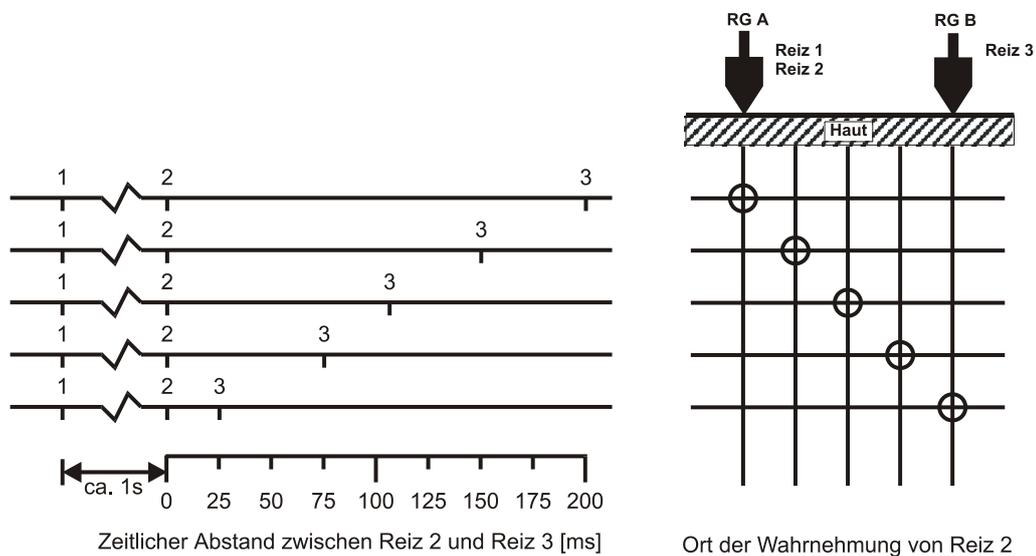


Abb. A 2.37: Saltation taktiler Reize

Durch Saltation können also Wahrnehmungen an Orten hervorgerufen werden, an denen überhaupt keine Stimulation stattgefunden hat. Für die Rehabilitationstechnik kann darin die Möglichkeit bestehen, Reize auch an solchen Orten hervorzurufen, wo entweder zufolge einer Schädigung gar keine funktionierenden Rezeptoren vorhanden sind oder wo sich andererseits aus technischen Gründen kein Reizgeber befindet. Saltation kommt nicht nur bei der taktilen Wahrnehmung vor, es gibt auch visuelle¹⁹ und auditive Saltation.

¹⁸ Bei den hier erwähnten Versuchen von Geldard [GEL 86] wurde ausschließlich die Verschiebung des zweiten Reizes in Richtung zum Ort des dritten Reizes beobachtet und beschrieben. Spätere Versuche lassen vermuten, daß es sich bei der Saltation um einen symmetrischen Prozeß handelt, daß also auch der dritte Reiz eine Verschiebung erfährt, und zwar in Richtung auf den vorher abgegebenen Reiz 2 [KIL 95].

¹⁹ Durch Saltation können visuelle Wahrnehmungen sogar innerhalb des blinden Flecks hervorgerufen werden.

2.5.6 Kenngrößen für den Tastsinn

Nachfolgende Kenngrößen für den Tastsinn der Finger, insbesondere des vordersten Fingergliedes des Zeigefingers, finden sich in der Literatur (Tabelle A 2.11):

Bandbreite des Tastsinns	10^1 bis 10^2 bit/s
Verhältnis zur visuellen Bandbreite	1:10.000 bis 1:100.000
Statische Zweipunktdiskriminierung an der Fingerspitze	> 2,5 mm
Dynamische Zweipunktdiskriminierung an der Fingerspitze (bei Bewegung des Fingers über das Objekt)	> 1 mm
Diskriminationsschwelle für aufeinanderfolgende taktile Reize	10 ms
Absolute Schwelle für das Erkennen einer Erhebung auf einer glatten Oberfläche (bei einer tangentialen Streichbewegung der Fingerspitze über die Oberfläche)	0,002 mm
Taktile Auflösung der Fingerspitze für Gitterstrukturen	ca. 1 Linie/mm
Erkennen von Vibrationen	bis einige wenige 100 Hz

Tabelle A 2.11: Kenngrößen für den Tastsinn [WAY 97, KOK 87, HOW 97].

Für die statische Wahrnehmbarkeit muß eine taktile Information demnach eine räumliche Auflösung von mehr als 2,5 mm für voneinander zu unterscheidende Reize aufweisen. Für die Darstellung einer aus Punkten gebildeten Linie, die als einigermaßen kontinuierlich empfundenen werden soll, dürfen die einzelnen Punkte einen Abstand von 1 mm nicht überschreiten (diese Angabe gilt für den bewegten Finger).

2.5.7 Vergleiche mit der visuellen Wahrnehmung

Da der Tastsinn eine Möglichkeit zur Substitution der visuellen Wahrnehmung bietet (z.B. Lesen von Blindenschrift) wollen wir hier die Leistungen des Tastsinns im Vergleich zu denen des Auges näher und unter Berücksichtigung der praktischen Anwendbarkeit betrachten [ZAG 97].

a) Räumliche Auflösung – Informationsdichte

Je nachdem ob für die räumliche Auflösung des Tastsinnes (mit der Fingerbeere) der statische Wert von 2,5 mm oder der dynamische Wert von 1 mm für die Zweipunktdiskriminierung herangezogen wird, lassen sich auf einer DIN A4²⁰ großen Fläche 10.000 bis 60.000 taktile diskriminierbare Punkte unterbringen.

Wird ein DIN A4 Blatt mit den Augen aus dem üblichen Leseabstand von 40 cm betrachtet und für einen Visus 1 von einer visuellen Auflösung von 1 Bogenminute ausgegangen²¹, dann kommen wir auf etwa $4,6 \cdot 10^6$ unterscheidbare Bildpunkte, also auf Faktoren zwischen 75 und 460 im Vergleich mit der statisch und dynamisch erzielbaren taktilen Wahrnehmungsdichte. Anders ausgedrückt: Für die Darstellung von rund 10.000 wahrnehmbaren Punkten genügt für das Auge (Abstand 40 cm) eine Fläche von 10 mm x 14 mm. Bei Verwendung der dynamischen taktilen Wahrnehmung können 10.000 Punkte auf einer Fläche von 85 mm x 120 mm untergebracht werden, für die statische Wahrnehmung ist ein Blatt der Größe DIN A4 erforderlich (die Größenverhältnisse sind in Abb. A 2.38 dargestellt

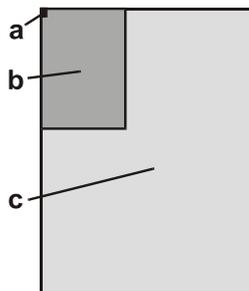


Abb. A 2.38: Erforderliche Flächen für die Wahrnehmung der gleichen Anzahl von Bildpunkten: (a) visuell, (b) dynamisch-taktile, (c) statisch-taktile.

²⁰ DIN A4: 210 mm x 297 mm

²¹ Das entspricht einer Strecke von 0,12 mm auf der betrachteten Fläche

b) Gleichzeitig wahrnehmbare Fläche

Ein weiteres Unterscheidungskriterium ist die gleichzeitig wahrnehmbare Fläche. Für den Tastsinn kann die aktive Beobachtungsfläche mit dem vordersten Glied des Zeigefingers (etwa 20 mm x 10 mm) angesetzt werden, also mit einer Fläche von 200 mm². Für die dynamische taktile Wahrnehmung ergibt das 200 unterscheidbare Punkte, im statischen Fall maximal 32 Punkte.

Setzen wir für die Fovea centralis einen Durchmesser von 2 mm und somit ein Bildwinkel von ca. 7° an, dann ergibt sich für einen Betrachtungsabstand von 40 cm eine Fläche von rund 2.000 mm² oder 140.000 unterscheidbare Punkte. Hinsichtlich der *gleichzeitig* wahrnehmbaren Information kommen wir hier bereits auf Faktoren zwischen 700 und 4.300.

2.5.8 Funktionalität des Tastsinns – Stereognosis

Sehen und Hören erfolgt mehr oder minder unwillkürlich. Optische und akustische Reize drängen sich auf. Der Tastsinn hingegen erfordert bewußte Aktionen des Beobachters / der Beobachterin.

Taktile Information (Texte in tastbarer Schrift, Bilder, Gegenstände) werden sowohl von blinden wie von sehenden "*blindfolded*"²² ("augenverbundenen") Personen in einem zweistufigen Vorgang erkundet:

Gewinnung eines globalen Überblicks über das gesamte Blatt oder den Gegenstand.

Erkundung einzelner Details (einzelne taktile Schriftzeichen oder Details des Objektes).

Dadurch wird deutlich, daß zur Wahrnehmung der Oberfläche über den Tastsinn (die zweidimensionale *taktile* Komponente) auch noch die räumlichen Beziehungen zugeordnet werden müssen, die sich aus der Stellung der Finger, Hände und Arme ergeben (die dreidimensionale *haptische* Komponente). Während die räumliche Wahrnehmung visuell unwillkürlich in einem Schritt erfolgt (sieht man davon ab, daß das Auge das Betrachten eines Bildes durch die Ausführung von Saccaden und Fixationen auch in viele Schritte auflöst – siehe Kapitel 2.4.2g), ist für die haptische Raumwahrnehmung (*Stereognosis*) das Zusammenspiel des Tastsinnes und der Propriozeption (Wahrnehmung der Lage der Gliedmaßen und der dabei aufgewendeten Kräfte – siehe Kapitel 2.8) erforderlich. Für eine umfassende Behandlung der "Raumauffassung bei Blindgeborenen (vor und nach ihrer Operation)" siehe [SEN 31].

Dieses Wahrnehmen *absoluter* Raumkoordinaten ist jedoch nicht mit einer dem Auge vergleichbaren Präzision möglich. Daher verwenden blinde Personen im allgemeinen beide Hände, wenn sie tastbar Pläne oder dreidimensionale Gegenstände abtasten. Durch eine Hand wird auf diese Weise ein Referenzpunkt im Wahrnehmungsraum festgelegt, während die andere die Erkundung in einem kleinen Bereich relativ zu diesem Fixpunkt vornimmt.

An dieser Stelle seien noch drei weitere Besonderheiten erwähnt, die beim Vergleich zwischen visueller und taktile Wahrnehmung festgestellt wurden:

a) Lageinvarianz der haptischen Wahrnehmung

Wird ein tastbares Bild, das einer Versuchsperson zur Betrachtung vorgelegt wird, um einen bestimmten Winkel aus der Normallage (also aus der für das dargestellte Objekt typischen Lage) gedreht, haben blinde Menschen im allgemeinen keine zusätzlichen Schwierigkeiten bei der Interpretation während "*blindfolded*" Personen durch eine Winkeländerung stark beeinträchtigt werden [WAY 97]. Blinde Personen zeigen also beim Wahrnehmen taktile Vorlagen eine wesentlich höhere Lageinvarianz als Menschen, die es gewohnt sind, ihre Umgebung visuell zu erfassen.

b) Verdeckung, Perspektive und Schatten

Die Verdeckung eines Objektes durch ein anderes, die Perspektive und die Bildung von Schatten sind Effekte, mit denen wir in der visuellen Wahrnehmung vollkommen vertraut sind, die sich aber nicht auf die taktile und haptische Wahrnehmung nicht übertragen lassen. Die Gründe dafür sind einleuchtend:

- Schattenbildung wird durch geradlinig verlaufende Lichtstrahlen hervorgerufen, für die blinde Personen beim haptischen Wahrnehmen keinerlei Entsprechung haben.
- Verdeckung eines Objektes kann durch ein anderes, nicht durchsichtiges Objekt erfolgen, das sich auf der Sichtlinie des Beobachters / der Beobachterin befindet. Das Ertasten mit den Händen erfolgt nicht entlang von geraden Linien, die von einem einzigen Punkt ausgehen. Den Händen sind bei einem Gegenstand (geeigneter Größe) durchaus Flächen zugänglich, die dem Auge verborgen bleiben.

²² Da die deutsche Sprache offenbar über kein eigenes Vokabel verfügt, mit dem sehende Personen, deren visuelle Wahrnehmungsmöglichkeit für Versuche vorübergehend durch eine Augenbinde ausgeschlossen wird, bezeichnet werden können, wird hier der englische Fachausdruck „*blindfolded*“ verwendet.

- Perspektive bedeutet, daß die Größe eines Objekts mit der Entfernung scheinbar zunimmt. Bei der haptischen Wahrnehmung ist die maximal erreichbare Entfernung zum Beobachter / zur Beobachterin durch die Länge der Arme begrenzt. Die wahrgenommene Größe wird aber außerdem immer nur im Kontakt mit dem Gegenstand (also aus dem Abstand "Null") erfahren und ist daher eine Konstante.

Für die Rehabilitationstechnik haben diese Überlegungen deshalb Bedeutung, weil es unangebracht ist, jene Gesetzmäßigkeiten, die bei der visuell orientierten bildlichen Darstellung zur Anwendung kommen, auf taktile Graphiken zu übertragen.

Sehende Menschen haben es gelernt, daß zweidimensionale Abbildungen von dreidimensionalen Gegenständen mehr oder weniger so aussehen, wie auf einer photographischen Aufnahme. Diese Art der "Anschauung" ist aber weder angeboren noch in verschiedenen Epochen und Kulturkreisen in gleicher Weise vorhanden. So wurde die Perspektive für die Malerei erst im 15. Jahrhundert entdeckt²³. In bildlichen Darstellungen des alten Ägyptens hingegen bestimmte allein die gesellschaftliche Bedeutung einer Person die dargestellte Größe und nicht irgendein geometrischer Bezug. Auch heute finden sich von unseren Konventionen abweichende Vorstellungen z.B. bei afrikanischen Kindern und Erwachsenen (Abb. A 2.39).

Diese Darstellung von eigentlich verdeckten Flächen ("*split type drawing*") findet sich in gleicher Weise auch bei Kleinkindern westlicher Industrieländer. So hat die Tochter des Autors im Alter von 5 Jahren die in Abb. A 2.40 dargestellte Zeichnung eines Adventkranzes angefertigt, bei dem sich die Kerzen in gleicher Weise verhalten wie die Elefantenfüße in Abb. A 2.39.

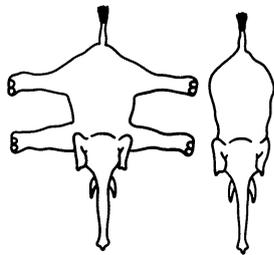


Abb. A 2.39: Unterschiedliche Ansichten eines Elefanten aus der Vogelperspektive: Afrikanische Kinder und Erwachsene (Sambia) gaben an, daß die linke Abbildung den Elefanten besser wiedergibt als die rechte [ZAJ 93].



Abb. A 2.40: "Adventkranz", Zeichnung eines fünfjährigen Kindes (© Victoria Zagler).

Der perspektivische Umgang mit graphischen Darstellungen ist demnach eine im Zusammenspiel mit der visuellen Wahrnehmung der Umwelt erlernte Praxis. Personen, die von Geburt an blind sind, fehlen diese Erfahrungen und fertigen daher ebenfalls Zeichnungen in der Form von "split type drawings" an (Abb. A 2.41).

Eine weitere bei blinden Personen zu beobachtende Methode der zweidimensionalen Abbildung ist das "Herausklappen" von Flächen, um sie in der Zeichenebene abbilden zu können. Eine auf einem Tisch liegende Flasche wird somit zu einem Rechteck, an das zwei Kreise angehängt sind (Abb. A 2.42)

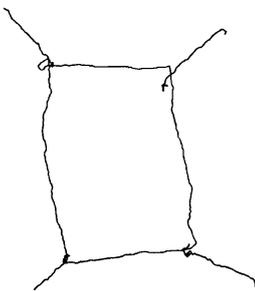


Abb. A 2.41: Ein Tisch, gezeichnet von einer blinden Person [KUR 96].

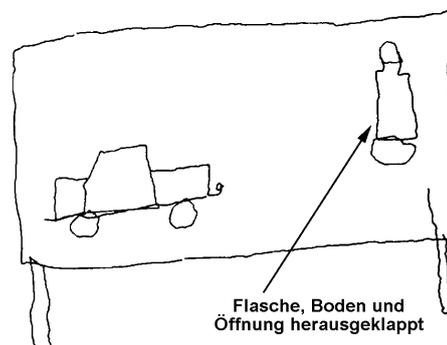


Abb. A 2.42: Auf einem Tisch steht ein Spielzeugauto und eine Flasche Zeichnung einer blinden Person [KUR 96]

c) Aktivitäten des visuellen Cortex

Durch Messungen konnte gezeigt werden, daß es bei blinden (früherblindeten) Personen im visuellen Cortex zu gesteigerten Aktivitäten kommt, wenn diese Personen taktile Reize verarbeiten (Lesen von Blindenschrift)²⁴.

²³ Brunelleschi, Florenz, zwischen 1412 und 1425 [ZAJ 93]

²⁴ Nature Nr. 6574, p. 526

Sehende Vergleichspersonen zeigten diese Gehirnaktivität nicht. Offenbar können früherblindete Personen den sonst brachliegenden visuellen Cortex für die Unterstützung von taktilen und haptischen Wahrnehmungsvorgängen nutzen.

2.6 Ohr und auditive Wahrnehmung

2.6.1 Definitionen

Das Ohr dient der Wahrnehmung von Schallwellen, worunter Dichteschwingungen eines elastischen Mediums verstanden werden. Für das Ohr sind das üblicherweise Druckschwankungen der umgebenden Luft. Die physikalische Beschreibung des Schalls wird *Akustik* genannt, während man die anatomischen und physiologischen Vorgänge der Schallwahrnehmung als *auditiv* bezeichnet.

Als *Ton* wird eine Sinusschwingung mit *einer* bestimmten Frequenz bezeichnet. Die Überlagerung endlich vieler Töne und deren Obertöne nennt man *Klang*. Ein *Geräusch* besteht aus der Überlagerung unendlich vieler Töne. Den zur Wahrnehmung eines Tones mindestens erforderlichen Schalldruck bezeichnet man als Hörschwelle.

2.6.2 Meßgrößen

Der Schalldruck (*Sound Pressure Level = SPL*) wird in Pascal ($1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2$) gemessen. Wegen der in der Akustik sonst erforderlichen großen Zahlen wird üblicherweise mit dem *Schalldruckpegel* L gearbeitet, ein in Dezibel angegebenes logarithmisches Maß, das das Verhältnis zum Bezugsschalldruck p_0 angibt:

$$L = 20 \log \frac{P_x}{P_0} [\text{dB}]$$

wobei p_0 der willkürlich festgelegte Bezugsschalldruck: $p_0 = 2 \cdot 10^{-5} \text{ N/m}^2$ ist.

20 dB bedeuten somit eine Verzehnfachung des Schalldrucks. Einer Verdopplung des Schalldruckes entspricht ein Zuwachs von 6 dB. Beträgt der Hörverlust einer Person 80 dB (das ist die Mitte jenes Bereiches, der als hochgradige Hörschädigung bewertet wird), dann ist der 10.000-fache Schalldruck in bezug auf eine normal hörende Person erforderlich.

Das Maß für die (subjektive) Lautstärke eines Schalls ist das Phon. Die Lautstärke ist zahlenmäßig gleich dem Schalldruckpegel (in dB) für einen gleich laut empfundenen 1.000 Hz Ton (Abb. A 2.43). Die *Isophone* ist die Menge aller gleich laut empfundenen Töne.

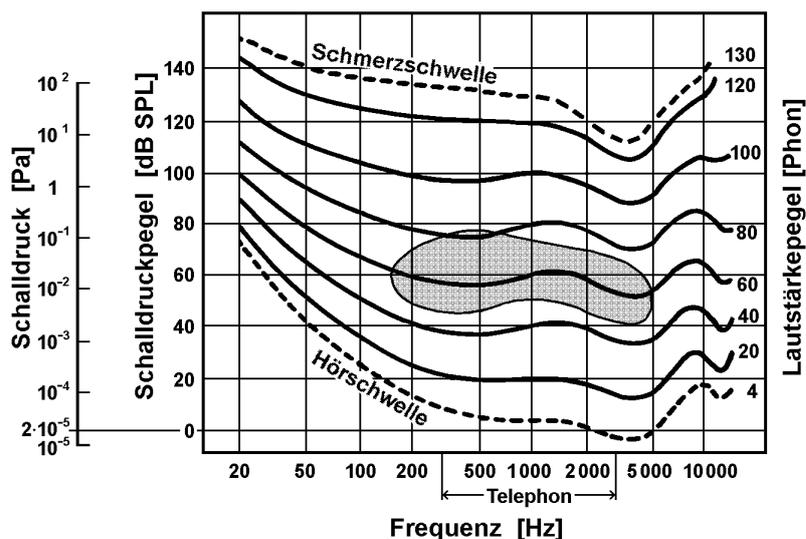


Abb. A 2.43: Dynamikbereich des Ohres. Die Kurven geben gleich laut empfundene Lautstärke in Phon an (Isophone); schattiert: Hauptsprachbereich; nach [BET 91, SCH 97] Der für Telephon angegebene Frequenzbereich bezieht sich auf die Bandbreiten analoger Telefonsysteme²⁵ [TET 91].

²⁵ Analoge Telefonsysteme sind mit einer Bandbreite von ca. 3,1 kHz (300 bis 3400 Hz) spezifiziert. Digitale Systeme (ISDN) können Bandbreiten von typisch 7 kHz erreichen.

Unter der *Schallimpedanz* versteht den Wellenwiderstand (Produkt aus Dichte und Schallgeschwindigkeit) eines Mediums [PSC 98].

Für die Bewertung von Hörleistungen bzw. Hörverlusten in der Audiometrie (siehe Kapitel 2.6.5) wird ein logarithmisches Maß (dB) verwendet, dessen Nullpunkt bei der jeweils betrachteten Frequenz die "normale Hörschwelle" ist (audiometrischer Nullpunkt). Hörverluste werden in dB HV oder dB HL (Zusatz HV für Hörverlust bzw. HL für Hearing Loss oder Hearing Level) angegeben und geben an, um wieviel dB der Schalldruck über die normale Hörschwelle (siehe Abb. A 2.43) angehoben werden muß, damit eine hörbehinderte Person einen Ton bei einer bestimmten Frequenz wahrnehmen kann.

Zur Bewertung der Wahrnehmung von akustischen Signalen bei Anwesenheit von Störgeräuschen wird ein weiteres mit dB SL (Zusatz SL für Sensation Level) bezeichnetes Verhältnis verwendet. Die Referenzschwelle (also 0 dB SL) wird für eine bestimmte zu bewertende Hörsituation dort gelegt, wo die Versuchsperson das Schallereignis (das Signal) bei 50% der durchgeführten Messungen aus dem Hintergrundgeräusch (Rauschen) heraushören kann. Der in dB SL angegebene Schalldruckpegel gibt daher an, um wieviel ein Signal über dieser Referenzschwelle liegt. Mit anderen Worten wird damit das Signal-Rausch-Verhältnis angegeben [HEL 93].

2.6.3 Anatomie des Ohres

a) Äußeres Ohr

Das äußere Ohr – von der Ohrmuschel bis zum Trommelfell – stellt einen etwa 3 bis 3,5 cm langen Trichter dar, der die Schallwellen aus der Umgebung zum Trommelfell leitet. Dabei ist es wichtig, daß die Luft auf beiden Seiten des Trommelfells die gleiche Temperatur (Körpertemperatur) hat, da sonst die unterschiedliche Brownsche Molekularbewegung wegen der hohen Empfindlichkeit des Ohres bereits störend wahrnehmbar wäre.

Der äußere Gehörgang wirkt verstärkend und weist bei der Resonanzfrequenz (ca. 2.500 Hz) eine Verstärkung von 20 dB auf. Diese Verstärkung liegt also in jenem Bereich, der für das Sprachverständnis wichtig ist (Hauptsprachbereich, siehe Abb. A 2.43). Da beim Kleinkind der äußere Gehörgang nur wenige Millimeter lang ist, verschiebt sich die Resonanz deutlich zu höheren Frequenzen, was zur Folge hat, daß Kleinkinder hohe Frequenzen bevorzugter wahrnehmen.

b) Mittelohr

Die Weiterleitung des Schalls im Mittelohr (Paukenhöhle) – zwischen dem Trommelfell und dem ovalen Fenster – erfolgt über die drei gelenkig miteinander verbundenen Gehörknöchelchen: Hammer (*Malleus*), Amboß (*Incus*) und Steigbügel (*Stapes*). Der Durchmesser der Paukenhöhle (vom Trommelfell bis zur Innenwand) beträgt nur etwa 5mm. Die Dicke des Trommelfells beträgt 0,1mm (Abb. A 2.44).

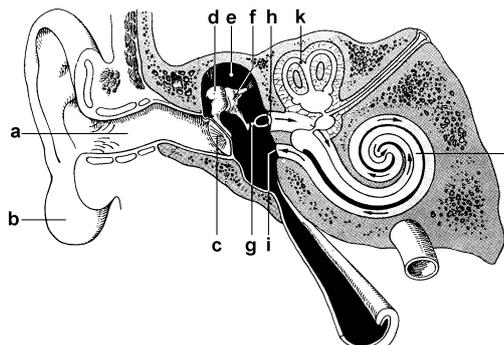


Abb. A 2.44: Schnitt durch das Ohr [FAL 96]

a: Äußerer Gehörgang; b: Ohrläppchen; c: Trommelfell; d: Hammer; e: Paukenhöhle;
f: Amboß; g: Steigbügel; h: Steigbügelplatte im ovalen Fenster; i: rundes Fenster;
j: Schnecke; k: Bogengänge des Vestibularapparates (Gleichgewichtsorgan)

Die Auslenkungen des Trommelfells (bei der Hörschwelle kleiner als 10^{-10} m, das ist 1 Å, 0,1 nm oder etwa der Durchmesser eines Wasserstoffatoms) werden in komplizierten (frequenzabhängigen) Bewegungen über die drei Gehörknöchelchen zum ovalen Fenster übertragen. Dabei wird einerseits die Bewegungsamplitude durch die Hebelwirkung der Gehörknöchelchen herabgesetzt (etwa um den Faktor 0,7) bzw. die Kraft, die am ovalen Fenster zur Verfügung steht, entsprechend vergrößert. Andererseits verhalten sich die Flächen von Trommelfell und ovalem Fenster etwa wie 20:1, wodurch eine bedeutende Druckerhöhung (Druck = Kraft/Fläche) erzielt wird. Genaue Messungen gestalten sich überaus schwierig, doch geht man in der Literatur von einer gesamten Druckverstärkung um den Faktor 35 aus. Theoretisch kann unter Einbeziehung aller Faktoren der Wert aber auch wesentlich höher liegen.

Diese Druck-Transformation ist erforderlich, da ohne sie das flüssigkeitsgefüllte Innenohr nur äußerst schlecht von schwingender Luft angeregt werden könnte. Konkret würden durch Reflexion 98% der Schallenergie verloren gehen und nur 2% an das Innenohr weitergegeben werden. Die Impedanzanpassung durch das Mittelohr erreicht, daß im Mittel 60% der Schallenergie übertragen werden können.

Die Gehörknöchelchen bewirken außerdem, daß die Schallenergie nicht auf das gesamte Innenohr sondern nur auf das ovale Fenster übertragen wird. Das runde Fenster (die zweite Verbindungsstelle zwischen Mittelohr und Innenohr) kann daher gegenphasig schwingen, was für die Funktion der Schnecke (siehe Kapitel 2.6.4a) von großer Bedeutung ist.

Schließlich kommt dem Mittelohr auch noch eine gewisse Regelungsfunktion bzw. Schutzfunktion zu. Das Trommelfell und der Steigbügel sind mit Muskeln (Musculus tensor tympani am Trommelfell/Hammer und Musculus stapedius am Steigbügel) verbunden, die bei einem Schalldruckpegel von 60 - 80 dB oberhalb der Hörschwelle kontrahieren und dämpfend auf die Übertragung niederer Frequenzen wirken.

c) Innenohr

Das Innenohr enthält zwei Sinnesorgane, die vollkommen unterschiedliche Funktionen erfüllen, aber anatomisch einen Komplex bilden: Die Schnecke (*Cochlea*) das eigentliche Hörorgan und den Vestibularapparat, der das Gleichgewichtsorgan bildet (Abb. A 2.44).

Die Schnecke (*Cochlea*) ist ein in den Schädelknochen eingelassener spiralförmiger Gang, in dem der zweiteilige häutige Schneckengang (*Scala media* oder *Ductus cochlearis*) schwingfähig befestigt ist. Damit besteht die Schnecke aus drei flüssigkeitsgefüllten Gängen. In der Mitte der mit Endolymphe²⁶ gefüllte häutige Schneckengang mit dreieckigem Querschnitt, darüber die Vorhof-treppe (*Scala vestibuli*) und darunter die Paukentreppe (*Scala tympani*). Die beiden letztgenannten Gänge sind mit Perilymphe²⁶ gefüllt. Kurz vor dem Ende der Schnecke (*Helicotrema*) endet der häutige Schneckengang blind, sodaß die beiden Treppen dort ineinander übergehen (Abb. A 2.45 und Abb. A 2.46).

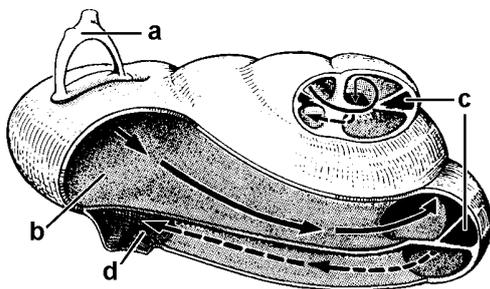


Abb. A 2.45: Die Schnecke (rechtes Ohr), geöffnet; a: Steigbügel im ovalen Fenster; b: Beginn der Vorhof-treppe; c: häutiger Schneckengang; d: rundes Fenster am Ende der Paukentreppe; [BET 91].

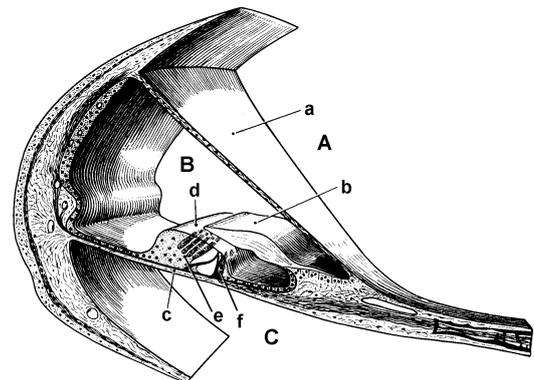


Abb. A 2.46: Schematischer Querschnitt durch die Schnecke [BET 91]: A: Vorhof-treppe; B: häutiger Schneckengang; C: Paukentreppe, a: Reissnersche Membran; b: Deckmembran; c: Basilmembran; d: Cortisches Organ; e: äußere Haarzellen; f: innere Haarzellen

2.6.4 Physiologie des Ohres

a) Mechanische Vorgänge in der Schnecke

Nach der Impedanzwandlung durch das Mittelohr empfängt das Innenohr das Schallsignal über die Vibrationen der Steigbügel-Fußplatte im ovalen Fenster, die sich auf die Flüssigkeit der Vorhof-treppe übertragen. Da diese Flüssigkeit inkompressibel ist, muß bei einer Einwärtsbewegung des ovalen Fensters (Druckanstieg) der darunter liegende häutige Gang (auch cochleäre Trennwand genannt) nach unten ausweichen. Dies bewirkt einen Druckanstieg in der (darunterliegenden) Paukentreppe, was in weiterer Folge zu einer Auslenkung des runden Fensters am Ende der Paukentreppe führt. In der nachfolgenden Halbwelle der Schwingung sind die Verhältnisse genau umgekehrt.

²⁶ Endolymphe: hohe K⁺-, niedrige Na⁺-Konzentration; Perilymphe umgekehrt

Durch diese Auf- und Abbewegung der cochleären Trennwand kommt es zu einer Scherbewegung zwischen ihren einzelnen Bestandteilen und durch die Verschiebung der Deckmembran (*Membrana tectoria*; Tektorialmembran) zu einer Verbiegung der Sinneshärchen der Haarzellen des Cortischen Organs (Abb. A 2.46).

Die Haarzellen sind entlang der Cochlea in zwei parallel verlaufenden Gruppen angeordnet. Die etwa 8.000 inneren Haarzellen (IHC = *inner hair cells*) sind in einer Reihe angeordnet, die rund 14.000 äußeren Haarzellen (OHC = *outer hair cells*) bilden drei bis fünf Reihen. Jede dieser Haarzellen trägt 60 - 100 Sinneshärchen (*Stereozilien*). Trotz ihrer wesentlich größeren Zahl enden nur 5 bis 10% der Nervenfasern des Hörnervs an den OHC (hohe Konvergenz). Die wesentlich größere Zahl der 30.000 bis 40.000 Nervenfasern innerviert die IHC. Nicht alle Nervenfasern des Hörnervs sind afferent (verlaufen also von den Haarzellen zum ZNS). Etwa 1.800 sind efferent und stehen in Verbindung mit den im nächsten Abschnitt beschriebenen aktiven Vorgängen in der Cochlea [SIL 91, DUD 96, HEL 93, BET 91, ZEN 94a]. Die örtliche Dichte der Neuronen beträgt am Beginn der Cochlea (beim ovalen Fenster) 1.150 Ganglienzellen/mm und nimmt zum Helicotrema hin ab [LIN 81].

The ear is a machine with more than a million moving parts (...) We believe that the direct stimulus (...) is mechanical stress. Somehow, one hair cell, with hundreds of microscopic sensory hairs tugging on little filaments, is tugging on hundreds of ion channels. It's a machine that we believe to be entirely mechanical with hundreds of parts in each cell.
[Rle 97]

b) Ausbildung der Wanderwelle und cochleärer Verstärker

Bisher wurde die Mechanik des Innenohres nur dem Prinzip nach geschildert. Genauer betrachtet löst die Vibration des Steigbügel-Fußplatte zunächst nur am Beginn der Schnecke eine Bewegung der cochleären Trennwand aus, die sich im weiteren zeitlichen Verlauf als Wanderwelle entlang der gesamten Schnecke ausbreitet. Wir sprechen hier von der *passiven* Wanderwelle. Sie hat die besondere Eigenschaft, daß sie sich nicht mit gleicher oder nur abnehmender Amplitude entlang der Schnecke ausbreitet, sondern daß sie je nach ihrer Frequenz an einer bestimmten Stelle der Schnecke zu einem Maximum anwächst und danach ziemlich abrupt abklingt (Abb. A 2.47).

Der Ort, an dem die Wanderwelle ihr Maximum erreicht, ist von der Frequenz der Erregung abhängig und für die Frequenzselektivität des Ohres von ausschlaggebender (aber nicht hinreichender) Bedeutung. Hohe Frequenzen erzeugen das Maximum in der Nähe der Schneckenbasis (beim Steigbügel bzw. beim ovalen und runden Fenster), tiefe Frequenzen an der Schneckenspitze (Helicotrema). Frequenzgemische (Klänge, Geräusche) erzeugen mehrere Maxima entlang der Basilarmembran. Diese Betrachtungsweise liegt der Ortstheorie (tonotopischen Theorie) zugrunde (Abb. A 2.48 und Abb. A 2.49).

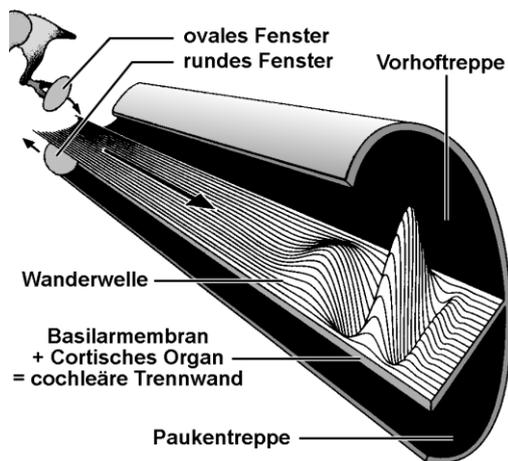


Abb. A 2.47: Darstellung der passiven Wanderwelle in der cochleären Trennwand [SCH 97].

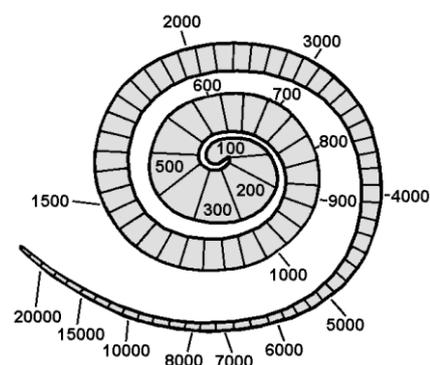


Abb. A 2.48: Frequenzdispersion (Frequenzangaben in Hz) entlang der Basilarmembran; nach [BOS 91].

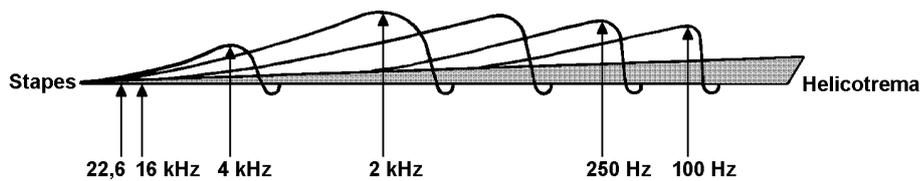


Abb. A 2.49: Lage der Einhüllenden von passiven Wanderwellen; die Cochlea ist hier aufgerollt dargestellt [ZEN 94a].

Die Ausbildung eines Schwingungsmaximums durch die passive Wanderwelle bewirkt neben der Frequenzselektion einen ersten Verstärkungseffekt. Ursprünglich hat man das Ohr als einen rein passiven Schallsensor betrachtet. Erst in neuester Zeit haben Untersuchungen gezeigt, daß die äußeren Haarzellen des Cortischen Organs mikromechanische Schwingungen von bis zu 20 kHz erzeugen können. Durch die frequenz- und ortsselektive Anregung der äußeren Haarzellen wird die passive Wanderwelle an einem eng umschriebenen Ort bis zum Faktor 1.000 verstärkt und aufgesteilt [ZEN 94a] (Abb. A 2.50). Ohne diese aktive Verstärkung würde eine Anregung der inneren Haarzellen erst ab 60 dB SPL erfolgen [SCH 97].

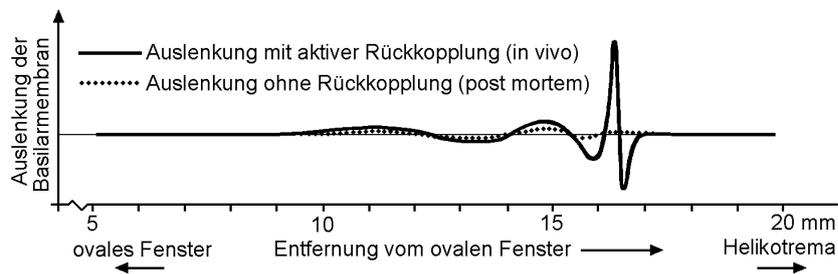


Abb. A 2.50: Aktive Verstärkung der Wanderwelle; nach [ZEN 94a]

c) Frequenzselektivität des Ohres

Die Ausbildung der passiven und auch der aktiven Wanderwelle (Ortstheorie, Tonotopie) ist nicht vollkommen ausreichend, um die enorme Frequenzselektivität des Ohres zu erklären. Zu dieser Annahme gelangt man einerseits aus Messungen bei mittleren Schalldruckpegeln, bei denen fast alle Fasern des Hörnervs aktiv sind und nicht nur die, die für die jeweilige Frequenz charakteristisch sind. Trotzdem ist das Gehör auch in diesem Fall frequenzselektiv. Andererseits ist es bei einkanaligen Cochlearimplantaten (die Nervenendungen in der Cochlea werden nur an einem einzigen Ort von einer Elektrode stimuliert) möglich, die Empfindung unterschiedlicher Frequenzen hervorzurufen. Wäre allein die Ortstheorie die Erklärung für die Frequenzwahrnehmung, dann müßte für jede zu übertragende Tonhöhe eine eigene Elektrode am dafür maßgeblichen Ort implantiert werden.

Da eine einzelne Faser des Hörnervs einer Schallschwingung nur bis zu einer Frequenz von etwa 800 Hz direkt folgen kann, müssen an der Codierung höherfrequenter Töne mehrere Nervenfasern beteiligt sein. Beim sogenannten *Salvenprinzip* wechseln sich mehrere Nervenfasern so beim „Feuern“ ab, daß die Summe (Überlagerung) ihrer einzelnen Entladungen der zu übermittelnden Frequenz entspricht. Dies führt zur sogenannten Periodentheorie (mikrophonische Theorie) der Frequenzselektivität. Einzelne Nervenfasern werden zu Gruppen zusammengefaßt und so synchronisiert, daß das Gesamtmuster ihrer neuronalen Aktivität auch höheren Frequenzen zu folgen vermag (Abb. A 2.51). Man nimmt jedoch an, daß dieses zeitliche Muster im Verlauf der aufsteigenden Nervenbahnen (wahrscheinlich bereits im Nucleus cochlearis) in ein örtliches Muster umcodiert wird, damit sich Unterschiede in der Signal-Laufzeit und in der Schaltgeschwindigkeit einzelner Nervenfasern nicht auf die Qualität der Übertragung auswirken können [TRO 98].

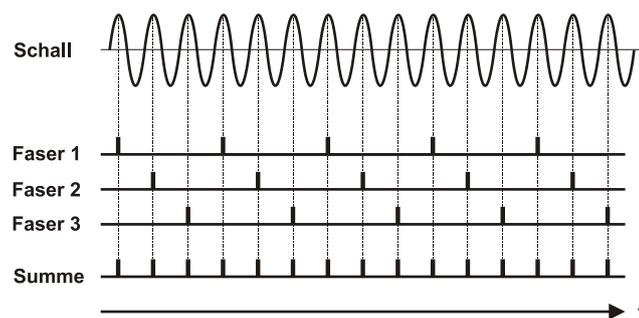


Abb. A 2.51: Schematische Darstellung der Übertragung höherer Frequenzen durch das Salvenprinzip; nach [GUS 96].

d) Maskierung von Schalleindrücken

Unter Maskierung wird die Verdeckung eines Schallereignisses durch ein anderes Schallsignal verstanden. Somit hängt die wahrgenommene Lautstärke eines Schallereignisses nicht nur von dessen eigener Intensität, sondern auch von der Anwesenheit anderer Schallsignale ab. Dabei zeigt es sich, daß die gegenseitige Verdeckung von Tönen nicht symmetrisch erfolgt, sondern daß tieffrequente Töne sich leichter gegenüber höherfrequenten Tönen durchsetzen als umgekehrt [LIN 81, HEL 93, GUS 96].

e) Richtungshören und Ortung von Schallquellen

Für das Richtungshören, also die Wahrnehmung von welchem Punkt im Raum ein Schallereignis ausgeht, sind mehrere Mechanismen verantwortlich. Den ersten Beitrag zur Richtungsbestimmung liefert bereits die Form der Ohrmuschel (*Pinna*), die nicht nur als Schallsammler sondern auch als richtungsabhängiges Filter fungiert. Je nach Einfallswinkel des Schalls wird dieser verzerrt, woraus Rückschlüsse über die Richtung möglich werden. Das Hören mit zwei Ohren (binaurales Hören) liefert zwei Beiträge. Einerseits wird ein Ohr von einem im Raum befindlichen Schallereignis früher erreicht als das andere, wodurch sich eine *Laufzeitdifferenz* ergibt. Andererseits stellt der Kopf für die der Schallquelle abgewandte Seite einen Schatten dar, sodaß zusätzlich eine *Amplitudendifferenz* entsteht. Dieser Schatten entsteht aber nur dann, wenn die Wellenlänge des Schalls geringer als der Kopfdurchmesser ist, also ab einer Frequenz höher als 2 bis 3 kHz²⁷. Man nimmt daher an, daß sich beide Mechanismen ergänzen: Bei hohen Frequenzen erfolgt die Lokalisierung durch die Auswertung von Amplitudendifferenzen, bei niedrigen Frequenzen dominiert die Auswertung von Laufzeit- bzw. Phasendifferenzen [HEL 93].

Der für die Ortung ungünstigste Schall ist ein Ton (reine Sinusschwingung) im Bereich von 3 kHz. Offenbar kann dort keiner der Mechanismen seine Stärken entfalten. Ideal für die Lokalisation sind hingegen Impulse von Geräuschen (breitbandige Schallpakete; *bursts*) mit steil ansteigender Flanke [FOU 86]. Demnach ist die Richtung von Klopfgeräuschen besonders gut auszumachen. Nahe der Medianebene des Kopfes können solche Schallquellen mit einer Genauigkeit von rund 5° lokalisiert werden.

f) Reizleitung zum Gehirn

Von der Cochlea ausgehend werden die akustischen Reize über den Hörnerv (Nervus cochlearis als Teil des Nervus vestibulocochlearis = VIII Hirnnerv) und dann in der Folge über zahlreiche Schaltstellen im Hirnstamm zum auditiven Cortex geleitet. Im Gegensatz zum visuellen System erfahren die auditiven Signale auf ihrem Weg von den Rezeptorzellen zum auditiven Cortex eine wesentlich stärkere Umorganisation. Wie der Abb. A 2.52 zu entnehmen ist, erfolgt eine teilweise Auskreuzung auf die jeweils andere (contralaterale) Hirnseite, sodaß jedes Innenohr mit beiden Hirnhälften in Verbindung steht. Diese Anordnung ist für das binaurale Hören und die damit verbundene Richtungswahrnehmung von Bedeutung [LIN 81]. Die obere Olive (Abb. A 2.52) ist demnach wahrscheinlich die früheste Ebene der Hörbahn, in der die Integration binauraler Signale erfolgt [TRO 98].

Wie bei der visuellen Wahrnehmung wird auch in der Hörbahn die Codierung mit jeder Schaltstelle komplexer, sodaß höher gelegene Neurone nur auf spezifische Schallmuster reagieren [SCH 97]. So wird die Wahrnehmung reiner Töne durch halbseitige Läsionen des auditiven Cortex so gut wie nicht beeinträchtigt. Das Verstehen von komplexeren Sprachsignalen (insbesondere das Herausfiltern eines von mehreren Gesprächen – Cocktail-Party-Effekt) herabgesetzt ist [TRO 98].

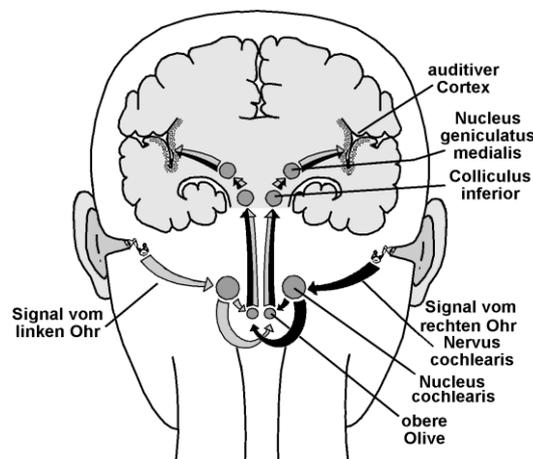


Abb. A 2.52: Verlauf der Hörbahn von der Cochlea zum auditiven Cortex; nach [LIN 81].

²⁷ Bei einem Kopfdurchmesser von 14 cm und der Schallgeschwindigkeit von 330 ms^{-1} erhält man 2350 Hz als entsprechende Grenzfrequenz.

2.6.5 Bestimmung des Hörvermögens – Audiometrie

Das Verfahren zur Bestimmung des Hörvermögens wird *Audiometrie* genannt. Neben der Feststellung des Grades eines Hörverlustes und der betroffenen Frequenzen ist es die Aufgabe der Audiometrie, auch den Ort, an dem der Hörverlust auftritt zu lokalisieren und zwischen *Schalleitungsschwerhörigkeit (conductive hearing loss)* und *Schallempfindungsschwerhörigkeit (sensorineural hearing loss)* zu unterscheiden (siehe auch Kapitel 3.4.2). Dabei können sowohl objektive als auch subjektive Verfahren eingesetzt werden.

a) Subjektive Verfahren

Tonschwellenaudiometrie

Das wichtigste Verfahren zur Überprüfung des Gehörs ist die Messung der persönlichen Hörschwelle, also die Messung der tiefsten wahrnehmbaren Isophone des Patienten / der Patientin. In einem schallisolierten Raum werden über Kopfhörer Töne (reine Sinusschwingungen) unterschiedlicher Intensität und Frequenz angeboten. Die untersuchte Person muß angeben, ob ein dargebotener Ton wahrgenommen werden konnte oder nicht.

Außer der Darbietung der Töne über Kopfhörer wird in einer getrennten Versuchsreihe auch eine Einkopplung über den Körperschall (Knochenleitung) mittels eines hinter dem Ohr am Schädelknochen angesetzten Vibrators vorgenommen. Auch für die Knochenleitung gibt es eine festgelegte "Hörschwelle", von der aus allfällige Hörverluste in dB HV (siehe Kapitel 2.6.2) gemessen werden können.

Die Resultate der Messungen werden in ein (genormtes) Diagramm, das Audiogramm, eingetragen. Dabei werden üblicherweise die in Tabelle A 2.12 dargestellten Symbole verwendet:

	links	rechts
Farbe der Marken	blau	rot
Luftleitung	x	o
Knochenleitung]	[

Tabelle A 2.12: Im Audiogramm verwendete Symbole.

Für eine annähernd normal hörende Person ergibt sich beispielsweise ein Tonschwellenaudiogramm für das linke Ohr, wie es in Abb. A 2.53 dargestellt ist. Die Kurven für Luftleitung und Knochenleitung liegen übereinander oder fast übereinander. Die Abweichungen von der 0 dB HV Linie betragen im Beispiel maximal 15 dB HV.

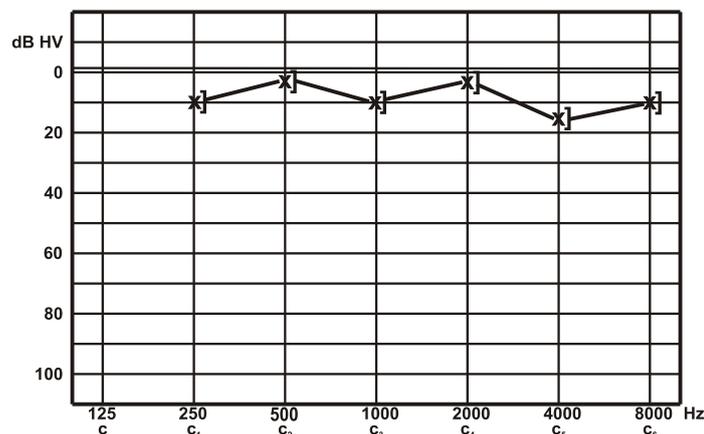


Abb. A 2.53: Normales Tonschwellenaudiogramm eines linken Ohres, keine Hörschäden; nach [HEL 93]

Békésy-Audiometrie

Auch die Békésy-Audiometrie²⁸ ist eine Messung der Hörschwelle bei verschiedenen Frequenzen. Die Vereinfachung im Versuchsablauf besteht darin, daß der Proband / die Probandin selbst die Steuerung der Lautstärke des Audiometers übernimmt. Der dargebotene Ton beginnt zunächst unterschwellig und wird langsam lauter. In dem Moment, wo der Ton zum erstenmal hörbar wird, also die subjektive Hörschwelle überschreitet, drückt die Versuchsperson eine Taste. Das Audiometer verringert hierauf die Lautstärke des angebotenen Tones und die Versuchsperson ist angewiesen, die Taste loszulassen, sobald der Ton gerade nicht mehr

²⁸ Georg von Békésy (1899-1972), Ingenieur beim ungarischen Fernmeldewesen und an der Universität Budapest, später Haward Universität und Universität von Hawaii. Nobelpreis für Medizin 1961 für die Entwicklung der Wanderwellen-Theorie des Innenohres.

wahrnehmbar ist. Dieser Vorgang wird laufend wiederholt während das Audiometer die Frequenz des dargebotenen Tones von der tiefsten bis zur höchsten zu messenden Frequenz der Hörkurve verändert. Die Reaktionen der Versuchsperson werden als Hörschwelle aufgezeichnet, wobei sich eine Zick-Zack-Kurve zufolge der Registrierung der Werte für "gerade schon gehört" und "gerade nicht mehr gehört" ergibt.

Das Verfahren nach Békésy ist zwar nicht so genau wie die von einem Versuchsleiter / einer Versuchsleiterin aufgenommene Tonschwellen Audiogramm, es erlaubt aber wegen der aktiven Beteiligung der Versuchsperson und der Reduktion Zahl der aufzunehmenden Meßpunkte auf jene Werte, die nahe der Hörschwelle liegen (Verfolgung eines frequenzgleitenden Tones) rasche und hinreichend zuverlässige Messungen, wie sie bei Screenings (Reihenuntersuchungen) erwünscht sind [HEL 93].

Sprachaudiometrie

Für das tägliche Leben ist insbesondere das Sprachverständnis von Bedeutung. In der Sprachaudiometrie werden Zahlen, einsilbige Wörter und Sätze in unterschiedlicher Lautstärke von einem Tonträger über Kopfhörer angeboten. Die Messung erfolgt überschwellig bei verschiedenen Schalldruckpegeln und es wird angegeben, wieviel Prozent der Zahlen, Silben oder Wörter bei einem bestimmten Schalldruckpegel richtig verstanden wurden. Abb. A 2.54 zeigt für normales und geschädigtes Gehör typische Verläufe von Sprachaudiogrammen. Aus der Abszisse ist der Schalldruckpegel (in dB SPL) aufgetragen. Die Ordinate zeigt den Prozentsatz der beim jeweiligen Schalldruckpegel von der Versuchsperson richtig erkannten Silben, Zahlen oder Wörter [Hea 99].

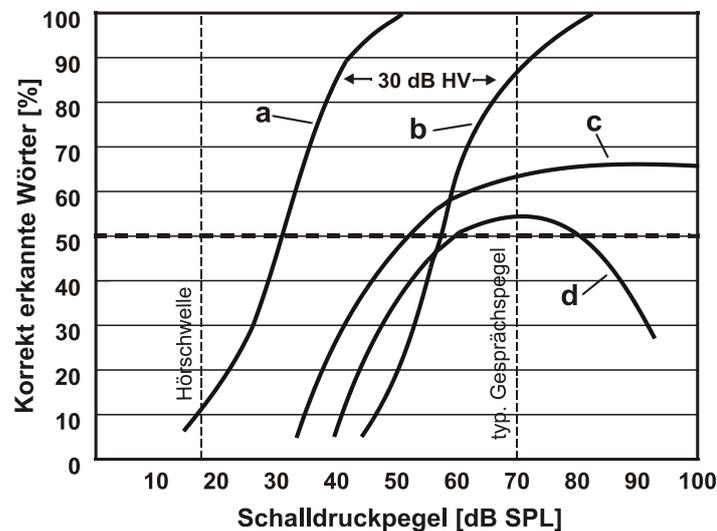


Abb. A 2.54: Verlauf von normalen und pathologischen Sprachaudiogrammen; nach [Hea 99]

- a = Verlauf bei normalhörenden Personen
- b = Bei Schalleitungsschwerhörigkeit (30 dB HV)
- c = Bei cochleärer Schallempfindungsschwerhörigkeit
- d = Bei retrocochleärer Schallempfindungsschwerhörigkeit

- Kurve **a** repräsentiert Personen *ohne Hörverluste*. Wie zu erwarten erfolgt die erste Wahrnehmung zwischen 10 und 20 dB SPL (vor oder bei der audiometrischen Hörschwelle). Die Sprachverständlichkeitsschwelle (50% richtig erkannt) wird bei etwa 30 dB SPL erreicht. Normalhörende Personen erreichen als Maximum der Sprachverständlichkeit den Wert 100% bei etwa 50 dB SPL.
- Kurve **b** zeigt den Verlauf bei *Schalleitungsschwerhörigkeit* mit 30 dB HV. Die Form der Kurve gleicht jener der Kurve **a** ist jedoch um 30 dB SPL nach rechts verschoben. Auch hier wird 100% Sprachverständlichkeit erreicht, allerdings erst bei 80 dB SPL.
- Kurve **c** ist typisch für Personen mit *Schallempfindungsschwerhörigkeit* mit der Ursache *in der Cochlea*. Die Hörschwelle ist im Beispiel um etwa 15 dB verschoben. Bezeichnend ist aber, daß auch bei höheren Schalldruckpegeln nicht 100% Sprachverständlichkeit erreicht werden können (im Beispiel 65%) und daß die Kurve nach dem Erreichen des Maximums nahezu horizontal verläuft.
- Kurve **d** schließlich ist typisch für Personen mit *retrocochleärer Schallempfindungsschwerhörigkeit* (Schädigung liegt in Nervenbahnen nach der Cochlea). Der anfängliche Verlauf gleicht der Kurve **c**, jedoch sinkt die Sprachverständlichkeit nach Erreichen eines Maximums bei höheren Schalldruckpegeln wieder deutlich ab (im Beispiel zwischen 73 und 90 dB SPL).

Erst in jüngster Zeit wird auch versucht, die Sprachverständlichkeit bei Anwesenheit von Störgeräuschen (im Rauschen versteckte Wörter) zu ermitteln. Das binaurale Hören versetzt uns in die Lage, einem Gespräch auch dann noch zu folgen, wenn gleichzeitig andere Gespräche im gleichen Raum geführt werden (Cocktail-Party-Effekt). Durch den Vergleich der auf beide Ohren treffenden Reize ist das Gehirn in der Lage, Störun-

gen, die aus einer Richtung kommen, zu unterdrücken und das aus einer anderen Richtung kommende Nutzsignal zu verstärken. Kommen Nutz- und Störsignal nicht aus der gleichen Richtung, dann verbessert sich bei normalhörenden Personen die Sprachverständlichkeits-Schwelle um bis zu 12 dB, was einer bis zu 100 % besseren Verständlichkeit der Sprache gleichkommen kann. Sprachaudiometrische Verfahren, die jedes Ohr nur einzeln bewerten, können diesem Umstand nicht Rechnung tragen und geben daher keinen Aufschluß über Beschwerden, bei denen die Sprachverständlichkeit zufolge einer Schädigung des Richtungshörens herabgesetzt ist [KOL 95].

b) Objektive Verfahren

Objektive Verfahren arbeiten unabhängig von den Aussagen der Versuchsperson. Hier werden entweder durch Schallreize hervorgerufene mechanische Reaktionen im äußeren Ohr oder im Mittelohr oder die neurale Reaktion auf ein akustisches Ereignis gemessen.

Bei Personen, die entweder nicht in der Lage sind, zuverlässige subjektive Aussage über ihre Hörwahrnehmung zu machen (Säuglinge, Patienten / Patientinnen im Koma) oder nicht kooperativ sind (Simulanten / Simulantinnen).

Akustisch evozierte Potentiale

Jedes akustisch wahrgenommene Ereignis löst entlang der Hörbahn eine Kettenreaktion von neuronalen Aktionspotentialen aus. Diese Aktivität kann durch die *Evoked Response Audiometry* (ERA, auch *Electric Response Audiometry*) über Hautelektroden nachgewiesen werden (Ableitung von Potentialen wie beim EEG). Die akustisch evozierten Potentiale sind in der Ableitung jedoch so schwach, daß sie im Rauschen der gesamten Hirntätigkeit untergehen. Um sie dennoch sichtbar zu machen, wird mittels Computer über viele hundert von kurzen Schallereignissen (clicks) hervorgerufene Signale gemittelt. Eine typische *Auditory Brainstem Response* (ABR) zeigt Abb. A 2.55 [ALF 95, SCH 97]. Mittels ERA ist eine Lokalisation von retrocochleären (im Verlauf der Hörbahn hinter der Cochlea liegend) Störungen im Verlauf der Hörbahn möglich, da jede Zacke in der ABR die Aktivität einer bestimmten Schaltstelle der Hörbahn anzeigt (siehe dazu Abb. A 2.52). Im Gegensatz zu anderen audiometrischen Verfahren sind hier nur Messungen im Bereich zwischen 1 kHz und 4 kHz möglich, wodurch nur geringe Rückschlüsse auf das gesamte Hörvermögen gezogen werden können [ALF 95].

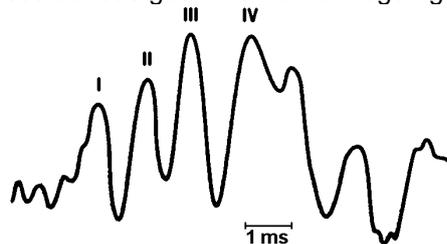


Abb. A 2.55: Akustisch evozierte Potentiale
I = Hörnerv; II = Nucleus cochlearis
III = Obere Olive; IV = Colliculus inferior [SCH 97]

Impedanzmessung

Wie bereits bei der Behandlung der Funktion des Mittelohres besprochen (Kapitel 2.6.3b), kann eine effektive Weiterleitung des Schalls nur dann erfolgen, wenn es im Verlauf der Schalleitung zu keinen Sprüngen in der Schallimpedanz (Wellenwiderstand des Schalls) kommt. Die Unterschiedliche Impedanz zwischen der Luftleitung im äußeren Ohr und der Flüssigkeitsleitung im Innenohr wird durch ein funktionierendes Mittelohr bewerkstelligt. Treten Fehlanpassungen auf, wird ein Teil des Schalls reflektiert und nicht an das Innenohr weitergegeben.

Bei der audiometrischen Impedanzmessung wird eine Sonde in den äußeren Gehörgang eingeführt und dieser sodann luftdicht verschlossen. Über die Sonde wird ein Ton (üblicherweise 220 Hz) eingekoppelt und gemessen, wie groß der reflektierte Anteil ist. Ein hoher reflektierter Anteil deutet darauf hin, daß das Trommelfell bzw. das Mittelohr nicht in der Lage ist, die Schallenergie in ausreichendem Maße an das Innenohr weiterzugeben. Die Messung kann bei unterschiedlichen Druckverhältnissen (Über- und Unterdruck) im äußeren Gehörgang vorgenommen werden, womit Rückschlüsse auf die Art der Störung möglich werden. Liegt z.B. das Minimum des reflektierten Schalls nicht beim atmosphärischen Druck sondern bei geringeren Drücken, deutet dies auf einen pathologischen Unterdruck im Mittelohr hin.

2.6.6 **Kenngrößen für das Gehör**

In Tabelle A 2.13 wurden einige wichtige Kenngrößen für das Gehör zusammengestellt:

Wahrnehmungsbereich (Frequenz)	20 Hz bis 16 kHz Kinder bis 21 kHz Alte Menschen bis 5 kHz
Hörschwelle bei 1 kHz	2,8·10 ⁻⁵ Pa
Hörbereich (Hörschwelle bis Schmerzschwelle)	4 Phon bis 130 Phon
Schallintensitätsbereich (zwischen Hörschwelle und Schmerzgrenze) bei 3kHz	5·10 ⁻¹⁷ W/cm ² bis 5·10 ⁻⁴ W/cm ² (Faktor von 10 ¹³ !)
Unterscheidungsschwelle bezüglich der Lautstärke	1 dB 4-5 dB bei geringen Lautstärken
Unterscheidungsschwelle bezüglich der Frequenz	3 Hz bei 1 kHz 40 Hz bei 10 kHz
Diskriminationsschwelle für aufeinanderfolgende akustische Ereignisse	1 bis 5 ms
Reaktionszeit auf akustische Reize ²⁹	100 bis 130 ms

Tabelle A 2.13: Kenngrößen für das Gehör

2.7 Riechen und Schmecken

Riechen und Schmecken sind Wahrnehmungsvorgänge, die durch chemische Reize hervorgerufen werden. Die meisten wirbellosen Tiere verfügen nur über eine Gattung von Chemorezeptoren, sodaß hier nicht zwischen Geruchs- und Geschmackssinn unterschieden werden kann.

Geruchsrezeptoren (olfaktorische Rezeptoren) sind immer primäre Sinneszellen, bilden also selbst Axone aus. Die Geschmacksrezeptoren der Säugetiere sind in der Mundhöhle konzentriert und als sekundäre Sinneszellen ausgebildet, das heißt, sie sind synaptisch mit anderen Neuronen verbunden.

Während beim Geschmackssinn die absolute Reizschwelle verhältnismäßig hoch liegt, ist der Geruchssinn wesentlich empfindlicher. Aus diesem Betrachtungswinkel kann der Geruchssinn daher auch als der chemische Fernsinn, der Geschmackssinn als chemischer Nahsinn verstanden werden.

Beiden Sinnen ist eine hohe Adaptation gemeinsam, das heißt, länger andauernde Reize werden nach einer Weile nicht mehr wahrgenommen. Trotz der Adaptation auf eine bestimmte Reizqualität bleibt aber die Sensibilität für andere Reizqualitäten erhalten.

Darüber hinaus verfügt der menschliche Organismus über weitere chemische Sensoren. So regeln z.B. im Hypothalamus und in der Leber angesiedelte Osmorezeptoren die Menge der in den Körperflüssigkeiten gelösten Stoffe (Osmolarität) und sind Auslöser des Durstgefühles.

2.7.1 Der Geruchssinn

Die Geruchsrezeptoren des Menschen sind auf einer etwa 6 cm² großen Fläche, dem sogenannten Riechepithel, am Dach der Nasenhöhle konzentriert. Die Riechhärchen der etwa 20 Mio. Rezeptorzellen sind dabei von Flüssigkeit umgeben, sodaß nur solche Stoffe olfaktorisch wahrnehmbar sind, die sowohl gasförmig oder verdampfbar als auch löslich sind.

In der Biologie wird zwischen Makrosmaten (Lebewesen mit stark ausgeprägtem Geruchssinn) und sogenannten Mikrosmaten (mit schwachem Geruchssinn) unterschieden, wobei der Mensch eindeutig zu den letzteren zählt. Nichtsdestotrotz vermag auch der Mensch mehrere tausend Gerüche (laut [Geo 97a] sind es rund 10.000) zu unterscheiden, die je nach Literaturquelle in die folgenden wichtigsten Geruchskategorien eingeordnet werden können (siehe Tabelle A 2.14) [MAE 90, Bro 94]:

²⁹ Die Reaktionszeit auf akustische Reize ist mit 100 bis 130 ms deutlich kürzer als jene für optische Reize (150 bis 170 ms). Weil aber die Schallgeschwindigkeit (330 m/sec) geringer ist als die Lichtgeschwindigkeit (3⁸ m/s) gibt es bei etwa 12 m Entfernung vom Beobachter / der Beobachterin einen "Gleichzeitigkeitshorizont". Findet hinter diesem Horizont ein gleichzeitiges optisches und akustisches Ereignis statt, erfolgt die Reaktion auf die optische Komponente vor der akustischen [PÖP 87].

Geruchskategorie	Beispiel	nach [MAE 90] ³⁰	nach [Bro 94]
ätherisch	Fleckenwasser	✓	
blumig	Rose	✓	✓
brenzlich	Brandgeruch		✓
campherartig	Mottenpulver	✓	
faulig	faule Eier	✓	✓
fruchtig	Fruchtester		✓
harzig	Terpentin		✓
minzig	Pfefferminze	✓	
moschusartig	Angelikawurzelöl	✓	
stechend	Essig	✓	
würzig	Braten		✓

Tabelle A 2.14: Geruchskategorien und typische Vertreter; nach [MAE 90] und [BRO 94].

Ein Versuch, aus sechs primären Gerüchen einen "dreidimensionalen Geruchsraum" aufzuspannen, stammt von Hans Henning. Damit soll die Möglichkeit geschaffen werden, jeden beliebigen Geruch als eine Koordinate im "Geruchsprisma" darzustellen (Abb. A 2.56).

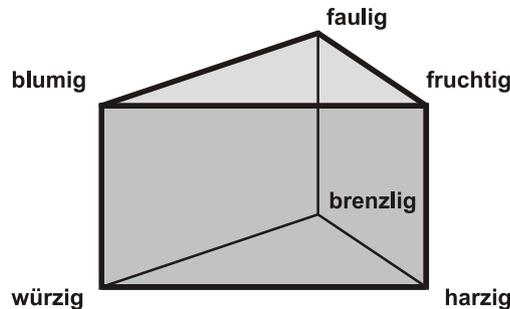


Abb. A 2.56: Geruchsprisma nach Henning [Soc 97].

Die absolute Reizschwelle wird für Mercaptane³¹ in der Literatur mit rund 9 Mio. Molekülen am Riechepithel angegeben. Auf den ersten Blick mag das viel erscheinen, jedoch kommt damit nicht einmal ein einziges Molekül auf jede zweite Sinneszelle. Anders ausgedrückt, kann bereits 1 mg verteilt in 25 Mio. m² Luft (10 µg in einer Bahnhofshalle) noch wahrgenommen werden [MÖR 81].

2.7.2 Der Geschmackssinn

Die Rezeptoren des Geschmackssinnes befinden sich auf der Zunge und im Rachen und stehen in Verbindung mit dem Nervus lingualis (Zweig des Nervus mandibularis), dem Nervus glossopharyngeus und dem Nervus vagus (siehe Tabelle A 2.15). Bei der Geburt verfügt der Mensch über etwa 10.000 Geschmacksknospen, deren Zahl bis ins Alter auf rund 2.000 abnimmt.

Mittels des Geschmackssinnes können nur vier Geschmacksqualitäten (bzw. Kombinationen davon) unterschieden werden: süß, sauer, salzig und bitter. Die einzelnen Geschmackskategorien sind nur an bestimmten Stellen der Zunge wahrnehmbar (Abb. A 2.57).

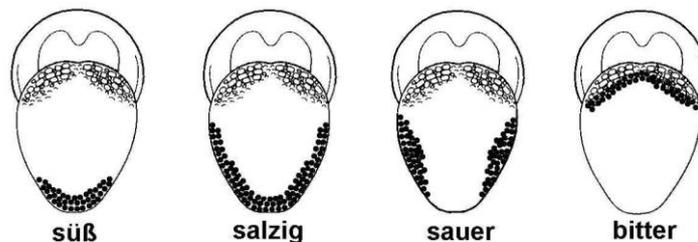


Abb. A 2.57: Topographie der Geschmackswahrnehmung auf der menschlichen Zunge; nach [FAL 95].

³⁰ Klassifikation nach Carl von Linné (1707-1778) bzw. Amoore, Johnston und Rubin.

³¹ Mercaptane oder Thiole, organische Verbindungen mit Schwefel-Wassersoff-Gruppe, meist übelriechende Flüssigkeiten und Gase.

2.8 Propriozeption

Die bewußte und vor allem die unbewußte Wahrnehmung der Stellung und Bewegung des eigenen Körper im Raum wird Propriozeption³² genannt. Dafür stehen in den Muskeln, Sehnen und Gelenkscapseln mechanische Rezeptoren, die *Proprio(re)zeptoren* zur Verfügung [MAE 90, GUS 96].

Eingebettet in den Muskeln befinden sich 2 bis 10 mm langen Muskelspindeln, deren Fasern parallel zur den sie umgebenden Arbeitsmuskelfasern ausgerichtet sind. Bei einer Kontraktion des Muskels werden die Muskelspindeln passiv verkürzt und bei einer Dehnung des Muskels entsprechend verlängert. Eine Dehnung der Muskelspindel führt zu einer Erhöhung der Feuerrate der sie umgebenden sensorischen Nervenfasern (Abb. A 2.58). Auf diese Weise messen die Muskelspindel-Rezeptoren (der sogenannten Kernkettenfasern) die momentane *Länge* des sie umgebenden Muskels und melden sie an das Zentralnervensystem weiter. Eine zweite Art von Muskelspindel-Rezeptoren (in den Kernhaufenfasern) reagiert vornehmlich auf die *Geschwindigkeit*, mit der eine Längenänderung erfolgt. Die Muskelspindel agiert daher sowohl als proportionales als auch als differentielles (dl/dt) Glied eines Regelkreises [BET 91].

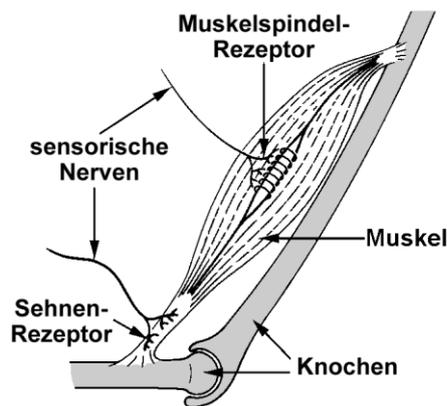


Abb. A 2.58: Propriozeptoren des Bewegungsapparates [MAE 90].

Neben der Länge eines Muskels und der Geschwindigkeit der Bewegung ist auch die zu einem bestimmten Zeitpunkt wirkende Kraft eine wichtige Meßgröße. Sie wird durch Sehnen-Rezeptoren nahe am Muskel erfaßt, die auch Sehnenorgane oder Golgi-Organen genannt werden (Abb. A 2.58). In den Gelenkscapseln befinden sich mechanische Rezeptoren (vom Typ Ruffini-Körperchen und freie Nervenendungen), die die Stellung des Gelenkes (den vom Gelenk eingenommenen Winkel) an das ZNS melden [DUD 96]. Zur Propriozeption werden auch die vom Vestibularapparat (Gleichgewichtsorgan) kommenden Signale gezählt (siehe k in Abb. A 2.44).

2.9 Hirnnerven, Rückenmark und Muskulatur

In diesem Kapitel werden gemeinsam mit der Besprechung der Muskulatur auch die Hirnnerven und das Rückenmark besprochen, weil alle motorischen Befehle, durch die Muskel angeregt werden können, über diese Verbindungen vom Zentralnervensystem (ZNS) her angesprochen werden. Dabei ist es wichtig zu unterscheiden, welche Muskeln über eine direkte Verbindungen vom Gehirn aus versorgt werden (Hirnnerven) und welche über das Rückenmark laufen und daher bei Verletzungen der Wirbelsäule in Mitleidenschaft gezogen werden können.

2.9.1 Die Hirnnerven

Im Bereich des Kopfes zweigen aus dem Zentralnervensystem (ZNS) 12 Hirnnerven (-paare) ab, die in der medizinischen Literatur üblicherweise mit römischen Ziffern bezeichnet werden. In Tabelle A 2.15 sind die Namen und die wichtigsten Versorgungsgebiete bzw. Funktionen der Hirnnerven zusammengefaßt.

³² Propriozeption: wörtlich Eigenwahrnehmung; aus lat. proprius = eigen und capere = nehmen, fassen

Nummer	Name	Versorgungsgebiet / Funktion
I	Riechbahn (Tractus olfactorius)	Axone der Riechzellen der Nase, gesamte Geruchsempfindung
II	Sehnerv (Nervus opticus)	Gesamte visuelle Wahrnehmung (siehe Kapitel 2.4.6)
III	Nervus oculomotorius	Augenlinse (Ziliarmuskel), Iris (Pupillenmuskel), Oberlid (Heber des Oberlids) Augenbewegungen (og, ig, ug und usch in Abb. A 2.16)
IV	Nervus trochlearis	Augenbewegung (osch in Abb. A 2.16)
V V ₁ , V ₂ , V ₃ V ₄	Trigeminus Nerv (Nervus trigeminus) Radix sensoria – sensorischer Teil des Nervus trigeminus bestehend aus: Nervus ophthalmicus (V ₁), Nervus maxillaris (V ₂) und Nervus mandibularis (V ₃) Radix motorica (motorischer Teil des Nervus Trigeminus, folgt N. mandibularis)	u.a. Stirn, Oberlid, Nasenrücken u.a. Unterlid, Wange, Oberlippe u.a. Zunge, Unterlippe, Kinn Kaumuskulatur, Gaumen, Mundboden, Ohrtrumpete
VI	Nervus abducens	Augenbewegung (Abduction, sg in Abb. A 2.16)
VII	Nervus facialis	u.a. mimische Muskulatur, Mittelohrmuskeln, Unterkiefermuskulatur, Sekretion der Tränen- und Speicheldrüsen, Geschmacksfasern der vorderen 2/3 der Zunge
VIII	Hör- und Gleichgewichtsnerv (<i>Nervus vestibulo-cochlearis</i>)	Cochlea und Vestibularapparat (Gleichgewichtsorgan)
IX	Nervus glossopharyngeus	Gaumen- und Rachenmuskulatur, Geschmacksfasern des hinteren 1/3 der Zunge
X	Nervus vagus	u.a. Kehlkopf, Brust- und Bauchorgane
XI	Nervus accessorius	u.a. Kopfbewegungen, Schulterblatt, Heben des Oberarms über Horizontale
XII	Nervus hypoglossus	Zungenmuskulatur

Tabelle A 2.15: Namen und wichtigste Funktionen der Hirnnerven [PSC 98].

2.9.2 Das Rückenmark

Als Rückenmark (*Medulla spinalis*) wird jener Teil des Zentralnervensystems bezeichnet, der den Wirbelkanal der Wirbelsäule bis hinunter zum 2. Lendenwirbel füllt (Abb. A 2.59). Sein Durchmesser beträgt durchschnittlich 1 cm, die Länge beim erwachsenen Menschen je nach Körpergröße zwischen 40 und 50 cm.

Das Rückenmark besteht außen aus weißer Substanz. Den Kern bildet eine Säule aus grauer Substanz, die einen schmetterlingsförmigen Querschnitt aufweist. Die vier Ausbuchtungen werden "Hörner" (2 Vorderhörner und 2 Hinterhörner) genannt (Abb. A 2.60).

Vom Rückenmark zweigen 31 Nervenpaare (*Spinalnerven*) ab. Der Austritt aus dem Wirbelkanal erfolgt in paarweisen Strängen unterhalb der einzelnen Wirbelkörper durch die Zwischenwirbellöcher. Jeder dieser Nervenstränge setzt sich wiederum aus zwei Gruppen von Wurzelfäden zusammen, von denen die eine aus dem Vorderhorn und die andere aus dem Hinterhorn des Rückenmarks entspringt (Abb. A 2.60).

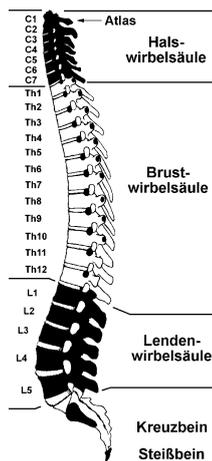


Abb. A 2.59: Wirbelsäule; nach [FAL 76]

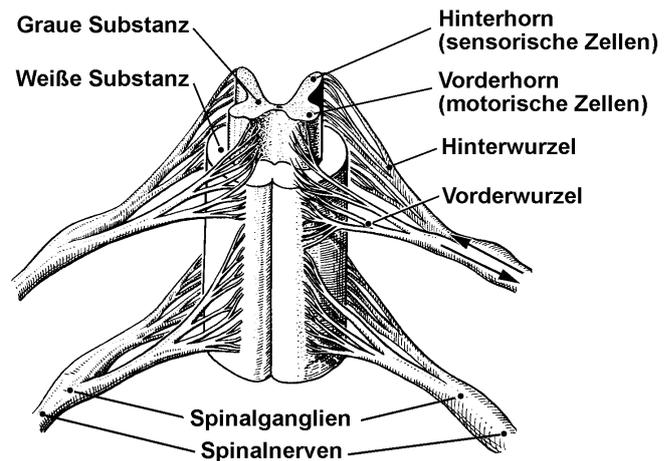


Abb. A 2.60: Rückenmark – Aus- und eintretende Nervenstränge; nach [MÖR 81]

Die vorderen (ventralen) Wurzeln sind motorisch (*efferent*, führen also vom ZNS zur Muskulatur). Ihre Ursprungszellen liegen in der grauen Substanz des Rückenmarks. Die hinteren (dorsalen) Wurzelfäden sind sensorisch (*afferent* – führen also von Rezeptoren zum ZNS). Diese Trennung in motorische und sensorische Zweige gilt jedoch nicht für das vegetative Nervensystem.

Die Gesamtheit der aus dem ZNS absteigenden motorischen Nervenbahnen, die in der Großhirnrinde (vornehmlich aus der vorderen Zentralwindung) entspringen und zu motorischen Kernen der Hirnnerven oder der Vorderhornzellen des Rückenmarks führen wird *Pyramidenbahn* (*Fasciculus pyramidalis*) genannt. Vor dem Eintritt in das Rückenmark wechseln rund 90% der Nervenfasern der Pyramidenbahn in der *Pyramidenkreuzung* auf die andere (contralaterale) Körperseite. In diesem Zusammenhang soll erwähnt werden, daß die Versorgung der Muskeln der Stirn, die Augenmuskeln und auch die Muskeln der Augenlider von beiden Seiten der Großhirnrinde her erfolgt, sodaß bei halbseitigen Ausfällen z.B. der Lidschlag auf beiden Körperseiten gleichermaßen erhalten bleibt. Unterhalb der Augenpartie erfolgt die Innervation ausschließlich von der Gegenseite her, sodaß Läsionen im Gehirn zu einem Ausfall der Muskelfunktionen auf der jeweiligen anderen Körperseite führen. Ein Defekt, der auf das pyramidale System beschränkt ist, verursacht eine schlaffe Lähmung.

Alle anderen motorischen Bahnen, werden unter dem Begriff extrapyramidal-motorische Bahnen zusammengefaßt. Symptome, die bei einer Schädigung des extrapyramidalen Systems auftreten können sind u.a.: Störung automatischer Bewegungsabläufe und der Regulation des Muskeltonus (Tremor, Spasmus, Rigor etc.).

Die Segmente des Rückenmarks (d.s. Abschnitte, die zu einem Paar Spinalnerven gehören) erhalten ihre Bezeichnung nach dem Wirbel *unter* dem sie austreten. Eine Ausnahme stellt die Benennung in der Halsregion dar: Der 1. Halsnerv ist jener, der zwischen Hinterhaupt und Atlas (oberste Wirbelkörper, siehe Abb. A 2.59) austritt. Die weiteren Halsnerven liegen *über* den jeweiligen Halswirbeln. Zwischen C 7 und TH 1 liegt der 8. Halsnerv. Somit ergeben sich 8 Hals-, 12 Brust-, 5 Lenden-, 5 Kreuzbein- und 1-2 Steißbeinsegmente [MÖR 81].

Die funktionelle Zuordnung der Spinalnerven ist komplexer als bei den Hirnnerven, da einige ventrale Äste (motorisch) der Spinalnerven nach deren Austritt aus dem Rückenmark erst ein Geflecht (*Plexus*) von Nervensträngen bilden, bevor sich die Nervenbahnen von dort in die einzelnen Körperregionen verteilen. Tabelle A 2.16 listet die Hauptversorgungsgebiete einiger Spinalnerven samt deren zugehörigen Plexus³³ auf (C₄ und L₄ teilen sich auf mehrere Plexus auf).

Spinalnerven	Plexus	Weiterführender Nerv	Versorgungsgebiet
C ₁ – C ₄	Plexus cervicalis	u.a. Nervus phrenicus	u.a. Hals, Zwerchfell
C ₄ – Th ₂	Plexus brachialis	Nervus ulnaris, radialis, medianus	Schultergürtel und Arm
L ₁ – L ₄	Plexus lumbalis	Nervus femoralis	Oberschenkel, Unterschenkel und Fuß
L ₄ – S ₄	Plexus sacralis	Nervus ischiadicus	

Tabelle A 2.16: Hauptversorgungsgebiete der Spinalnerven und zugehörige Plexus [PSC 98, FAL 95].

³³ Der Plexus: Geflecht, von lat. plexus = geflochten; Mz. Plexus

2.9.3 Muskulatur

Muskeln sind Bündel aus kontraktile Proteinfäden. An der Muskelkontraktion sind die Eiweiß-Stoffe Actin und Myosin beteiligt. Sie bilden Filamente (Fasern, fadenförmige Strukturen) die sich gegeneinander verschieben können. Die Erregung der Muskel erfolgt über die sogenannten motorischen Endplatten (Endverzweigungen des Axons, die in Rillen der Muskelfasern liegen) der Motoneuronen (Abb. A 2.61). Eine Freisetzung von Acetylcholin an der motorischen Endplatte bewirkt eine lokale Depolarisation, durch die es zur Ausschüttung von Ca^{++} -Ionen kommt.

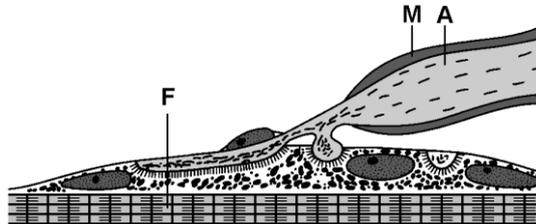


Abb. A 2.61: Motorische Endplatte (A = Axon der Nervenfaserscheide; M = Markscheide; F = Muskelfaser); nach [MÖR 81].

Von den drei im menschlichen Organismus vorkommenden Typen von Muskelgeweben interessiert uns hier vor allem die quergestreifte Muskulatur (auch Skelett-Muskulatur genannt). Die in den Eingeweiden auftretende glatte Muskulatur und die Herz-Muskulatur werden nicht betrachtet.

Die quergestreifte Muskulatur erlaubt rasche willkürliche Bewegungen, die an keinen Rhythmus gebunden sind. Die Fasern der quergestreiften Muskulatur bestehen nicht aus Einzelzellen sondern aus bis zu 12 cm langen Fasern, die einige hundert Zellkerne enthalten können. Der Durchmesser einer einzelnen Muskelfaser beträgt nur 10 bis 200 μm .

Die quergestreifte Muskulatur wird zur Ausführung von willkürlichen Bewegungen von zwei hintereinandergeschalteten Neuronen, den sogenannten Motoneuronen mit den erforderlichen Impulsen versorgt. Das *erste Motoneuron* liegt im motorischen Cortex, der für das Planen einer Bewegung zuständig ist. Das *zweite Motoneuron* befindet sich (vorwiegend) in den Vorderhörnern des Rückenmarks (Vorderhornzellen, siehe Abb. A 2.60), von wo aus die Skelettmuskulatur innerviert wird. Ein Teil der Motoneuronen, von dem u.a. die Sprech- Kau- und Schluckmuskulatur innerviert wird, entspringt dem Hirnstamm³⁴ (Bulbus). Schädigungen im Hirnstamm können zum Untergang des ersten Motoneurons führen, Schädigungen im Bereich des Rückenmarks zum Untergang des zweiten Motoneurons. Auf beiden Ebenen können Schädigungen zu Lähmungserscheinungen und Muskelschwund führen. Bei Beteiligung des ersten Motoneurons kommt Spastik hinzu [Dgm 98].

Unter dem *Tonus* wird der Grad der Anspannung eines Muskels verstanden. Ein bestimmter Muskeltonus (Ruhetonus) ist auch im entspannten Muskel immer vorhanden, da es immer wieder zur spontanen Kontraktion einzelner Muskelfasern kommt.

Die Kontraktion einer einzelnen Muskelfaser folgt dem bereits von den Nervenzellen her bekannten „Alles-oder-Nichts-Prinzip“. Betrachtet man jedoch eine ganze Gruppe von Muskelfasern in ihrer Gesamtheit, dann gilt dieses „Alles-oder-Nichts-Prinzip“ nur mehr eingeschränkt. Bei geringer Amplitude der Erregung löst der Reiz eine Kontraktion nur bei naheliegenden Muskelfasern aus, während die Erregung durch höhere Amplituden auch weiter entfernt Muskelfasern innerhalb der von einem Nerven versorgten Gruppe erreicht. Dieses differenzierte Ansprechen von Muskelfasern wird *Rekrutierung* bezeichnet.

Durch eine Folge von periodischen Reizungen kommt es je nach der Höhe der Erregungsfrequenz als Folge einer Summe aus Einzelkontraktionen zu einer unvollständigen oder vollständigen Dauerverkürzung des Muskels, die *Tetanus*³⁵ genannt wird. Die Erregungsfrequenz, die zur Erzielung einer vollständigen Dauerverkürzung des Muskels erforderlich ist wird Verschmelzungsfrequenz genannt und hängt von der Schnelligkeit des jeweiligen Muskels ab. So beträgt sie bei den besonders schnellen Augenmuskeln bis zu 350 Hz [MÖR 81].

Die äußerst feine Abstufung der Muskelkontraktionen und somit der entstehenden Kraft und der ausgeführten Bewegung, wie sie z.B. für die Bewegung der Finger oder der Augen erforderlich ist, kommt also durch zwei Mechanismen zustande: Aus dem Umfang der Rekrutierung von Muskelfasern und der Höhe der Erregungsfrequenz. So wie bei den Nerven können die Aktionspotentiale, die mit der Erregung von Muskeln einhergehen mittels *Elektromyographie*³⁶ über Hautelektroden gemessen werden.

³⁴ Mit Hirnstamm (*brain stem*, *truncus cerebri*) oder Stammhirn wird das gesamte Großhirn ohne den Hirnmantel bezeichnet

³⁵ Der Begriff Tetanus (griech.: tetanos = Spannung) wird sowohl für die Muskelspannung wie auch für den mit einer Muskelspannung einhergehenden Wundstarrkrampf verwendet.

³⁶ My- bzw. Myo- als Wortteil bezeichnet den Zusammenhang mit Muskeln. Elektromyographie ist demnach die Aufzeichnung der elektrischen Muskelaktivität.

Grenzwert der Verkürzung einer (in vitro präparierten) liegt bei 1:8, was aber im lebenden Organismus nicht vorkommt. Hier treten Verkürzungen auf 50% der Länge auf, was auch dem optimalen Arbeitsbereich entspricht [MÖR 81]. Die Kraft, die ein Muskel aufbringen kann, hängt im Wesentlichen vom seinem Querschnitt ab³⁷. Als Faustregel gilt 80-100 N/cm².

2.10 Sprache und Sprechen

Den gesprochenen (vokalisierten) Äußerungen eines Menschen liegt ein zweistufiger Prozeß zugrunde, bei dem wir strikt zwischen den Elementen *Sprache* (semantisches Repräsentationssystem) und *Sprechen* (phonetisches Repräsentationssystem) unterscheiden müssen. Sprache ist die Codierung von abstrakten Denkmustern in eine Folge von Zeichen (z.B. Buchstaben) oder lautlichen Elementen (Phoneme). Die Manifestierung von Schriftzeichen nennen wir „Schreiben“; die Realisierung von Lauten nennen wir „Sprechen“ [DUD 96, BÖH 97, PSC 98].

Beim Komplex "Sprache – Sprechen" lassen sich vier linguistische Ebenen unterscheiden [BÖH 97]:

- Semantisch-lexikale Ebene: *Semantik* – Lehre von den Inhalten und der Bedeutung der Wörter; *Lexikologie* – Untersuchung des Wortschatzes einer Sprache.
- Syntaktisch-morphologische Ebene: *Syntax* – Charakterisierung von Sätzen und Erkennen ihrer inneren Struktur; *Morphologie* bzw. *Grammatik* – Lehre vom Aufbau und den Gesetzmäßigkeiten einer Sprache.
- Phonetisch-phonologische Ebene: *Phonetik* – artikulatorische, akustische und auditive Faktoren von Lauten; *Phonologie* – Untersuchung des Lautsystems einzelner Sprachen und dessen Funktion.
- Pragmatisch-kommunikative Ebene: Gebrauch der Sprache in der Beziehung zwischen Sprecher/in und Hörer/in (Sender und Empfänger).

2.10.1 Die Sprache

a) Definitionen

Sprache ist ein konventionelles³⁸ System von Zeichen zu Kommunikationszwecken [Bro94]. Kommunikation zwischen Lebewesen kann auf vielfältige Weise erfolgen. Bei Tieren spielen neben Lauten auch Gesten, Gebärden und Duftstoffe eine wichtige Rolle. Trotz der Vielfalt der verwendeten Ausdrücke und Ausdrucksformen, wird die bei Tieren vorkommende Verständigung nicht als Sprache bezeichnet, da zur Übermittlung der Nachricht immer nur vorgegebene, unveränderte Zeichen verwendet werden. Sprache im Sinne der üblichen Definition liegt erst dann vor, wenn es eine Konvention gibt, die es ermöglicht, aus einem beschränkten, überindividuellen Zeichenvorrat (z.B. Alphabet, Wortschatz) eine unbeschränkte Zahl beliebiger Nachrichten produzieren und verstehen zu können. Diese dafür erforderlichen syntaktischen Fähigkeiten scheinen nach heutigem Wissensstand ausschließlich beim Menschen vorzukommen. In diesem Sinne besteht Sprache aus bedeutungstragenden Elementen (Morphemen), die nach den Regeln der Syntax zu bedeutungsvollen Einheiten mannigfaltig kombiniert werden können [DUD 96].

- *Der Mensch spricht (...) Wir sprechen, weil Sprechen uns natürlich ist (...) Man sagt, der Mensch habe die Sprache von Natur (...) Erst die Sprache befähigt den Menschen, dasjenige Lebewesen zu sein, das er als Mensch ist (...) Als der Sprechende ist der Mensch: Mensch.*
- *Martin Heidegger [HEI 59]*

Unter Sprachproduktion wollen wir daher die Bildung und Verarbeitung mentaler Konzepte verstehen, wodurch unter Zugriff auf den erlernten aktiven Wortschatz und unter Anwendung der für die jeweilige Sprache gültigen syntaktischen Regeln eine Nachricht so aufbereitet wird, daß sie der vokalen Artikulation oder einer anderen geeigneten Modalität (Schrift, Gebärden, Körpersprache etc.) zugeführt werden kann. Manifestiert sich diese Sprache gleichzeitig in mehreren Modalitäten, dann sprechen wir von bimodaler³⁹ oder multimodaler Kommunikation.

³⁷ Für den bekannten zweiköpfigen Oberarmmuskel (Musculus biceps) werden in der Literatur Werte zwischen 450 und 1200 N angegeben [MÖR 81].

³⁸ Konventionell: hier im Sinne von "auf Konventionen beruhend", vereinbart

³⁹ Ein typisches Beispiel für eine bimodale Kommunikation ist die simultane Umsetzung eines sprachlichen Ausdruckes in gesprochene Sprache und Gebärdensprache durch die Sprechende Person.

b) Spracherwerb

Nach Chomsky steht die Komplexität der menschlichen Sprache in Widerspruch zur Leichtigkeit, mit der Kinder Sprache erwerben. Daher postuliert er mit dem „Principles and Parameters Model“, daß die allen Sprachen gemeinsamen Grundzüge bereits biologisch angelegt sind (angeborenes Wissen). Unter Verwendung dieser „universellen Prinzipien“ beschränkt sich der Erwerb der Muttersprache „nur“ auf die Erlernung jener grammatischen Parameter⁴⁰, die die syntaktischen Unterschiede der einzelnen Sprachen bestimmen.

c) Wortschatz

Der Wortschatz der deutschen Sprache umfaßt (je nach Quelle und Zählweise) rund 300.000 bis 400.000 Wörter. Davon sind etwa 60% Substantive (Hauptwörter), 25% Verben (Zeitwörter) und 15% Adjektiva (Eigenschaftswörter) und Adverbien (Umstandswörter). Die englische Sprache ist wesentlich reicher. Hier wird ein Wortbestand von 600.000 bis 800.000 Wörtern genannt. Französisch umfaßt hingegen nur 100.000 Wörter [ERB 65, Geo 97, Bro 94]

Der durchschnittliche aktive Wortschatz eines/einer Erwachsenen beträgt 8.000 bis 16.000 Wörter, während der durchschnittliche passive Wortschatz fast 100.000 Wörter erreicht. Zum 90% Verstehen eines einfachen, alltäglichen Textes reichen hingegen bereits 2.000 Wörter aus.

Mit 18 Monaten verfügt ein Kind über etwa 50 wortartige Ausdrücke. Ein Jahr später ist der aktive Wortschatz auf 400 Wörter und im Alter von 3 Jahren auf mehr als 700 Wörter gestiegen. Den Verben kommt dabei eine besondere Stellung zu. Sie werden später und mit größerer Anstrengung in den aktiven Wortschatz aufgenommen [WIL 98].

Der passive Wortschatz eines sechsjährigen Kindes wird mit nicht weniger als 23.000 Wörtern angegeben [Geo 97].

d) Sprache und Gehirnfunktionen

Neuere Forschungsergebnisse behaupten, daß am Verstehen und Produzieren von Sprache sehr viele Regionen des menschlichen Gehirns beteiligt sind. Das ist insbesondere dann gegeben, wenn man bedenkt, daß Sprache gehört und gelesen, gesprochen oder geschrieben werden kann und daß es neben der verbalen Sprache auch noch zahlreiche nicht-verbale Ausdrucksformen gibt.

Bei der klassischen Betrachtung der beteiligten Hirnregionen geht man, des besseren Verständnisses willen, von gehörter Sprache aus und verfolgt die Wirkungskette bis zur Produktion einer gesprochenen Antwort auf das Gehörte.

Einerseits durch die Beobachtung und Analyse von Hirnläsionen und deren Auswirkung auf die sprachliche Kompetenz und Leistung von Versuchspersonen, andererseits durch den Einsatz von Positronen-Emissions-Tomographie⁴⁰ (PET) konnten relativ eng begrenzte Areale im Gehirn gefunden werden, die für die Verarbeitung und Produktion von Sprache zuständig sind.

Das sogenannte Wernicke-Zentrum⁴¹ ist die "sensorische" Sprachregion im hinteren, oberen Teil des Schläfenlappens der jeweils dominanten Hemisphäre des Gehirns (bei 99% der rechtshändigen und 60% der linkshändigen Personen auf der linken Körperseite).

Schon früher konnte Broca⁴² in der unteren Windung des Stirnlappens der dominanten Hemisphäre die "motorische" Sprachregion lokalisieren, die nach ihm als Broca-Zentrum benannt wird.

Die beiden Bezeichnungen "sensorisches" und "motorisches" Zentrum erscheinen bei einer gesamten Betrachtung der sprachlichen Tätigkeit des Gehirns eher irreführend, zumal das "motorische Zentrum" trotz seiner topographischen Nähe nichts mit dem für den Sprechvorgang verantwortlichen motorischen Cortex zu tun hat.

Versucht man die beiden Sprachzentren gemäß ihrer linguistischen Aufgabe zu benennen, dann stellt das Wernicke-Zentrum sozusagen das Lexikon dar, in dem die Begriffe und ihre Bedeutung (Semantik) gespeichert sind. Zusammen mit den im nahen Hinterhauptslappen lokalisierten Funktionen für Erinnerung und Zuordnung werden im Wernicke-Areal, so wird vermutet, aus abstrakten, noch nicht sprachlich gefaßten Gedanken durch Suche nach den passenden Begriffen die Wörter für die spätere Satzbildung festgelegt.

⁴⁰ Mit der Positronen-Emissions-Tomographie kann ein Schnittbild der Energiebilanz des Gehirns erstellt und somit festgestellt werden, welche Areale des Gehirns bei bestimmten Tätigkeiten überdurchschnittliche Aktivitäten entfalten.

⁴¹ Carl Wernicke, deutscher Neurologe und Psychiater, 1848-1905

⁴² Paul Broca, französischer Chirurg und Anthropologe, 1824-1880

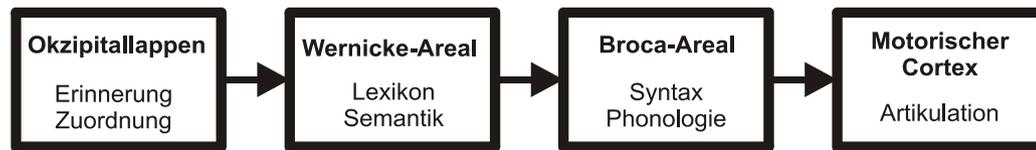


Abb. A 2.62: Modell für die Produktion gesprochener Sprache; nach [MET 94]

Gemäß dieses Modells übernimmt sodann das Broca-Zentrum als "Grammatik-Maschine" diese Wortbausteine, ergänzt sie durch die notwendigen Funktionswörter und baut aus ihnen einen syntaktisch korrekten Satz auf.

Im folgenden Schritt wird der fertige Satz, wenn er ausgesprochen werden soll, an jenen Teil des motorischen Cortex weitergeleitet, der für die korrekte Ansteuerung von etwa hundert Muskeln verantwortlich ist, die an der Artikulation der gesprochenen Sprache beteiligt sind. Analoge Mechanismen laufen für die geschriebene Sprache und die nicht-verbale Kommunikation ab.

Dem Wernicke-Areal fallen auch Aufgaben beim Erkennen gehörter Wörter zu. Ein weiteres Zentrum (optisches Sprachzentrum) ist beim Lesen aktiv.

Für die Grundfunktionen "Lexikon", "Semantik" und "Grammatik" sind die Sprachzentren der dominanten Hirnhälfte (meistens links) verantwortlich. Das soll aber nicht darüber hinwegtäuschen, daß beim Verstehen und bei der Produktion von Sprache auch die nicht-dominante Gehirnhälfte eine wichtige Aufgabe zu erfüllen hat. Fällt nämlich der Balken (Corpus callosum), die Verbindung zwischen den beiden Gehirnhemisphären aus (Verletzungen, Tumoren), verlieren Personen die Fähigkeit, Gefühlskomponenten in der Sprache zu unterscheiden (ärgerlich, ironisch, humorvoll etc.) oder bildhafte Sprache (Metaphern) anders als im rein wörtlichen Sinn zu verstehen [EBE 94].

2.10.2 Sprechen, Stimmbildung und Sprechorgane

a) Organe der Stimmbildung

Die Stimmbildung des Menschen, die in der gesamten Natur einzigartig ist, erfolgt durch ein komplexes Zusammenspiel einer Vielzahl von Organsystemen:

- Das respiratorische System (die Lungen und Atemwege) muß eine ausreichende Luftmenge und einen ausreichenden Luftdruck zur Verfügung stellen.
- Der Kehlkopf mit den Stimmbändern dient der Erzeugung von Klängen (im Sinne von Tönen samt ihren Oberwellen gemäß der Definition in Kap. 2.6.1), die in diesem Zusammenhang Stimme genannt werden.
- Das Artikulationssystem, bestehend aus Rachen, Mundhöhle und Nasenhöhle formt aus dem vom Kehlkopf kommenden Schall die einzelnen *Phoneme*, also die Elemente der gesprochenen Sprache.
- Die Stimmbildung im Kehlkopf (Stellung der Stimmbänder) und alle Bewegungen der Artikulationsorgane (vornehmlich Stellung der Zunge, des Gaumens, der Kiefer und der Lippen) erfolgt durch das motorische Sprachzentrum des Gehirns.
- Nicht unterschätzt bei der Spracherzeugung darf die Rolle des Gehörs werden. Erst durch die Rückkopplung der eigenen Stimme ist natürlicher Spracherwerb und einwandfreie Artikulation möglich. Ist diese Rückkopplung durch eine Schädigung des Ohres oder der Hörbahn nicht gewährleistet, ist der Spracherwerb nur mittels besonderer pädagogischer und therapeutischer Maßnahmen möglich.

Die Stellung der Stimmbänder bestimmt, ob die ausgeatmete Luft die Stimmritze (Spalt zwischen den Stimmbändern, *Glottis*) ungehindert passieren kann (normale Atmung) oder ob sie bei verengter Stimmritze die Stimmbänder in Schwingung versetzen kann (Phonation). Je stärker die Stimmbänder gespannt sind und je höher der Druck der ausgeatmeten Luft ist, desto höher ist die von den Stimmbändern erzeugte Schwingungsfrequenz. Eine eigene Stellung der Stimmbänder liegt bei Flüsterstimme vor. Die vier wichtigsten Stellungen der Stimmbänder sind in Abb. A 2.63 gezeigt.

Der weiche Gaumen regelt je nach seiner Stellung das Einströmen der Luft in die Mund- oder Nasenhöhle (oder beides) und trägt dadurch zur Klangfärbung bei. Zunge, Zähne und Lippen bewirken die Differenzierung bei der Artikulation.

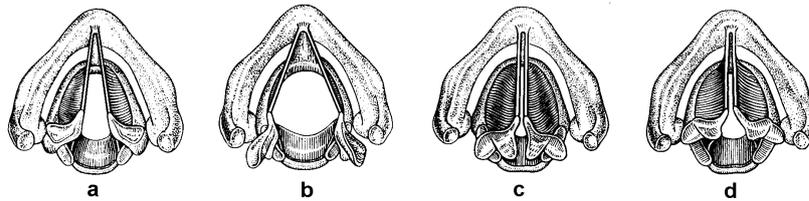


Abb. A 2.63: Stellung der Stimmbänder

a: bei ruhiger Atmung; b: bei forcierter Atmung; c: bei Stimmbildung; d: bei Flüsterstimme [MÖR 81]

b) Technisches Äquivalent der Stimmbildung

Die Vorgänge bei der Stimmbildung im menschlichen Artikulationssystem können durch Tongeneratoren, Verstärker und zeitvariable Filter technisch nachgebildet werden. Ein einfaches technisches Äquivalent ist in Abb. A 2.64 dargestellt.

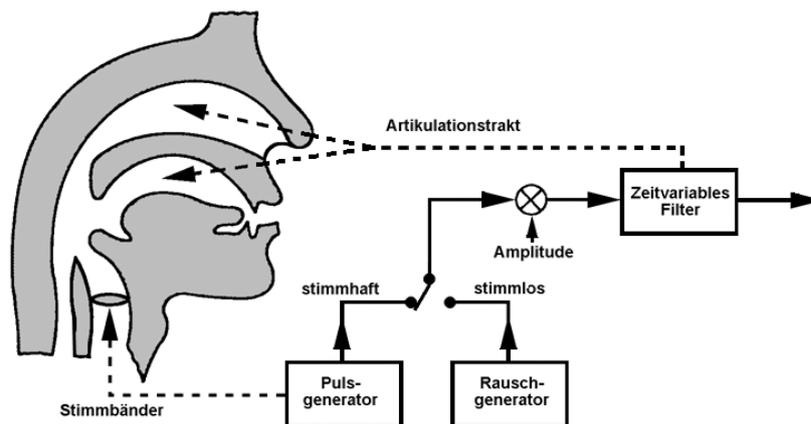


Abb. A 2.64: Technisches Äquivalent der Spracherzeugung; nach [FEL 91].

Entsprechend der Stellung der Stimmbänder wird entweder durch einen Oszillator (Pulsgenerator) ein stimmhafter Klang (entsprechend der Schwingung der Stimmbänder) oder mittels eines Rauschgenerators ein stimmloses Signal (strenggenommen ein Geräusch) erzeugt. Luftmenge und Luftdruck finden in der Verstärkung ihren Niederschlag. Der Artikulationstrakt (Rachen, Mund- und Nasenhöhle) kann mit einem zeitlich variablen Filter verglichen werden, mit dem das Signal frequenzmäßig geformt wird.

c) Resonator und Formanten

Kehlkopf, Rachen und Mund bilden einen Hohlraumresonator, dessen Form durch die Stellung von Kehlkopf, Zunge, Kiefer und Lippen verändert werden kann. Bei einem Erwachsenen ist dieser Resonator rund 17,5 cm lang und verfügt über fünf Haupt-Resonanzfrequenzen, die *Formanten* genannt werden. Die Grundfrequenz liegt bei etwa 500 Hz. In Abb. A 2.65 sind die ersten vier Formanten und ihr Bezug zum Artikulationstrakt schematisch als in einer zylindrischen Röhre schwingende Luftsäulen dargestellt. Da die Amplitude der Druckschwankungen an den Stimmbändern ein Maximum und an den Lippen ein Minimum aufweist, können sich ungeradzahlig Vielfache des Viertels der Resonanz-Wellenlänge ausbilden ($1/4$, $3/4$, $5/4$ und $7/4$ sind in Abb. A 2.65 dargestellt) ausbilden.

Wird durch die Artikulationsorgane der Resonanzraum an einer Stelle, an der die Druckamplitude für einen bestimmten Formanten ein Minimum aufweist verengt, dann steigt die Formantfrequenz (in Abb. A 2.65 durch Pfeile markiert). Bei einer Erweiterung an einer solchen Stelle sinkt sie. Erfolgen Querschnittsänderungen hingegen an Stellen, wo die Amplitude ein Maximum aufweist, tritt der umgekehrte Effekt auf.

Dieser Mechanismus bewirkt, daß durch die vielseitige Formbarkeit des Resonators dem von den schwingenden Stimmbändern erzeugten oberwellenreichen Klang eine Fülle von Klangfarben verliehen werden kann. Die zu einem bestimmten Zeitpunkt vorliegenden Formantfrequenzen führen durch Resonanz zu einer Verstärkung jener Oberwellen, die in der Nähe der Formantfrequenzen liegen.

Die Vokale der Sprache werden durch Schwingungen der Stimmbänder erzeugt. Die Unterscheidung der einzelnen Vokale erfolgt aber primär nicht durch unterschiedliche Grundfrequenzen der Stimmbänder sondern durch typische Formantfrequenzen (z.B. ein „e“ durch 500 Hz, 1800 Hz und 2400 Hz; ein „i“ hingegen durch 300 Hz, 2000 Hz und 3100 Hz [SCH 97]. Konsonanten (stimmlose Laute) sind Geräusche, bei denen die Stimmlippen nicht schwingen, es jedoch durch Verengungen im Artikulationstrakt zu hörbaren Wirbelbildungen kommt.

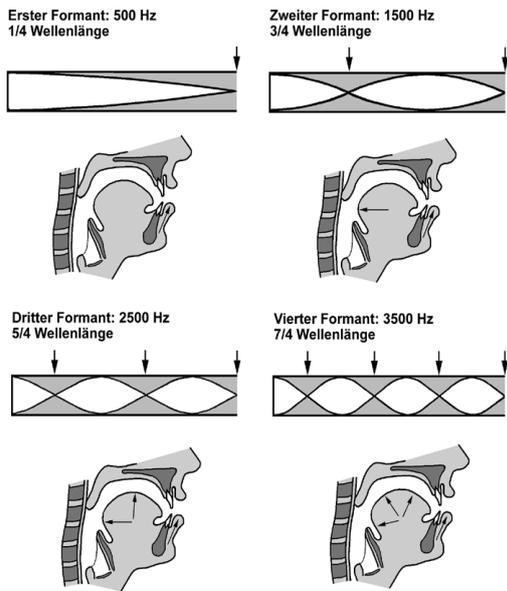


Abb. A 2.65: Die ersten vier Formanten sind als stehende Wellen in einem röhrenförmigen Resonator dargestellt. Die Druckschwankungen haben an den Stimmbändern (links) ein Maximum, an den Lippen (rechts) ein Minimum; nach [SUN 88].

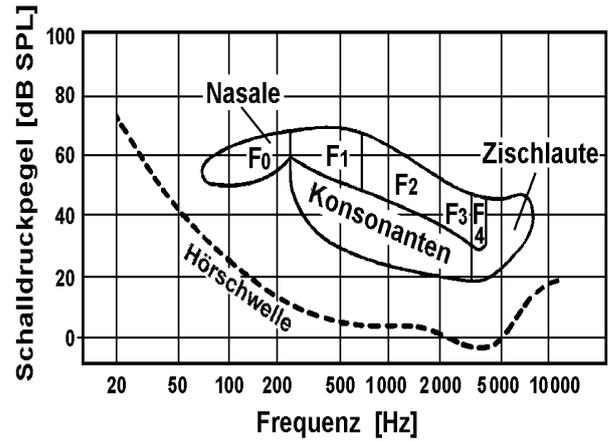


Abb. A 2.66: Lage der Formanten im Schalldruck/Frequenzdiagramm; F_0 bezeichnet die Grundfrequenz, F_1 bis F_4 den 1. bis 4. Formanten.

d) Kenngrößen der Stimmbildung und zum Sprechen

Maximaler Schalldruckpegel eines/einer ungeschulten Sprechers/Sprecherin in 1 m Entfernung	75 dB SPL
Schalldruckpegel eines ausgebildeten Sängers / einer ausgebildeten Sängerin	108 dB SPL
Durchschnittlicher Stimmumfang	1,3 bis 2,5 Oktaven
Erforderlicher Tonumfang für sprachliche Kommunikation	1 Oktave
Typische Atemfrequenz: Neugeborene 20 Jahre alt 30 Jahre alt	40/min 20/min 15/min
Atemzugvolumina: normal (ruhig) maximal Rest in der Lunge	0,5 l 3 bis 7 l (=Vitalkapazität) 1 bis 2 l (= Residualvolumen)
Luftbedarf: in Ruhe stark belastet	7 bis 8 l/min bis 140 l/min
Atemdruck: max. Kompression max. Saugen	15 bis 20 kPa 10 bis 12 kPa
Überdruck unterhalb der Stimmbänder (subglottischer Druck) bei normaler Atmung	ca. 200 Pa (2 cm H ₂ O)
Überdruck unterhalb der Stimmbänder (subglottischer Druck) bei geschlossener Stimmritze und voller Leistung der Atemmuskulatur	1570 Pa (16 cm H ₂ O)
Sprechgeschwindigkeiten: durchschnittlich schnell	160 Wörter/min; 700-800 Buchstaben/min 300 Wörter/min

[SCH 97, OAK 94, FAL 76, MÖR 81, SIL 91].

3. BEHINDERUNGEN AUS MEDIZINISCHER SICHT

3.1 Klassifikation nach ICD, ICIDH und ICF (ICIDH-2)

Um Statistiken und Auswertungen im Gesundheitswesen international harmonisieren zu können, wurde von der Weltgesundheitsorganisation (WHO = World Health Organization) zunächst die „Internationale Klassifikation der Krankheiten, Verletzungen und Todesursachen (ICD = International Classification of Diseases) herausgegeben. Die ICD erfaßt gesundheitliche Störungen als Einheiten gleicher Ätiologie (Ursache einer Krankheit), Pathogenese (Entstehungs- und Entwicklungsform einer Krankheit) und Manifestation (Erkennbarwerden einer Krankheit).

1980 folgte die „Internationale Klassifikation der Schädigungen, Fähigkeitsstörungen und Beeinträchtigungen (ICIDH = International Classification of Impairments, Disabilities and Handicaps). Dadurch wurde auch eine Einteilung der Erkrankungs- und Verletzungsfolgen möglich [MAT 95].

Obwohl es durch die ICIDH erstmals gelungen ist, Behinderung als eine Wirkungskette aus Krankheit, Schädigung, Fähigkeitsstörung und Beeinträchtigung zu beschreiben, wodurch deutlich wurde, daß "Behinderung" nicht ein Attribut der Person sondern eine Konsequenz ist, die sich aus der Interaktion mit der Umwelt ergibt, wurden diese Kontextfaktoren (Umwelt und Person) nicht ausreichend als Lebenshintergrund der Betroffenen berücksichtigt. Die ICIDH erfuhr daher eine grundlegende Revision, die zunächst im Entwurf als ICIDH-2 vorgelegt wurde. Mit Beschluß der 54 Generalversammlung der WHO im Mai 2001 wurde das neue Klassifikationssystem mit der Bezeichnung ICF – International Classification of Functioning, Disability and Health verabschiedet [SCH 01b].

Obwohl mit dem Erscheinen der ICF die ICIDH außer Kraft gesetzt wurde, wird hier trotzdem zunächst die (veraltete) ICIDH vorgestellt (Kapitel 3.1.1), um die Denkweise dieser ersten Klassifikation zu vermitteln, bevor die aktuelle ICF behandelt wird (3.1.2).

3.1.1 Klassifikation nach ICIDH

Im Sinne der WHO-Klassifikationen ICD und ICIDH können die bereits in Kapitel 1.2 erwähnten Ebenen der Behinderung als die Sequenz (Wirkungsfolge)

Krankheit ⇒ Schädigung ⇒ Fähigkeitsstörung ⇒ Beeinträchtigung

dargestellt werden. Die ICIDH besteht aus drei unabhängigen Klassifikationsschemata, aus denen nachfolgend die jeweils obersten Ebenen wiedergegeben werden.

a) Einteilung nach der (gesundheitlichen) Schädigung

Schädigungen (S-Code) sind aus irgendeiner Ursache entstandene Verluste oder Normabweichungen in der psychischen, physiologischen oder anatomischen Struktur oder Funktion. Sie beschreiben also (i.w.S.) die Störung auf der Ebene der Organe. Der Begriff „Schädigung“ ist umfassender als die Bezeichnung „Störung“, weil er auch alle Verluste mit einschließt. Die S-Codes umfassen die nachfolgend angeführten Hauptkategorien (Tabelle A 3.1):

S-Code	Schädigung
1	Intellektuelle Schädigungen
2	Andere psychische Schädigungen
3	Sprachschädigungen
4	Ohrenschädigungen (inkl. Schädigung der Hörfunktion)
5	Augenschädigungen
6	Viszerale Schädigungen (= innere Organe und andere spezielle Funktionen)
7	Skelettschädigungen
8	Entstellende Schädigungen
9	Generalisierte, sensorische und andere Schädigungen

Tabelle A 3.1: Die S-Codes für Schädigungen gemäß ICDH.

b) Einteilung nach der Fähigkeitsstörung

Funktionsstörungen (F-Code) stellen die Folgen einer Schädigung für die funktionellen Fähigkeiten und Aktivitäten einer Person dar. Sie beschreiben also die Störung auf der Ebene der Person. Hierunter fallen Störungen im angemessenen Verhalten, in der Selbstversorgung, in Aktivitäten des täglichen Lebens (engl. ADL) sowie in der Fortbewegung. Nachfolgend eine Übersicht über die von der ICDH verwendeten Hauptkategorien der F-Codes (Tabelle A 3.2):

F-Codes	Fähigkeitsstörung
1	Fähigkeitsstörungen im Verhalten
2	Fähigkeitsstörungen in der Kommunikation
3	Fähigkeitsstörungen in der Selbstversorgung
4	Fähigkeitsstörungen in der Fortbewegung
5	Fähigkeitsstörungen in der körperlichen Beweglichkeit
6	Fähigkeitsstörungen in der Geschicklichkeit
7	Situationsbedingte Fähigkeitsstörungen
8	Fähigkeitsstörungen in besonderen Fertigkeiten
9	Andere Aktivitätseinschränkungen

Tabelle A 3.2: Die F-Codes für Fähigkeitsstörungen gemäß ICDH.

Der F-Code sieht außerdem (in der vierten und fünften Stelle der Codierung) noch eine Skala für den *Schweregrad* sowie für die Einschätzung der *Prognose* vor.

Beim Schweregrad einer Funktionsstörung wird hinsichtlich der Ausführung einer Tätigkeit unter anderem unterschieden:

- Schwierigkeiten bei der Ausführung.
- Ausführung mit Hilfsmitteln.
- Ausführung mit personeller Unterstützung.
- Abhängigkeit bei der Ausführung.
- Hochgradige Unfähigkeit.
- Vollständige Unfähigkeit.

Für die Bewertung der Prognose kennt die ICDH folgende Kategorien:

- Heilungsmöglichkeit.
- Verbesserungsmöglichkeit.
- Unterstützungsmöglichkeit (die Leistung könnte durch Hilfsmittel oder Unterstützung verbessert werden).
- Stabile Fähigkeitsstörung.
- Linderungsmöglichkeit.
- Sich verschlechternde Fähigkeitsstörung.
- Unbestimmte Prognose.

c) Einteilung nach der (sozialen) Beeinträchtigung

Beeinträchtigungen (B-Code) betreffen die Benachteiligungen die in der Folge von Schädigungen und Fähigkeitsstörungen erfahren werden. Sie beschreiben also die Konsequenzen für die Wechselwirkung zwischen Person und Umgebung. Hierbei geht es um die Frage, inwieweit eine Person in der Erfüllung einer für Alter, Geschlecht und kulturelles Umfeld als normal angesehenen Rolle eingeschränkt oder verhindert ist (Tabelle A 3.3):

B-Code	(soziale) Beeinträchtigung
1	Beeinträchtigung der Orientierung
2	Beeinträchtigung der physischen Unabhängigkeit
3	Beeinträchtigung der Mobilität
4	Beeinträchtigung der Beschäftigung
5	Beeinträchtigung der sozialen Integration
6	Beeinträchtigung der ökonomischen Eigenständigkeit
7	Andere Beeinträchtigungen

Tabelle A 3.3: Die B-Codes für (soziale) Beeinträchtigungen gemäß ICDH.

3.1.2 ICF (ICIDH-2)

Die ICDH wurde 2001 durch Beschluß der WHO von der "International Classification of Functioning, Disability and Health – ICF (Internationale Klassifikation der Funktionsfähigkeit, Behinderung und Gesundheit) abgelöst, in der ein erweitertes, der Lebenswirklichkeit besser angepaßtes "bio-psycho-soziales" Modell von Behinderung zur Anwendung kommt [HOL 01, Imd 02, SCH 03].

In der ICF wird die Funktionsfähigkeit oder die Behinderung einer Person als eine dynamische Interaktion zwischen ihrem Gesundheitszustand (ihren gesundheitlichen Problemen) sowie Umweltfaktoren und personenbezogenen Faktoren verstanden. Behinderung wird hier als der Überbegriff für eine oder mehrere Schädigungen der Körperstruktur oder Körperfunktion, Einschränkungen der Aktivitäten oder Beschränkungen in der Partizipation (Teilhabe) gesehen (Abb. A 3.1) [BIC 99, Aih 02].

Eine Aktivitätsbeschränkung liegt definitionsgemäß dann vor, wenn "Personen aller Altersstufen wegen eines bestimmten Gesundheitszustandes oder einer physischen, mentalen, kognitiven oder psychischen Fähigkeitsstörung dauernder oder zeitweiser Art selbständig und ohne Hilfe nicht in der Lage sind, grundlegende menschliche Aktivitäten oder Tätigkeiten auszuführen" [Cen 03]. Somit hat sich die ICF davon entfernt, eine "Klassifikation von Krankheitsfolgen" zu sein und versucht eine "Klassifikation von Bausteinen der Gesundheit" darzustellen [Icf 02].

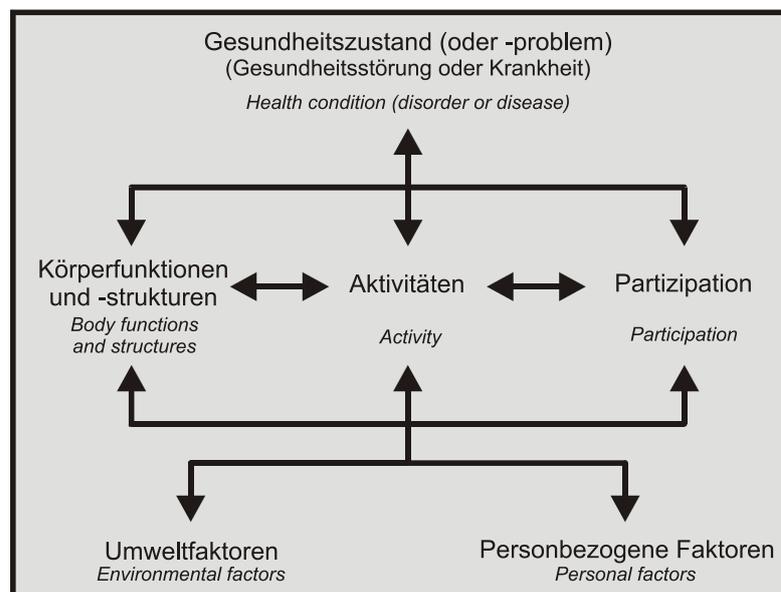


Abb. A 3.1: Interaktion zwischen den Komponenten der ICF [SCH 01b, Aih 02].

Auf dem Weg von der ICIDH zur ICF wurde ein Paradigmenwechsel vollzogen: Als Ursache für die Behinderung tritt die Person und ihr Körper in den Hintergrund und die Umwelt, in der sich die Person bewegt, tritt als Verursacher der Behinderung in den Vordergrund. Dieser Blickwechsel bedeutet aber auch, daß als Intervention gegen Behinderungen der medizinische Aspekt (der ja immer auf den Körper bezogen ist) seine Monopolstellung verliert. Dadurch werden die Türen für viele andere Disziplinen, die an der Umwelt der Person ansetzen, geöffnet, um Partner und Beauftragte in der Rehabilitation werden. Für die Rehabilitationstechnik betont die ICF die Wichtigkeit der Verbesserung der Schnittstelle und der Interaktion zwischen der Person und allen jenen Umwelten, an denen eine Partizipation erfolgen soll (Tabelle A 3.4) [SEE 98, END 99].

Die Internationale Klassifikation der Funktionsfähigkeit⁴³, Behinderung und Gesundheit erlaubt es, mögliche Beeinträchtigungen einer Person in den Bereichen:

- Funktionen und Strukturen des menschlichen Organismus,
- Tätigkeiten (Aktivitäten) aller Art und
- Partizipation⁴⁴ (Teilhabe) an Lebensbereichen

vor dem Hintergrund der sozialen und physikalischen Umwelt dieser Person zu beschreiben [SCH 03]. Die ICF umfaßt zwei Teile, die wiederum in je zwei Komponenten zerfallen (Tabelle A 3.5).

Funktions-ebene	Kenn-zeichen	ICIDH Kategorien	ICIDH-2 Kategorien	Negativer Aspekt	Ziel der Intervention	Bisheriges Modell	Neues Paradigma
Körper	Körper-Funktionen, Körper-Strukturen	Impairment	Impairment	Impairment	Teile des Körpers, körperliche Funktionen	Behebung und/oder Anpassung	Verbesserung der SCHNITTSTELLE und der INTERAKTION zwischen der Person und allen Umwelten, an denen teilgenommen werden soll
Person	Tägliche Aktivitäten der Person	Disability	Activity	Activity limitation	Individuelles, personenbezogenes Unterstützungssystem	Schaffung von isolierten Einzelösungen	
Gesellschaft	Situationsbedingte Beziehung	Handicap	Participation	Participation restriction	Umgebung: bauliche Umwelt, soziales, kulturelles Umfeld, Kommunikation	Behebung und/oder Umbau	

Tabelle A 3.4: Paradigmenwechsel von der ICIDH zur ICIDH-1 (Disability in Context: Reframing the way we think about disability [END 99]).

⁴³ Für den englischen Begriff "functioning" konnte in der deutschen Sprache keine direkte Entsprechung gefunden werden. Die deutschsprachigen Länder haben sich zur Verwendung in der Klassifikation auf den Term "Funktionsfähigkeit" geeinigt.

⁴⁴ Die Übersetzung des englischen Begriffs "participation" ist "Teilhabe". Wegen unterschiedlicher Auffassung von "Teilhabe" innerhalb der deutschsprachigen Länder wird in der deutschen ICF "Partizipation (Teilhabe)" verwendet.

	Teil 1: Funktionsfähigkeit und Behinderung		Teil 2: Kontextfaktoren	
Komponenten	Körperfunktionen und -strukturen	Aktivitäten und Partizipation (Teilhabe)	Umweltfaktoren	Personbezogene Faktoren
Domänen	Körperfunktionen, Körperstrukturen	Lebensbereiche (Aufgaben, Handlungen)	Äußere Einflüsse auf Funktionsfähigkeit und Behinderung	Innere Einflüsse auf Funktionsfähigkeit und Behinderung
Konstrukte	Veränderung in Körperfunktionen (physiologisch) Veränderung in Körperstrukturen (anatomisch)	<i>Leistungsfähigkeit</i> Durchführung von Aufgaben in einer standardisierten Umwelt <i>Leistung</i> Durchführung von Aufgaben innerhalb der üblichen Umwelt	Fördernde oder beeinträchtigende Einflüsse von Merkmalen der materiellen, sozialen und einstellungsbezogenen Welt	Einflüsse von Merkmalen der Person
positiver Aspekt	Funktionale und strukturelle Integrität	Aktivitäten Partizipation (Teilhabe)	Positiv wirkende Faktoren	---
	Funktionsfähigkeit			
negativer Aspekt	Gesundheitlicher Schaden	Beeinträchtigung der Aktivität Beeinträchtigung der Partizipation (Teilhabe)	Negativ wirkende Faktoren (Barrieren, Hindernisse)	---
	Behinderung			

Tabelle A 3.5: Überblick über die ICF [Icf 02, Imd 02].

Zusätzlich zur Bereitstellung eines wissenschaftlichen Modells für das Studium von Funktionsfähigkeit und Behinderung stillt die ICF den Bedarf nach einer gemeinsamen internationalen Sprache (Diktion) für globale Datenerhebungen, Forschung, Gesundheitsmanagement und soziale Wohlfahrt [END 99, Sdi 01].

Zur Orientierung ist in den folgenden Tabellen die von der ICF vorgenommene Klassifikation (oberste Ebene) für die Bereiche Körperfunktionen, Körperstrukturen, Aktivitäten und Partizipation (Teilhabe) sowie Umweltfaktoren wiedergegeben (Tabelle A 3.6 bis Tabelle A 3.8) [Imd 02].

Körperfunktionen	
Kapitel 1	Mentale Funktionen
Kapitel 2	Sinnesfunktionen und Schmerz
Kapitel 3	Stimm- und Sprechfunktionen
Kapitel 4	Funktionen des kardiovaskulären, hämatologischen, Immun- und Atmungssystems
Kapitel 5	Funktionen des Verdauungs-, des Stoffwechsel- und des endokrinen Systems
Kapitel 6	Funktionen des Urogenitalen- und reproduktiven Systems
Kapitel 7	Neuromuskuloskeletale und bewegungsbezogene Funktionen
Kapitel 8	Funktionen der Haut und der Hautanhangsgebilde

Tabelle A 3.6: ICF Klassifikation der ersten Ebene der Körperfunktionen [Imd 02].

Körperstrukturen	
Kapitel 1	Strukturen des Nervensystems
Kapitel 2	Das Auge, das Ohr und mit diesen in Zusammenhang stehende Strukturen
Kapitel 3	Strukturen, die an der Stimme und dem Sprechen beteiligt sind
Kapitel 4	Strukturen des kardiovaskulären, des Immun- und des Atmungssystems
Kapitel 5	Strukturen des Verdauungs-, Stoffwechsel- und endokrinen Systems
Kapitel 6	Mit dem Urogenital- und Reproduktionssystem im Zusammenhang stehende Strukturen
Kapitel 7	Mit der Bewegung in Zusammenhang stehende Strukturen
Kapitel 8	Strukturen der Haut und Hautanhangsgebilde

Tabelle A 3.7: ICF Klassifikation der ersten Ebene der Körperstrukturen [Imd 02].

Umweltfaktoren	
Kapitel 1	Produkte und Technologien
Kapitel 2	Natürliche und vom Menschen veränderte Umwelt
Kapitel 3	Unterstützung und Beziehungen
Kapitel 4	Einstellungen
Kapitel 5	Dienste, Systeme und Handlungsgrundsätze

Tabelle A 3.8: ICF Klassifikation der ersten Ebene der Umweltfaktoren [Imd 02].

Aktivitäten und Partizipation (Teilhabe)	
Kapitel 1	Lernen und Wissensanwendung
Kapitel 2	Allgemeine Aufgaben und Anforderungen
Kapitel 3	Kommunikation
Kapitel 4	Mobilität
Kapitel 5	Selbstversorgung
Kapitel 6	Häusliches Leben
Kapitel 7	Interpersonelle Interaktionen und Beziehungen
Kapitel 8	Bedeutende Lebensbereiche
Kapitel 9	Gemeinschafts-, soziales und staatsbürgerliches Leben

Tabelle A 3.9: ICF Klassifikation der ersten Ebene der Aktivitäten und Partizipation (Teilhabe) [Imd 02].

Die durch die ICF angeregte Sicht der Rollen sowie die erforderliche Neuorientierung in den Bereichen Körper, Unterstützung und Umwelt ist abschließend in der Tabelle A 3.10 zusammengestellt [END 99].

Bereich	Rolle	Politik	Erforderliche Neuorientierung
Körper	Patient	Medizin	Gesundheitspolitik
Dynamische Unterstützung basierend auf Werkzeugen, Techniken und Zusammenarbeit	Kunde / Klient	Rehabilitation	Einbau von behinderungsrelevanten Aspekten in die allgemeine Politik (Integration), trotzdem Zugang zu individueller (spezieller) Unterstützung wo erforderlich Universal Design
Umwelt	Bürger	Bürgerrechte	Bürgerrechte, Antidiskriminierung, Universal Design

Tabelle A 3.10: Durch die ICF erforderliche Neuorientierungen [END 99].

3.2 Visuelle Behinderungen

3.2.1 Klassifikation von Sehschädigungen

Sehschädigungen werden üblicherweise gemäß Tabelle A 3.11 klassifiziert. Diese Wertung gilt bei optimaler optischer Korrektur (Brille, Kontaktlinsen) für das bessere Auge.

Bezeichnung	Visus
Sehbehinderung	< 0,3
Hochgradige Sehbehinderung	< 0,05
Blind (vor dem Gesetz)	< 0,02

Tabelle A 3.11: Klassifikation von Sehschädigungen.

Der entscheidende Nachteil dieser Klassifikation ist, daß einzig und allein die Sehschärfe (Visus) als Maß für die Bewertung herangezogen wird. Eine solche Messung ist zwar objektiv, beschreibt aber in keiner Weise den wirklichen Grad der Fähigkeitsstörung in praktischen Situationen.

Aus diesem Grund unterscheidet Baumann [BAU 69] drei Stufen von Sehschädigung ausschließlich nach der Art und Möglichkeit des Einsatzes des Gesichtssinnes. Hierbei ist Sehschärfe nicht das alleinige Kriterium. Parameter wie Gesichtsfeld, Blendungsempfindlichkeit und Kontrastbewältigung gehen in die Bewertung ein.

Stufe 1 Schwere Sehbehinderung	Druckschrift kann noch effektiv eingesetzt werden, wenn es sich entweder um Großdruck handelt, der nahe an die Augen herangeführt wird oder wenn spezielle Sehhilfen und Beleuchtungen eingesetzt werden.
Stufe 2 Funktional- blindheit	Bei der Ausführung bestimmter Tätigkeiten oder Arbeiten ist das Sehen noch ein gewisses Maß an Hilfe. Effektives Lesen auch von mäßig vergrößerter Schrift ist nicht mehr möglich. Orientierung am Arbeitsplatz und das Auffinden von Objekten ist noch möglich und das Sehen wird zum Führen der Hände bei größeren Bewegungen verwendet.
Stufe 3 Blindheit auf beiden Augen	Bei der Ausführung bestimmter Tätigkeiten oder Arbeiten ist das Sehen nicht mehr von praktischer Bedeutung. Stufe 3 schließt vollblinde Personen, aber auch jene ein, die einen Gegenstand nur dann erkennen können, wenn sich dieser zwischen ihren Augen und einer Lichtquelle befindet.

Tabelle A 3.12: Klassifikation von Sehschädigungen nach Baumann [BAU 69].

Die gesetzliche Definition für Blindheit (legal blindness) in den USA lautet: A person whose central acuity does not exceed 2/200 in the better eye with corrected lenses, or whose visual acuity is greater than 2/200 but is accompanied by a limitation in the field such that the widest diameter of the visual field subtends an angle of no greater than 20 degrees. Hier wird deutlich, daß neben der Sehschärfe auch andere Faktoren (Gesichtsfeld) zur Beurteilung der Sehleistung erforderlich sind.

3.2.2 Ursachen für Sehbehinderungen

Die Ursachen, die in Industrienationen zu Sehbehinderungen führen, unterscheiden sich von denen, die in Entwicklungsländern vorherrschen, wo Infektionskrankheiten, mangelnde ärztliche Versorgung und Vitaminmangel prägend sind. Tabelle A 3.13 stellt die weltweit dominierenden Ursachen jenen der USA gegenüber.

Weltweit	USA	
	Kinder	Erwachsene
Trachom ⁴⁵ Onchozerkose ⁴⁶ Xerophthalmie ⁴⁷ Glaukom Katarakt	Cortikal bedingt Mißbildungen Retinopathie Atrophie Katarakt	Glaukom Katarakt Diabetische Retinopathie Gefäßerkrankungen Makuladegeneration

Tabelle A 3.13: Häufigste Ursachen für Sehbehinderungen; nach [COR 96].

Nachfolgend werden die für westliche Industrienationen am häufigsten auftretenden Augenerkrankungen und deren Auswirkungen auf das Sehvermögen der betroffenen Person beschrieben. Zur Illustration wird in der zugehörigen Abbildungen die Ansicht eines Raumes wiedergegeben, wie dieser von einer Person wahrgenommen wird, die unter der betreffenden Augenerkrankung leidet (Abb. A 3.2).

⁴⁵ Infektiöse, chronische Bindehautentzündung mit Übergreifen auf die Hornhaut.

⁴⁶ Onchozerkose (engl. onchocerciasis, auch Flußblindheit): von vorderen Augenabschnitten ausgehende, von in tropischen Gebieten vorkommenden Fadenwürmern verursachte infektiöse Zerstörung des Auges.

⁴⁷ Xerophthalmie (engl. xerophthalmia) Störung in der Regeneration des Sehfärbstoffes Rhodopsin und Absterben von Photorezeptoren zufolge von Vitamin-A-Mangel.

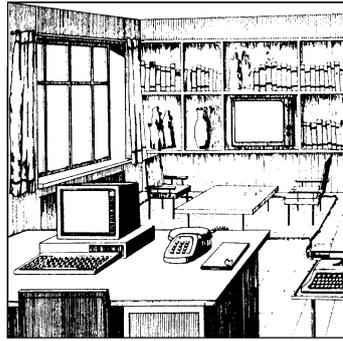


Abb. A 3.2: Normalsicht [FRE 89].

Es muß darauf hingewiesen werden, daß diese Darstellung sowie alle Simulationen von Sehbehinderungen nur sehr grobe Näherungen des tatsächlichen Sachverhaltes darstellen. Gesichtsfeldausfälle lassen sich nicht einfach durch schwarze Flächen nachbilden, obwohl das oft in Illustrationen gemacht wird. Hier wurde bewußt ein neutrales Grau gewählt, das einer nicht vorhandenen Wahrnehmung noch am nächsten kommt.

Selbst wenn es gelingen würde, ein optisch getreues Bild einer Sehschädigung zu zeichnen, bliebe auch diese Darstellung nur an der Oberfläche, da jede Art von Behinderung die betroffene Person nicht nur funktionell einschränkt sondern auch tief in der Persönlichkeit und im Vorstellungsvermögen prägt. Wer jemand beispielsweise glaubt, Blindheit durch Tragen einer Augenbinde zu verstehen, unterliegt einem gewaltigen Irrtum.

3.2.3 Refraktionsanomalien – Brechungsfehler des Auges

Stimmt die Brechkraft der optischen Elemente des Auges (Hornhaut und Linse) nicht mit der Länge des Augapfels überein, kann auf der Netzhaut kein scharfes Bild entstehen. Durch Brillen und Kontaktlinsen können 90% der Refraktionsanomalien ausgeglichen werden. Bei den Refraktionsanomalien unterscheiden wir:

a) Kurzsichtigkeit

Bei Kurzsichtigkeit (Myopie, *myopia*) ist die Brechkraft des Auges zu hoch (Brennweite zu kurz) bzw. der Augapfel ist zu lang. Die Schärfenebene (insbesondere von entfernten Objekten) liegt vor der Netzhaut. Abhilfe schafft eine Brille oder Kontaktlinse mit zerstreuer Wirkung (Abb. A 3.3). Die Auswirkungen von Myopie sind in Abb. A 3.4 dargestellt.

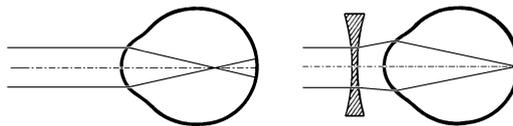


Abb. A 3.3: Strahlengang bei Myopie und Korrektur durch eine Zerstreuungslinse; ohne Korrektur schneiden sich Strahlen vor der Netzhaut; nach [MÖR 81]

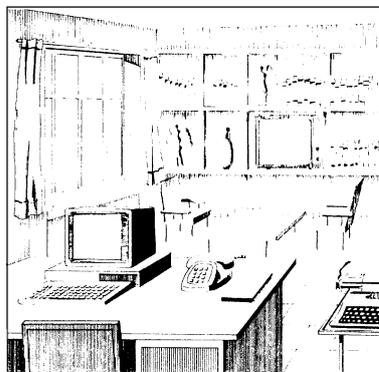


Abb. A 3.4: Myopie [FRE 89].

b) Weitsichtigkeit

Bei Weitsichtigkeit (Hyperopie oder Hypermetropie, engl. *hyperopia*, *hypermetropia*) ist die Brechkraft des Auges zu niedrig (Brennweite zu lang) bzw. der Augapfel ist zu kurz. Die Schärfenebene (insbesondere von

nahen Objekten) liegt hinter der Netzhaut. Abhilfe schafft eine Brille oder Kontaktlinse mit sammelnder Wirkung (Abb. A 3.5).

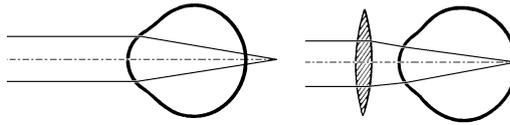


Abb. A 3.5: Strahlengang bei Hyperopie und Korrektur durch eine Sammellinse; ohne Korrektur schneiden sich Strahlen hinter der Netzhaut; nach [MÖR 81]

c) Alterssichtigkeit

Die sogenannte Alterssichtigkeit (*Presbyopie, presbyopia*) hat ähnliche Auswirkungen wie die Hyperopie, jedoch liegt hier die Ursache in einer mit zunehmendem Alter verringerte Elastizität der Augen-Linse (siehe auch Abb. A 2.12). Dadurch wird die Nahakkommodation eingeschränkt und der Nahpunkt rückt immer mehr in die Ferne. Von Presbyopie wird gesprochen, wenn der Akkommodationsbereich (der sog. Akkommodationserfolg) auf Werte unter 4 dpt gesunken ist (Werte in der Jugend liegen bei 12 dpt, siehe dazu auch die Kapitel 3.10.1 und 2.4.2d).

Abhilfe schaffen Lesebrillen (Brillen mit Sammellinsen, die bei Betrachtung von nahen Gegenständen getragen werden) bzw. Brillen mit Mehrstärken- oder Gleitsichtgläsern. Beim Mehrstärkenglas befindet sich im unteren Teil des Brillenglases eine Zone mit höherer Brechkraft. Wird der Blick zum Lesen gesenkt, verläuft die Blickachse durch diesen Teil des Brillenglases und die Nahakkommodation wird unterstützt. Das Gleitsichtglas arbeitet nach dem selben Prinzip, jedoch erfolgt der Übergang vom oberen, niedriger brechenden Teil zum unteren, höher brechenden Teil stufenlos.

3.2.4 **Glaukom – Grüner Star**

Der Grüne Star (Glaukom, *glaucoma*) wird durch erhöhten Augeninnendruck, also durch eine Übermenge an Kammerwasser, hervorgerufen. In den meisten Fällen liegt eine Verlegung der Abflußwege des Kammerwassers vor. Überproduktion von Kammerwasser hingegen ist selten. Der normale Augeninnendruck beträgt 13 bis 28 mbar; bei Glaukom steigt er auf Werte zwischen 50 bis 80 mbar. Als weitere Ursache für Glaukom werden auch Durchblutungsstörungen im Bereich des Sehnervenkopfes genannt⁴⁸.

Durch den erhöhten Augeninnendruck kann es binnen Stunden(!) zu einer Aushöhlung des Sehnervenkopfes (blinder Fleck) kommen, was wegen der Unterbrechung der Blutversorgung zu einem Absterben von Nervenzellen und somit zu irreversiblen Gesichtsfeldausfällen führt (Abb. A 3.6).

Bei rechtzeitigem Erkennen des ansteigenden Augeninnendruckes, der sich durch Farbwahrnehmungen und „Nebel“ bemerkbar macht, kann medikamentös entgegengewirkt werden. In seltenen Fällen ist ein chirurgischer Eingriff erforderlich. Der Grüne Star ist weltweit die häufigste Erblindungsursache.

3.2.5 **Katarakt – Grauer Star**

Verschiedene Gründe wie Verletzungen (Cataracta traumatica), Diabetes (Cataracta diabetica), Hitzeeinwirkungen (Cataracta calorica, bei Gießern und Glasbläsern), Strahlenschäden (Cataracta e radiatione), Elektrounfälle, Vergiftungen, Virusinfekte während der Schwangerschaft (Embryopathia rubeolosa⁴⁹) sowie der Alterungsprozeß können zu einer Trübung der Augenlinse führen. Dadurch wird das Sehvermögen durch Trübung des Bildes, aber auch durch Blendwirkung zufolge von Lichtstreuung herabgesetzt, was bis zur Einschränkung auf hell/dunkel Wahrnehmung gehen kann (Abb. A 3.6).

⁴⁸ Mitteilung der Univ.-Klinik Gießen

⁴⁹ Rötelninfektion der Mutter vornehmlich im ersten Schwangerschaftsmonat

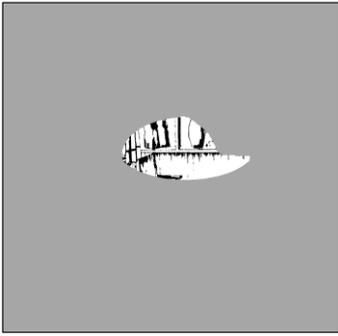


Abb. A 3.6: Glaukom; nach [FRE 89].

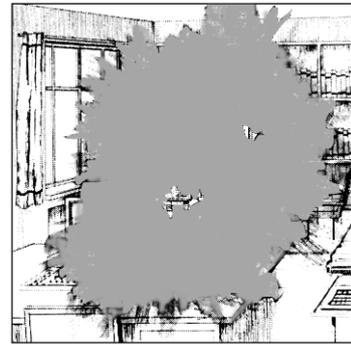


Abb. A 3.7: Katarakt; nach [FRE 89].

Der Graue Star ist durch die operative Entfernung der Linse relativ einfach chirurgisch zu beheben. Die dadurch verlorengegangene Brechkraft der Linse kann entweder durch eine Starbrille (+12 dpt) oder durch Implantation einer Kunststofflinse ersetzt werden. Mangels ausreichender medizinischer Versorgung ist der Graue Star in Entwicklungsländern eine häufige Erblindungsursache.

3.2.6 Makuladegeneration (MD)

Makuladegenerationen (MD) umfassen ein weites Spektrum von Entartungen des Gelben Flecks (siehe 2.4.2c). MD kann sowohl erblich bedingt in jedem Alter (Morbus Stargardt bei Jugendlichen = *juvenile* Makuladegeneration, autosomal-rezessiv vererbt; Morbus Best, autosomal-dominant vererbt) als auch altersbedingt auftreten.

Mit „Laser-Disco-Makula“ werden neuerdings Schädigungen bezeichnet, die durch Laser-Einsatz in Discotischen hervorgerufen werden. Die betroffene Person bemerkt ein verzerrtes Bild gerade dort, wohin die Aufmerksamkeit gerichtet wird. Gerade Linien erscheinen wellenförmig. Im weiteren Verlauf kommt es zu Gesichtsfeldausfällen im zentralen Bereich der Netzhaut (zentrales Skotom), also gerade dort, wo die größte Sehleistung liegt (Abb. A 3.8). Außerdem ist die Wahrnehmung dadurch besonders beeinträchtigt, daß das Auge nicht mehr fixieren kann. Durch das Fortschreiten der Erkrankung führt Makuladegeneration beginnend von der Gesichtsfeldmitte zur Erblindung. Der Verlauf ist therapeutisch nicht mehr aufzuhalten.

3.2.7 Retinopathia pigmentosa (Retinitis pigmentosa) (RP)

Retinopathia pigmentosa (*tapetoretinale Degeneration*; meistens fälschlich als *Retinitis Pigmentosa* bezeichnet, da es sich um *keine* Entzündung handelt) ist die häufigste degenerative Netzhauterkrankung. Sie ist meist erblich bedingt, seltener kann sie durch Infektionskrankheiten oder Vergiftungen ausgelöst werden. Sie entsteht durch eine Stoffwechselstörung eines Enzyms. Bereits in der Kindheit kommt es zu schlechtem Sehen in der Dämmerung (Nachtblindheit durch Ausfall der für das skotopische Sehen erforderlichen Stäbchen).

Später kommt es auch am Tag zu einem ringförmigen Gesichtsfeldausfall (ringförmiges Skotom), sodaß nur mehr ein Gesichtsfeld von 10° bis 15° verbleibt. In späteren Stadien führt Retinopathia pigmentosa zum „Tunnelblick“ (ein bis auf wenige Grad eingeschränktes Gesichtsfeld) und somit zur praktischen Erblindung obwohl das zentrale Sehvermögen (Sehschärfe) noch recht gut sein kann (Abb. A 3.9).



Abb. A 3.8: Makuladegeneration; nach [FRE 89].

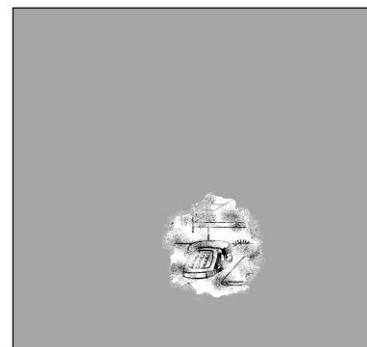


Abb. A 3.9: Retinopathia pigmentosa (Retinitis Pigmentosa); nach [FRE 89].

3.2.8 Retinopathie, diabetische (Retinopathie)

Retinopathie ist der zusammenfassende Begriff für alle nichtentzündlichen Netzhauterkrankungen. Ursachen dafür können Strahlenschäden durch Sonne oder Lichtbogen, Nierenerkrankungen, arterieller Hochdruck (Hypertonie) oder Verletzungen des Augapfels sein. Eine besondere Form ist die bereits beschriebene Retinopathia pigmentosa (Retinitis pigmentosa).

Unter *diabetischer* Retinopathie werden Netzhautschäden als Spätfolge der Zuckerkrankheit (*diabetes mellitus*⁵⁰) bezeichnet. Innerhalb von 15 Jahren erkranken 60% der Diabetiker an der Netzhaut. Nach weiteren 15 Jahren steigt die Wahrscheinlichkeit bereits auf 80-90%. Es kommt zu Blutungen in der Netzhaut und im Glaskörper, die zu unregelmäßigen Gesichtsfeldausfällen führen (Abb. A 3.10).

Die diabetische Retinopathie ist häufiger geworden, da Insulin die Lebenserwartung von Diabetikern zwar erhöht, das Risiko einer Netzhauterkrankung aber nicht in gleichem Maße gesenkt hat.

Eine besondere Form ist die „Frühgeborenen-Retinopathie“, die besonders in den 50-er und 60-er Jahren durch O₂-Überdosierung im Brutkasten verursacht wurde. Inzwischen ist man bei der Sauerstoff Dosierung bei Frühgeburten wesentlich vorsichtiger, eine Schädigung der Augen kann aber auch heute nicht in allen Fällen grundsätzlich ausgeschlossen werden.

3.2.9 Hemianopie (Hemianopsie)

Unter Hemianopie (Hemianopsie) wird ein halbseitiger Ausfall des Gesichtsfeldes bezeichnet. Bei der in Abb. A 3.11 gezeigten *homonymen* Hemianopie, ist auf beiden Augen die gleiche Gesichtsfeldhälfte betroffen. Die Ursache dafür sind Schädigungen (z.B. Tumore, Schädelhirntrauma) der Sehbahn ab der Sehnervenkreuzung (Sehstrang, seitlicher Kniehöcker, Sehstrahlung und visueller Cortex), also in jenen Gebieten, in denen das halbe Gesichtsfeld beider Augen weitergeleitet und verarbeitet wird (siehe dazu Abb. A 2.22). Die Unterbrechung der Hemianopie in der Gesichtsfeldmitte rührt daher, daß in der Sehnervenkreuzung aus der Fovea stammende Nervenfasern sowohl in die eine wie auch in die andere Hemisphäre geleitet werden. Somit sind an der Verarbeitung des fovealen Bereiches beide Hemisphären beteiligt [BET 91]. Bei einer Schädigung im Bereich eines Okzipitallappens können daher trotzdem Reize aus des gesamten Fovea wahrgenommen werden [WIL 96a].

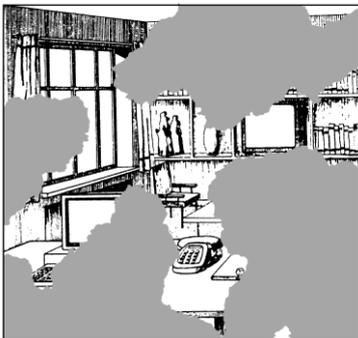


Abb. A 3.10: Retinopathie; nach [FRE 89].

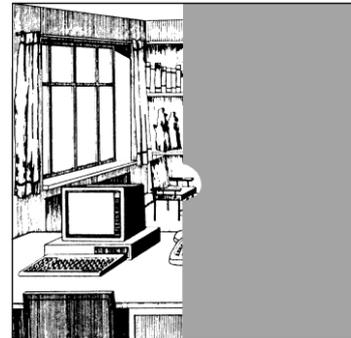


Abb. A 3.11: Hemianopie; nach [FRE 89].

3.2.10 Opticusatrophie

Opticusatrophie (engl.: optical nerve atrophy) bezeichnet den Schwund des Sehnervs als Folge von Erkrankungen oder durch Vererbung (Leber-Opticusatrophie). Die Folgen der Degeneration des Sehnervs sind zentrale Skotome, Minderung der Sehschärfe (Visus 0,1 bis 0,02). Im Anfangsstadium der Leber-Opticusatrophie tritt ein zentrales Farbskotom auf, also ein Bereich mit rot-grün Farbenblindheit.

3.2.11 Amblyopie, Rindenblindheit, visuelle Agnosie

Zur Ausbildung einer intakten Sehbahn und eines funktionierenden visuellen Cortex sind visuelle Reize erforderlich. Fehlen diese Reize von einem Auge (seltener von beiden Augen), dann „erlernt“ es das Nervensystem nicht, diese Reize zu verarbeiten und zu deuten. Diese mit Amblyopie (von griec.: ambly- = schwach) bezeichnete Sehschädigung ist durch Veränderungen im Corpus geniculatum laterale und im visuellen Cortex begründet. Auslösende Ursache kann sein:

- Deprivation: Reizentzug z.B. durch Trübung der optischen Medien eines Auges kann am betroffenen Auge zur Deprivations-Amblyopie führen. Da das Sehen durch das Sehen gelernt wird, führt eine Wieder-

⁵⁰ mellitus lat.: mit Honig versüßt

herstellung der optischen Fähigkeiten nicht zu einer Behebung der Deprivations-Amblyopie. Es sind Fälle bekannt, bei denen Personen mit der Wiederherstellung ihrer optischen Sehkraft nicht fertig geworden sind⁵¹.

- Refraktionsanomalie: Extreme Fehlsichtigkeit, insbesondere starke Unterscheide zwischen beiden Augen kann dazu führen, daß das Bild des stärker fehlsichtigen Auge vom Sehzentrum ignoriert wird und es somit zur Refraktionsamblyopie kommt, bei der das betroffene Auge erblindet.
- Schielen (Strabismus): Fehlstellung der Augen beim Schielen gestattet es dem visuellen System nicht, die Bilder der beiden Augen zur Deckung zu bringen. Ohne daß es der betroffenen Person (i.a. dem Kleinkind) bewußt wird, wird eines der beiden Bilder zur Verhinderung von Doppelbildern einfach ignoriert. Die Reize eines Auges werden abgeblockt und durch diese Art von Deprivation kommt es zur Schielamblyopie.

Rindenblindheit (*cortical blindness*) bezeichnet eine vollständige Erblindung, die durch eine beidseitige Zerstörung des visuellen Cortex (Tumore, Trauma, Schlaganfall) hervorgerufen wird. Unter visueller Agnosie (visueller Amnesie, früher auch Seelenblindheit) versteht man Störungen der visuellen Wahrnehmung und des visuellen Erkennens nach Schädigungen im Bereich des Okzipitallappens bei sonst intaktem Sehvermögen.

3.2.12 Störungen der Farbwahrnehmung

Störungen in der Farbwahrnehmung können angeboren sein (erblich bedingt) oder als Begleiterscheinungen von Augenerkrankungen (z.B. Glaukom, Makuladegeneration, Diabetische Retinopathie Erkrankungen des Sehnervs, Gelbfärbung der Augenlinse) auftreten.

Erblich bedingte Störungen in der Farbwahrnehmung betreffen ungefähr 8% der Männer und 1% der Frauen. Dabei handelt es sich in den meisten Fällen um Störungen in der Rot-Grün Wahrnehmung. Die Gene zur Produktion der Farbstoffe für die „roten“ und „grünen“ Zäpfchen befinden sich auf dem X-Chromosom (weibliches Geschlechtschromosom). Die Vererbung erfolgt X-chromosomal-rezessiv (siehe Kapitel 2.2.2. Ist eine Mutter Träger (Konduktor) des defekten Gens, sind Söhne mit 50% Wahrscheinlichkeit von einer gestörten Farbwahrnehmung betroffen. Töchter werden mit 50% Wahrscheinlichkeit Träger des defekten Gens ohne selbst gestörte Farbwahrnehmung aufzuweisen. Da Frauen zwei X-Chromosomen haben, können Töchter eine Störung der Rot-Grün Wahrnehmung nur dann erben, wenn sowohl das vom Vater wie auch von der Mutter stammende X-Chromosom den Defekt aufweist (Tabelle A 3.14).

Defekte der Blau-Gelb Wahrnehmung treten sehr selten auf. Das Gen für die Produktion des blauen Photopigments befindet sich auf Chromosom 21.

Personen mit vollständig intakter Farbwahrnehmung werden *Trichromaten* genannt, da bei ihnen alle drei Zäpfchentypen (für rot, grün und blau) funktionsfähig sind.

		MUTTER	
		Xm/Xm	<u>Xm</u> /Xm
VATER	Xv/Yv	Sohn Xm/Yv Tochter Xm/Xv	<i>Sohn</i> Xm/Yv Tochter <u>Xm</u> /Xv
	<u>Xv</u> /Yv	Sohn Xm/Yv Tochter Xm/ <u>Xv</u>	<i>Sohn</i> Xm/Yv Tochter Xm/Xv

Tabelle A 3.14: Vererbungsschema für Rot-Grün Farbwahrnehmungs-Defekt –
 Xm = X-Chromosom der Mutter; Xv, Yv = X-, Y-Chromosom des Vaters
Xm und Xv = Chromosomen mit Rot-Grün Defekt (Träger);
Sohn, *Tochter*: Kinder mit Rot-Grün Farbwahrnehmungs-Defekt.

Störungen in der Farbwahrnehmung können sich in einer Farbschwäche, einer partiellen, oder einer vollständiger Farbenblindheit (*Achromasie* oder *Achromatopsie*) ausdrücken. Personen, die nur über Wahrnehmung von Grauwerten verfügen, werden Achromaten genannt⁵². In diesem Fall sind die Zäpfchen der Retina ausgefallen und die visuelle Wahrnehmung erfolgt ausschließlich über die Stäbchen. Da diese eine höhere Empfindlichkeit haben, haben Achromaten Probleme bei hellem Tageslicht (*Photophobie*). Aufgrund der wesentlich geringeren Dichte der Stäbchen beträgt der Visus von Achromaten nur rund 0,1.

⁵¹ Das klassische Beispiel ist der unter dem Pseudonym S.B. bekannt gewordene Patient aus Birmingham, der mit 52 Jahren durch eine Operation das Sehvermögen, nicht aber visuelle Wahrnehmung gewinnt [RES 79]

⁵² Während üblicherweise Achromasie nur bei 0,003% der Bevölkerung vorkommt, gibt es lokale Häufungen. Auf der Insel Pohnpei (Mikronesien) tritt Achromasie bei 10% der Bevölkerung auf [Die Insel der Farbenblinden, Oliver Sacks].

Farbschwache Personen haben eine herabgesetzte Empfindlichkeit in Bezug auf *eine* Farbe. Bei partieller Farbenblindheit ist ein Rezeptortyp (Dichromasie) oder zwei Rezeptortypen (*Monochromasie*) vollständig ausgefallen (siehe Tabelle A 3.15).

Art des Ausfalls und Bezeichnung des Defekts				
Farbe ↓	Totaler Ausfall			Verminderte Empfindlichkeit
	Achromasie	Monochromasie	Dichromasie	Anomale Trichromasie
rot	alle 3 Farben ausgefallen	2 von 3 Farben ausgefallen	Protanopie	Protanomalie
grün			Deutanopie	Deuteranomalie
blau			Tritanopie	Tritanomalie

Tabelle A 3.15: Übersicht über Störungen der Farbwahrnehmung.

3.3 Taktile und haptische Behinderungen

Behinderungen des Tastsinns sind selten. Die Ursache für den totalen Ausfall taktiler Wahrnehmungen (*Anästhesie*) können zerebrale Störungen bzw. Läsionen der afferenten Nervenbahnen sein. Eine subjektive Mißempfindung (Verminderung oder Verfälschung) der taktilen Wahrnehmung (taubes Gefühl, Kribbeln, Brennen etc.) wird als *Parästhesie* bezeichnet und kann als Begleiterscheinung verschiedener Erkrankungen (z.B. Diabetes) auftreten. Werden taktile Reize qualitativ anders wahrgenommen (z.B. leichte Berührung wird bereits als Schmerz empfunden), dann spricht man von *Dysästhesie*.

Autotopagnosie bezeichnet die Unfähigkeit bei erhaltener Sensibilität der oberflächlichen Tastrezeptoren einen Hautreiz richtig am Körper zu lokalisieren. Bei *Stereoanästhesie* liegt eine Störung des taktilen Wahrnehmungsvermögens und der Propriozeption vor. Die dadurch hervorgerufene *Stereoagnosie* (taktile Agnosie, Tastlähmung) bewirkt das Unvermögen, einen Gegenstand ohne Sichtkontakt allein durch haptische Wahrnehmung zu erkennen. Die Ursache sind zerebrale Schädigungen.

Weiters wurde beobachtet, daß das Wahrnehmungsvermögen für Vibrationen durch chronischen Schmerz herabgesetzt wird. Eine weitere Ursache für eine Störung des Vibrationsempfindens ist die Friedreich-Ataxie (siehe Kapitel 3.6.4b).

Schädigungen im Bereich des Vestibularapparats führen zu Störungen der Orientierung des Körpers im Raum (Gleichgewichtsstörungen). So verursacht z.B. die Menière Krankheit neben einseitigen Ohrengeräuschen und Schwerhörigkeit eine Flüssigkeitsansammlung im Labyrinth, die anfallsweisen Drehschwindel (Vertigo) hervorruft [PSC 98]. Eine Aufhebung der Schmerzempfindung (Nozizeption) zufolge einer Schädigung der Schmerzleitung oder Ausschaltung der Schmerzzentren wird als *Analgesie* bezeichnet.

3.4 Auditive Behinderungen

3.4.1 Klassifikation von Hörschädigungen

Die ICDH unterscheidet sechs Grade der Hörschädigung (Tabelle A 3.16):

Bezeichnung nach ICDH	Hörverlust [in dB HV]
geringe Hörschädigung	26-40 dB HV
mäßige Hörschädigung	41-55 dB HV
mittelgradige Hörschädigung	56-70 dB HV
hochgradige Hörschädigung	71-91 dB HV
an Taubheit ⁵³ grenzende Hörschädigung	> 91 dB HV
vollständiger Verlust des Gehörs	—

Tabelle A 3.16: Kategorien der Hörschädigung nach ICDH [MAT 95].

Der Begriff gehörlos sollte nur für Personen benutzt werden, deren Hörschädigung so hochgradig ist, daß sie unfähig sind, aus einer Verstärkung einen Nutzen zu ziehen. Der Nutzen, mittels einer Angabe in dB HV eine stichhaltige Trennungslinie zwischen schwerhörig und gehörlos zu ziehen, erscheint gering. Wesentlich wichtiger ist die Funktionalität des Gehörs in Bezug auf die sozial bedeutendste Aufgabe, das Hören und Verstehen gesprochener Sprache, zu bewerten. In diesem Sinn wird von Praktikern vorgeschlagen, die Trennung dort zu ziehen, wo das auditive Kommunizieren trotz verstärkender Hilfsmittel scheitert [DOT 96].

Abb. A 3.12 zeigt die Verteilung der unterschiedlichen Grade der Hörschädigung innerhalb der erwachsenen Bevölkerung in Europa [MAR 98a].

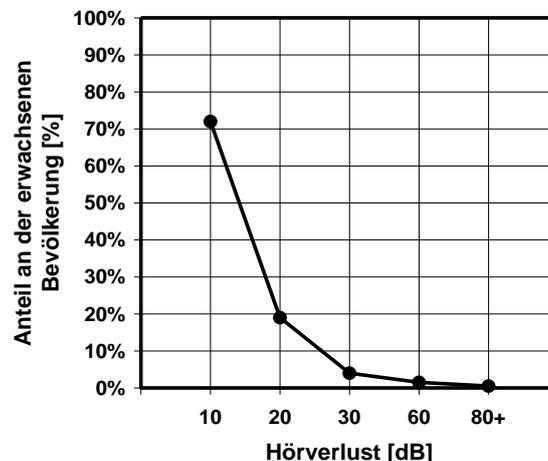


Abb. A 3.12: Grad der Hörschädigung in der erwachsenen Bevölkerung in Europa; nach [MAR 98a].

3.4.2 Arten von Hörschädigungen

Bei der Klassifizierung von Hörschädigungen wird in erster Linie unterschieden, ob die Reduktion der Hörleistung durch eine verringerte Leitung des Schalls bis zu den Rezeptoren (Haarzellen) des Innenohrs bedingt ist oder ob eine Schädigung der Cochlea oder der nachfolgenden Nervenbahnen (Hörbahn) vorliegt. Nach dieser generellen Unterscheidung werden noch einige typische Formen der Schwerhörigkeit besprochen

⁵³ Die ICDH verwendet den Begriff „Taubheit“, der aber bei den Betroffenen verpönt ist. Er sollte daher tunlichst vermieden und immer gegen Gehörlosigkeit ausgetauscht werden. Die Ursache für die negative Besetzung der Wörter "Taubheit" und "taub" ist historisch bedingt. Die Begriffe "dumm" bzw. "tumb" (ahd.) und "taub" bzw. "toub" hatten früher die gleiche Bedeutung, nämlich "stumpf" bzw. auch "stumpfsinnig" (Duden) und "benebelt", "verwirrt" und "betäubt" [Bro 95]. Das Ohr galt in der Antike als Sitz des Gedächtnisses. Für Paracelsus waren große Ohren nicht nur Zeichen für eine gutes Hörvermögen sondern auch für ein gutes Gedächtnis und einen scharfen Verstand [HEL 93].

3.4.3 Schalleitungsschwerhörigkeit (generell)

Bei der *Schalleitungsschwerhörigkeit* (Konduktionsschwerhörigkeit, *conductive hearing loss*) liegen die Ursachen in einer Störung im äußeren Gehörgang (z.B. Pfropfen), im Trommelfell oder im Mittelohr (z.B. Versteifung der Gehörknöchelchen). Das Hörvermögen ist vermindert, nie jedoch völlig verloren.

Im Tonschwellenaudiogramm (siehe dazu Kapitel 2.6.5a) äußert sich eine Schalleitungsschwerhörigkeit in einem Absinken der Luftleitungskurve (LL-Kurve), während die Knochenleitungskurve (KL-Kurve) unverändert in jenem Bereich bleibt, der für normalhörende Personen die Regel ist (Abb. A 3.13, für die verwendeten Zeichen siehe Tabelle A 2.12). Man spricht hier vom Auftreten einer „KL-LL-Differenz oder „air-bone-gap“).

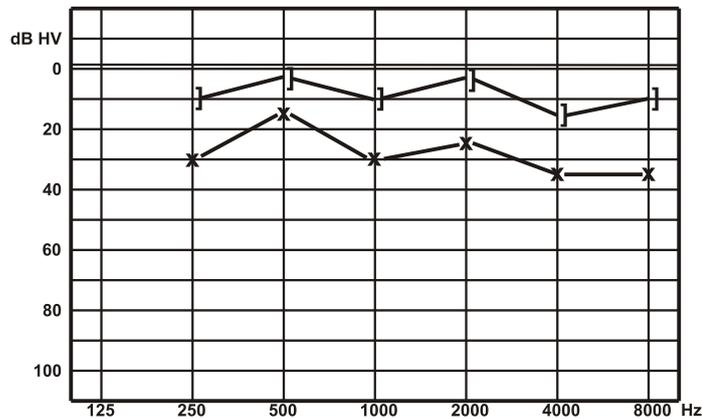


Abb. A 3.13: Tonschwellenaudiogramm bei Schalleitungsschwerhörigkeit – die Luftleitungskurve (x) liegt unter der Knochenleitungskurve (I) = „air-bone-gap“.

Ein Verschließen der Ohren mit den Fingern führt zu einer Dämpfung von ca. 20 dB HV, simuliert also eine Schalleitungsschwerhörigkeit, die noch geringer ist, als eine „geringe Hörschädigung“ nach ICIDH (siehe Tabelle A 3.16).

3.4.4 Schallempfindungsschwerhörigkeit (generell)

Die Ursachen für eine *Schallempfindungsschwerhörigkeit* (Perzeptionsschwerhörigkeit, engl. *sensorineural hearing loss*) sind Schädigungen des Innenohres (Hörsturz, Ototoxikose, Schalltrauma), des Hörnervs oder des zentralen Nervensystems. Im Tonschwellenaudiogramm äußert sich eine Schallempfindungsschwerhörigkeit durch das gemeinsame Absinken der Luftleitungskurve und der Knochenleitungskurve (Abb. A 3.14).

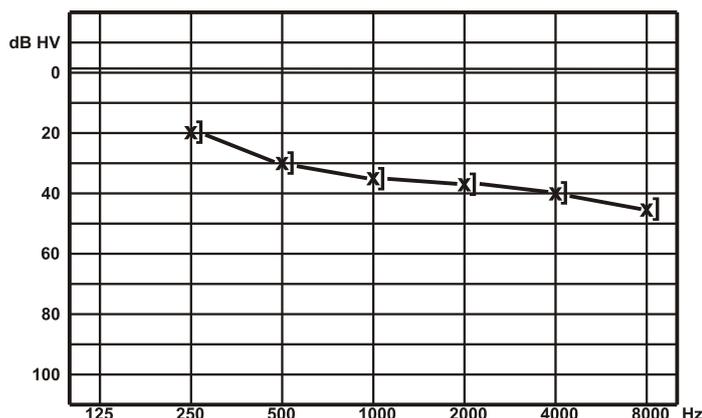


Abb. A 3.14: Tonschwellenaudiogramm bei Schallempfindungsschwerhörigkeit – Luftleitungskurve (x) und Knochenleitungskurve (I) in Deckung.

Von Schallempfindungsschwerhörigkeit sind vornehmlich die hohen Frequenzen betroffen, was sich in einer schlechten Wahrnehmbarkeit der Phoneme „s“, „f“ und „sch“ bemerkbar macht. Somit ist nicht nur das Hören selbst sondern vor allem das Verstehen betroffen. Eine (völlige) Gehörlosigkeit ist immer durch eine Störung des Innenohrs bedingt.

3.4.5 Kombinierte Schalleitungs- und Schallempfindungsschwerhörigkeit (generell)

Als dritte mögliche generelle Hörschädigung soll noch die kombinierte Schalleitungs- und Schallempfindungsschwerhörigkeit im Tonschwellenaudiogramm vorgestellt werden. Wegen der Schallempfindungsschwerhörigkeit sinken die LL- als und die KL-Kurven gemeinsam ab. Die zusätzliche Schalleitungsschwerhörigkeit bedingt ein weiteres Absinken der LL-Kurve (Abb. A 3.15).

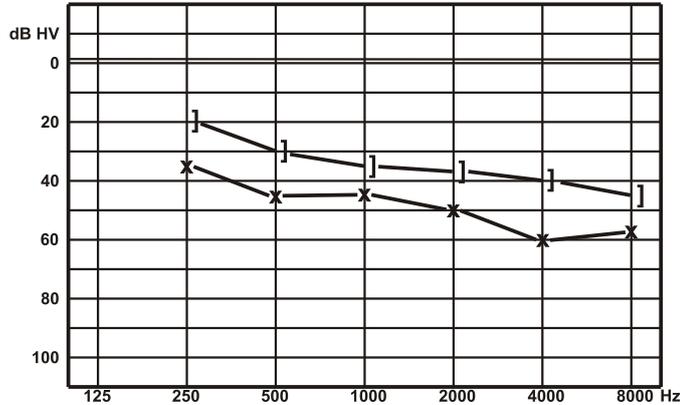


Abb. A 3.15: Tonschwellenaudiogramm bei kombinierter Schalleitungs- und Schallempfindungsschwerhörigkeit – beide Kurven tiefer, aber die Luftleitungskurve (x) liegt noch weiter unter der Knochenleitungskurve (j).

3.4.6 Recruitment

Das unbeeinträchtigte Ohr kann Lautstärkepegel im Bereich zwischen 4 Phon (Hörschwelle) und 130 Phon (Schmerzschwelle) verarbeiten. Dieser enorme Schall-Intensitätsbereich, der einen Faktor von 10^{13} darstellt wird unter anderem dadurch erreicht, daß bei höheren Schalldruckpegeln eine zunehmend größere Zahl an Nervenfasern für die Reizleitung parallel zueinander zum Einsatz gelangen (rekrutiert werden).

Beim Recruitment-Phänomen, das üblicherweise im Zusammenhang mit sensorineuralen Hörverlusten im Bereich der Cochlea auftritt, bewirken bereits kleinere Steigerungen des Schalldruckpegels eine massive Zunahme der subjektiv empfundenen Lautstärke. Mit anderen Worten, es kommt nicht nur zu einer Erhöhung der Hörschwelle (durch den sensorineuralen Hörverlust) sondern auch zu einer wesentlich herabgesetzten Schmerzschwelle. Der Intensitätsbereich, in dem eine vom Recruitment-Phänomen betroffene Person hören kann, ist daher äußerst schmal und kann mit herkömmlichen Hörhilfen nicht eingehalten werden [KOL 95, TRO 98].

3.4.7 Perforation des Trommelfells

Eine Perforation des Trommelfells bedingt einerseits zufolge der geringeren aktiven Fläche eine schlechtere Schallübertragung auf die Gehörknöchelchen, andererseits treffen gleichphasige Anteile des Schalls auf das runde Fenster und schwächen die Effekte in der Cochlea dadurch ab⁵⁴. Die Auswirkungen auf die Hörleistung sind jedoch bei intakter Gehörknöchelchenkette meist nur gering.

3.4.8 Unterbrechung der Gehörknöchelchenkette

Ist die Übertragung der Schallwellen über die Gehörknöchelchen (Hammer, Amboß, Steigbügel) unterbrochen, so ist Hören durch Leitung im Schädelknochen immer noch möglich, jedoch beträgt der dabei entstehende Hörverlust etwa 60 dB HV.

Überraschenderweise wirkt sich bei unterbrochener Gehörknöchelchenkette eine gleichzeitige Trommelfellperforation unter Umständen sogar vorteilhaft aus, da der Schall nun direkt auf das ovale Fenster treffen kann. Wirken außerdem Reste des Trommelfells als Abschirmung des runden Fensters, so kann mit Hörverlusten im Bereich von nur 28 dB HV gerechnet werden.

3.4.9 Hörsturz und Schädigungen durch ototoxische Substanzen

Jede Art von Durchblutungsstörungen des Innenohres kann zu Schädigungen der Haarzellen und somit zu sensorineuralem Hörverlust führen. Handelt es sich um akute Durchblutungsstörungen, spricht man von einem

⁵⁴ Im funktionierenden Ohr schwingen die Membranen von ovalem und runden Fenster in Gegenphase.

Hörsturz (*sudden hearing loss*), den man auch als einen „Infarkt des Ohres“ bezeichnen könnte. Plötzlich aufgetretene, ein- oder beidseitige Hörstürze sind in ca. 50 % der Fälle reversibel.

Bestimmte Medikamente (Antibiotika, und Diuretika), Umweltgifte (Schwermetalle, Kohlenmonoxid) sowie auch Genußgifte (Alkohol und Nikotin) haben mit hoher Wahrscheinlichkeit negative Auswirkungen auf die Durchblutung des Ohres und werden daher als ototoxisch (giftig für die Ohren) bezeichnet. Das Tonschwellenaudiogramm eines durch ein Antibiotikum (Gentamycin) hervorgerufenen fast vollständigen Hörverlustes zeigt Abb. A 3.16 [HEL 93].

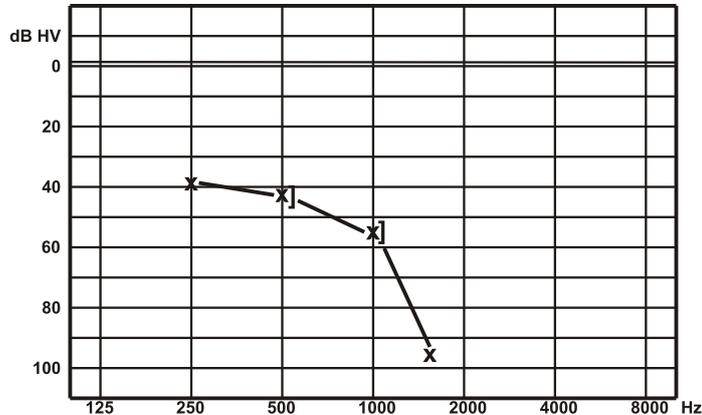


Abb. A 3.16: Tonschwellenaudiogramm einer durch ototoxische Substanzen hervorgerufenen Hörschädigung – wegen der Schwere der Schädigung konnten nicht alle Werte ermittelt werden [HEL 93]

3.4.10 Lärmschwerhörigkeit

Jede Belastung des Gehörs mit hohen Schalldruckpegeln führt zu einer Verschiebung der Hörschwelle nach oben. Ist die Belastung kurz oder werden dabei Schalldruckpegel von 90 dB SPL nicht überschritten, kommt es zwar zu einer bei allen Sinnesorganen vorkommenden Adaptation, aber die Hörschwelle sinkt nach einer Erholungszeit wieder auf die Werte vor der Schallbelastung.

Lang andauernde Schallbelastung, insbesondere dann, wenn sie 90 dB SPL überschreiten, stellen eine ernsthafte Gefährdung des Ohres dar. Dabei können drei Mechanismen zum Tragen kommen. Zum einen können durch die Schallbelastung (z.B. 15 Minuten bei 95 dB SPL oder 30 Sekunden bei 115 dB SPL) Haarzellen mechanisch beschädigt werden (Abknicken oder Verschmelzen der Stereozilien). Zweitens haben Haarzellen bei Erregung einen erhöhten Energiebedarf, der bei lang anhaltender Stimulation nicht mehr gedeckt werden kann. Wird der Zelle nicht rechtzeitig eine Erholungspause gegönnt, kann es zum Absterben (Verhungern) der Sinneszelle kommen. Drittens führt Lärm zu einer Streßbelastung des gesamten Organismus, durch die auch die Durchblutung und somit die Sauerstoffversorgung des Ohres herabgesetzt wird und eine schädigende Wirkung auf das Innenohr nicht ausgeschlossen werden kann [HEL 93].

Ein durch Lärmeinwirkung ausgelöster Hörverlust betrifft besonders die Frequenzen um 4 kHz, liegt also im Bereich des dritten und vierten Formanten (siehe Abb. A 2.66). Offenbar gerät dieser Bereich der Cochlea bei Lärmbelastung am frühesten in einen Versorgungsengpaß. Wegen der bei 4 kHz liegenden musikalischen Note c^5 (fünf-gestrichenes C, oberste Taste eines Klaviers mit 4186 Hz) wird auch von der c^5 -Senke gesprochen⁵⁵ [HEL 93]. Ein für eine Lärmschwerhörigkeit typisches Audiogramm ist in Abb. A 3.17 dargestellt.

⁵⁵ Akustiker und Musiker verwenden unterschiedliche Bezeichnungen der Tonhöhen. In der Akustik werden die zu den einzelnen Oktaven des Klaviers gehörenden Töne mit tiefgestellten Indizes versehen. C_1 bezeichnet daher das tiefste C (erste vollständige Oktave) am Klavier. Der höchste Ton des Klaviers ist das C_8 . In der Musik beginnt die eingestrichene Oktave mit dem mittleren C des Klaviers. Hier werden hochgestellte Indizes verwendet. Die Bezeichnung ist daher c^1 . Der in der gleichen Oktave liegende Kammerton mit 440 Hz trägt die Bezeichnung a^1 . Dem musikalischen c^1 entspricht somit das akustische C_4 [LIN 81].

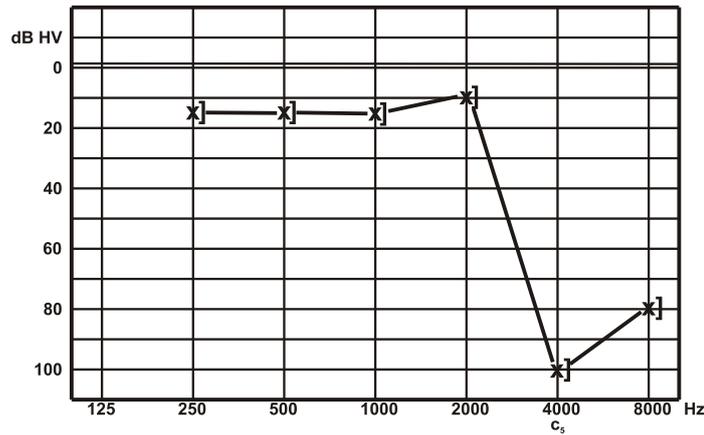


Abb. A 3.17: Tonschwellenaudiogramm bei Lärmschwerhörigkeit – typischer Abfall bei 4000 Hz, C₅ – Senke.

Besonders gefährlich sind alle impulshaltigen Schalle, weil in diesem Fall der Regelmechanismus des Mittelohres (Bedämpfung durch Kontraktion der Mittelohrmuskeln) nicht rechtzeitig zum Tragen kommt und die hohen Pegel ungehindert das Innenohr erreichen können.

Während die schädlichen Langzeit-Auswirkungen von berufsbedingtem Lärm heute nicht nur hinlänglich bekannt sind (oder zumindest bekannt sein sollten) und wirksame Gehörschutzmaßnahmen angeboten werden, stellt der „Freizeitlärm“ die weitaus größere Gefahr für die Volksgesundheit dar. Die Auswirkungen von überlauter Musik (Diskotheken, open-air Konzerte⁵⁶, „Car-Sound“) und insbesondere die über Kopf- und Ohrhörer konsumierte Musik aus tragbaren Geräten stellen ein enormes Risiko dar. Allen Liebhabern solcher „Schallquellen“ muß an dieser Stelle warnend ins Stammbuch geschrieben werden, daß Beschädigungen der Haarzellen absolut irreversibel sind.

3.4.11 Altersschwerhörigkeit – Presbyakusis

Unter Altersschwerhörigkeit (Presbyakusis) wird eine mit zunehmendem Alter steigende Hörschwelle bei höheren Frequenzen verstanden (den typischen Verlauf des Audiogramms zeigt Abb. A 3.18).

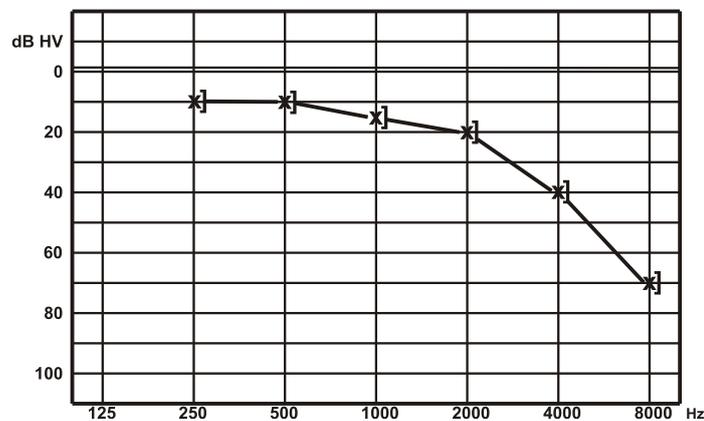


Abb. A 3.18: Tonschwellenaudiogramm bei Altersschwerhörigkeit – typischer Verlust im Bereich der hohen Töne

Von einer „echten“ Presbyakusis kann streng genommen nur dann gesprochen werden, der Hörverlust symmetrisch auf beiden Ohren auftritt und wenn außerdem sichergestellt ist, daß nicht auch andere Faktoren zu einem Hochtonverlust geführt haben. In den meisten Fällen wird man es mit einer Mischung aus Alterseffekten und Langzeitfolgen von Lärmbelastung und Medikamentenschädigungen (ototoxische Wirkung von Medikamenten) zu tun haben, die sich nicht voneinander trennen lassen⁵⁷.

⁵⁶ Der von einer "durchschnittlichen" Rockband produzierte Schalldruckpegel wird in der Literatur mit 120 bis 130 dB SPL angegeben. Für die Gruppe "The Who" finden sich Werte bis **160 dB SPL** (!). Die Folgen für die Haarzellen sind leicht vorstellbar. Nur der Start eines Space-Shuttels (in 50 m Entfernung gemessen) übertrifft mit 180 dB SPL diesen Wert noch deutlich [LIN 81, KEN 97].

⁵⁷ In diesem Zusammenhang ist bemerkenswert, daß Untersuchungen an Naturvölkern (Afrika und Asien) keine Anzeichen von Presbyakusis gezeigt haben. Es liegt daher der Verdacht nahe, daß Presbyakusis nichts anderes ist, als die über die Lebenszeit integrierte Auswirkung sozial bedingter Schädigungen des Gehörs (Sozioakusis) [HEL 93].

3.4.12 Auditorische Agnosie, Rindentaubheit

Schädigungen im Bereich der Großhirnrinde (Cortex) durch Schlaganfall (Apoplexie), Trauma, Tumorerkrankungen oder Infektionen können trotz voll funktionsfähiger Hörorgane zu verschiedenen Formen von Hörschädigungen führen [TRO 98].

Bei der auditorischen Agnosie (*engl.: auditory agnosia*) wird zwischen zwei Formen unterschieden:

- Nichtverbale auditorische Agnosie: Die betroffene Person kann nichtverbale Töne und Geräusche nicht oder nur vermindert erkennen, die Fähigkeit Sprache zu verstehen, bleibt jedoch erhalten. Dieses Erscheinungsbild tritt in isolierter Form nur selten auf.
- Auditorische Agnosie für Sprache: Hier vermag die betroffene Person Sprache nicht oder nur eingeschränkt zu verstehen, während alle anderen sprachlichen Funktionen und die Fähigkeit nichtverbale Töne, Klänge und Geräusche zu erkennen nicht betroffen ist.

In der Praxis treten meist Mischformen aus beiden Erscheinungsbildern auf.

Personen mit Rindentaubheit (*engl.: cortical deafness*) erwecken im praktischen Umgang den Eindruck vollständiger Gehörlosigkeit, zeigen aber durchaus Reaktionen bei audiometrischen Tests (z.B. Reaktion auf Versuche mit der Stimmgabel). Werden Schalleindrücke wahrgenommen, dann werden sie alle mehr oder minder als undifferenzierbares Brummen oder Dröhnen beschrieben (Vergleiche dazu die Rindenblindheit: Kapitel 3.2.10).

3.4.13 Weitere Arten und Ursachen von Hörschädigungen

- *Otitis media*: Verschiedene Formen der Mittelohrentzündung, die unter ungünstigen Umständen zur Schädigungen des Trommelfells oder der Gehörknöchelchen führen können. Hörverluste (Schalleitung) im Bereich von 10 bis 30 dB HV sind möglich.
- *Barotrauma*: Durch plötzliche Druckänderung (Flugreise, Tauchsport, Niesen) und mangelnden Druckausgleich hervorgerufene Schmerzen oder Verletzung des Trommelfells sowie des ovalen oder runden Fensters.
- *Otosklerose*: Eine zwischen dem 20. und 30. Lebensjahr auftretende, meist beidseitige Verknöcherung, die im Bereich des ovalen Fensters, ihren Ausgang nimmt, auf Steigbügel übergreift und diesen fixiert. Otosklerose ist autosomal-dominant vererbbar. Frauen sind öfter betroffen.
- *Hyperakusis*: Erhöhte Schallempfindlichkeit aufgrund einer Nervenlähmung, von der die Mittelohr-Muskel betroffen sind. Dadurch kommt es zum Wegfall der Dämpfung bei höheren Schalldruckpegeln.
- *Infektionskrankheiten*: z.B. Grippe, Mumps, Meningitis, Scharlach, Zoster (Gürtelrose)

3.4.14 Zeitpunkt der Hörschädigung

Entsprechend dem Zeitpunkt der Gehörschädigung in bezug auf die Sprachentwicklung bei Kindern unterscheidet man zwischen:

- prälingualer (vor dem Spracherwerb, Geburt bis 1. Lebensjahr),
- perlingualer (während des Spracherwerbs, ca. 1 – 6 Jahre) und
- postlingualer Hörschädigung (nach vollständigem Spracherwerb, älter als 6 Jahre).

3.4.15 Tinnitus – Ohrgeräusche

Mit Tinnitus werden Töne und Geräusche bezeichnet, die von der betroffenen Person wahrgenommen, aber durch keine äußere Schallquelle verursacht werden. Etwa 32% der erwachsenen Bevölkerung ist durch Tinnitus betroffen, 20% geben an, daß sie davon so schwer betroffen sind, daß sich die Ohrgeräusche störend bemerkbar machen. Tinnitus ist in den meisten Fällen eine Begleiterscheinung von Schwerhörigkeit. Die meisten Patienten mit sensorineuralem Hörverlust klagen über Ohrgeräusche im hohen Frequenzbereich, während Schallempfindungsschwerhörigkeit in der Regel zu Tinnitus im unteren Frequenzbereich führt. Otosklerose kann zu ebenso wie die Meniere-Krankheit zu Tinnitus im tiefen Frequenzbereich führen [TRO 98].

Pulssynchrone Ohrgeräusche haben ihre Ursache in Durchblutungsstörungen oder werden durch Hypertonie (erhöhten Blutdruck hervorgerufen). Unter Tinnitus versteht man allgemein die nicht-pulsierenden Ohrgeräusche, die sich bei Erkrankungen des Mittelohrs als Sausen, Brummen oder Rauschen, bei Schädigungen des Innenohres als Zischen oder Pfeifen manifestiert [PSC 98].

Auslösende Ursache für Tinnitus können Spasmen (Verkrampfungen) der Mittelohrmuskeln, Degenerationen der Halswirbelsäule oder Funktionsstörungen der Cochlea sein. Im letztgenannten Fall können die aktiven Bewegungen der äußeren Haarzellen betroffen sein, sodaß es möglich ist, die dadurch entstehenden Töne

objektiv im Gehörgang zu messen. In den meisten Fällen handelt es sich jedoch um *subjektiven Tinnitus*, dessen Ursache in einer Störung der Verstärkungswirkung der äußeren Haarzellen vermutet wird. Dadurch kommt es zu vermehrter Stimulation der äußeren Haarzellen, die wiederum auf die inneren Haarzellen wirkt und so eine als Ton oder Geräusch wahrnehmbare Erregung hervorruft [HEL 93]. Andere Quellen vermuten als Ursache eine Erhöhung der spontanen Entladung der Nervenfasern des Hörnervs, da die inhibierende Wirkung eines durch die Cochlea geleiteten Gleichstromes zu einer Verringerung der Ohrgeräusche führt [TRO 98].

3.5 Olfaktorische Behinderungen

Im Zusammenhang mit Störungen der Geruchswahrnehmung werden nachfolgende Begriffe verwendet:

- *Anosmie* bezeichnet die völlige Aufhebung des Geruchsvermögens. Sie tritt in dieser Form u.a. bei Hirntumoren sowie bei traumatischer oder infektiöse Schädigung der Riechbahn auf.
- Bei *partiellen Anosmien* kommt es zum Ausfall der Wahrnehmung einer oder mehrerer einzelner Duftkomponenten, ohne daß das Riechvermögen zur Gänze gestört ist. Eine Aufstellung über die am häufigsten auftretenden partiellen Anosmien kann Tabelle A 3.17 entnommen werden.
- *Dysosmie* bezeichnet allgemein eine gestörte Geruchswahrnehmung.
- *Hyperosmie* (gesteigerte Geruchswahrnehmung) tritt in der Schwangerschaft oder während der Menstruation auf.
- *Parosmie* (Geruchstäuschung) ist eine Sinnestäuschung, bei der es zu subjektiven Geruchswahrnehmungen ohne objektiven Reiz kommt (bei Hirntumoren, Epilepsie aber auch während der Schwangerschaft).

Typisches Vorkommen	Haupt-Duftkomponente	Auftreten in der Bevölkerung [%]
Urin	Androstenon	40 %
Malz	Isobutanal	36 %
Campher	1,8-Cineol	33 %
Sperma	1-Pyrrolin	20 %
Moschus	Pentadecanolid	7 %
Fisch	Trimethylamin	7 %
Schweiß	Isovaleriansäure	2 %

Tabelle A 3.17: Partielle Anosmien beim Menschen [MAE 90].

3.6 Motorische Behinderungen

Motorische Behinderungen umfassen die gesamte breite Palette der Schädigungen des Bewegungsapparates. Da die Ursachen und die Auswirkungen dermaßen vielfältig sein können, ist es nicht möglich eine geschlossene systematische Klassifikation zu erstellen. Es wird daher versucht, den gesamten Komplex von mehreren Seiten aus zu beleuchten. Dieses Kapitel befaßt sich nach der Betrachtung der Grundlagen (Abschnitt 3.6.1) mit den motorischen Behinderungen der Extremitäten (Arme und Beine). Den motorischen Behinderungen die die Artikulation (Stimmbildung, Sprechen) betreffen ist das nächstfolgende Kapitel (3.7) gewidmet, wo sie gemeinsam mit dem Thema Behinderungen der Sprache behandelt werden.

Da für die Ausführung von Bewegungen das Zusammenspiel der Komponenten: Skelett, Gelenke, Nervensystem und Muskulatur erforderlich ist, wird die Besprechung von Bewegungsbehinderungen nach Schädigungen dieser vier Komponenten gegliedert vorgenommen (Kapitel 3.6.2 bis 3.6.5).

3.6.1 Grundlagen und Systematik

a) Einteilung nach dem Ort

Motorische Behinderungen können jede Region des menschlichen Körpers betreffen. Im Zusammenhang mit der Rehabilitationstechnik interessieren uns in erster Linie jene Störungen, die Auswirkungen auf die Beweglichkeit der Extremitäten haben. Auf Bewegungen der Augen wurde bereits früher (Kapitel 2.4.2g) eingegangen. Bewegungen von Kopf und Rumpf sowie die Bewegungen innerer Organe (z.B. Herz, Atmung) werden hier nicht behandelt.

Die *oberen Extremitäten*, Arme und Hände, dienen in erster Linie der mechanischen Interaktion mit unserer Umwelt, also dem Greifen und Bewegen von Gegenständen, dem Betätigen von Schaltern und Hebeln, dem Führen von Schreibgeräten usw. Alle diese Tätigkeiten wollen wir unter dem Begriff des Manipulierens zusammenfassen und daher diesen Teil der motorischen Behinderungen als *Manipulationsbehinderungen* bezeichnen.

Die *unteren Extremitäten*, Beine und Füße, dienen in erster Linie der Fortbewegung, also der Mobilität eines Menschen. Behinderungen, durch die die Bewegungen der unteren Extremitäten beeinträchtigt sind, fassen wir daher unter dem Begriff *Mobilitätsbehinderungen* zusammen.

Daß diese Einteilung auch ihre Schwächen hat, ist klar ersichtlich, wenn man sich die Funktion der Extremitäten in realen Situationen vor Augen führt. Beim Lenken eines Fahrzeuges und beim Spielen auf einer Orgel, kommen den unteren Extremitäten eindeutig *manipulative* Aufgaben zu (Gaspedal, Pedalerie der Orgel). Hingegen leisten die oberen Extremitäten beim Greifen nach dem Handlauf einer Stiege eindeutig einen Beitrag zur *Mobilität*.

Diese fließenden Übergänge bzw. die Übernahme anderer Funktionen als der eigentlichen Grundfunktion sind aber in der Rehabilitationstechnik üblich und werden auch bewußt ausgenützt (siehe dazu Teil B „VIKARIAT“). Somit übernehmen die oberen Extremitäten eines Rollstuhlfahrers / einer Rollstuhlfahrerin (beim mechanischen Greifreifenrollstuhl) den gesamten Beitrag zur Mobilität. Bei der Betätigung einer Tastatur mit den Füßen oder beim Schreiben und Malen mit den Füßen⁵⁸ tritt der entgegengesetzte Fall auf, daß nämlich die unteren Extremitäten die manipulativen Aufgaben übernehmen.

b) Motorische Lähmungen

Unter einer Lähmung wird die Minderung oder der Ausfall der Funktion eines Organs oder Körperteils verstanden. Im neurologischen Sinn ist damit eine Minderung der motorischen oder sensiblen Funktionen eines Nervs gemeint.

Strenggenommen wird mit *Plegie* eine allgemeine Lähmung bezeichnet. Für unvollständige Lähmungen wird der Begriff *Parese* verwendet, während eine vollständige Lähmung *Paralyse* genannt wird⁵⁹. Die Bezeichnung von Lähmungen in Hinblick auf Ort und Ausmaß kann der Tabelle A 3.18 entnommen werden.

⁵⁸ Fußmalende Künstler, denen die oberen Extremitäten ganz oder teilweise fehlen (Amelie und Phokomelie), insbesondere nach Fehlbildungen durch eine Thalidomid-Embryopathie (Contergan).

⁵⁹ Die Bezeichnungen sind in der Literatur nicht einheitlich gewählt. Einerseits wird der allgemeine Begriff Plegie auch im Zusammenhang mit vollständigen Lähmungen verwendet, andererseits findet man die Bezeichnung Paralyse anstelle von Plegie.

c) Störungen des Muskeltonus und der Bewegung

Störungen des Bewegungsablaufes werden allgemein *Dyskinesen* genannt. Man unterscheidet folgende Formen:

- *Spastisch* (krampfhaft): Zentralnervöse Fehlsteuerung der Muskulatur mit zu hohem Muskeltonus und unwillkürlichen Muskelkontraktionen (dauernd oder von gesamten Erregungszustand der Person abhängig). Die Muskeln sind hart und verkrampft, wobei Agonisten und Antagonisten betroffen sind. Bewegungen können nur mühsam ausgeführt werden oder gelingen nicht.
- *Ataxisch* (grie.: ohne Ordnung): Schlechte Bewegungskoordination und schlechtes Gleichgewicht. Probleme mit der Präzision von Bewegungen und der Koordination. Der Muskeltonus ist niedrig und die Ziel- und Richtungssicherheit ist insbesondere gegen Ende einer Bewegung gestört. Das Zusammenspiel Agonist und Antagonist ist gestört [Lex 99].
- *Athetotisch* (grie.: ohne feste Stellung): Schwankender Muskeltonus führt zu zusätzlichen, unwillkürlichen, ziellosen, wurmförmigen und verkrampften Bewegungen. Der Muskeltonus ist bei Bewegung erhöht, in Ruhe erniedrigt.

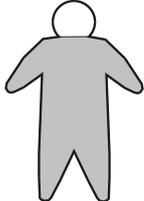
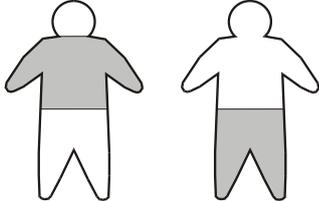
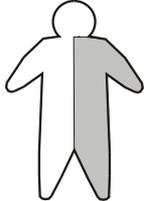
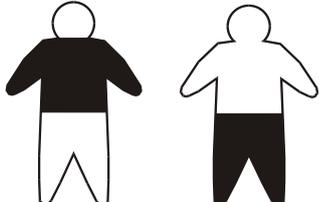
Ausmaß der Lähmung	Ort der Lähmung		
	Alle vier Gliedmaßen	Zwei symmetrische Gliedmaßen	Eine Körperhälfte
allgemeiner Begriff	Tetraplegie (engl. <i>quadriplegia</i>)	Paraplegie oder Diplegie (engl. <i>paraplegia</i>)	Hemiplegie (engl. <i>hemiplegia</i>)
unvollständig	 Tetraparese (engl. <i>tetraparesis</i>)	 Paraparese (engl. <i>paraparesis</i>) Paraparese superior: Arme Paraparese inferior: Beine	 Hemiparese (engl. <i>hemiparesis</i>)
vollständig	 Tetraparalyse (auch Tetraplegie)	 Paraparalyse (auch Paraplegie) Paraparalyse superior: Arme Paraparalyse inferior: Beine	 Hemiparalyse (auch Hemiplegie)

Tabelle A 3.18: Klassifizierung von Lähmungen nach Ort und Ausmaß.

Mischformen aus Spastizität und Athetose sowie Spastizität und Ataxie kommen häufig vor. Allen Formen ist gemeinsam, daß willentliche Anstrengung die vorliegende Bewegungsstörung noch verstärkt.

Eine Erhöhung des Muskeltonus, die im Gegensatz zur Spastik auch bei passiven Bewegungen zu einer Versteifung führt, wird *Rigor* genannt.

3.6.2 Fehlen und Fehlbildungen von Gliedmaßen

a) Angeborene Dysmelien

Für die Entwicklung der Extremitäten ist die Zeit zwischen der fünften und der siebenten Schwangerschaftswoche entscheidend. Sauerstoffmangel oder die Einwirkung von Medikamenten (Thalidomid⁶⁰, z.B. in Contergan) können unter anderem zu einer Mißbildung von Gliedmaßen führen, die mit dem Sammelbegriff *Dysmelie* bezeichnet werden. Eine Unterteilung und Beschreibung der wichtigsten Dysmelien kann der Tabelle A 3.19 entnommen werden [PSC 98].

	Beschreibung der Fehlbildung
Amelie	Vollständiges Fehlen der Extremität; eventuell auch Unterentwicklungen im Schulter und Beckenbereich
Phokomelie	Hände und Füße setzen direkt am Rumpf an; Arme und Beine fehlen vollständig
Peromelie	Fehlende Entwicklung am distalen Ende der Extremität; Fehlen von Hand oder Fuß; Stumpfbildung
Ektromelie	Unterentwicklung von Röhrenknochen der Arme oder Beine; Verkürzung und Fehlstellung der Extremität

Tabelle A 3.19: Wichtigste Arten von Dysmelien.

b) Amputationen

Neben dem angeborenen Fehlen von Gliedmaßen kann *Amputation* zum Verlust einer Extremität oder von Teilen davon führen. Dabei wird zwischen der spontanen (traumatischen) Amputation durch ein Unfallgeschehen und der operativer Amputation unterschieden. Letztere kann bei irreparablen Durchblutungsstörungen, Tumorerkrankungen oder nach schwerwiegenden Verletzungen erforderlich werden.

c) Erworbene Schädigungen des Skeletts

Verglichen mit bekannten technischen Werkstoffen weisen Knochen eine Kombination erstaunlicher Leistungsmerkmale auf [Bro 94]: Elastizität wie Eichenholz, Zugfestigkeit wie Kupfer, Druckfestigkeit größer als Sandstein und Biegefestigkeit vergleichbar mit Flußstahl. Daraus läßt sich ermessen, welche hohen Leistungsanforderungen an die Knochen gestellt werden können und wie leicht Störungen der Struktur die Leistung des Skeletts in Bezug auf Stütz- und Bewegungsfunktion vermindern.

Von den zahlreichen Osteopathien (Erkrankungen, die die Knochen betreffen), können hier nur die wichtigsten herausgegriffen werden, die mit hoher Wahrscheinlichkeit zu Beeinträchtigungen des Bewegungsvermögens führen.

◆ Durch Stoffwechselstörungen hervorgerufen

- *Glasknochenkrankheit (osteogenesis imperfecta; brittle bone disease)*: in mehreren Formen auftretende, erblich bedingte Bindegewebserkrankung. Symptome sind dünne, gebogene oder verkürzte Knochen mit vermehrter Brüchigkeit.
- *Marmorknochenkrankheit (Osteopetrose; osteopetrosis)*: Angeborene, erblich bedingte Störung im Knochenabbau (das erforderliche Gleichgewicht zwischen Bildung und Abbau von Knochensubstanz ist gestört). Führt zu Knochenschmerzen, Spontanfrakturen, Tetanie (Krämpfe, ausgelöst durch Störungen im Ca^{++} Haushalt) aber in extremen Fällen durch Einklemmung von Nerven auch zu Erblindung, Schwerhörigkeit und Lähmungen.
- *Osteodystrophie (=Paget-Krankheit; Osteodystrophia deformans)*: Ursache unsicher, möglicherweise erblich bedingt und Infektion. Es kommt zu Verkrümmungen und Verdickung von Röhrenknochen, Schmerzen und Spontanfrakturen. Lähmungen durch Druck auf Rückenmark sind möglich, die Körperhaltung ist beeinträchtigt.
- *Knochennekrose (auch Osteochondrose; osteonecrosis)*: Absterben von Knochengewebe, herdförmige Zerstörung von Knochenpartien am wachsenden Skelett (Kinder und Jugendliche). Ursachen können Entzündungen, Strahlenschäden, Erfrierungen, Verbrennungen und Vergiftungen sein. Die spontan auftretende Form wird aseptische Knochennekrose genannt.

⁶⁰ Thalidomid-Embryopathie (Contergan-Syndrom): Dysmelien vornehmlich im Bereich der oberen Extremitäten.

- Knochenerweichung (Osteomalazie; osteomalacia): Erweichung und Verbiegungsneigung von Knochen zufolge von Calcium- und Phosphatmangel. Eine der möglichen Ursachen ist Rachitis (Vitamin-D-Mangel bedingt durch Ernährung, zu geringe UV Exposition oder Niereninsuffizienz). Die Folge sind Gliederschmerzen, schmerzbedingte Immobilisation, Skelettverformungen in der Wirbelsäule (Skoliose⁶¹, Kyphose⁶²), X- und O-Beine.
- ◆ Durch degenerative Störungen im Auf- und Abbau von Knochengewebe hervorgerufen
 - Osteoporose (osteoporosis): Viele Formen von Verminderung der Knochenmasse. Besonders gefährdet sind Frauen in den Wechseljahren (postmenopausale Osteoporose durch Östrogenmangel) und alte Menschen (senile Osteoporose durch Bewegungsmangel). Auch erbliche Faktoren können eine Rolle spielen. Die Auswirkungen sind erhöhte Brüchigkeit von Knochen (Wirbel, Schenkelhals), spontane Brüche, Schmerzen, Kyphose⁶².
 - Osteosklerose (osteosclerosis): Verdichtung der Knochensubstanz, die zu einer Verringerung der Elastizität und somit zu erhöhter Bruchgefahr führt.
- ◆ Durch Tumorbildung hervorgerufen
 - Osteosarkom (Osteosarcoma), Osteoklastom (osteoclastoma): bösartige Knochentumore, können zur Auflösung von Knochengewebe (Osteolyse), zu Schmerzen und Spontanfrakturen führen.

3.6.3 Schädigungen im Bereich der Gelenke

Zu dem am häufigsten vorkommenden Erkrankungen im Bereich der Gelenke (grie.: Arthron) zählen neben dem gesamten arthritischen Komplex die Arthrose und der Morbus Bechterew.

◆ Arthritis

Unter Arthritis wird eine infektiöse, rheumatische oder stoffwechselbedingte akute oder chronische Gelenkentzündung verstanden. Die mit Arthritis verbundenen Symptome sind: Gelenkschmerzen, Fehlstellungen von Gliedmaßen und Einschränkung des Bewegungsumfanges bis hin zur Bewegungslosigkeit.

Von den überaus zahlreichen Formen können hier nur die wichtigsten aufgelistet werden:

- Rheumatoide Arthritis: Entzündliche Allgemeinerkrankung mit Schwellungen der Gelenke und Gelenksdeformationen im fortgeschrittenen Stadium.
- Juvenile chronische Arthritis: Rheumatische Gelenkerkrankung mit einem Auftreten vor dem 16.Lebensjahr
- Arthritis urica = Gicht: erbliche oder erworbene Stoffwechselstörung mit Ablagerung harnsaurer Salze in den Gelenken
- Arthritis psoriatica = Psoriasis-Arthropatie: Begleitend bei Schuppenflechte (Psoriasis)
- Infektiöse Arthritis: Infektionen durch Wunden, bei bzw. nach Virus-Infektionskrankheiten (z.B. Hepatitis, Röteln, Mumps, Pocken, Herpes, HIV) oder nach Befall durch Parasiten.

Nach der Zahl der befallenen Gelenke wird unterschieden:

- Monoarthritis (ein Gelenk ist betroffen)
- Oligoarthritis (zwei bis vier Gelenke betroffen)
- Polyarthritis (fünf oder mehr Gelenke betroffen)

◆ Arthrose

Degenerative Gelenkerkrankung, die durch Überbeanspruchung (Schwerarbeit, Sport, Übergewicht), Stoffwechselstörungen, Alterung oder durch bereits angeborene Fehlstellungen von Gelenken hervorgerufen wird. Es kommt dabei zur Erosion von Gelenkknorpeln bis hin zum vollständigen Abschleiß.

Die Symptome reichen von anfänglicher Steifigkeit über Bewegungsschmerz bis hin zu Dauerschmerzen und reduzierter Beweglichkeit.

⁶¹ seitliche Verbiegung der Wirbelsäule

⁶² buckelförmige Verkrümmung der Wirbelsäule

◆ Morbus Bechterew

Morbus Bechterew ist eine Autoimmunkrankheit⁶³, bei der Gelenke aber auch Bänder, Muskeln und Knochen angegriffen werden. Die genaue Ursache ist unbekannt, Vererbung spielt jedoch eine Rolle.

Zu den Symptomen gehören: Rheumatische Erscheinungen (siehe oben), Entzündungen, Schwellungen, Bewegungseinschränkungen, Versteifung und Verkrümmung der Wirbelsäule.

3.6.4 **Schädigungen des Nervensystems**

Schädigungen im Bereich des zentralen und peripheren Nervensystems können neben ihrer direkten Auswirkung auf die Motorik auch zu einer verminderten Stimulation der Muskulatur und somit zu einer Atrophie (Rückbildung, Schwund) von Muskulatur führen.

Aus diesem Grund werden bei der Behandlung von Muskelerkrankungen meistens die eigentlichen Muskelerkrankungen (primäre Myopathien) und die neurogenen (also nervlich verursachte) Muskelerkrankungen (sekundäre Myopathien) unter dem gemeinsamen Begriff der neuromuskulären Erkrankungen zusammengefaßt.

Wegen der viel breiteren Betrachtungsweise von motorischen Störungen werden hier diese beiden Kategorien getrennt behandelt. Die neurogenen (sekundären) Myopathien finden sich daher in diesem Kapitel. Den Muskelerkrankungen im engeren Sinn (primäre Neuropathien) ist das Kapitel 3.6.5 gewidmet.

a) Angeborene Schädigungen

◆ Infantile Zerebralparese (CP)

Infantile Zerebralparese (*infantile cerebral palsy*, auch zerebrale Kinderlähmung genannt – nicht zu verwechseln mit Poliomyelitis – epidemische spinale Kinderlähmung; siehe unter Kapitel 3.6.4b) ist die allgemeine Bezeichnung für Folgen eines frühkindlichen, nicht progressiven Hirnschadens (des sich entwickelnden Gehirns, 6. Schwangerschaftsmonat bis 6. Lebensjahr), wobei es zur Beschädigung motorischer Gehirnregionen kommt. Als Ursache kommen Hypoxie während der Schwangerschaft (in utero) oder bei der Geburt, Infektionen, Gehirnblutungen, Gelbsucht (Kernikterus), Fetopathien und Trauma in Frage.

Neben eventuellen Intelligenzminderungen und Verzögerung in der Sprachentwicklung treten vornehmlich spastische Lähmungserscheinungen auf. Störungen der visuellen sowie auditiven Wahrnehmung können auftreten. Die Symptome können fast beliebig kombiniert auftreten, sodaß kein einheitliches Erscheinungsbild vorliegt.

Man unterscheidet die Typen spastisch, athetotisch und ataxisch (Beschreibung siehe Kapitel 3.6.1c), die aber auch in Kombinationen auftreten können [Pre 93, Tra 99]. Die Lokalisierung der Bewegungsbeeinträchtigung kann wie folgt vorgenommen werden:

- Quadriplegisch: Alle Gliedmaßen betroffen, meist bei athetotischem Typ.
- Hemiplegisch: Eine Körperseite betroffen, meist bei spastischem Typ.
- Diplegisch: Ganzer Körper betroffen, aber besonders die untere Körperhälfte.

◆ Minimale zerebrale Dysfunktion (MCD)

Minimale zerebrale Dysfunktion (*minimal cerebral dysfunction*; MCD) ist die Folge für sich nur geringfügig auswirkende frühkindliche Hirnschäden (MCP – Minimale Zerebralparese). Häufige Ursache ist Hypoxie während der Schwangerschaft oder während des Geburtsvorganges. Auftreten einer Unreife bei der Organisation von Bewegungen (zögernd, unbeholfen, schwerfällig). Zusätzlich kann Sprechen, Wahrnehmung und Intellekt betroffen sein, allerdings bei normaler Intelligenz, sondern nur was die Planung und das Organisieren angeht. MCD wird daher auch als Teilleistungsschwäche eingestuft. Das Kind ist unter streßarmen Bedingungen unauffällig, in anderen Situationen entstehen aber Leistungseinbußen. Das Verkennen dieser Situation durch die Umgebung kann zu Verhaltensproblemen und zu psychischen Schwierigkeiten führen.

◆ Embryopathien und Fetopathien

Hierbei handelt es sich um die Auswirkungen von Infektionskrankheiten der Mutter während der Schwangerschaft. Insbesondere durch Röteln (Rötelnembryopathie, Embryopathia rubeolosa, Gregg Syndrom) während der ersten drei Schwangerschaftsmonate kommt es zu Schädigungen des ungeborenen Kindes. Bei Auftreten der Infektion im zweiten Schwangerschaftsmonat wird das ZNS geschädigt, was Bewegungsstörungen zur

⁶³ Autoimmunkrankheit (*autoimmune disease*): Erkrankung, bei der es zufolge eines Defektes in der „Selbsterkennung“ zu einem Angriff des Immunsystems gegen körpereigenes Gewebe kommt.

Folge hat. Im späteren Schwangerschaftsverlauf entstehende Schädigungen durch Rötelninfektion werden als Fetopathia rubeleosa bezeichnet.

b) Durch Krankheit erworbene Schädigungen und Manifestation genetischer Defekte

◆ Poliomyelitis

Poliomyelitis (voller Name: Poliomyelitis epidemica anterior acuta, epidemische spinale Kinderlähmung) ist eine durch Virusinfektion (Poliomyelitis-Viren) hervorgerufene Entzündung der Neuronen der grauen Substanz des Rückenmarkes und ein daraus resultierender akuter Untergang von Vorderhornzellen.

Die Symptome sind asymmetrische schlaffe Paresen sowie Paraplegien der unteren Extremitäten (ein Übergreifen auf Atmung und Kreislauf ist möglich). Als Dauerschädigungen könne atrophische Lähmungen, Skelett- und Gelenksveränderungen sowie ein Zurückbleiben des Knochenwachstums einzelner Extremitäten auftreten. Nach einer stabilen Phase von 15 bis 30 Jahren kann es zu einem erneuten Auftreten der Symptome kommen (Post-Polio-Syndrom).

◆ Friedreich-Ataxie

Die *Friedreich-Ataxie* (voller Name: spinocerebellare Heredo-Ataxie; engl.: *Friedreich's ataxia*) ist eine autosomal-rezessiv vererbte Degeneration des Rückenmarks verbunden mit Muskelatrophie und geringer Atrophie des Kleinhirns. Die Manifestation erfolgt in der späten Kindheit oder im frühen Erwachsenenalter.

Die Symptome sind Ataxie (des Stehens, Gehens und der Extremitäten im Allgemeinen) sowie Spastiken, Sprechstörungen (Dysarthrie), Nystagmus, Störung der Sensibilität und Propriozeption.

◆ Multiple Sklerose (MS)

Multiple Sklerose (abk.: MS; andere Bezeichnung: Polysklerose, Enzephalomyelitis disseminata; engl.: *multiple sclerosis*; alte Bezeichnung: Charcot Krankheit, wie bei ALS) ist eine entzündliche Erkrankung des Zentralnervensystems mit herdförmigem Zerfall der Markscheiden. Die Manifestation erfolgt im Alter von 20 bis 40 Jahren selten später. Die Ätiologie der MS unbekannt, es wird eine Autoimmunkrankheit vermutet (eventuell spielen virale Einflüsse eine Rolle). Familiäre Häufungen treten auf. MS tritt im Norden wesentlich häufiger auf als im Süden.

Der Verlauf erfolgt schubweise mit Remissionen oder chronisch progredient. Die Prognose ist abhängig von der Verlaufsform: Bei ca. 30% der Fälle gutartig, ohne sichtbare Auswirkungen, bei 30% auch nach längerem Verlauf keine nennenswerten Behinderungen, jedoch bei 5-10% bösartig und letal.

Die Symptome sind äußerst vielfältig. Es können praktisch alle zerebralen und spinalen Symptome auftreten, insbesondere spastische Lähmungen (Paresen bis Querschnittlähmung), Sensibilitätsstörungen, Nystagmus, Intentionstremor, Ataxie Augenmuskellähmungen, Sprechbehinderung (Dysarthrie, skandierende Sprache) sowie psychische Auswirkungen.

◆ Amyotrophe Lateralsklerose (ALS)

Bei der amyotrophen Lateralsklerose (abk.: ALS; Lou Gehrig's Disease; alte Bezeichnung: Charcot Krankheit, wie bei MS) kommt es durch Zerstörung von zentralen (Gehirn, Hirnstamm) und peripheren (Vorderhornzellen) Motoneuronen und deren Axonen zum Verlust von Muskelsubstanz. ALS wird daher zu den sekundären Muskelerkrankungen gezählt. Die Ätiologie ist unsicher, es werden toxische, infektiöse oder erbliche Ursachen vermutet. Die Manifestation erfolgt meist zwischen dem 40. und 65. Lebensjahr [HIR 97].

Zu den Symptomen zählen einseitige spastische Lähmungen, Dysarthrie, Aphonie und Muskelschwund bis hin zur Lähmung der Atemmuskulatur.

◆ Spinale Muskelatrophie (SMA)

Spinale Muskelatrophie (neurogene Muskelatrophie, spinale progressive Muskelatrophie; *neuropathic muscular atrophy*, *spinal muscular atrophy*; SMA) ist der Oberbegriff für z.T. erbliche Formen von progressiver Muskelatrophie, die auf einer Schädigung der Vorderhornzellen des Rückenmarks beruhen. Es sind mehrere Typen bekannt (z.B.: Werdnig-Hoffmann, Kugelberg-Welander, Vulpian-Bernhardt, Duchenne-Aran, Kennedy).

Die typischen Symptome sind proximale Muskelschwäche, verminderte Muskelspannung, Lähmungen und Faszikulationen (regellose, zuckende Kontraktionen einzelner Muskelfaser-Bündel ohne resultierende Bewegung). Kinder lernen nicht Gehen, für das Sitzen ist Stabilisierung erforderlich. Sprachliche Entwicklung und Intellekt ist nicht eingeschränkt. Ab einem Alter von etwa 13 Jahren verbleibt keine Bewegungsfähigkeit von Armen und Beinen. Ab 30 Jahre kommen Kau- und Schluckprobleme sowie Einschränkungen der Sprechfunktionen hinzu [Dgm98].

◆ Chorea Huntington

Chorea Huntington (Chorea major; engl.: Huntington's chorea; alte Bezeichnung: Veitstanz) ist eine autosomal-dominant vererbte Schädigung des extrapyramidalen Systems. Manifestation zwischen dem 30. und 50. Lebensjahr.

Die Erkrankung verläuft progressiv mit folgenden Symptomen: unwillkürliche, schnelle, arrhythmische und asymmetrische Kontraktionen der Muskulatur in fast allen Körperregionen, vorwiegend jedoch in den distalen Extremitäten, Muskeltonusverminderung, progressive Demenz und Veränderungen der Persönlichkeit.

c) Läsionen des Gehirns, Schlaganfall, Schädelhirntrauma

◆ Hirntumoren

Unter einem Tumor (engl. *tumour*) wird im engeren Sinn jede pathologische Neubildung von Gewebe bezeichnet, die einen spontanen, autonomen und irreversiblen Charakter aufweist. Tumoren können im Gehirn aus dem Nervengewebe selbst entstehen oder sich als Metastase eines Tumors in anderen Körperregionen bilden. Die Lokalisation des Tumors bestimmt die resultierende Symptomatik.

Zu den wichtigsten Symptomen zählen u.a. alle sogenannten Herdsymptome (Symptome, die aus einer umschriebenen Schädigung des Gehirns resultieren) die je nach betroffener Gehirnregion zu Symptom-Komplexen (= hirnlokale Syndrome) zusammengefaßt werden können Tabelle A 3.20.

Betroffene Hirnregion		Typische mögliche Symptome
frontal (Stirn)	oben	Echolalie, Echopraxie, Perseveration, Ataxie, Abasie, Astasie, motorische Aphasie, epileptische Anfälle, Motivationsmangel, Konzentrationsmangel, fehlender Blick für das Wesentliche
	unten	Anosmie, Affektlabilität, Antriebssteigerung
temporal (Schläfe)		sensorische Aphasie, homonyme Hemianopie, contralaterale Hemiparese, Gedächtnisstörungen,
parietal (Scheitel)		sensible und motorische Ausfälle, Apraxie, Orientierungsstörungen, Neglect, homonyme Hemianopie
okzipital (Hinterkopf)		homonyme Hemianopie, visuelle Illusionen und Halluzinationen, Alexie, Agraphie

Tabelle A 3.20: Herdsymptome bei Läsionen des Gehirns [PSC 98, KUR 98].

◆ Apoplexie

Bei der Apoplexie (apoplektischer Insult, Schlaganfall, Gehirnschlag; engl.: *apoplexy, stroke, cerebral vascular accident CVA*) wird zwischen den Formen *ischämischer* (Ischämie = Unterbrechung der Durchblutung eines Organs) und *hämorrhagischer* (Hämorrhagie = Blutung) Infarkt unterschieden.

- Ischämischer Infarkt: Meist durch eine Embolie (Gefäßverschluss oder Gefäßverengung durch einen verschleppten Pfropfen) ausgelöste arterielle Durchblutungsstörung im Gehirn. Typische Symptome sind Hemiparese, Sensibilitätsstörungen, Aphasie und Hemianopie.
- Hämorrhagischer Infarkt: Massenblutung im Gehirn nach Riß eines Gefäßes. Symptome sind Bewusstseinsstörungen und ausgeprägte motorische Lähmungen.

◆ Schädelhirntrauma (SHT)

Schädelhirntrauma (engl. *head injury, traumatic brain injury, TBI*; abk. SHT) ist der Oberbegriff für alle Schädelverletzungen unter Beteiligung des Gehirns durch Unfall oder andere Verletzung. Je nach Umfang und Lokalisation der Verletzung sowie der primären (Zerstörung von Nervengewebe) und sekundären (Blutungen, Druck auf benachbarte Regionen) Auswirkungen der Verletzung, können alle Schädigungen auftreten, wie sie von Infarkten oder Tumorerkrankungen bekannt sind.

◆ Hypoxie

Unter Hypoxie wird eine verminderte Sauerstoffversorgung des Körpers oder einzelner Körperregionen verstanden. Eine Sauerstoff-Unterversorgung des Gehirns kann zu bleibenden Hirnschäden führen. Hypoxie während der Schwangerschaft (in utero) oder während des Geburtsvorganges kann z.B. zu frühkindlichen Hirnschäden und in der Folge davon zu minimalen zerebralen Dysfunktionen führen (siehe Kapitel 3.6.4a).

◆ Bulbärparalyse

Unter Bulbärparalyse (*bulbar paralysis*) werden neurologische Erkrankungen zusammengefaßt, die durch bilaterale Schädigung der motorischen Hirnnervenkerne in der Medulla oblongata (verlängertes Rückenmark, oberhalb des ersten Halswirbels gelegener Übergang zwischen Rückenmark und Gehirn) hervorgerufen werden. Die Ursachen können unterschiedlich sein: akut durch Blutung (apoplektisch), durch Entzündung aber auch genetisch bedingt (wahrscheinlich autosomal-rezessiv, manifest zwischen 2. und 12. Lebensjahr) oder als degenerative, progressive Erkrankung im höheren Alter (Duchenne Krankheit – nicht zu verwechseln mit der Duchenne Muskeldystrophie).

Typische Symptome sind Dysarthrie und Aphonie sowie Störung von Schluck-, Kau- und Zungenbewegungen

d) Läsionen des Rückenmarkes und von Nervenbahnen – Querschnittlähmung

Querschnittläsionen (*transverse lesion, spinal cord injury*) sind vollständige oder teilweise Schädigungen des Rückenmarks nach Wirbelbrüchen, Bandscheibenvorfall, Tumoren u.a. Läsionen des Rückenmarks oberhalb von Th1 führen zu Tetraparesen, unterhalb von Th1 zu Paraparesen, es sind also nur die unteren Extremitäten betroffen (siehe dazu Abb. A 2.59 und Tabelle A 3.18); [PSC 98]. Die typischen Zusammenhänge zwischen der Höhe der Läsion und den daraus resultierenden funktionalen Konsequenzen zeigt Tabelle A 3.21; nach [MÜL 94].

Klasse	Ort	Auswirkung bei komplettem motorischem Ausfall
–	C1 und C2	Tödlicher Ausgang
Tetraplegie	C3 und C4	Atemvolumen sehr stark reduziert (Atemschrittmacher) Sitzten im Spezial-Elektrollstuhl vollständige Abhängigkeit
	C5	Atemvolumen vermindert Beugen im Ellbogengelenk möglich kurze, ebene Strecken im Rollstuhl möglich vollständige Abhängigkeit
	C6	Atemvolumen vermindert Beugung im Ellenbogengelenk, Streckung im Handgelenk relativ gute Manipulation des Rollstuhls vollständige Abhängigkeit
	C7	Atemvolumen vermindert Halten und Manipulieren kleiner Gegenstände mit Behelfen möglich Lenken eines angepaßten PKW möglich relative Abhängigkeit
	C8 bis Th1	Atemvolumen vermindert Rollstuhl unentbehrlich, stehen mit Hilfsmitteln möglich Lenken eines angepaßten PKW möglich relative Abhängigkeit, minimale persönliche Hilfe erforderlich
Paraplegie	Th1 bis Th2	Atemvolumen vermindert vollständige Unabhängigkeit
	Th3 bis Th9	vollständige Unabhängigkeit
	Th10 bis L3	vollständige Unabhängigkeit
	L5 bis S4	Rollstuhl entbehrlich, Gehen mit Schienen und orthopädischen Schuhen Unterarm-Stützkrücken oder Stöcke Lenken eines PKW mit Handbedienung vollständige Unabhängigkeit

Tabelle A 3.21: Auswirkungen von Querschnittläsionen [MÜL 94].

Wenn auch in der meisten Literatur die Grenze zwischen Tetraplegie und Paraplegie bei Th1 (Brustwirbel 1) angesetzt wird, ist der Unterschied zwischen Läsionen bei C5 und C6 (Halswirbel 5 und 6) nach anderen Quellen für die betroffene Person besonders gravierend. Bei einer C5-Läsion bleiben nur geringe motorische Möglichkeiten im Ellenbogengelenk erhalten, während bei einer C6-Läsion dank der wesentlich besseren Armmotorik bereits eine relativ gute Manipulation des Rollstuhls möglich ist. Daher wird von manchen Autoren die Grenze zwischen Tetraplegie und Paraplegie zwischen C5 und C6 angesetzt [Apa 98].

◆ Brown-Séquard-Lähmung

Eine besondere Form stellt die *Brown-Séquard-Lähmung* (Brown-Séquard Syndrom), eine halbseitige Querschnittläsion dar. Dabei treten Lähmungen und Störung der Propriozeption auf der Seite der Läsion (ipsilateral) auf. Zu einer Herabsetzung oder Aufhebung der Nozizeption und der Temperaturempfindung kommt es auf der contralateralen Seite. Der Tastsinn ist meist auf beiden Seiten unbeeinflusst.

3.6.5 Muskuläre Ursachen

In diesem Abschnitt werden die Muskelerkrankungen im engeren Sinn (primäre Myopathien) behandelt. Dazu gehören alle Krankheiten, bei denen die Muskelfasern direkt von einem Krankheitsprozeß betroffen sind [Dgm 98]. Die sekundären oder auch neurogenen Myopathien finden sich im Kapitel 3.6.4. Die meisten neuromuskulären Erkrankungen sind genetisch bedingt, Intelligenz, Emotionen und Affekt nicht eingeschränkt, Sinnesorgane nicht betroffen.

a) Progressive Muskeldystrophien

Bei progressiven Muskeldystrophien (fortschreitendes Muskel-Fehlwachstum; *Dystrophia musculorum progressiva*) gehen fortschreitend Muskelfasern zugrunde und werden durch Fett oder Bindegewebe ersetzt. Zur Gruppe der Dystrophien gehören etwa 17 verschiedene Muskelkrankheiten, von denen hier nur die wichtigsten besprochen werden.

◆ Duchenne-Muskeldystrophie

Die Duchenne-Muskeldystrophie (auch bösartige Beckengürtelform) ist die häufigste Form progressiver Dystrophien des Kindesalters (Manifestation im 2. bis 5. Lebensjahr). Sie wird X-chromosomal-rezessiv vererbt (Söhne betroffen, Töchter Träger). Der Ausbruch erfolgt mit 2 bis 6 Jahren. Ursache ist ein vollständiger Dystrophinmangel⁶⁴.

Betroffen sind die großen Muskeln des Beckens und der Oberschenkel, aber auch das Herz und die Atemmuskulatur. An den Waden kommt es zu einer typischen Pseudohypertrophie (die Einlagerung von Fett und Bindegewebe auf Kosten der zugrunde gegangenen Muskelfasern täuscht starke Wadenmuskulatur vor). Ab dem 7. bis 12. Lebensjahr ist ein Rollstuhl erforderlich, es kommt auch zu Wirbelsäulenverkrümmungen (Skoliose). Ab dem 15. Lebensjahr ist selbst eine herkömmliche Rollstuhlsteuerung nicht mehr verwendbar. Die Lebenserwartung beträgt zwischen 15 und 30 Jahre.

◆ Becker-Muskeldystrophie (Becker-Kiener-Muskeldystrophie)

Die Becker-Muskeldystrophie (Becker-Kiener-Muskeldystrophie; auch gutartige Beckengürtelform) wird X-chromosomal vererbt und ist langsam progredient. Die Manifestation erfolgt zwischen dem 5. und dem 25. Lebensjahr. Ursache ist hier nicht das Fehlen sondern eine Veränderung des Dystrophinmoleküls.

Betroffen ist zunächst der Beckengürtel und später der Schultergürtel (Herzbeteiligung ist möglich). Gehunfähigkeit tritt zwischen dem 30. und 50. Lebensjahr ein. Die Lebenserwartung beträgt über 40 Jahre.

◆ Gliedergürtel-Muskeldystrophie

Die Gliedergürtel-Muskeldystrophie wird autosomal-rezessiv vererbt und ist langsam progredient. Der Manifestationszeitpunkt kann sehr unterschiedlich sein, liegt aber meist zwischen dem 15. und 20 Lebensjahr. Die Lebenserwartung ist verkürzt.

Die Symptome beginnen im Becken- oder Schultergürtel, der weitere Verlauf entspricht der Duchenne-Muskeldystrophie. Herz und Gesicht sind jedoch nicht betroffen.

◆ Myotonische Dystrophie

Die myotonische Dystrophie (auch myotone Dystrophie; *Dystrophia myotonica*; Curshmann-Steinert-Batten-Syndrom; myotonic dystrophy) wird autosomal-dominant vererbt und stellt die häufigste Muskelerkrankung des Erwachsenenalters dar. Die Manifestation kann in allen Altersstufen erfolgen.

Typisch für die myotonische Dystrophie ist die verzögerte Entspannung des Muskels nach einer Anspannung (Myotonia = Muskelkrampf). Sie beginnt im Gesichtsbereich, befällt später Hände, Unterarme und Unterschenkel, auch Augen- und Herzbeteiligung. Im Gegensatz zu den meisten anderen Muskelerkrankungen kann es hier kann es zu weiteren Schädigungen kommen, die vom Katerakt bis hin zu geistigen Behinderungen reichen.

⁶⁴ Dystrophin ist ein Protein, das zur Umhüllung von Muskelfasern erforderlich ist.

◆ Fazio-skapulo-humerale Muskeldystrophie

Die fazio-skapulo-humerale Muskeldystrophie (auch Landouzy-Déjerine-Syndrom; von: Facies = Gesicht, Scapula = Schulterblatt, Humerus = Oberarm) wird autosomal-dominant vererbt und manifestiert sich zwischen dem 10. bis 20. Lebensjahr.

Die Symptome beginnen (wie der Name ausdrückt) im Gesichtsbereich mit späterem möglichen Übergreifen auf den Schulter- und Beckengürtel. Ab einem Alter von ca.16 Jahren treten Ermüdungserscheinungen auf. Mit 40 Jahren verfügen Betroffene zwar noch über gute Beweglichkeit bei allerdings hoher erforderlicher Anstrengung (z.B. weiter als 10 m zu gehen). Später kann vollständige Lähmung eintreten.

b) Myositiden

Myositiden sind nicht-erbliche und nicht-erregerbedingte entzündlichen Muskelerkrankungen, deren Ursache auf eine Autoimmunkrankheit zurückzuführen ist.

◆ Polymyositis

Polymyositis führt durch entzündlich-degenerative Erkrankung der Skelettmuskulatur zu proximaler Muskelschwäche, sowie zu Muskelschmerzen, beginnend am Becken- und Schultergürtel. Im weiteren Verlauf kann Muskelatrophie eintreten. Der Patient / die Patientin kann aus dem Sitzen nicht mehr aufstehen. Ist an der Erkrankung auch die Haut (z.B. Gesichtsrötung) beteiligt, wird von Dermatomyositis gesprochen.

◆ Einschlußkörpermyositis

Bei der Einschlußkörpermyositis kommt es (meist im Erwachsenenalter) aufgrund einer entzündlichen Muskelerkrankung zu langsam fortschreitender Muskelschwäche, die nicht von Muskelschmerzen begleitet ist. Den Namen hat die Erkrankung aufgrund der im mikroskopischen Befund feststellbaren Einschlüsse in Zellkernen und Zytoplasma der Muskelfasern.

c) Myasthenien

Unter Myasthenien (Muskelschwächen) wird eine Gruppe von nicht erblichen Autoimmunkrankheiten⁶⁵ verstanden, bei denen die Übertragung neuraler Reize von den motorischen Nerven auf das Muskelgewebe zufolge Blockade von Acetylcholinrezeptoren der motorischen Endplatten gestört ist (siehe Kapitel 2.9.3).

◆ Myasthenia gravis

Es kommt zu einer belastungsabhängigen abnorm raschen Ermüdung der quergestreiften Muskulatur, von der in typischer Folge besonders die Augenmuskulatur (Sehen von Doppelbildern – Diplopie), die Kau- und Schluckmuskeln, die Halsmuskulatur und die Oberarme betroffen sind. Lebensgefahr besteht in Krisensituationen, wenn Lähmungserscheinungen auf die Schluck- und Atemmuskulatur übergreifen.

3.7 Verbale und vokale Behinderungen

Bei der Betrachtung von Behinderungen im Bereich der verbalen Kommunikationsfähigkeit ist es wichtig, zwischen Sprache (als die verbale Basis; engl.: *language*) und Sprechen (als die vokale Ausdrucksform; engl.: *speech*) zu unterscheiden. Sprache zu verstehen und zu produzieren ist eine Leistung unseres Gehirns. Diese Sprache lautlich oder auch durch Schrift oder Gebärden auszudrücken und somit zu kommunizieren, ist im weitesten Sinn eine Leistung unserer motorischen Fähigkeiten (Artikulation, Handmotorik etc.).

Zwischen diesen beiden klar umrissenen Gebieten befinden sich all jene neuralen Strukturen, die für die Konzeption von Bewegungen und für die Weiterleitung der Nervensignale bis zur Muskulatur zuständig sind. Sie bilden sozusagen das Bindeglied zwischen Sprache und Sprechen. Störungen in diesem Bereich lassen sich daher nicht immer eindeutig zuordnen. Außerdem können Behinderungen gleichzeitig auch die beiden Bereiche Sprache und Sprechen beeinträchtigen, sodaß eine klare Einordnung in diesem Fall unmöglich ist. Eine erste Einteilung der Bereiche, in denen Störungen auftreten können, ist in Tabelle A 3.22 wiedergegeben [BÖH 97, CAR 98].

⁶⁵ siehe Fußnote 63 auf Seite 81

EBENE	phonetisch- phonologisch	syntaktisch- morphologisch	semantisch- lexikalisch	pragmatisch- kommunikativ
STÖRUNG	motorische und sensorische Dyslalie, phonematische Störungen	Dysgrammatismus, Probleme mit bestimmten Satzkonstruktionen	eingeschränkter aktiver und passiver Wortschatz, seltene Wörter oft nicht parat	Interpersonelle Kommunikationsstörungen im sozialen und situativen Kontext

Tabelle A 3.22: Störungen im Komplex Sprache-Sprechen.

3.7.1 Behinderungen der Sprache

Behinderungen der Sprache basieren immer auf Läsionen des Gehirns oder beruhen auf einer Entwicklungsstörung, die den Spracherwerb verzögert oder verhindert hat. Nach der Betrachtung möglicher Ursachen für Sprachstörungen werden die möglichen Auswirkungen im einzelnen behandelt.

a) Ursachen für Sprachstörungen

◆ Zentrale Sprachstörung

Zentrale Sprachstörungen (engl.: *cerebral language disorder*) werden durch zerebrale Schädigungen hervorgerufen und bestehen trotz eines ungestörten Hörvermögens, intakter peripherer Sprechwerkzeuge und normaler Intelligenz. Vom Zeitpunkt des Auftretens her wird unterschieden:

- *Audimutismus*: Eine Sprachstörung, die vor dem Spracherwerb auftritt und meist durch einen frühkindlichen Hirnschaden hervorgerufen wird.
- *Aphasie*: Eine Sprachstörung, die nach abgeschlossenem Spracherwerb auftritt und durch eine Läsion (Schlaganfall, Schädelhirntrauma, Tumoren, Hirnabszesse, Hirnatrophie oder Infektionen) der Sprachzentren in der dominanten Hemisphäre des Gehirns entsteht [GAD 96].

Je nach der Lage und der Größe des betroffenen Gebietes, können unterschiedliche sprachliche Funktionen betroffen sein: Lexikon, Semantik, Syntax, Phonologie (siehe dazu auch Kapitel 2.10.1d). Das Formulieren von Ideen und Konzepten ist aber in den meisten Fällen nicht behindert.

Die die Aphasie hervorrufende Gehirnschädigung kann außerdem noch Auswirkungen auf die Aufmerksamkeit, das Gedächtnis, die Wahrnehmung, die motorischen Leistungen und die emotionalen Reaktionen haben. Die Fähigkeit zur Kommunikation wird dadurch noch weiter herabgesetzt [GAD 96].

◆ Verzögerte Sprachentwicklung

Eine verzögerte Sprachentwicklung bei Kindern als zeitweises oder dauerndes sprachliches Defizit im Vergleich mit Gleichaltrigen kann, abgesehen von den oben besprochenen zerebralen Ursachen, begründet sein durch:

- Gehörlosigkeit und hochgradige Hörbehinderung.
- Sehbehinderung.
- Schädigungen des Sprechapparates.
- Familiäre, soziale Situation.

Verzögerungen in der sprachlichen Entwicklung treten bei 9% bis 16% (je nach Angabe) der zweijährigen Kinder auf. Die Hälfte von ihnen holt den Rückstand bis zum dritten Lebensjahr wieder auf. Bei 3% bis 8% der Dreijährigen besteht jedoch das Risiko einer bleibenden Sprachstörung [WIL 98].

b) Begriffe und Formen der Sprachstörungen

◆ Aphasie

Aphasie ist zunächst der Sammelbegriff für alle nach dem Spracherwerb auftretenden Schädigungen, die den Bereich der sprachlichen Kommunikation betreffen. Sie können sich sowohl in der Perzeption als auch in der Produktion von Sprache auswirken. Unter Aphasie (wörtlich Sprachlosigkeit) im engeren Sinn wird jedoch meistens eine Störung der Sprachproduktion bei erhaltener Funktion der zum Sprechen benötigten Organe und Muskulatur verstanden.

Aphasie betrifft oft auch die geschriebene Sprache und manchmal das Ausdrücken von Gesten bzw. die Verwendung von Symbolen. In diesem Sinne ist Aphasie eine multimodale Behinderung [BÜH 98, GAD 96].

Aphasie kann auch die Fähigkeit des Verstehens und Produzierens von Gebärdensprache betreffen, wie an gehörlosen Personen mit Läsionen der Sprach-Areale festgestellt wurde [DAM 93, DEV 99, DEV 00].

Als Häufigkeit für westliche Länder werden Werte von rund 4 aus 1000 angegeben (Statistiken aus UK und USA) [CAR 98].

Einfache, kurze und häufig verwendete Wörter, die bereits früh im Leben erlernt wurden, haben die höchste Wahrscheinlichkeit trotz Aphasie noch beherrscht zu werden. Problematisch sind in jedem Fall abstrakte Wörter, komplexe syntaktische Konstruktionen und die passive Form [DEV 99, DEV 00].

Klinisch wird Aphasie üblicherweise wie folgt klassifiziert, obwohl hinsichtlich der Terminologie unterschiedliche Auffassungen bestehen (Zusammenfassung siehe Tabelle A 3.23) [EBE 94, PSC 98, BÖH 97]:

	Amnestische Aphasie	Wernicke-Aphasie Sensorische Aphasie	Broca-Aphasie Motorische A.	Globale Aphasie
Sprachproduktion	meist flüssig	flüssig	erheblich verlangsamt	Spärlich bis Null, auch Sprachautomatismen
Artikulation	meist nicht gestört	meist nicht gestört	oft dysarthrisch	meist dysarthrisch
Prosodie	meist gut erhalten	meist gut erhalten	oft nivelliert, auch skandierend	oft nivelliert, bei Automatismen meist gut erhalten
Satzbau	kaum gestört	Paragrammatismus (Verdopplungen und Verschränkungen von Sätzen und Satzteilen)	Agrammatismus (nur einfache Satzstrukturen, Fehlen von Funktionswörtern)	nur Einzelwörter Floskeln, Sprachautomatismen
Wortwahl	Ersatzstrategien bei Wortfindungsstörungen, einige semantische Paraphasien	viele semantische Paraphasien, oft grob vom Zielwort abweichend, semantische Neologismen	relativ eng begrenztes Vokabular, kaum semantische Paraphasien	äußerst begrenztes Vokabular, grob abweichende semantische Paraphasien
Lautstruktur	Einige phonematische Paraphasien	viele phonematische Paraphasien bis zu Neologismen, auch phonematischer Jargon	viele phonematische Paraphasien	sehr viele phonematische Paraphasien und Neologismen
Verstehen	leicht gestört	stark gestört	leicht gestört	stark gestört

Tabelle A 3.23: Klassifikation und Leitsymptome der aphasischen Syndrome nach Poeck, 1994 in [BÖH 97].

- **Motorische Aphasie (Broca-Aphasie⁶⁶):** Die Schädigung liegt im Bereich der Syntax und der Phonologie (Übersetzung in das Lautbild). Es kommt daher zum agrammatikalischem Sprechen (Agrammatismus, siehe weiter unten), mühsamer Sprachproduktion, Sprachhemmung und undeutlicher Artikulation. Das Sprachverständnis ist nicht oder nur geringfügig betroffen.
- **Sensorische Aphasie (Bastian-Wernicke-Kussmaul-Aphasie⁶⁷):** Betroffen ist der Bereich Lexikon und Semantik. Die Sprache ist durch Verdopplungen und Verschränkungen entstellt und ergibt oft keinen Sinn. Das Sprachverständnis ist stark beeinträchtigt. Besonders betroffen ist die Verarbeitung von Pronomina (Fürwörtern). Wegen funktionierender Syntaxbildung ist die Sprache aber flüssig. Die Artikulation ist nicht betroffen [CAR 98, CAN 99, DEV 99].
- **Amnestische Aphasie:** Betroffen ist die Scheitel-Schläfen-Region. Bei nur leicht gestörtem Sprachverständnis und guter Artikulation fallen bestimmte Wörter nicht ein (Wortfindungsstörung), können aber umschrieben werden. Auftreten von Paraphasie (siehe unten).

Daneben existieren weitere Sonder- und Mischformen, auf die hier nicht näher eingegangen wird.

⁶⁶ Siehe auch Seite 53.

⁶⁷ Siehe auch Seite 53.

◆ Paraphasie

Mit Paraphasie (engl.: *paraphasia*) wird eine Sprachstörung bezeichnet, bei der es zu Auslassungen, Ersetzungen, Hinzufügungen oder Umstellungen kommt. Das kann auf der Ebene von Phonemen innerhalb eines Wortes (phonematische Paraphasie) oder bei Wörtern innerhalb eines Satzes (semantische oder verbale Paraphasie) geschehen.

◆ Dysphasie

Dysphasie (engl.: *dysphasia*, auch *specific language impairment* = SLI) bezeichnet sprachliche Einschränkungen bei hirnlokalem Syndrom (siehe 3.6.4c) oder bei verzögerte Sprachentwicklung [PSC 98]. Die Einschränkungen betreffen oft in erster Linie Verben (den Erwerb, Morphologie, Wortschatz). Es werden Verben mit möglichst allgemeiner Bedeutung bevorzugt. Die Ableitung der Semantik (Erkennen der Bedeutung eines Wortes) aus der Syntax ist wenig ausgeprägt [WIL 98].

◆ Agrammatismus, Dysgrammatismus

Agrammatismus ist eine Störung der grammatikalisch richtigen Ausdrucksweise (Satzbaustörung) nach abgeschlossener Sprachentwicklung. Das Sprechen erfolgt in einfachen, fehlerhaften und oft kurzen Ausdrücken (im Telegrammstil). Konjugationen und Deklinationen fehlen, oft wird der Infinitiv verwendet. Agrammatismus bezeichnet das vollständige Fehlen von Syntax in sprachlichen Äußerungen. Mildere Formen (vor allem bei Grammatik-Störungen im Kindesalter) werden als *Dysgrammatismus* bezeichnet Auftreten bei motorischer Aphasie (siehe oben) und geistigen Behinderungen.

◆ Alexie, Dyslexie

Dyslexie wird als verallgemeinerter Begriff für eine Teilleistungsschwäche beim Lesen bei sonst normaler Gesamtintelligenz verwendet. Im deutschsprachigen Raum wird dafür meist die Bezeichnung *Legasthenie* bzw. *Lese- und Rechtschreibstörung* (LRS) verwendet. Bei den betroffenen Kindern fallen etwa ab der zweiten Schulstufe Verwechslungen von Graphemen⁶⁸, fehlerhafte Orthographie und vermindertes Leseverständnis auf. Von Legasthenie verschiedenen Grades sind zwischen 6 und 10% der Kinder betroffen [PSC 98]. Nach einer Umfrage unter den 700 behinderten Studierenden der Universität Glasgow stellen Personen mit Dyslexie die größte Gruppe dar [BUS 98]. Die Gründe sind bis heute nicht geklärt, es werden jedoch sowohl genetische als auch soziale Einflußfaktoren vermutet [PSC 98].

Bei Legasthenie muß beachtet werden, daß Lese- und Rechtschreibstörung sowohl gemeinsam als auch voneinander getrennt auftreten können. In der Regel ist das Rechnen nicht beeinflusst. Liegt eine gänzliche Unfähigkeit zu lesen vor, spricht man von *Alexie*. Scheitert das Lesen am mangelnden Erkennen von Buchstaben, liegt eine sogenannte *Oberflächenalexie* (literale Alexie) vor. Werden hingegen Wörter nicht erkannt, handelt es sich um eine *Tiefenalexie* oder verbale Alexie.

Die Diskussion über Dyslexie macht es deutlich, wie leicht wir dazu neigen, im Sinne einer „Defektologie“ vorzugehen und von Schädigungen und Schwächen zu reden ohne über Vorteile und Stärken nachzudenken. Personen mit Dyslexie weisen zweifellos eine Schwäche beim Verbalisieren auf, zeigen aber in der Regel Stärken beim Visualisieren und beim Umgang mit bildlichen Darstellungen von Sachverhalten. Schwächen auf der Seite des Konstruktiven stehen Stärken beim analytischen Denken gegenüber. Möglicherweise waren es gerade diese Schwerpunktsverschiebungen, die dyslexische Personen wie Faraday oder Einstein zu den wissenschaftlichen Leistungen befähigt haben, die sie von anderen unterscheidet [MCC 94].

◆ Akalkulie, Dyskalkulie

Eine Teilleistungsschwäche beim Umgang mit Zahlen wird als Dyskalkulie oder Arithmasthenie bezeichnet. Liegt eine gänzliche Unfähigkeit zu rechnen vor, spricht man von Akalkulie.

◆ Agraphie

Ähnlich wie das Lesen kann auch das Schreiben durch eine Teilleistungsschwäche betroffen sein. Eine Unfähigkeit zu Schreiben bei intakter Handmotorik und normaler Intelligenz wird als Agraphie bezeichnet.

3.7.2 **Behinderungen des Sprechens**

Ein schwaches respiratorisches System wirkt sich auf die Lautstärke und die Ausdauer der lautlichen Äußerungen aus. Störungen im Kehlkopfbereich verursachen hauchige, heisere, leise, flüsternde oder verlangsamte Aussprache. Fehlfunktionen des weichen Gaumens resultieren entweder in zu nasaler Artikulation oder im Fehlen von Nasallauten. Ist das vordere Artikulationssystem (Zunge, Kiefer, Lippen) beeinträchtigt, kommt es

⁶⁸ Graphem bezeichnet die kleinste bedeutungstragende Einheit der geschriebenen Sprache

zu verwaschener, langsamer, unpräziser oder unkoordinierter Aussprache. Andere Artikulationsstörungen können zu unterschiedlichen Tonhöhen, schwankender Lautstärke, zu hoher Sprechgeschwindigkeit oder zu Störungen im Sprechrhythmus (Poltern, Stottern) führen.

◆ Dysarthrie

Sprechstörung durch Lähmung oder Koordinationsstörung der Sprechmuskulatur infolge einer Schädigung der Hirnnerven [STR 98]. Der gesamte Komplex der oben beschriebenen Stimmbildungsstörungen wird mit Dysarthrie (engl.: *dysarthria* oder *dysarthrias*) bezeichnet. Dysarthrie kann u.a. in der Folge von Zerebralparese, Muskeldystrophie, Apoplexie (Gehirnschlag), Parkinson-Syndrom, amyotropher Lateralsklerose (ALS), multipler Sklerose (MS), Chorea Huntington, Gehirntumoren, Myasthenia gravis, bzw. nach Schädelhirntrauma, Vergiftungen oder Drogenmißbrauch auftreten.

◆ Anarthrie

Anarthrie bezeichnet die stärkste Form der Dysarthrie, bei der eine gezielte Artikulation von Lauten und Satzelementen nicht möglich ist [STR 98]. Zerebrale Schädigungen, die Dysarthrie oder Anarthrie hervorrufen, verursachen oft auch Bewegungsstörungen, die es verhindern, daß die betroffene Person kontrollierte Gesten ausführen kann. Das stellt ein zusätzliches Kommunikationshindernis dar [STR 98].

◆ Aphonie, Dysphonie

Das vollständige Versagen der Phonation (Stimmbildung) wird als Aphonie bezeichnet. Stimmstörungen (heisere, belegte, raue Stimme) und Einschränkung der Stimmleistung wird Dysphonie genannt. Ursachen sind neben psychischen Einflüssen (Schock, Streß) verschiedene Anomalien und Erkrankungen des Kehlkopfes (auch zufolge Verletzung oder Intubation).

Störungen, die in das Grenzgebiet zwischen Sprache und Sprechen fallen, also im Übergang von der in Wörtern gedachten Sprache zur Lautbildung (Zuweisung von Phonemen) zu suchen sind, werden hier bewußt bei den Sprechstörungen behandelt. Obwohl ihre Ursachen noch vor der eigentlichen Artikulation liegen, geschieht das deshalb, weil hier zum Einsatz gelangende Hilfsmittel nicht die Sprache selbst sondern die Aussprache unterstützen müssen.

◆ Dyslalie

Mit Dyslalie (auch Stammeln; engl.: *dyslalia*) wird eine Störung der Artikulation verstanden, bei der Phoneme verändert oder durch andere ersetzt werden. Die Ursachen dafür können u.a. zentrale Sprachstörungen und verzögerter Sprachentwicklung sein.

◆ Echolalie

Echolalie bezeichnet das zwanghafte wörtliche oder auch abgewandelte Nachsprechen von gehörten oder gesagten Wörtern und Sätzen ohne Rücksicht auf den Inhalt oder die Situation. Sie ist bei Kindern zwischen erstem und zweitem Lebensjahr Teil der natürlichen Sprachentwicklung, später jedoch Zeichen einer Sprachstörung.

◆ Bradylalie

Unter Bradylalie (auch Bradyarthrie oder Bradyglossie) wird eine z.B. bei multipler Sklerose zu beobachtende Verlangsamung des Sprechtempo verstanden.

3.8 Intellektuelle und psychische Behinderungen

Trotz einer ausführlichen Betrachtung von Erkrankungen und den daraus resultierenden Schädigungen und Fähigkeitsstörungen soll der Schwerpunkt unserer Betrachtungen auf der technischen Seite der Rehabilitation liegen. Der Beitrag der Rehabilitationstechnik zu Überwindung von intellektuellen und psychischen Schädigungen ist jedoch nach heutigem Stand Technik vergleichsweise gering. Aus diesem Grund werden hier nach einer Besprechung der Klassifikation gemäß ICDH nur jene Behinderungen herausgegriffen, für die in Teil C technische Hilfsmittel vorgestellt werden. Einige mit intellektuellen Schädigungen im Zusammenhang stehende Behinderungen der Sprache wurden bereits in Kapitel 3.7.1 abgehandelt. Allgemeine degenerative Erscheinungen bei Denkprozessen sind im nachfolgenden Kapitel 3.10.6 zu finden.

3.8.1 Einteilung nach ICDH

Die ICDH⁶⁹ unterscheidet bei intellektuellen und psychischen Schädigungen zwischen den Kategorien [MAT 95]:

- Intellektuelle Schädigungen

Zu den intellektuellen Schädigungen gehören Schädigungen der Intelligenz, des Erinnerungsvermögen und des Denken. Schädigungen der Sprache und des Lernens werden *nicht* dazugezählt.

- Andere psychische Schädigungen

Darunter werden Störungen verstanden, die sich auf die grundlegenden Funktionen des geistigen Lebens auswirken. Da auf diesem Gebiet noch viel Unsicherheiten über die Beziehungen zwischen Ursache und Symptom existieren, wurden in diesem Fall auch Symptome bei den Schädigungen aufgenommen. Die ICDH unterscheidet die Schädigungen nach folgenden Kategorien: Bewußtsein/Wachzustand, Perzeption/ Aufmerksamkeit, Emotion/Willensfunktion und Verhaltensmuster.

3.8.2 Schädigungen der Intelligenz

a) Geistige Retardierung

Auch wenn der Nutzen einer Bewertung der Intelligenz einer Person allein nach dem Intelligenzquotienten (IQ) in Frage gestellt werden muß, hat man sich zwecks Klassifizierung darauf festgelegt, daß bei einem IQ unter 70 (statt normal durchschnittlich 100) von geistiger Retardierung gesprochen wird [MAT 95].

Grad der Retardierung	IQ	Beschreibung, Kennzeichen
leicht	50-70	Personen, die durch eine besondere Ausbildung praktische Fertigkeiten und Fähigkeiten des funktionalen Lesens und Rechnens erwerben und sozial integriert werden können.
mäßig	35-49	Personen, die einfache Kommunikation, elementare Gewohnheiten sowie einfache manuelle Fertigkeiten erlernen können, aber keine Fortschritte im funktionale Lesen und Rechnen erreichen.
schwer	20-34	Personen, die aus einem Training von Gewohnheiten Nutzen ziehen können.
hochgradig	< 20	Personen, die auf ein Training der Fertigkeiten zum Gebrauch von Beinen, Händen und Kiefern ansprechen.

Tabelle A 3.24: Klassifikation von geistiger Retardierung nach ICDH [MAT 95].

b) Demenz und Verlust erlernter Fähigkeiten

(Siehe Kapitel 3.10.6b)

⁶⁹ International Classification of Impairments, Disabilities and Handicaps; siehe Kapitel 1.2 und 3.1.

3.8.3 *Schädigungen des Erinnerungsvermögens*

a) Amnesie

Teilweiser oder vollständiger Verlust des Erinnerungsvermögens an vergangene Ereignisse sowie die Unfähigkeit, neue Informationen aufzunehmen oder zu behalten. Neben psychischen Ursachen können Traumata, epileptische Anfälle, Vergiftungen und Demenz Ursachen für Erinnerungsstörungen sein. Man unterscheidet:

- Retrograde Amnesie: Gedächtnislücke für die Zeit vor dem schädigenden Ereignis. Die Dauer kann von Sekunden bis Wochen reichen.
- Anterograde Amnesie: Gedächtnislücke für eine bestimmte Zeit nach dem schädigenden Ereignis, z.B. Unfälle mit Schädelhirntrauma.
- Kongrade Amnesie: Gedächtnisstörung für die Zeit der Bewußtlosigkeit.
- Schädigung des Langzeit-Erinnerungsvermögens
- Schädigung des Kurzzeit-Erinnerungsvermögens

Schädigungen des Erinnerungsvermögens können generell sein oder sich auf Teilbereiche wie Erinnern an Formen, Wörter oder Zahlen beschränken.

b) Konfabulationen und Erinnerungstäuschungen

Außer einem Verlust kann das Erinnerungsvermögen auch Informationen in fehlerhafter oder verfälschter Form wiedergeben.

- Konfabulation ist das Erzählen meist belangloser, zufälliger Einfälle ohne Bezug zur jeweiligen Situation, um damit Gedächtnislücken zu überspielen.
- Erinnerungstäuschungen sind qualitative Gedächtnisstörungen, bei denen es zu einer Verfälschung von Erinnerungsinhalten kommt. Dabei können frühere Ereignisse umgedeutet werden (Paramnesie) oder scheinbare Erinnerungen an Ereignisse, die nie stattgefunden haben, auftreten (Pseudomnesie). Weiters können Erinnerungsinhalte nicht als solche erkannt werden, sodaß sie von der Person als scheinbare Neuschöpfung aufgefaßt werden (Kryptomnesie).

3.8.4 *Schädigungen des Denkens*

a) Formale Denkstörungen

Schädigungen in dieser Kategorie beinhalten Störungen in Ablauf und Form von Denkprozessen, durch die es zu einer Veränderung der Geschwindigkeit (Verlangsamung, Beschleunigung, Hemmung) oder der Organisation des Denkens kommt. Außerdem werden hierzu auch Störungen bei der Bildung logischer Gedankenfolgen (Lockerung der Assoziation, Inkohärenz, Zerfahrenheit) bei der Konzeptualisierung und Abstraktion sowie und das logisch nicht gerechtfertigte Beharren auf Ideen (Perseveration) gezählt.

b) Inhaltliche Denkstörungen

Als Schädigungen des Denkinhaltes werden vor allem Wahnvorstellungen sowie Armut des Denkinhaltes, mangelndes kritisches Denkvermögen und exzessive oder unrealistische Betonung bestimmter Gedanken angesehen. Ein Wahn ist eine, durch Vernunft nicht faßbare, fehlerhafte Überzeugung, die von anderen mit gleicher Bildung und gleichem kulturellen Hintergrund nicht geteilt wird [MAT 95].

3.8.5 *Andere intellektuelle Schädigungen (Auswahl)*

Hierzu gehören Schädigungen des Erkennens sowie solcher Funktionen, auf denen das Erkennen und der zweckmäßige Umgang mit Objekten beruhen.

a) Agnosie

Agnosie ist die Störung des Erkennens von Objekten, ohne daß eine Schädigung des Bewußtseins, des Erinnerungsvermögens des Denkens oder der jeweiligen Sinnesorgane vorliegt. Siehe dazu auch: Kapitel 3.2.11 (visuelle Agnosie), Kapitel 3.3 (taktile Agnosie) und Kapitel 3.4.12 (auditive Agnosie).

b) Apraxie

Unter Apraxie wird eine Störung in der Ausführung erlernter zweckmäßiger Bewegungen verstanden, ohne daß dabei eine Schädigung des Bewußtseins, des Erinnerungsvermögens des Denkens oder motorischer Funktionen vorliegt.

3.8.6 Andere psychische Schädigungen (Auswahl)

a) Epilepsie

Anfallsartige Funktionsstörung im Gehirn, bei der es zu übermäßiger Entladung von Neuronen kommt. Dabei können mannigfaltige Symptome von Krämpfen bis zu Bewußtseinsstörungen mit Halluzinationen auftreten. Neben allen Arten von Schädigungen im Gehirn selbst können Stoffwechselstörungen aber auch erbliche Faktoren Ursachen für epileptische Anfälle sein.

Epileptische Anfälle im engeren Sinn ereignen sich wiederkehrend, ohne daß ein äußeres Ereignis vorliegt. Bei anderen Formen der Epilepsie können periodische externe Reize im Bereich von 10 bis 25 Hz (Lichtblitze, Schallereignisse oder mechanische Erschütterungen) auslösende Faktoren für einen Anfall sein [Tra 99].

b) Schädigungen der Perzeption

In dieser Kategorie werden alle Störungen von höherliegenden⁷⁰ Funktionen zusammengefaßt, die eine Person zu Sinneswahrnehmungen, zur Verarbeitung von Information (aus der Umwelt oder über sich selbst) und zur selektiven Konzentration auf relevante Teile solcher Information befähigen. Dazu zählen:

- Schädigungen in der Intensität der Wahrnehmung: Abgestumpftheit einerseits und Überempfindlichkeit andererseits
- Entstellung der Wahrnehmung: Täuschungen, Halluzinationen
- Störungen der Perzeption von Zeit und Raum: Veränderte Wahrnehmung von Zeit und Raum
- Schädigung der Realitätsprüfung: Unfähigkeit zwischen Realität und Phantasie zu unterscheiden
- Schädigung der Aufmerksamkeit: Zerstreutheit, mangelnde Konzentration, fixierte Aufmerksamkeit und Mangel an Flexibilität

3.9 Mehrfachbehinderungen, Syndrome

3.9.1 Mehrfachbehinderungen

Das Zusammentreffen mehrerer Schädigungen wird als Mehrfachbehinderung bezeichnet und wiegt für die betroffene Person oft schwerer als die Summe der einzelnen Behinderungen.

Tabelle A 3.25 zeigt für die drei häufigsten primären Behinderungen (Mobilitäts-, Seh- und Hörbehinderung) die Wahrscheinlichkeit des Auftretens weiterer funktioneller Einschränkungen. Die Zahlen geben an, wie viele von 1.000 Personen mit einer bestimmten Primärbehinderung von einer der ausgewählten zusätzlichen Einschränkungen betroffen sind.

Von 1.000 Personen mit einer Behinderung sind zusätzlich eingeschränkt bei/durch
... der Mobilität des Sehens des Hörens ...	
1.000	700	530	Mobilität
150	1.000	160	Sehen
230	380	1.000	Hören
320	220	200	Rheuma
20	30	10	Epilepsie
270	150	170	Herzkrankheiten

Tabelle A 3.25: Auftreten von Mehrfachbehinderungen [TET 91].

3.9.2 Syndrome

Unter einem Syndrom⁷¹ wird das Zusammentreffen mehrerer Krankheitszeichen (Symptomen) verstanden, die für ein bestimmtes Krankheitsbild charakteristisch sind. Dabei ist die Krankheitsursache (Ätiologie) zwar meist einheitlich, der Krankheitsverlauf (Pathogenese) jedoch unbekannt.

⁷⁰ Störungen von Sinnesorganen gehören nicht hierher

a) Down-Syndrom

Das Down-Syndrom⁷² (auch Trisomie 21 oder Morbus Langdon-Down)⁷³ entsteht durch eine chromosomale Störung, bei der bei der Befruchtung oder einer der nachfolgenden Zellteilungen ein zusätzliches drittes Chromosom 21 (daher Trisomie 21)⁷⁴ in den Körperzellen auftritt und von da an bei jeder weiteren Zellteilung weitergegeben wird⁷⁵. Das Down Syndrom führt zu einer Fehlentwicklung fast sämtlicher Gewebe und Organe des heranreifenden Organismus. Man unterscheidet drei Typen von Down-Syndrom:

◆ Freie (vollständige) Trisomie 21

Das zusätzliche Chromosom 21 existiert bereits als 24. Chromosom in einer der Keimzellen und ist daher als freies drittes Chromosom 21 in allen Körperzellen enthalten (Abb. A 3.19).

◆ Translokations-Variante

Das dritte Chromosom 21 ist mit einem anderen Chromosom verwachsen (bei 3% bis 4% der Kinder mit Down-Syndrom).

◆ Mosaik-Down-Syndrom

Samen- und Eizelle enthalten die korrekte Zahl von 23 Chromosomen. Der Chromosomen-Fehler tritt erst bei einer der ersten Zellteilungen auf. Daher gibt es sowohl Zellen mit 46 als auch solche mit 47 Chromosomen. Diese Form tritt bei etwa 1% der Kinder mit Down-Syndrom auf (Abb. A 3.20).

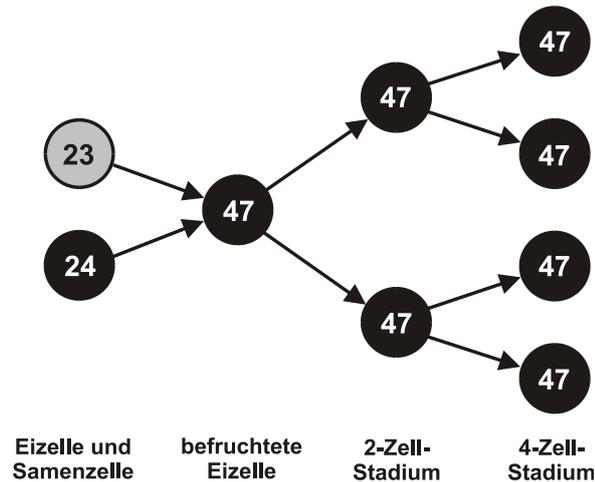


Abb. A 3.19: Chromosomen-Weitergabe bei Down-Syndrom (vollständige Trisomie 21).

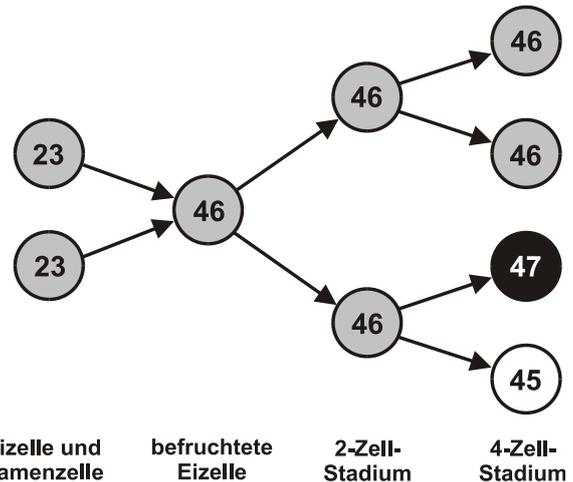


Abb. A 3.20: Chromosomen-Weitergabe bei Mosaik-Down-Syndrom. Die weiß dargestellte Zelle mit 45 Chromosomen ist nicht lebensfähig und stirbt ab.

Abgesehen von Deformationen und Veränderungen im Habitus sind folgende Symptome für das Down-Syndrom charakteristisch:

- Geistige Behinderung unterschiedlichen Ausmaße.
- Sprechstörung (hoher Gaumen, große Zunge, Zahnfehlstellungen).
- Muskelhypotonie.

⁷¹ Syndrom: von grie. mitlaufend, begleitend

⁷² John L. Down, englischer Arzt, 1828-1896

⁷³ Die frühere übliche Bezeichnung "Mongolismus" gilt heute als diskriminierend und soll daher vermieden werden

⁷⁴ Neben der Trisomie 21 sind noch andere autosomale Trisomien mit Beteiligung der Chromosomen 3, 9, 10, 12, 13 und 18 bekannt. Bei den Geschlechtschromosomen kann es zu genosomalen Trisomien (XXY und XYY) kommen.

⁷⁵ Daß eine Chromosomenstörung die Ursache für das Down-Syndrom ist, wurde zwar schon um 1930 vermutet, der Beweis dafür konnte aber erst 1959 vom Franzosen Jérôme Lejeune erbracht werden.

b) Parkinson-Syndrom

Das Parkinson-Syndrom⁷⁶ ist die häufigste neurologische Erkrankung des fortgeschrittenen Alters, von der vorwiegend Männer betroffen werden. Es handelt sich um ein extrapyramidales Syndrom zufolge einer Degeneration von Neuronen im Mittelhirn (Substantia nigra) [PSC 98].

Die mit dem Parkinson-Syndrom verbundenen Symptome sind in erster Linie:

- Leise und monotone Sprache
- Verlangsamung und Verkürzung von Bewegungen und Bewegungsstörungen (langsamer, schlurfender Gang, kleine Handschrift, Fallneigung)
- Steifigkeit der Muskulatur (Rigor, siehe Kapitel 3.6.1c)
- Ruhetremor (Zittern der Muskulatur in Ruhestellung mit 4 bis 6 Bewegungen pro Sekunde). Bei willkürlichen Bewegungen setzt der Tremor aus, die Handschrift ist daher nicht zitterig.

c) Gregg-Syndrom

Gregg-Syndrom (Rötelnembryopathie, Embryopathia rubeolosa), Fehlbildungssyndrom nach Rötelninfektion der Mutter während der ersten drei Schwangerschaftsmonate [PSC 98]. Die dabei auftretenden Anomalien richten sich nach dem Zeitpunkt der Rötelninfektion (Tabelle A 3.26).

Schwangerschaftsmonat	Schwerpunkt der Anomalien	Auftretende Symptome
1	Augen	kongenitaler Grauer Star (Cataracta congenita) fakultativer Grüner Star (Glaukom) kleine Augen (Mikrophthalmie) Augenhintergrundveränderungen (pseudo-RP)
2	Herz	Herzscheidewanddefekte
	ZNS	geringes Hirnvolumen (Mikrozephalie) Retardierung, Epilepsie Bewegungsstörungen
3	Innenohr	sensorineurale Schwerhörigkeit

Tabelle A 3.26: Anomalien bei Gregg-Syndrom [PSC 98].

d) Angelman-Syndrom (AS)

Das Angelman-Syndrom (engl.: happy puppet syndrome) wird durch einen Defekt im Chromosom 15 verursacht [ALV 97, PSC 98].

Symptome des Angelman-Syndroms, die immer vorhanden sind:

- Maßgebliche Verzögerung der Entwicklung
- Fehlende Sprachentwicklung (1 bis 15 Wörter, wenige Gesten und Gebärden), nichtverbale Kommunikationsfähigkeiten besser als verbale.
- Steifer Gang, ataxische Bewegungen, Tremor der Extremitäten
- unmotiviertes Lachen

Weitere Symptome, die u.a. zusätzlich auftreten können:

- Schielen (Strabismus)
- Gesteigerte Empfindlichkeit für Wärme oder Hitze

e) Syndrom des fragilen X-Chromosoms

Beim Syndrom des fragilen X-Chromosoms (Martin-Bell-Syndrom, Marker-X-Syndrom; engl.: fragile X syndrome) tritt eine brüchige Stelle am X-Chromosom auf, an der es zu einer Störung bei der Übertragung der genetischen Information kommt. Der Defekt tritt überwiegend beim männlichen Geschlecht auf.

Die typischen Symptome sind:

- Verzögerte motorische und geistige Entwicklung

⁷⁶ James Parkinson, englischer Chirurg und Paläontologe, 1755-1824

- Sprachentwicklungsstörung
- Autismus
- Epilepsie

f) **Rett-Syndrom (RS)**

Das Rett-Syndrom⁷⁷ ist eine bisher nur bei Mädchen beobachtete wahrscheinlich X-chromosomal-dominant vererbte Erkrankung, in deren Verlauf es neben Hirnatrophie (Schwund des Nervengewebes im Gehirn) auch zu anderen Veränderungen im Gehirn kommt. Die Manifestation erfolgt zwischen dem 6. Lebensmonat und dem 4. Lebensjahr. Die Auswirkungen sind:

- Epilepsie
- Verzögerungen im Wachstum
- Verlust bereits erworbener Fähigkeiten
- Stereotype Handbewegungen (waschend, knetend)
- Gangstörungen (breitbeinig, steif)
- Apraxie (betrifft auch Sprechorgane und Augenbewegungen)
- Verlust der verbalen Kommunikation

g) **Usher-Syndrom**

Das Usher-Syndrom ist eine autosomal-rezessiv vererbte Erkrankung mit den wesentlichen Symptomen:

- Progrediente Schwerhörigkeit im Kinder- und Jugendalter
- Retinopathia pigmentosa (Retinitis pigmentosa), kommt Jahre später hinzu
- Ausfall des Nervus vestibularis (Teil des Nervus Nervus vestibulocochlearis = VIII. Hirnnerv, der das Gleichgewichtssystem (Vestibularapparat) innerviert.
- Epileptische Anfälle (möglich)

Das Usher-Syndrom ist eine der Hauptursachen für Taubblindheit.

h) **Wachkoma (PVS) und Locked-in Syndrom**

Mit Wachkoma (Apallisches Syndrom, *Coma vigile*, *Persistent Vegetative State* – PVS) wird ein klinischer Zustand bezeichnet, bei dem sich der Patient / die Patientin in einer vollständigen Wahrnehmungslosigkeit über sich und seine / ihre Umwelt befindet. Die autonomen Funktionen des Hypothalamus und des Hirnstammes bleiben vollständig oder teilweise erhalten. Ein EEG ist vorhanden und im weiteren Verlauf normal. Allerdings fehlt bei visueller Stimulation die sonst übliche Blockierung der alpha Wellen. Die Patienten weisen einen natürlichen Schlaf-Wach-Zyklus auf. Trotzdem gibt es keine Anzeichen eines reproduzierbaren, zielgerichteten oder willentlichen Verhaltens als Reaktion auf visuelle, taktile, auditive oder noxische Reize [Pvs 94].

Das Wachkoma ist deutlich von verwandten Zuständen wie Locked-in Syndrom, Koma, Gehirntod oder schwerer Demenz zu unterscheiden (siehe dazu die auch Zusammenstellung in Tabelle A 3.27):

- Koma: Tiefe Bewußtlosigkeit, die länger als eine Stunde andauert.
- Gehirntod: Permanentes Fehlen jeglicher Gehirntätigkeit, auch der des Hirnstammes.
- Locked-in Syndrom: Bewußtsein und Wahrnehmung ist vorhanden, kann aber nicht erwidert werden. PET Scans zeigen wesentlich höhere metabolische Werte als bei PVS.
- Demenz: Progressiver, multidimensionaler Verlust von kognitiven Funktionen. Ein Fortschreiten bis in einen PVS als Endstadium ist möglich.

⁷⁷ Andreas Rett, österreichischer Kinderarzt

Zustand	Selbstwahrnehmung	Schlaf-Wach-Zyklus	Motorische Funktionen	Wahrnehmung des Leidens	Atmung	EEG Aktivität	Gehirn-Stoffwechsel
Wachkoma	fehlt	intakt	keine kontrollierte Bewegung	nein	normal	delta oder theta, manchmal alpha	um 50% oder mehr reduziert
Koma	fehlt	fehlt	keine kontrollierte Bewegung	nein	reduziert, verschieden	delta oder theta	um 50% oder mehr reduziert
Gehirntod	fehlt	fehlt	keine oder nur spinale Reflexe	nein	fehlt	kein EEG	fehlt
Locked-in Syndrom	vorhanden	intakt	vollständige Lähmung, nur Augenbewegungen	ja	normal	normal oder geringe Abweichung	geringfügig reduziert
Demenz	vorhanden, geht später verloren	intakt	unterschiedlich, progressive Abnahme	ja, jedoch abnehmend	normal	verlangsamt	unterschiedlich reduziert

Tabelle A 3.27: Wachkoma (PVS) und verwandte Zustände [Pvs 94].

Bei den Ursachen, die zu einem Wachkoma führen können, unterscheidet man zunächst zwischen akuten Ursachen auf der einen und kongenitalen bzw. degenerativen Ursachen auf der anderen Seite [Pvs 94].

Die akuten Ursachen können sowohl einen traumatischen Hintergrund (Schädelhirntrauma z.B. durch Unfall oder Schußverletzung) als auch nicht traumatische Hintergründe (Hypoxie durch Kreislaufstillstand oder Ertrinken, Gehirnschlag, Meningitis, Tumoren oder Vergiftungen) haben. Die statistische Entwicklung von Patienten / Patientinnen mit PVS 12 Monate nach einer akuten Ursache ist in Abb. A 3.21 dargestellt. Zu beachten ist, daß die Prognosen sowohl zwischen traumatischen und nicht-traumatischen Auslösern als auch zwischen Erwachsenen und Kindern große Unterschiede aufweisen. Abb. A 3.21 zeigt außerdem für jenen Teil der Personen, die innerhalb eines Jahres aus dem PVS erwachen, die Wahrscheinlichkeit und den Grad einer zu erwartenden Behinderung [KIN 94, Pvs 94].

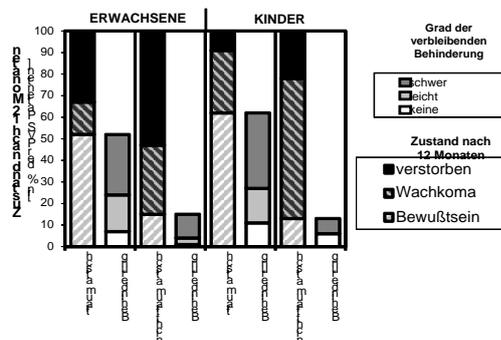


Abb. A 3.21: Prognose für Menschen mit PVS nach 12 Monaten; für den Anteil, der wieder das Bewußtsein erlangt, ist der Grad der zu erwartenden Behinderungen angegeben [Pvs 94a].

Zu den nicht-akuten Ursachen für ein Wachkoma zählen einerseits zahlreiche Mißbildungen im Gehirn wie Aneenzephalie (Fehlen wesentlicher Gehirnteile), Mikroenzephalie (kleines Gehirn), Hydranenzephalie (Umbildung des Großhirns in eine Flüssigkeitsblase) und angeborener Hydrozephalus. Andererseits können bei Erwachsenen Erkrankungen wie Alzheimer, Creutzfeldt-Jacob, Chorea Huntington, Parkinson oder Multi-Infarkt-Demenz in einen PVS führen. Bei Kindern können Gangliosidosen (Lipidspeicherkrankheiten) eine Ursache für ein Fallen ins Wachkoma darstellen [Pvs 94].

Die Häufigkeit des PVS wird sehr unterschiedlich angegeben und schwankt zwischen 25 bis 60 auf 1 Mio. EW. Nur der geringere Teil hat traumatische Ursachen [AND 93]. Dabei muß allerdings angemerkt werden, daß eine eindeutige Diagnose oft sehr schwer ist und Fehldiagnosen bis zu 60% der untersuchten Fälle ausmachen können [AND 96].

Beim Locked-in Syndrom sind die Patienten/innen bei Bewußtsein aber ohne jegliche Bewegungsmöglichkeit. Bei der "klassischen" Form, bleiben die vertikalen Augenbewegungen und der Lidschlag erhalten, und können mit geeigneten Interfaces für Kommunikationszwecke verwendet werden. Beim "totalen" Locked-in Syndrom fehlen auch diese Bewegungen und eine Kommunikation ist – wenn überhaupt – nur über die Auswertung des EEG (Brain Computer Interface - siehe Teil B, Kapitel 3.2.8) möglich.

Als Ursachen für Locked-in Syndrom werden genannt: fortgeschrittene ALS, Hirnstamm Infarkt, Infarkt in der Brücke (*Pons*, Verbindung der beiden Gehirnhälften), beidseitiger Infarkt der inneren Kapsel (*Capsula interna* – tief liegender Teil des Gehirns), Tumoren, Enzephalitis (Entzündung des Gehirns) und Schädelhirntrauma [KÜB 01, KÜB 01a].

i) Weitere Syndrome

Nachfolgend werden einige weitere Syndrome in tabellarischer Form ergänzt, sofern sie Symptome beinhalten, die für unsere Betrachtungen von Interesse sind (Tabelle A 3.28).

Name	Ursache, Kommentar	Symptome, Auswirkung (u.a.)
Alport-Syndrom	Auf verschiedene Weise vererbte chronische Nierenentzündung	sensorineurale Schwerhörigkeit Augenfehlbildungen
Bassen-Kornzweig-Syndrom	Vollständiges Fehlen von Apolipoprotein B	Retinopathia pigmentosa progrediente Ataxie
Guillain-Barré-Syndrom	Wahrscheinlich Vireninfektion, akute und chronische Formen	schlaffe Lähmung der Beine Sensibilitätsstörungen Muskelatrophie bis Tetraplegie
Hunter-Syndrom	Mukopolysaccharid-Speicherkrankheit, X-chromosomal-rezessiv vererbt	geringfügige Retardierung frühe Gehörlosigkeit
Hurler-Syndrom	Mukopolysaccharid-Speicherkrankheit, autosomal-rezessiv vererbt	Retardierung Hornhauttrübung
Lange Syndrom	Komplexes Fehlbildungssyndrom	psychomotorische Retardierung muskuläre Hypertonie
Locked-in-Syndrom	Beidseitige Querschnittläsion oberhalb des verlängerten Rückenmarks	völlige Bewegungsunfähigkeit völlige Sprechunfähigkeit
Marfan-Syndrom	Bindegewebserkrankung, autosomal-dominant vererbt, Spinnengliedrigkeit	veränderter Habitus Augen sind mehrfach betroffen
Moebius-Syndrom	Aplasie (ausgebliebene Entwicklung) verschiedener Hirnnervenkerne	horizontale Blickparese Kau- und Schluckstörungen
Sanfilippo-Syndrom	Mukopolysaccharid-Speicherkrankheit, autosomal-rezessiv vererbt	Retardierung progrediente Schwerhörigkeit eventuell Hornhauttrübung
Waardenburg-Syndrom	autosomal-dominant vererbt	Schwerhörigkeit/Gehörlosigkeit Anomalien des Auges

Tabelle A 3.28: Zusammenstellung weiterer Syndrome mit Ursache und ausgewählter Symptomatik

3.10 Altersbedingte Funktionseinschränkungen

Altern stellt einen komplexen, irreversiblen Vorgang dar, der durch organisch bedingte Veränderungen im Bereich der Lebensfunktionen charakterisiert ist. Dem theoretisch bereits bei der Empfängnis einsetzenden Alterungsprozeß (Biomorphose) stehen in der Praxis die mit fortschreitendem Lebensalter wesentlich stärker ausgeprägten degenerativen Veränderungen und funktionellen Verluste gegenüber (Seneszenz).

Perhaps the only characteristic of aging by itself is that when homeostasis is lost, it is recovered much more slowly.
John W. Rowe [STE 93a]

Bei der Betrachtung von Alterserscheinungen sollte bewußt zwischen dem chronologischen (kalendermäßigen) Alter und dem biologischen Alter unterschieden werden [HEL 98a]. Durch eine Klassifizierung alter Menschen allein aufgrund ihrer Lebensalters (wie sie im Rahmen von Statistiken mangels besserer Möglichkeiten immer wieder vorgenommen wird), werden hochgradig heterogene Bevölkerungsschichten geschaffen, deren Fähigkeiten in vielfacher Hinsicht nicht miteinander verglichen werden können.

Die alleinige Angabe des Lebensalters einer Person gibt kaum einen Hinweis darauf, wie stark sich funktionelle Einschränkungen bemerkbar machen und wieviel Bedarf an Unterstützung besteht. Kalendermäßige Angaben spiegeln daher eher die zu erwartende Bandbreite funktioneller Fähigkeiten wider als daß sie einen typischen Zustand dieser Altersstufe beschreiben könnten.

The "tyranny of averages" and phrases such as "the elderly" limit our understanding of the older population and the steps we can take to appropriately respond to such a diverse group.
Robert A. Harootyan [HAR 93]

Mit der Erforschung des Alterns befaßt sich die multidisziplinäre Gerontologie. Unter Gerontechnologie wird jene Wissenschaft verstanden, die sich mit den Auswirkungen der Technik auf den alten Menschen befaßt. Dies geschieht einerseits im Sinn einer „Technikfolgenabschätzung“, andererseits aber auch in Hinblick auf Nutzbarmachung technischer Möglichkeiten zur Unterstützung alter Menschen und zur Verbesserung ihrer Lebensqualität. Nach J.L. Fozard besteht die Arbeit der Gerontechnologie auf fünf Herangehensweisen (*Gerontechnology's Five Ways*) [FOZ 96]:

- Verhinderung von Problemen (prevent problems from ever occurring).
- Vergrößerung der persönlichen Fähigkeiten (enhance personal ability).
- Kompensation von Ausfällen (compensation for losses).
- Verstärkung der Pflege, wo erforderlich (enhancement of care where care is needed).
- Einbeziehung alter Menschen in die Forschung (including elderly persons in research).

Alter bedeutet zwar zunächst eine höhere Wahrscheinlichkeit, eine oder mehrere körperliche Beeinträchtigungen zu erleiden (Abb. A 3.22), aber es darf dabei nicht vergessen werden, daß 84% der Personen über 65 keine fremde Hilfe bei der Verrichtung alltäglicher Aktivitäten benötigen. Es wäre daher ein vollkommen falscher Blickwinkel, sie pauschal als Behinderte oder Patienten und nicht als Konsumenten zu betrachten (Abb. A 3.23); [PLO 98, YOK 98, CHA 98b].

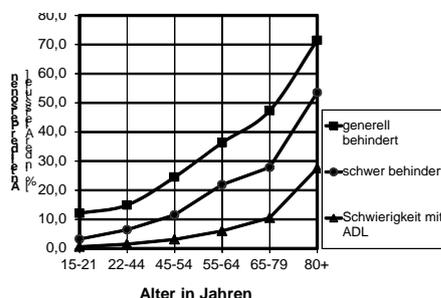


Abb. A 3.22: Prozentueller Anteil der in Haushalten lebenden US-Bevölkerung, die a) leicht oder schwer behindert sind; b) schwer behindert sind;

c) bei mindestens einer Aktivität des täglichen Lebens Probleme haben⁷⁸
 (Quelle: US Census Bureau, nach [MCN 95]).

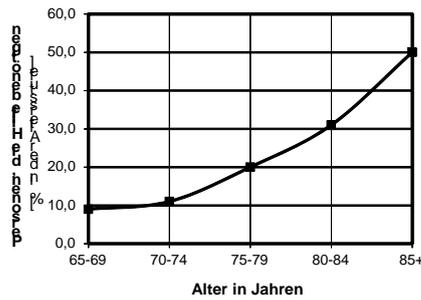


Abb. A 3.23: Prozentueller Anteil der in Haushalten lebenden US-Bevölkerung, die Hilfestellungen bei alltäglichen Verrichtungen benötigt – 1990/91
 (Quelle: US Census Bureau WWW-Page, nach [CHA 98b]).

In einer 1982 in den USA erstellten Studie wurde festgestellt, daß 36% jener Personen, die einen alten Menschen pflegen, selbst über 65 Jahre alt sind [HAR 93].

Für eine Reihe von Funktionen wurden die für den allgemeinen Alterungsprozeß typische Leistungsabnahmen analysiert. Sie werden in den nachfolgenden Punkten beschrieben. Es muß hier aber nochmals auf die besondere Heterogenität dieser Bevölkerungsschicht hingewiesen werden. Viele der nachfolgend ausgeführten Daten basieren auf Mittelwertsbildungen und versuchen somit die typischen Leistungsdaten einer statistischen Person bestimmten Alters darzustellen, die es in der Realität kaum nicht gibt. Vielmehr ist bekannt, daß in vielen Fällen die extremen Werte einer bestimmten Meßskala wesentlich stärker besetzt sind als die Mitte [HAR 98]. Die hier genannten Werte können daher nur eine allgemeine Trendlinie darstellen.

3.10.1 Sehen

a) Zunahme von Augenerkrankungen

Mit dem Alter steigt die statistische Wahrscheinlichkeit, eine irreversible Schädigung der Augen zu erleiden deutlich an. Tabelle A 3.29 zeigt die für die USA erhobenen Häufigkeiten des Auftretens von Grauem und Grünem Star sowie der altersbedingten Makulopathie für drei Altersschichten zwischen 52 und 85 Jahren.

Alter [in Jahren]	Katarakt (Grauer Star) [%]	Makulopathie (altersbedingt) [%]	Glaukom (Grüner Star) [%]
52-64	5	2	1
65-74	18	11	5
75-85	46	28	7

Tabelle A 3.29: Zunahme von Augenerkrankungen mit dem Alter [FOZ 93 nach KAH 77].

Die massive Zunahme von Erblindungen⁷⁹ mit fortschreitendem Alten zeigen die beiden Diagramme Abb. A 3.24 und Abb. A 3.25, die nach einer USA Statistik aus dem Jahre 1985 [FOU 86] erstellt wurden.

⁷⁸ Die Angaben gelten für den Bevölkerungsdurchschnitt. Schwarze sind stärker von Behinderungen betroffen. Z.B. Altersstufe 55-64 Jahre: Weiße: 20%; Schwarze 35% [Usc 97].

⁷⁹ Blindheit gemäß der Definition „legal Blindness“; siehe dazu Kapitel 3.2.1

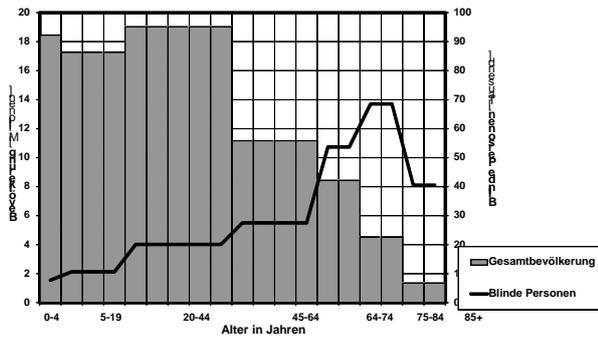


Abb. A 3.24: Zunahme von Blindheit in den USA 1985 (legal blindness) mit dem Alter; nach [FOU 86]
Über der Gesamtbevölkerung (in Millionen Personen) ist die absolute Zahl der in den jeweiligen Altersgruppen vorkommenden blinden Personen (in Tausend) aufgetragen

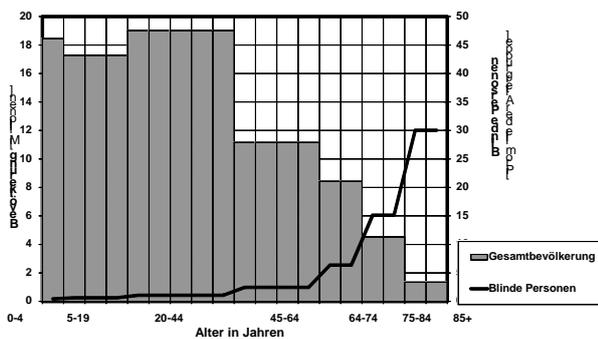


Abb. A 3.25: Zunahme von Blindheit in den USA 1985 (legal blindness) mit dem Alter; nach [FOU 86]
Über der Gesamtbevölkerung (in Millionen Personen) ist der Anteil der blinden Personen (in Promille) an der jeweiligen Altersgruppe (in Tausend) aufgetragen

b) Generelle Abnahme der Sehleistung (Visus)

Zu der mit dem Alter steigenden Wahrscheinlichkeit, krankheitsbedingt eine Sehschädigung zu erleiden, kommen noch zahlreiche degenerative Prozesse des Auges hinzu. Aus Abb. A 3.26 ist ersichtlich, daß die Sehleistung (Sehschärfe, Visus) trotz Korrektur durch Brillen oder Kontaktlinsen statistisch beginnend mit dem 40. Lebensjahr pro Lebensjahrzehnt um rund 0,1 V abnimmt. In der Altersgruppe 65 – 74 Jahre besitzen 92% der Personen einen Visus besser als 0,8 (bei bestmöglicher Korrektur), für die Altersgruppe 75 – 84 sinkt dieser Wert jedoch auf 69% [KAH 77].

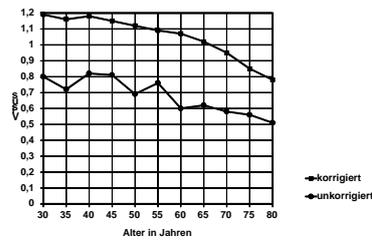


Abb. A 3.26: Abnahme der korrigierten und unkorrigierten Sehleistung mit dem Alter [FOZ 93 nach GIT 86].

c) Verringerung des Akkommodationserfolges und der Akkommodationszeit

Unter dem Akkommodationserfolg wird die in Dioptrien (dpt) gemessene Brechkraft-Differenz verstanden, zu der die Augenlinse maximal fähig ist. Für das emmetropische (normalsichtige) bzw. durch Brille oder Kontaktlinse korrigierte Auge ist das die Differenz zwischen Fernakkommodation und Akkommodation auf die minimal mögliche Distanz.

Während das jugendliche Auge im Mittel einen Akkommodationserfolg von 12 dpt aufweist, reduziert sich dieser Wert besonders im Lebensabschnitt zwischen 40 und 50 Jahren, sodaß dann der mittlere Akkommodationserfolg lediglich 2 dpt beträgt. Abb. A 3.27 zeigt die typischen Verläufe für den Akkommodationserfolg zwischen 10 und 70 Jahren.

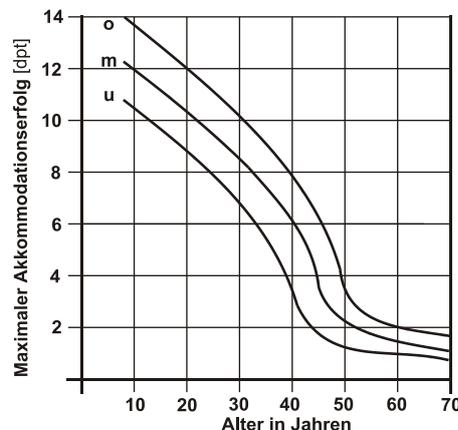


Abb. A 3.27: Verringerung des Akkommodationserfolges mit dem Alter [MET 96]

Die altersbedingte Reduktion des Akkommodationserfolges bedeutet eine zunehmende Verringerung jenes Bereiches, auf den das Auge scharfstellen kann. Zur Erzielung eines scharfen Bildes im üblichen Leseabstand von 35 cm bis 40 cm benötigt das alterssichtige (presbyope) Auge eine Brechkrafterhöhung durch eine Lesebrille. Wird eine solche Brille getragen, dann können größere Entfernungen nicht scharf wahrgenommen werden.

Abb. A 3.28 zeigt den scharf wahrnehmbaren Bereich, wenn zur Erreichung des Leseabstandes (35 cm bis 40 cm) eine Brille verwendet wird. Im Alter von 50 Jahren kann so im Durchschnitt noch auf einen Bereich zwischen 35 cm und 80 cm akkommodiert werden. Mit 60 Jahren ist dieser Bereich bereits auf 10 cm (35 cm bis 45 cm) eingeschränkt. Ein Gegenstand, der scharf wahrgenommen werden soll, muß sich also innerhalb dieses kleinen Bereiches befinden.

Die Zeit, die das Auge benötigt, um auf eine andere Entfernung scharfzustellen, wächst mit dem Alter. Für einen Blickwechsel von der Ferne auf einen nahen Gegenstand (z.B. Blickwechsel von der Fahrbahn auf das Armaturenbrett) benötigt eine 50-jährige Person die doppelte bis dreifache Zeit verglichen mit einer 20-jährigen Person (Abb. A 3.29).

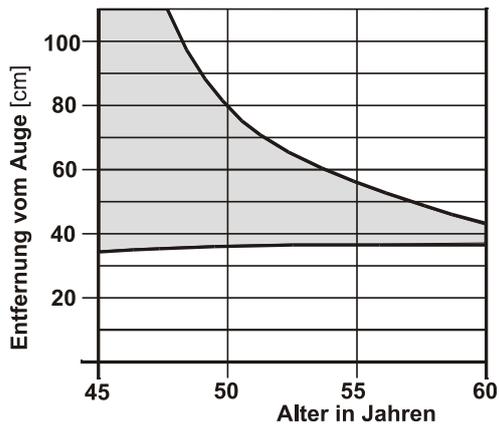


Abb. A 3.28: Bereich des scharfen Sehens, wenn der Nahpunkt durch Verwendung einer Brille ungefähr auf 40 cm (Leseabstand) gehalten wird; nach [MET 96].

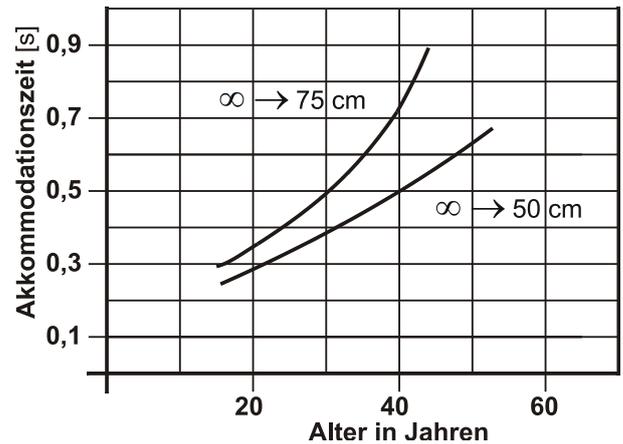


Abb. A 3.29: Zunahme der Akkommodationszeit⁸⁰ mit dem Alter [MET 96].

d) Veränderung der spektralen Empfindlichkeit

Bereits die jugendliche Augenlinse besitzt zur Verringerung der chromatischen Aberration eine Gelbfärbung. Die spektralen Transmissionseigenschaften verändern sich aber im Laufe der Lebensjahre durch zusätzliche verstärkte Gelbfärbung von Eiweißstoffen der Linse (Abb. A 3.30) [MET96]. Das hat zur Folge, daß im Alter wesentlich weniger blaue Anteile durchgelassen werden und violette sowie blaue Gegenstände dunkler wahrgenommen werden [HAR 98]. Dabei ist zu beachten, daß das menschliche Auge von vornherein für Blau die geringste Empfindlichkeit aufweist (siehe Kapitel 2.4.2 und Abb. A 2.10).

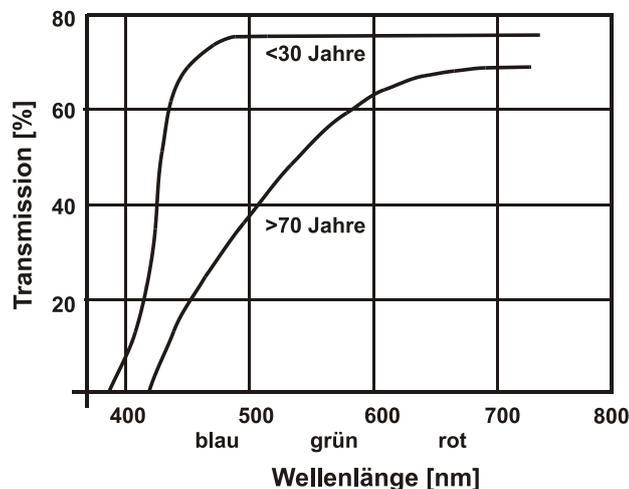


Abb. A 3.30: Transmissionskurven der Augenlinse in unterschiedlichem Lebensalter [MET 96].

Mit zunehmendem Alter wird die wahrgenommene Farbsättigung und Farbdiskriminierung (besonders für Blau und Grün) geringer. Farben wirken „ausgewaschen“ [FOZ 93]. Die Gelbfärbung der Linse wird von der alten Person jedoch nicht als Farbstich wahrgenommen.

e) Höherer Licht- und Kontrastbedarf, Anfälligkeit gegenüber Blendung

Deutlich dem Alterungsprozeß unterworfen ist auch der Pupillendurchmesser. Der maximale Durchmesser nimmt mit dem Alter kontinuierlich ab. Während das Auge einer 20-jährigen Person mit einem Kameraobjektiv der Lichtstärke 2 verglichen werden kann, beträgt die größte „Blende“ einer 80-jährigen Person nur 5,6. Das ist eine Verringerung um etwa 3 Blendenstufen, was der Reduktion der auf die Netzhaut fallenden Lichtmenge um den Faktor 8 gleichkommt. Damit erklärt sich der im Alter deutlich höhere Lichtbedarf (Tabelle A 3.30).

⁸⁰ Die Akkommodationszeit für größere Entfernungsunterschiede ist tatsächlich kürzer. Vermutlich reagiert das Auge auf einen größeren Reiz entsprechend schneller (H. Krueger).

Alter [Jahre]	min. (Tag)		max. (Nacht)	
	Ø [mm]	f	Ø [mm]	f
20	4,7	4	8,0	2
40	3,9	4	6,0	2,8
60	3,1	5,6	4,1	4
80	2,3	8	2,5	5,6

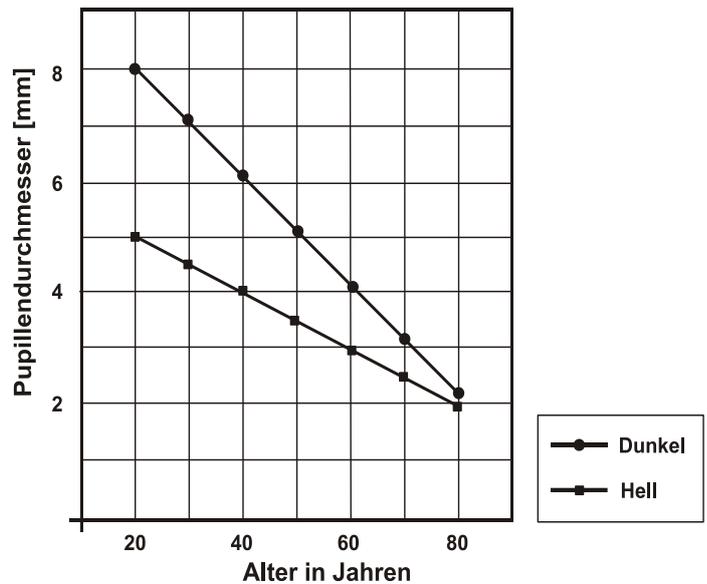


Tabelle A 3.30: Altersabhängigkeit des Pupillendurchmessers – f ist die dem äquivalenten photographischen System entsprechende gerundete Blendenzahl [ZAG 97, MET 96].

Abb. A 3.31: Abhängigkeit des Pupillendurchmessers vom Alter [MET 96];
1: Bei Dunkelakkommodation;
2: Bei Hellakkommodation.

Auch bei photopischen Verhältnissen ist der Pupillendurchmesser einer über 60-jährigen Person wesentlich geringer als in der Jugend, sodaß der die Retina einer 60-jährigen Person erreichende Lichtstrom nur 1/3 einer 20-jährigen Person beträgt und somit die für vergleichbare Sehleistung erforderliche Beleuchtungsstärke dreimal so groß ist [MET 96]. Besonders bei alten Menschen ist die durch Erhöhung der Beleuchtungsstärke erzielbare Verbesserung der Sehleistung signifikant. Nach [FOZ 93] steigt die Sehleistung und der Sehkombfort proportional mit der Quadratwurzel der zur Verfügung gestellten Lichtmenge.

Eine Erhöhung der Lichtmenge veranlaßt die Iris einen kleineren Pupillendurchmesser zu formen. Jede derartige Ablendung eines optischen Systems bringt mehr Schärfe und mehr Tiefenschärfe. Der kleine Pupillendurchmesser im Alter stellt eine gewisse Kompensation für das presbyope Auge dar und verursacht einen Akkommodationsgewinn zwischen 0,5 dpt und 0,75 dpt [MET 96]. Außerdem spielt für die Sehschärfe des menschlichen Auges die laterale Inhibition der Rezeptorzellen der Retina eine bedeutende Rolle (siehe Kapitel 2.4.5), die aber nur bei ausreichenden Beleuchtungsstärken voll zum Tragen kommt [HAR 98].

Abb. A 3.32 zeigt den Zusammenhang zwischen Sehleistung (Lesen von Buchstaben verschiedener Größe), Alter und Beleuchtungsstärke. Während Personen im Alter zwischen 30 und 40 Jahren kaum einen Vorteil aus höheren Beleuchtungsstärken ziehen, ist der Zuwachs an Leseleistung für ältere Personen beachtlich [STE 98a].

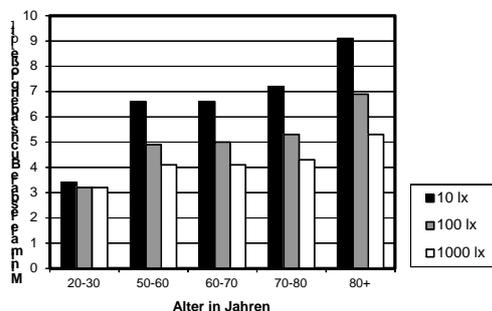


Abb. A 3.32: Zusammenhang zwischen gerade noch lesbarer Schriftgröße [pt], Beleuchtungsstärke [lx] und Alter gemessen mit schwarzer Schrift auf weißem Untergrund (Kontrast 100%) [nach STE 98a].

In Tabelle A 3.31 ist für einige ausgewählte Augenerkrankungen jener Bereich Beleuchtungsstärke angegeben, bei der die beste Sehschärfe erreicht wird. Die Angaben beziehen sich auf schwarze Buchstaben auf weißem Hintergrund bei Auflichtbeleuchtung.

Augenerkrankung	optimale Beleuchtungsstärke [lx]
Gesundes Auge	1.000 – 10.000
Myopie	10.000
Katarakt, senil	1.000 – 3.000
Makuladegeneration, senil juvenil	10.000 380 – 1.000
Retinopathia pigmentosa	380 – 1.000
Diabetische Retinopathie	1.000
Glaukom	10.000

Tabelle A 3.31: Optimale Beleuchtungsstärken (für Lesen) bei verschiedenen Augenerkrankungen [MET 96].

Zufolge der Einlagerung von Proteinen in der Augenlinse kommt es im Alter nicht nur zu unerwünschten Streueffekten sondern auch zu Fluoreszenzerscheinungen durch UV-Licht [MET 96]. Durch beide Effekte ergibt sich für ältere Menschen ein höherer Kontrastbedarf. Abb. A 3.33 zeigt den höheren Kontrastbedarf für Personen bis 65 Jahre bezogen auf 25-Jährige. Neuere Studien zeigen, daß die Kurve für Altersgruppen höher als 65 noch stärker steigt [BLA 71, FOZ 93].

Weil mit dem Alter aber auch die Irritation durch Blendung deutlich zunimmt, kann nicht grundsätzlich davon ausgegangen werden, daß alles, was hell und kontrastreich ist, deswegen auch besser wahrgenommen werden kann. Ein Zuviel an Leuchtdichte (besonders durch punktförmige Lichtquellen) kann zufolge von Blendung einen negativen Effekt auf die Wahrnehmbarkeit ausüben.

Die Fähigkeit mir Blendungen fertig zu werden sinkt mit dem Alter. Die Kurve in Abb. A 3.34 zeigt das Ergebnis eines Versuches, bei dem eine auf einem Hintergrund mit der Leuchtdichte $5,5 \text{ cd/m}^2$ eine Lichtquelle (1° Blickwinkel, 1.000 bis 10.000 cd/m^2) betrachtet und die Blendwirkung festgestellt wurde [Tra 99a].

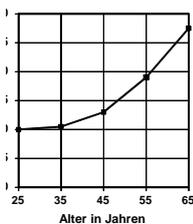


Abb. A 3.33: Zunahme des Kontrastbedarfs mit dem Alter [FOZ 93 nach BLA 71].

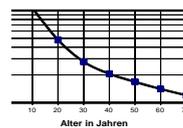


Abb. A 3.34: Abnahme der Toleranz gegen Blendungen mit dem Alter [Tra 99a].

3.10.2 Hören

Die Zahl der innerhalb einer Altersgruppe von Hörbehinderung betroffenen Personen steigt mit dem Alter nahezu exponentiell an. Abb. A 3.35 zeigt als Beispiel die Auswertung einer Statistik aus Holland [SAN 96].

Die Hörschwelle für reine Töne im oberen Hörbereich (z.B. 8 kHz) steigt bei erwachsenen Menschen regelmäßig mit einer Rate von etwa 1 dB pro Lebensjahr. Tiefe Töne (z.B. 1 kHz) sind weit weniger betroffen. Hier beträgt die jährliche Erhöhung der Hörschwelle zwischen dem 20. und 60. Lebensjahr lediglich rund 0,3 dB/a.

In späteren Jahren erhöht sich die Rate jedoch auf bis zu 1,3 dB/a (Abb. A 3.36). Männer sind in der Regel von altersbedingten Hörverlusten stärker betroffen als Frauen [FOZ 93, GUS 96].

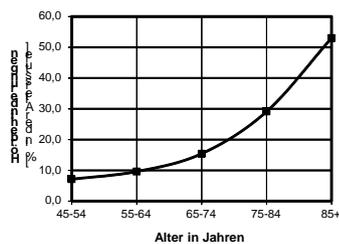


Abb. A 3.35: Zunahme von Hörbehinderungen mit dem Alter (Holland) [FER 96, SAN 96].

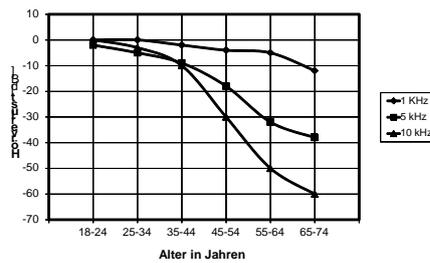


Abb. A 3.36: Verlauf der Hörschwelle mit zunehmendem Alter; nach [GUS 96].

Die für alte Menschen typische Abnahme des Hörvermögens vornehmlich im Bereich hoher Frequenzen wurde bereits bei der Behandlung der Altersschwerhörigkeit (Presbyakusis) besprochen (siehe Kapitel 3.4.11 und Abb. A 3.18).

3.10.3 Tastsinn

Untersuchungen zum Thema Blindenschrift-Lesen haben ergeben, daß die Wahrnehmungsschwelle (Zweipunkt-Diskrimination) des Tastsinnes pro Lebensjahr um rund 1% steigt [STE 96a]. Bei 20-jährigen Braille-Lesern/Leserinnen wurden durchschnittliche Zweipunkt-Diskriminationsschwellen von 0,5 mm gemessen. In der Gruppe der 70-jährigen lag der Wert typischerweise bei 1 mm. Nicht-Braille-Leser/Leserinnen zeigten in allen Altersstufen proportional höhere Werte.

3.10.4 Geruch und Geschmack

Die altersbedingten Veränderungen der Wahrnehmungsschwellen beim Geschmackssinn sind je nach Geschmacksrichtung unterschiedlich. Während die Schwelle für „süß“ (z.B. Zuckerlösungen) auch im Alter stabil bleibt, nimmt die Wahrnehmung für „salzig“ und „bitter“ mit dem Alter ab.

Die Empfindlichkeit für Gerüche nimmt mit dem Alter generell ab. Das bedeutet nicht nur, daß ältere Menschen dadurch weniger Freude am Essen haben (hier spielt ja neben dem Geschmackssinn der Geruchssinn die bedeutendere Rolle), es entsteht auch ein erhöhtes Risiko, weil austretendes Gas oder verdorbene Lebensmittel nicht zuverlässig wahrgenommen werden können [FOZ 93].

3.10.5 Kraft, Bewegung, Mobilität

a) Kraft

Mit dem Alter nimmt die Muskelkraft der gesamten Muskulatur gleichförmig ab. Wird kein besonderes Training einzelner Muskelpartien vorgenommen, dann kann aus den Werten einiger weniger Messungen auf den Gesamtzustand geschlossen werden. Abb. A 3.37 zeigt als Beispiel die altersbedingte Abnahme der Kraft, die eine Person beim Greifen mit der Hand aufbringen kann. Die Muskelkraft erreicht zwischen 20 und 25 Jahren ihr Maximum (im Diagramm auf 100% normiert).

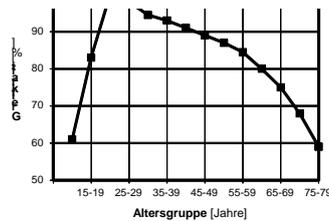


Abb. A 3.37: Greifkraft als Funktion des Alters (Maximum = 100%) [NAY 98]

Da die Haut im Alter trockener ist als in der Jugend, sinkt auch der Reibungskoeffizient zwischen den Fingern und einem zu manipulierenden Gegenstand. Das heißt, daß bei allen kraftschlüssigen Betätigungen (z.B. Heben eines glatten Gegenstandes) entsprechend mehr Kraft aufgewendet werden muß [GUS 96].

In einer Untersuchung in den Niederlanden wurde festgestellt, daß rund 15% der Personen im Alter über 55 Jahre (das sind 600.000 Einwohner) nennenswerte Schwierigkeiten haben, eine Masse von 5 kg über eine Entfernung von 10 m zu transportieren [AKE 98]

b) Gehgeschwindigkeit

Die Gehgeschwindigkeit gesunder Personen nimmt ab einem Alter von 50 Jahren ab (Tabelle A 3.32):

Alter [Jahre]	Gehgeschwindigkeit			
	[m/s]		[km/h]	
	Männer	Frauen	Männer	Frauen
20 - 50	1,42	1,42	5,11	5,11
60 - 79	1,21	1,16	4,36	4,18

Tabelle A 3.32: Abhängigkeit der Gehgeschwindigkeit vom Alter – Gesunde Personen [FOZ 98]

Werden auch Personen mit Mobilitätsbehinderung (sie verwenden Stock oder Krücke) einbezogen, ergibt sich nach einer finnischen Studie folgendes Bild (Tabelle A 3.33) [VIR 98]:

Alter 70 – 80 Jahre	Gehgeschwindigkeit			
	[m/s]		[km/h]	
	min.	max.	min.	max.
gesund	0,84	1,58	3,02	5,69
mit Gehhilfe	0,18	0,68	0,65	2,45

Tabelle A 3.33: Gehgeschwindigkeit alter Personen – Gesunde Personen und Personen, die Gehhilfen verwenden – Laborwerte von 55 Versuchspersonen [VIR 98]

Die Gehgeschwindigkeit einer Person ist proportional der zur ihr Verfügung stehenden Muskelkraft, wobei dem Strecken des Kniegelenkes eine wesentliche Rolle zukommt.

Verglichen mit gleichaltrigen Männern verfügen alte Frauen über wesentlich geringere Muskelkraft: 80-jährige Frauen 66%, 85-jährige Frauen 54% [FOZ 98]. Frauen sind daher im Alter in der Regel anfälliger für Mobilitätsbehinderungen als gleichaltrige Männer.

c) Mobilität

Eng verknüpft mit der erreichbaren Gehgeschwindigkeit sind Probleme, die bei der allgemeinen Mobilität außer Haus auftreten. Aus hier sind ältere Frauen deutlich benachteiligt (Tabelle A 3.34).

Alter [Jahre]	Männer [%]	Frauen [%]
65 - 74	25	23
75 - 84	31	52 (!)

Tabelle A 3.34: Probleme mit Mobilität außer Haus [FOZ 98]

d) Bewältigung von Stufen und Stiegen

Ein ähnliches Bild ergibt sich auch für das Bewältigen von Stiegen (Tabelle A 3.35):

Alter [Jahre]	Männer [%]	Frauen [%]
65 - 74	13,6	17,9
75 - 84	23,3	33,8 (!)

Tabelle A 3.35: Probleme beim Bewältigen von Stiegen [FOZ 98]

In der Altersgruppe 75 bis 80 Jahre scheiterten bei einem Laborversuch nur 9% der Männer aber 22% der Frauen bei der Bewältigung einer Stufe von 20 cm Höhe [FOZ 98].

e) Stürze

Mit zunehmendem Alter nimmt einerseits die Kraft ab, die erforderlich ist, um den Körper im Gleichgewicht zu halten. Andererseits tragen auch die verminderten Funktionen des Gleichgewichtsorgans (Vestibularapparat), der Propriozeption und der visuellen Wahrnehmung zu einem erhöhten Sturzrisiko im Alter bei [TRO 96, FOZ 01]. Ein Drittel aller Personen mit einem Alter von über 65 Jahren erleiden mindestens einen Sturz jährlich. Stürze sind für 80% der Verletzungen und für 90% der Knochenbrüche bei alten Menschen verantwortlich. Stürze stellen die fünft-häufigste Todesursache bei alten Menschen dar [CAM 97, WIL 98c].

	0-14	15-44	45-64	65-74	75+	Summe
Männer	19	178	247	204	698	1.346
Frauen	14	45	206	261	1.969	2.486

Tabelle A 3.36: Stürze als Todesursache in Abhängigkeit vom Alter
Office of Population Censuses and Surveys, Großbritannien, 1986; aus [WIL 98c].

f) Schreibgeschwindigkeit

Die beim Schreiben (Handschrift) erzielbare Geschwindigkeit hängt ebenfalls mit der Kraft und der Beweglichkeit des Schreibers / der Schreiberin zusammen und zeigt mit dem Alter eine deutliche Abnahme. Abb. A 3.38 zeigt die vom Alter abhängigen durchschnittlichen Zeiten für das Schreiben von Ziffern und Wörtern [MOL 02].

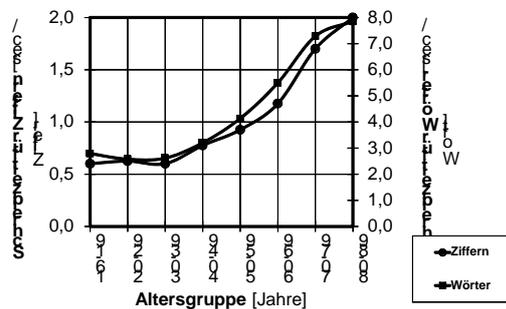


Abb. A 3.38: Zunahme der Zeit für das Schreiben von Wörtern und Ziffern mit dem Alter; Quelle: Spirduso 1995 in [MOL 02].

g) Lenken eines Fahrzeuges

Aus der US-Unfallstatistik kann entnommen werden, daß die Verkehrssicherheit älterer Personen erst ab einem Alter über 80 Jahre signifikant abnimmt (Abb. A 3.39).

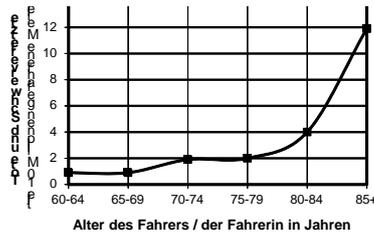


Abb. A 3.39: Verkehrssicherheit alter Autofahrer und Autofahrerinnen
(„Older Drivers – The age factor in traffic safety – DOT, USA – nach [CHA 98b])

3.10.6 Kognitive Faktoren

a) Reaktionszeiten, Umgang mit Technik

Die Zeit, die erforderlich ist, um zum dargebotenen Bild eines Gegenstandes den passenden Namen zu finden wächst zwischen einem Alter von 30 Jahren und 70 Jahren um 200 ms. Die Zeitverluste entstehen dabei aber nicht beim Suchen nach der richtigen Bezeichnung sondern vornehmlich beim Erkennen des Bildes und beim Aussprechen des Namens [FOZ 98].

Reaktionszeiten nehmen im Alter generell zu. Wie stark diese Zunahme ausfällt, kann mitunter stark von der Art des dargebotenen Reizes abhängen. So ist die Zunahme an Reaktionszeit auf ein Tonsignals eines Computers bei älteren Menschen von der Tonhöhe des dargebotenen Reizes abhängig (Abb. A 3.40).

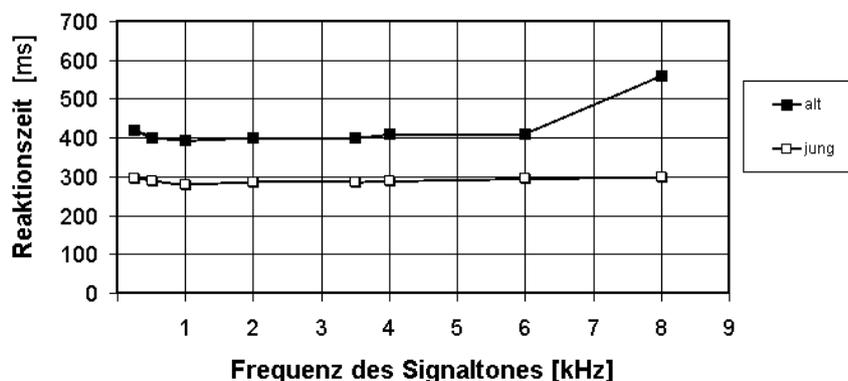


Abb. A 3.40: Mittlere Reaktionszeit junger und alter Computerbenutzer /
Computerbenutzerinnen auf ein akustisches Signal in Abhängigkeit
von dessen Frequenz [CHA 98b]

Eine besonders starke Zunahme von Reaktionszeiten wurde bei Vorgängen beobachtet, bei denen die geforderte Reaktion nicht mit einer Reaktion übereinstimmt, die die Versuchsperson erwartet bzw. aus Erfahrung heraus gewohnt ist. Sollen also ältere Menschen in die Lage versetzt werden, schnell auf einen Reiz zu reagieren, muß festgestellt werden, ob es nicht bereits eine für sie gewohnte Reaktion gibt. Die geforderte Reaktion sollte daher mit der gewohnten Art zu reagieren übereinstimmen. War eine Person beispielsweise vom Autofahren her gewohnt, die Beschleunigung eines Vorganges durch Drücken eines Pedals hervorzurufen, dann sollten andere ähnliche Vorgänge (z.B. Einschalten und Beschleunigen einer Nähmaschine) mit der gleichen Bewegung verbunden werden [FOZ 98].

Eine Untersuchung über den Umgang älterer Menschen mit technischen Geräten bzw. mit den Interfaces von technischen Geräten in Japan hat gezeigt, daß es einerseits Typen von Geräten bzw. Interfaces gibt, die mit zunehmendem Alter immer größere Probleme bereiten (z.B. Videorecorder und Bankomaten), daß es aber auch technische Produkte gibt, die trotz fortgeschrittenem Alter keine oder zumindest kaum Probleme bereiten (z.B. Telefon oder Fernseher) [KUC 99].

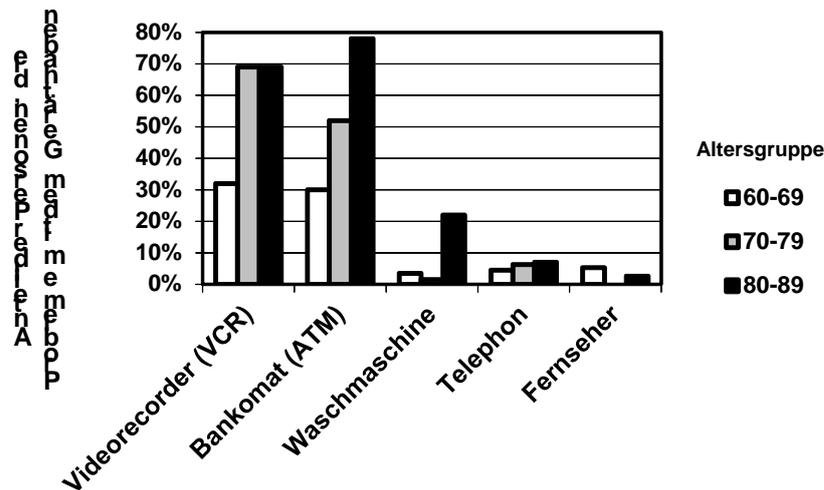


Abb. A 3.41: Probleme älterer Menschen mit technischen Geräten [KUC 99].

In diesem Zusammenhang ist erwähnenswert, daß sich die der älteren Bevölkerung nachgesagte Technikfeindlichkeit nicht generell bestätigen läßt. Für die Akzeptanz technischer Einrichtungen (also auch technischer Hilfen) ist es aber erforderlich, daß die Bedienung einfach verständlich ist und sich in die Erfahrungen der alten Person harmonisch einfügt (also für sie sinnenfällig und stimmig ist).

b) Demenz

Mit Demenz wird eine progrediente (fortschreitende) degenerative Veränderung des Gehirns bezeichnet, die sich in drei Hauptbereichen auswirkt (andere Quellen bilden fünf Gruppen) [RIE 98a, MIH 00]:

- **Kognitive Beeinträchtigungen:** Störung des Gedächtnisses (vornehmlich des Kurzzeitgedächtnisses), Einschränkungen des abstrakten und rationalen Denkens und des Urteilsvermögens, Unfähigkeit bzw. Schwierigkeit sich an konkrete Abläufe zu erinnern (Reihenfolge beim Ankleiden), Probleme beim Sprechen und beim Benennen, Desorientierung in Bezug auf Datum, Zeit, Wohnort (Gefahr des „Wanderns“), räumliche Desorientierung (Unvermögen, einen bestimmten Raum zu finden - WC, Bad etc.).
- Emotionelle, verhaltensmäßige und auf das Persönlichkeitsbild wirkende Beeinträchtigungen: Depression, Angst, Streitsucht, Psychosen, Halluzinationen, Paranoia, Schlafstörungen.
- **Physische Beeinträchtigungen:** Unsicherer Gang, Tendenz zum Fallen, Inkontinenz.

Die am meisten verbreitete Ursache für Altersdemenz ist die Alzheimer-Krankheit. Andere Ursachen und Formen sind unter anderem die Lewy-Körper-Demenz, vaskuläre Hirnerkrankungen, Creutzfeldt-Jakob Krankheit, HIV-Erkrankung und Alkohol-Demenz [PSC 98, TOP 01a].

Der typische Verlauf geschieht in mehreren Stufen [KAU 02, WHI 02]:

- Beginn der Erkrankung, keine Symptome.
- Vergeßlichkeit, Verirren, Verlegen von Gegenständen, Wortfindungsprobleme.
- Mehrstufige Aufgaben können nicht mehr ohne fremde Hilfe bewältigt werden.
- Störungen in der Wahrnehmung der Umwelt, Sprachverlust, motorische Verluste.

Die Zunahme von Demenz mit dem Alter ist signifikant. Aus Österreich werden 185.000 Erkrankungen berichtet. Bis zum Jahr 2020 wird mit einem Anstieg um 44% (in Deutschland sogar um 47%) gerechnet. Für Europa rechnet man im Zeitraum 2000 bis 2050 mit einer Verdopplung der Demenz-Fälle [HAG 01]. Nach einer finnischen Statistik sind nur 3% der 75-Jährigen aber bereits 23 bis 30% der 85-Jährigen davon betroffen [TOP 98, MIH 00]. Den Anstieg der Alzheimer Erkrankungen in den USA⁸¹ und die Prognose für 2050 zeigt Abb. A 3.42. Weltweit rechnet man derzeit mit 18 Mio. Alzheimer Patienten und Patientinnen und einem Anstieg auf 80 Mio. bis zum Jahr 2050 [MIH 02, KAU 02, KAU 03].

⁸¹ Für die USA werden die Gesamtkosten für Wirtschaft und Staat für die an Alzheimer erkrankten Menschen auf jährlich mindestens 100 Milliarden Dollar geschätzt (2002) [KAU 03].

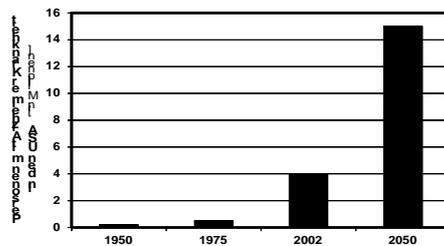


Abb. A 3.42: Anstieg der Erkrankungen an Alzheimer in den USA [KAU 02].

Neben einer durch organische Veränderungen ausgelösten Demenz wird oft auch die sogenannte „Pseudodemenz“ beobachtet, von der z.B. Personen betroffen werden können, die in fortgeschrittenem Alter durch einen Krankenhausaufenthalt aus ihrer gewohnten Umgebung herausgerissen werden (Hospitalisierungs-Demenz).

4. BEHINDERUNG AUS DEMOGRAPHISCHER SICHT

4.1 Bevölkerungs- und Altersstruktur

Nach Prognosen der UN wird sich weltweit die Zahl der Menschen, die älter als 60 Jahre sind, von heute 580 Millionen auf 2.000 Millionen im Jahr 2050 erhöhen (bei einem allgemeinen weltweiten Bevölkerungswachstum von 6 Mrd. auf 9,4 Mrd.). In den Entwicklungsländern wird bis zum Jahr 2050 ein Ansteigen der Zahl der alten Menschen von 171 Mio. auf 1.500 Mio. erwartet, was dem neunfachen Wert von heute entspricht. Der prozentuelle Anteil der "ältesten Alten" (80+) wird dabei von 1,1% (1950) und 3% (1995) auf 8% im Jahr 2050 anwachsen.

Auch die westlichen Industrienationen befinden sich in einem kompletten Umbruch ihrer Bevölkerungsstruktur. Das Verhältnis zwischen jungen und alten Bürgern und Bürgerinnen eines Staates beginnt sich umzukehren. Die sogenannte Bevölkerungspyramide wird sich in den nächsten Jahren umkehren und schließlich auf dem Kopf stehen [IMH 98]. Die typischen Bevölkerungspyramiden westlicher Industrienationen (Deutschland) für die Jahre 1910 und 1961 sowie die Prognose für 2030 können den Abb. A 4.1 und Abb. A 4.2 entnommen werden [PSC 98].

Der Anteil von Personen über 65 Jahre entwickelte sich in Europa in den letzten 100 Jahren wie in Abb. A 4.3 dargestellt. Um 1999 war von 20 Einwohnern nur eine Person älter als 65 Jahre. Im Jahr 2000 wird bereits eine Person aus fünf dieses Alter überschreiten [PLO 98]. Für die Zahl der Personen innerhalb der Altersgruppe 80+ wird für Europa im Zeitraum 1960 bis 2020 eine Verdreifachung angenommen [MAR 98].

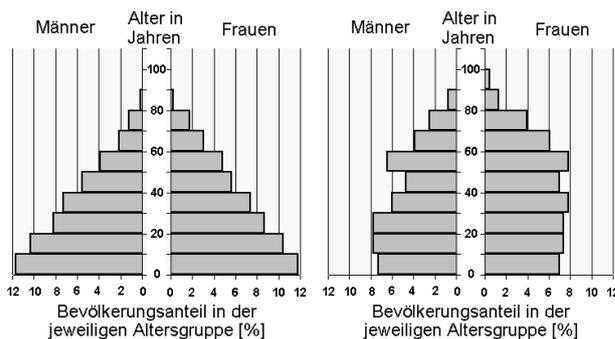


Abb. A 4.1: Bevölkerungspyramiden für 1910 (links) und

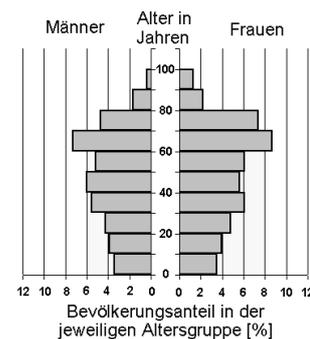


Abb. A 4.2: Für 2030 prognostizierte Be-

1961 (rechts) für Deutschland [PSC 98]

völkerungspyramide für Deutschland

Ein wichtiger Faktor für die soziale Absicherung der alten Bevölkerung ist auch das Verhältnis zwischen aktiver Bevölkerung (berufstätig oder in erwerbsfähigem Alter) und jenem Teil, der in Pension (im Ruhestand) ist. Die Werte einiger Länder (Mitteilung des europäischen Statistik Instituts EUROSTAT) für die 1990er Jahre können der Abb. A 4.4 entnommen werden.

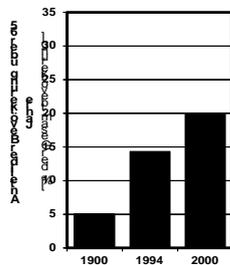


Abb. A 4.3: Prozentuelle Zunahme der alten Bevölkerung (65+) in Europa [PLO 98].

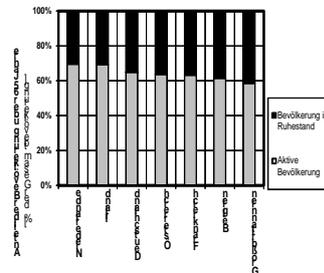


Abb. A 4.4: Verhältnis zwischen aktiver Bevölkerung und Bevölkerung im Ruhestand in ausgewählten europäischen Ländern (Quelle: Eurostat).

Japan ist das Land mit der weltweit höchsten Lebenserwartung. Die Zunahme der alten Bevölkerung ist in Japan daher besonders groß (Abb. A 4.5). In gleichem Maße wird in Japan auch die Zahl jener Personen steigen, die Bedarf an Pflege und persönlicher Betreuung haben (Abb. A 4.6).

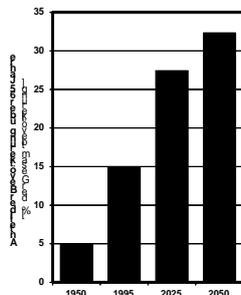


Abb. A 4.5: Prozentuelle Zunahme der alten Bevölkerung (65+) in Japan; nach [YAM 98].

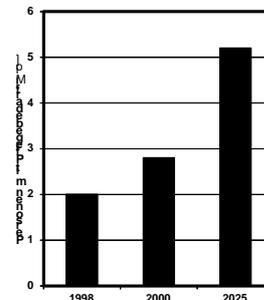


Abb. A 4.6: Personen mit Pflegebedarf in Japan; nach [YAM 98].

Für Österreich wurden vom Österreichischen Statistischen Zentralamt die Entwicklung der Gesamtbevölkerung sowie auch die Verteilung auf die einzelnen Altersgruppen hochgerechnet. Abb. A 4.7 zeigt vor der im Hintergrund dargestellten Entwicklung der Gesamtbevölkerung (in Millionen Einwohner) den prozentuellen Anteil der Kinder unter 15 Jahren sowie den Anteil der Personen, die das 60. Lebensjahr erreicht oder überschritten haben.

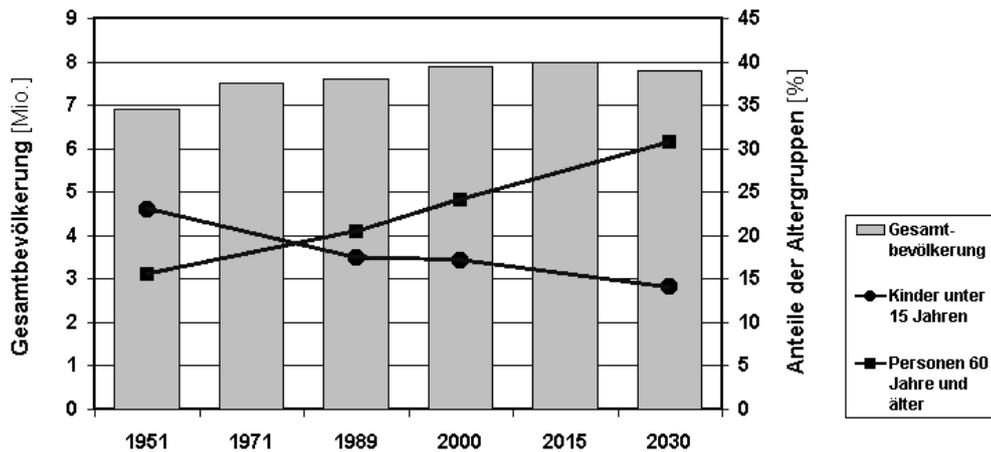


Abb. A 4.7 Österreichische Bevölkerungsstruktur: Altersverteilung.

- Das Verhältnis jung zu alt wird sich in Österreich im Zeitraum 1989 bis 2030 voraussichtlich um den Faktor 1,9 ändern.

Ein wichtige Einflußgröße in diesem Zusammenhang ist der sogenannte Baby-Boom, mit dem die geburtenstarken Jahrgänge nach Ende des zweiten Weltkrieges bezeichnet werden. Diese Jahrgänge erreichen ab 2006 das Alter von 60 Jahren.

Da es finanziell nicht machbar sein wird, innerhalb der nächsten 50 Jahre doppelt so viele Menschen zur Pflege alter und behinderter Personen zu rekrutieren und zu finanzieren⁸², bleiben offenbar nur zwei Möglichkeiten:

- Die gesamte pro Person aufgewendete Pflegeleistung wird bis zum Jahr 2030 auf die Hälfte des Niveaus von 1989 zurückgenommen – was in keiner Weise erstrebenswert ist,

oder

- es werden Mittel und Wege gefunden, die Pflege (bei gleichbleibender Qualität) doppelt so effektiv zu gestalten.

Von der Wirtschaftsuniversität in Wien wurde 1995 eine Studie über die zu erwartende Entwicklung der Pflegekosten bis 2030 erstellt. Das "kostenmaximale Modell" (Weiterentwicklung ohne Setzen von Gegenmaßnahmen) ergibt eine Steigerung von derzeit 24,9 bis 29,3 Mrd. ÖS auf 54,8 Mrd. ÖS. Diesem Modell liegt ein Anwachsen der pflegebedürftigen Bevölkerung Österreich von derzeit 493.000 auf 959.000 Personen zugrunde (Steigerung um fast 95%).

Beim "kostenminimalen Modell", das davon ausgeht, daß geeignete Gegenmaßnahmen gesetzt werden, gelangt die Studie für das Jahr 2030 auf 645.100 pflegebedürftige Personen (eine Steigerung um 31%). Die zu erwartenden Kosten bei diesem Modell liegen bei 30,2 Mrd. ÖS (Steigerung 3 bis 21%).

Neben politischen und organisatorischen Maßnahmen ist hier vor allem die Technik gefragt und herausgefordert. Besonders die skandinavischen Länder und Japan haben Programme entwickelt, um sich dieser Herausforderung zu stellen [HAR 93].

Die Zahl der in Japan in der Heimhilfe (home helpers) tätigen Personen wird für 1989 mit 30.000 angegeben. Im Jahr 1995 war diese Zahl bereits auf 90.000 angewachsen – eine Verdreifachung in nur sechs Jahren. Trotz dieser Steigerung erreichte Japan damit nur eine Quote von einer Heimhilfe pro 200 ältere Menschen. Zum gleichen Zeitpunkt betrug diese Quote in Finnland bereits 52 [YOK 98].

Zur Verbesserung der Situation plant das japanische Ministerium für Gesundheit und Wohlfahrt im "New Golden Plan" die Errichtung von 10.000 Zentren zur Unterstützung von Heimhilfe, in denen auch Zentren für technische Hilfen beinhaltet sind. Bis Ende 1998 waren bereits fast 8.000 dieser Zentren realisiert worden [YAM 98]. Der japanische Gesichtspunkt spiegelt sich in Zitaten wie dem folgenden wider:

⁸² Diese Diskrepanz wird in der Literatur häufig mit dem Begriff "care crisis" bezeichnet.

A decrease in young working power and an increasing demand for better quality of life in service delivery makes Assistive Technology indispensable. [YAM 98]

4.2 Zählmethoden und Problematik statistische Angaben

Für die meisten Länder existieren demographische Statistiken über die gesundheitliche und sozial Situation der Bevölkerung. Darin sind üblicherweise auch Angaben zum Thema Behinderung enthalten. Die Motivation, die der Erstellung dieser Statistiken zugrunde liegt und somit ihre Basis und ihr Aufbau ist jedoch in den einzelnen Ländern völlig unterschiedlich.

Die Problematik bei der Erstellung und Bewertung von Statistiken sei an einigen praktischen Beispielen verdeutlicht:

- Die klare Trennung zwischen Krankheit, Schädigung, Fähigkeitsstörung und Beeinträchtigung, so wie sie von der ICD und der ICIDH vorgesehen ist, wird von den meisten Statistiken nicht angewendet.

Im österreichische Mikrozensus befindet sich die Kategorie „volle Blindheit an beiden Augen“ (laut ICIDH eine *Schädigung*) in der gleichen Ebene wie „grüner Star“ (der aber eine Augen*krankheit* ist). Beides befindet unter dem Titel „Sehbeeinträchtigungen“. Laut ICIDH können aber unter einer (sozialen) Beeinträchtigung (B-Code) unmöglich Krankheiten oder Schädigungen gelistet werden.

Eine ähnliche Vermischung von Begriffen findet sich im österreichischen Mikrozensus auch unter „Hörbeeinträchtigungen“. Die Kategorien „Taubheit an beiden Ohren“ (eindeutig ein S-Code nach ICIDH) und „Probleme einem Gespräch zu folgen“ (nach ICIDH ein F-Code) stehen parallel zueinander angeführt.

- Durch derartige Vermischungen entstehen Zuordnungsprobleme. Grüner Star kann durchaus eine Erblindungsursache darstellen. Wo werden aber dann Personen, die durch grünen Star erblindet sind gezählt - unter der Krankheit „grüner Star“ oder unter der Schädigung „Blindheit an beiden Augen“?
- Verschiedene Statistiken verwenden unterschiedliche Gradmesser. Was in einem Land (möglicherweise aufgrund der bestehenden Sozialgesetzgebung, durch die Versicherungs- und Pflegeansprüche geregelt werden) als „Taubheit an beiden Ohren“ gezählt wird, kann in einem anderen Land durchaus noch unter „hochgradige Schwerhörigkeit“ fallen. Nur selten geben Statistiken auch die zugrundegelegten Gradmesser (also hier z.B. Hörverlust auf dem besseren Ohr in dB HV) zuverlässig wieder.

Ein besonders krasses Beispiel liefert die vom Disability Statistics Center der University of California San Francisco (DSC/UCSF) herausgegebene Zählung von Sehschädigungen in den USA [PLA 92] verglichen mit anderen USA Statistiken [Nch 98, Nch 98a] und den von Europa und Österreich bekannten Werten. Die Zahl der registrierten Sehschädigungen in den USA beläuft sich nach [PLA 92] auf 1.294.000 und in Österreich 532.000. Bezieht man diese Angaben auf die der jeweiligen statistischen Erfassung zugrunde gelegte Gesamtbevölkerung (USA: 237 Mio. und Österreich 7,1 Mio.) betragen die prozentuellen Anteile 0,55% für USA bzw. 7,55%, also fast das 14-fache. Nun ist aber in keiner Weise anzunehmen, daß Augenerkrankungen in den USA im gleichen Maß weniger auftreten als in Österreich. Demnach ist offensichtlich, daß in diesen beiden Ländern das Maß der Minderung der Sehleistung, ab dem eine Person als „sehgeschädigt“ in die Statistik aufgenommen wird, große Unterschiede aufweist.

Die Zahl der Fälle von Arthritis in den USA, die zu einer Einschränkung der persönlichen Aktivitäten führen, werden für 1992 von DSC/UCSF [PLA 92] mit 673.000 angegeben. Die "Vital and Health Statistics" der US Regierung [Nch 98] weist für 1995 die Zahl 32.422.000 auf, also den 48-fachen Wert.

Aufgrund ähnlicher Diskrepanzen beim Vergleich von Statistiken über sehbehinderte Schulkinder schreibt Packer/Kirchner: "Unsere Erwartungen, daß alle Prozentsätze 100% oder geringfügig weniger sein würden, daß sich also die OSEP⁸³-Daten mit den unsrigen decken würden, haben sich nicht erfüllt. Die Abweichungen lagen zwischen 9% und 426% (...). [nach einigen Versuchen die Abweichungen zu erklären, kommen die Autoren zum Schluß] Es ist eher wahrscheinlich, daß die OSEP-Zahlen schlichtweg fehlerhaft sind ...[PAC 85a].

Aus diesen Beispielen ist zu erkennen, wie schwierig es ist, aus den bestehenden Statistiken irgendwelche zuverlässige Prognosen hinsichtlich der Marktgröße eines Hilfsmittels zu erstellen und daß zusätzlich andere Wege gesucht werden müssen, um zu verlässlichen Marketing-Aussagen zu gelangen.

- Die meisten Statistiken kennen die Kategorien „Sehen“, „Hören“ und „Bewegen/Mobilität“. Sprach-/und Sprechbehinderungen werden manchmal getrennt oder wie z.B. in Österreich unter den „chronischen Krankheiten“ gezählt.
- Nicht alle Statistiken weisen intellektuelle Schädigungen (wie Lernbehinderungen, Demenz, oder psychische Behinderungen) aus.

⁸³ OSEP = Office of Special Education Programs

- Werden chronische Krankheiten getrennt bewertet, dann beinhaltet die Zählung dort auch eine große Zahl von Personen, die z.B. durch Rheuma, Gicht oder Kreislauferkrankungen in ihrer Bewegung/Mobilität schwer beeinträchtigt sind. Unter „Bewegungsbeeinträchtigung“ wurde aber nur das Fehlen von Gliedmaßen oder Lähmung ausgewertet.
- Auch gehen einzelne Statistiken mit der Zählung von Mehrfachbehinderungen vollkommen unterschiedlich um:
- Zählung jeder einzelnen Behinderung ergibt, daß die statistisch erfaßten Zahlen weit über die Zahl der behinderten Personen hinausgeht (Doppelzählungen)
- Zählung nur der schwersten Behinderung (Behinderung mit den weitreichendsten Auswirkungen) gibt zwar die Zahl der behinderten Personen zuverlässig wieder, verschiebt aber die Zählung der einzelnen Behinderungen zugunsten schwerer Behinderungen.
- Angaben zu Behinderungen sind sensible Daten und werden daher aus Gründen des Datenschutzes nicht allgemein zugänglich gemacht [Nsf 99].
- Die meisten statistischen Erhebungen beruhen auf Selbsteinschätzung der befragten Personen was zu rein subjektiven Aussagen führt, die sich schlecht miteinander vergleichen lassen [Nsf 99].

• *Wegen der vollkommen unterschiedlichen Sichtweise, Klassifikation und Zählweise muß beim Auswerten und besonders beim Vergleichen von Statistiken zum Thema Behinderung mit äußerster Vorsicht vorgegangen werden.*

Diese Unsicherheit statistischer Angaben ist allgemein bekannt. Dazu zwei Zitate aus der Literatur:

• *Wie groß die Zahl der Sehbehinderten in der Schweiz ist, kann niemand sagen. Den typischen Sehbehinderten gibt es nicht. Eine Sehbehinderung kann die visuelle Wahrnehmung auf vielfältige Art und unterschiedlich stark beeinflussen. Pro Jahr werden in der Schweiz ca. 30 sehbehinderte Kinder geboren, davon ist über die Hälfte mehrfachbehindert. Die Schulstatistiken lassen keine genauen Aussagen zu, erfassen sie doch nur die blinden Kinder in ihrer Gesamtheit, sodaß die Dunkelziffer der Sehschwachen sehr hoch ist. Das Verhältnis von blinden zu sehschwachen Schülern beträgt ca. 1:30.
aus Lipp: "Das Büro von Morgen"*

Die Unsicherheit statistischer Angaben zum Thema Behinderung ist auch in Brüssel bekannt:

• *Der Anteil der Behinderten in der Bevölkerung wird allgemein unterschätzt. In diesem Sektor sind zwar gesicherte Statistiken nur schwer aufzustellen, doch besagen die Schätzungen derer, die in diesem Gebiet arbeiten, daß etwa 10% der Gesamtbevölkerung von einer Behinderung betroffen sind. Dies schließt alle Altersgruppen und alle Kategorien von Behinderungen ein, nicht jedoch geringfügige Behinderungen. Es ist nicht auszuschließen, daß bei einer strengen Betrachtungsweise diese Zahl weit unterschätzt ist. Durch bessere medizinische Versorgung, die ein Überleben auch bei schweren Erkrankungen ermöglicht, und durch den steigenden Anteil älterer Menschen ist eine steigende Tendenz zu beobachten. Dies wird mindestens für die nächsten zwei Jahrzehnte so erwartet. H. Hünke, EG Brüssel, 1986*

4.3 Österreich

Die hier angeführten Zahlen stammen aus dem Mikrozensus Dezember 1995, "Körperlich beeinträchtigte Personen", Österreichisches Statistisches Zentralamt [ÖSZ 97]. Der Mikrozensus ist eine Stichprobenerhebung, die etwa 1% (etwa 30.000) der österreichischen Haushalte und deren Bewohner umfaßt. Nicht berücksichtigt sind daher alle in Anstalten (vom Studentenwohnheim bis zum Pflegeheim) wohnenden Personen. Rund 10 % der im Juni 1995 befragten Personen lehnten die Beantwortung ab. Daher liegen Ergebnisse für (hochgerechnet) 7,118.900 Personen vor.

Das Fragenprogramm unterschied zwischen vier Gruppen von körperlich beeinträchtigten Personen:

- Personen mit beeinträchtigtem Sehvermögen.

- Personen mit beeinträchtigtem Hörvermögen.
- Personen mit beeinträchtigtem Bewegungsvermögen.
- Durch chronische Krankheit beeinträchtigte Personen.

Im Gegensatz zu anderen Statistiken werden Sprech- und Sprachbeeinträchtigungen nicht als eigene Kategorie geführt sondern fallen unter die chronischen Krankheiten. Da die Zahlen weit unter dem US und EU Durchschnitt liegen, muß vermutet werden, daß hier die Dunkelziffer beträchtlich ist.

Da die Zielsetzung dieses Mikrozensus-Sonderprogrammes die Erhebung von „körperlichen Beeinträchtigungen“ war, wurden *intellektuelle* Schädigungen nicht erfaßt.

Österreich Bevölkerung 1995	Personen ¹⁾	% ²⁾	Schädigungen ³⁾	% ⁴⁾
Gesamtbevölkerung	7.119	100,0		
ohne Behinderung oder chron. Krankheit	4.994	70,1		
von Behinderung betroffen / Behinderungen	1.355	19,0	1.595	100,0
Sehschädigung	407	5,7	532	33,4
Hörschädigung	456	6,4	506	31,7
Sprach-/Sprechschädigung	15	0,2	15	1,0
Motorische Schädigung	476	6,7	541	33,9
von chronischer Krankheit betroffen	1.663	23,4	2.556	
davon sind sowohl von Behinderung als auch von chronischen Krankheiten betroffen (Überlappung)	877	12,3		

Tabelle A 4.1: Körperliche Beeinträchtigung in Österreich, 1995.

- 1) Anzahl der (behinderten) Personen in 1.000; Bei Mehrfachbehinderung innerhalb einer Schädigungskategorie erfolgt die Zählung nur einfach, sonst jedoch mehrfach.
- 2) Prozentueller Anteil der unter 1) angeführten Personen an der Gesamtbevölkerung
- 3) Gesamtanzahl der registrierten Schädigungen / chronischen Erkrankungen in 1.000; Zählung jeder einzelnen kategorisierten Schädigung, daher Summe der Schädigungen größer als Zahl der behinderten / chronisch kranken Personen.
- 4) Prozentueller Anteil der jeweiligen Schädigung an der Gesamtzahl der Schädigungen

4.3.1 Beeinträchtigtes Sehvermögen

3,1 Millionen Österreicher (also über 43% der Bevölkerung) haben ein beeinträchtigtes Sehvermögen. Allerdings gaben 87% davon (2,7 Millionen) an, daß sie ihre Sehschwäche durch Brillen, Kontaktlinsen oder durch Operation beheben konnten. 407.000 Personen (163.000 Männer und 244.000 Frauen) können ihre Sehbeeinträchtigung durch Sehbehelfe nicht korrigieren und sind daher als sehgeschädigt einzustufen.

Die häufigsten Arten der nicht behobenen Sehbeeinträchtigung wurden wie folgt erhoben:

Sehbeeinträchtigung bzw. Ursache dafür	Personen absolut	% der Bevölkerung
Grauer Star	115.500	1,6
Kurzsichtigkeit	100.400	1,4
Alterssichtigkeit	95.800	1,4
Weitsichtigkeit	87.000	1,2
Grüner Star	35.000	0,5
Volle Blindheit an einem Auge	30.600	0,4
Farbenblindheit	9.800	0,1
Praktische Blindheit	7.800	0,1
Volle Blindheit an beiden Augen	4.600	0,1

Tabelle A 4.2: Beeinträchtigtes Sehvermögen in Österreich, 1995.

Andere Quellen schätzen die Zahl der in Österreich lebenden blinden Personen mit 30.000 mehr als doppelt so hoch ein, wie in den offiziellen Statistiken, wo von 12.400 praktisch blinden und vollblinden Personen die Rede ist (Pressemeldung des Makula-Fonds, 1995)

4.3.2 Beeinträchtigtetes Hörvermögen

Nahezu 6 % der Bevölkerung (456.000 Personen, 233.000 Männer, 223.000 Frauen) leiden zumindest unter einer Hörbeeinträchtigung. Von Hörbeeinträchtigung sind vor allem ältere Personen betroffen (z.B. 3,5% in der Altersgruppe bis 29 Jahre, aber 47.1% der Personen, die 70 Jahre und älter sind).

Anders als bei den Erhebungen zur Sehbeeinträchtigung durch Brillen oder Kontaktlinsen fehlen bis jetzt in den Publikationen hier die Angaben über die Verwendung von Hörgeräten und Cochlearimplantaten und inwieweit die Hörbeeinträchtigung auf diese Weise behoben werden konnte, obwohl auch diese Daten im Fragebogen erhoben wurden.

Die häufigsten Arten der Hörbeeinträchtigung wurden wie folgt erhoben:

Hörbeeinträchtigung bzw. Auswirkungen	Personen absolut	% der Bevölkerung
Schwerhörigkeit an beiden Ohren	177.700	2,5
Schwerhörigkeit an einem Ohr	137.200	1,9
Probleme, einem Gespräch zu folgen	96.300	1,4
Hörgeräusche (Tinnitus)	43.500	0,6
Taubheit an einem Ohr	41.800	0,6
Taubheit an beiden Ohren	9.100	0,1

Tabelle A 4.3: Beeinträchtigtetes Hörvermögen in Österreich, 1995.

Nach einer anderen Quelle wird die Zahl der vollkommen gehörlosen Menschen in Österreich mit 8.000 Personen angegeben. Rechnet man jene 10.000 bis 15.000 hochgradig hörbehinderten Menschen hinzu, die aus einer verstärkenden Hörhilfe für Kommunikationszwecke keinen Nutzen ziehen können, dann liegt die Zahl der „funktionell“ gehörlosen Menschen zwischen 18.000 und 23.000 (Helene Jarmer, Bizeps, 1998).

4.3.3 Beeinträchtigtetes Bewegungsvermögen

476.000 Personen (7% der Bevölkerung, 299.000 Männer, 247.000 Frauen) sind nach eigenen Angaben in irgendeiner Form in ihrem Bewegungsvermögen eingeschränkt.

1976 gaben (hochgerechnet) rund 9.000 Personen in Privathaushalten an, über einen Rollstuhl zu verfügen. 1986 waren dies bereits 17.000, die Zahlen aus der Erhebung 1995 liegen derzeit noch nicht vor.

Die häufigsten Arten bzw. Ursachen von Bewegungsbeeinträchtigung wurden wie folgt erhoben:

Bewegungsbeeinträchtigung bzw. Ursache	Personen absolut	% der Bevölkerung
Ein Bein fehlt	15.200	0,2
Beide Beine fehlen	14.100	0,2
Halbseitige Lähmung	14.000	0,2
Ein Fuß fehlt	10.600	0,1
Beide Füße fehlen	8.200	0,1
Ein Arm fehlt	6.900	0,1
Querschnittlähmung	4.100	0,1

leichte Bewegungsbeeinträchtigung	49.700	0,7
mittlere Bewegungsbeeinträchtigung	226.600	3,2
schwere Bewegungsbeeinträchtigung	199.600	2,8

Tabelle A 4.4: Bewegungsbeeinträchtigungen in Österreich, 1995.

4.3.4 Beeinträchtigung durch chronische Krankheit

Die größte Gruppe körperlich beeinträchtigter Personen sind die unter chronischen Krankheiten leidenden: 1,663.000 (23 % der Bevölkerung). Hier liegt ein signifikanter Unterschied zwischen der männlichen und weiblichen Bevölkerung vor: 727.000 Männer (21%), 936.000 Frauen (26%).

Die häufigsten chronischen Erkrankungen wurden wie folgt erhoben:

Chronische Krankheiten	Personen absolut	% der Bevölkerung
Wirbelsäulenschäden	563.300	7,9
Hoher Blutdruck (Hypertonie)	324.200	4,6
Rheuma, Gicht, Ischias	290.700	4,1
Allergie	238.300	3,4
Durchblutungsstörungen	221.400	3,1
Herzkrankheiten	182.900	2,6
Niederer Blutdruck (Hypotonie)	140.200	2,0
Asthma	139.500	2,0
Zuckerkrankheit (Diabetes)	117.100	1,6
Schlaganfall	53.800	0,8
Hautkrankheit	48.100	0,7
Sprechstörungen	15.400	0,2

Tabelle A 4.5: Chronische Krankheiten in Österreich, 1995.

Beeinträchtigungen des Sprechens und der Sprache wurden im Mikrozensus nicht detailliert erfaßt. Es wird geschätzt, daß etwa 10% der Kinder in Österreich dyslexische Symptome zeigen. Die Hälfte davon zeigt nennenswerte Störungen [ADL 96].

4.3.5 Verteilung nach Altersgruppen

Körperliche Beeinträchtigungen nehmen mit fortschreitendem Alter zu. Die Gegenüberstellung der Erhebungen 1976, 1986 und 1995 zeigt, gegliedert nach Altersgruppen folgende Entwicklung:

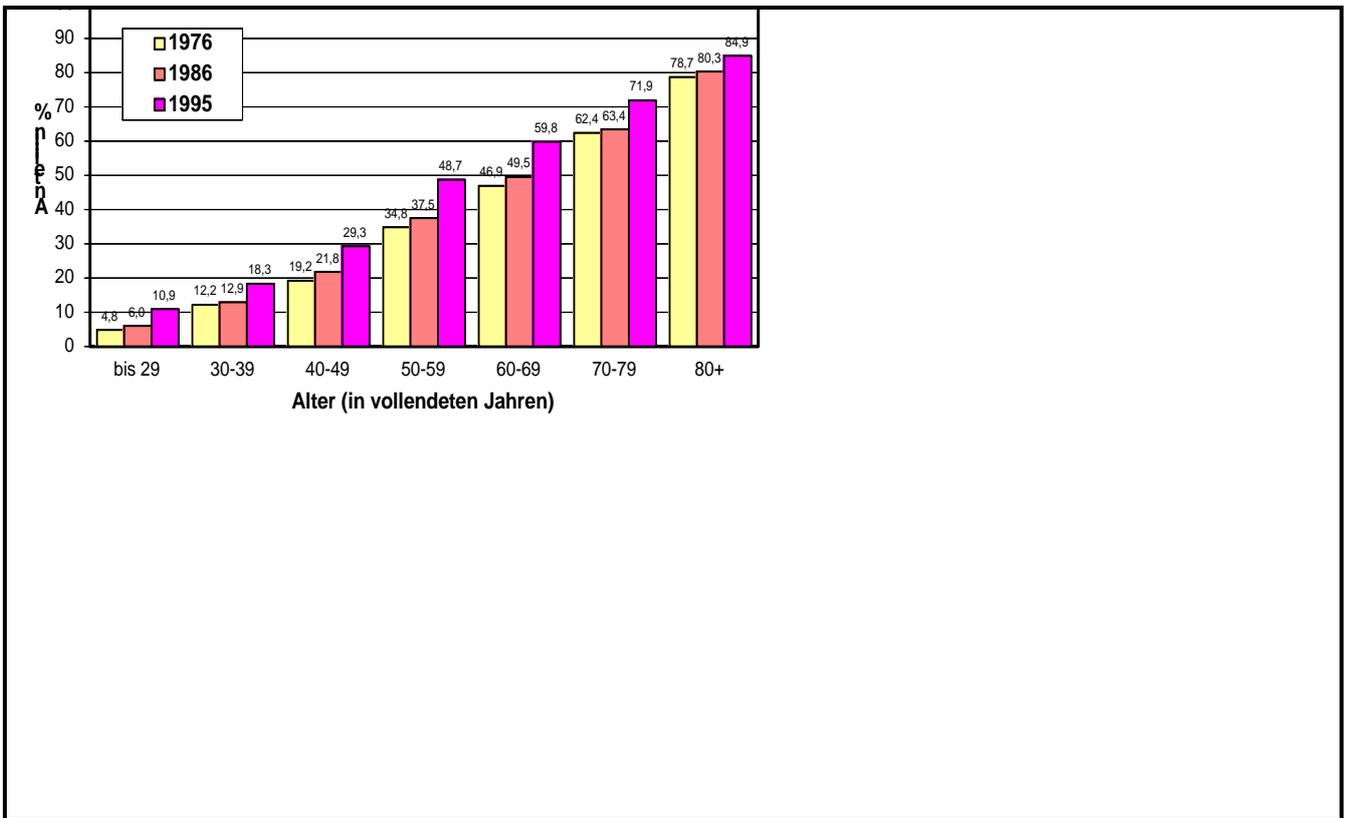


Abb. A 4.8: Österreich – Körperlich beeinträchtigte Personen nach dem Alter.

Die Experten des Österreichischen Statistischen Zentralamtes führen jedoch die zwischen 1986 und 1995 registrierten signifikanten Anstiege nicht unbedingt nur auf eine drastische Verschlechterung des Gesundheitszustandes der österreichischen Bevölkerung zurück. Die Zunahme um 7,2 Prozentpunkte gegenüber 1986 wird auch mit einem größeren Gesundheitsbewußtsein und mit einer höheren Aufmerksamkeit für Symptome in Zusammenhang gebracht

Nachfolgendes Diagramm zeigt die Verteilung der erhobenen körperlichen Beeinträchtigungen auf die Altersgruppen sowie auf Männer und Frauen. Bemerkenswert an dieser Auswertung ist die Trendumkehr zwischen Männern und Frauen. Während in den Altersgruppen bis 69 Jahre die männliche Bevölkerung prozentuell höher von körperlichen Beeinträchtigungen betroffen ist, steigt der Prozentsatz der Frauen in höherem Alter stärker an.

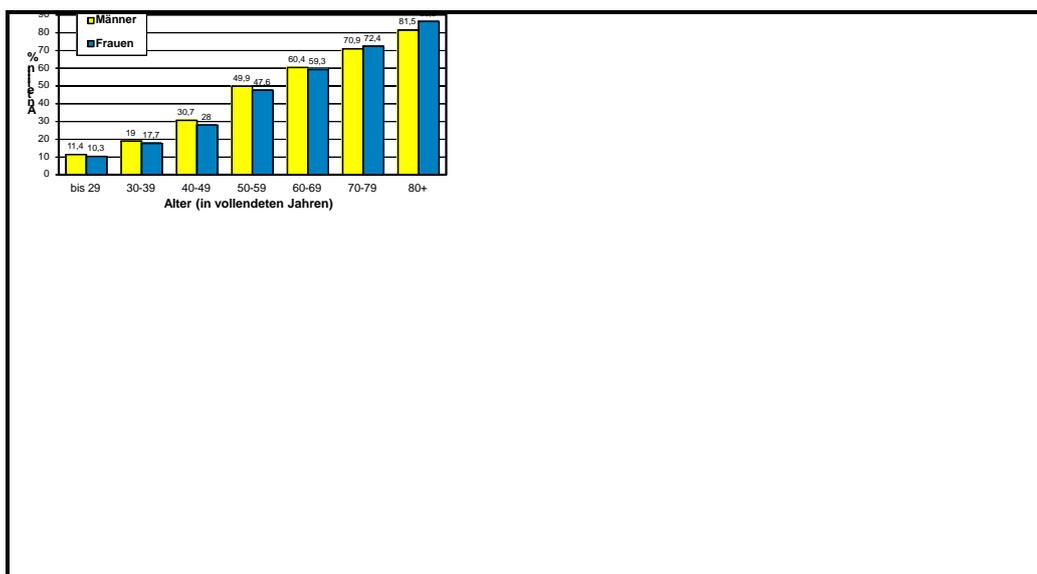


Abb. A 4.9: Österreich – Körperlich beeinträchtigte Personen, Männer und Frauen nach dem Alter.

4.3.6 Verteilung nach Bundesländern

Die Verteilung auf die einzelnen Bundesländer läßt ein deutliches Ost-West Gefälle erkennen. Bei der Erhebung 1986 lag Wien mit Abstand auf Platz eins, gefolgt von Niederösterreich. Die Erhebung 1995 verzeichnet einen starken Anstieg in Oberösterreich und im Burgenland.

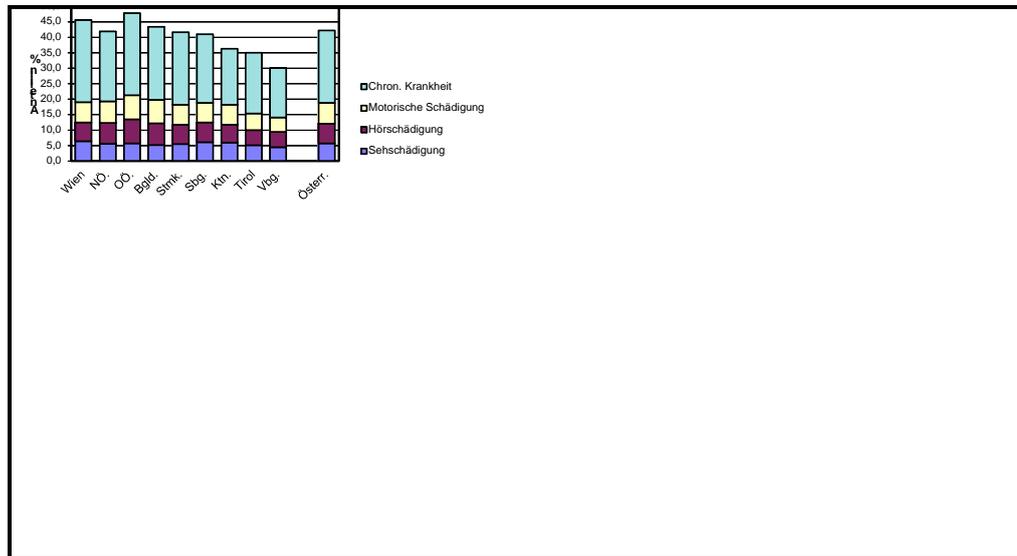


Abb. A 4.10: Österreich – Körperlich beeinträchtigte Personen nach Beeinträchtigung und Bundesland.

4.4 Europa

4.4.1 Eurostat-Zählung

Die Angaben zu behinderten Personen in Europa sind dem Handbuch „Eurostat“ entnommen. Es wurde dort zwar versucht, die Zählungsergebnisse der einzelnen Mitgliedsländer vergleichbar gegenüberzustellen, jedoch zeigen die starken Unterschiede, daß die zugrundeliegenden Maßstäbe immer noch sehr verschieden sind.

Die Auswirkung von chronischen Krankheiten wird in dieser EU Statistik nicht erfaßt. Die Angaben zu Sprech- und Sprachbehinderung sind aus [SAN 97] hochgerechnet und ergänzt worden.

EU-12 ^{*)} Bevölkerung 1992/1995	Personen ¹⁾	% ²⁾	% ³⁾
Gesamtbevölkerung	347.276	100,0	
ohne Behinderung	282.285	81,3	
von Behinderung betroffen	64.991	18,7	100,0
SehSchädigung	8.665	2,5	13,3
Hörschädigung	9.955	2,9	15,3
Sprach-/SprechsSchädigung	10.715	3,1	16,5
Intellektuelle Schädigung	8.460	2,4	13,0
Motorische Schädigung	27.195	7,8	41,8

Tabelle A 4.6: Behinderte Personen in Europa.

*) EU-12 bezeichnet die 12 Länder der Europäischen Union vor deren Erweiterung (Belgien, Dänemark, Deutschland, Griechenland, Spanien, Frankreich, Irland, Italien, Luxemburg, Niederlande, Portugal und Großbritannien)

1) Anzahl der (behinderten) Personen in 1.000; Bei Mehrfachbehinderung erfolgte zumindest teilweise Doppelzählung

2) Prozentueller Anteil der unter 1) angeführten Personen an der Gesamtbevölkerung

3) Prozentueller Anteil der jeweiligen Schädigung an der Gesamtzahl der Schädigungen

4.4.2 Weitere Angaben für Europa

Neben EUROSTAT gibt es noch eine Reihe von anderen Einzelquellen, denen statistischen Information über behinderte Menschen in Europa entnommen werden kann. Die nachfolgende Tabelle A 4.7 zeigt eine nach Häufigkeit des Auftretens einer Schädigung oder Fähigkeitsstörung sortierte Zusammenstellung samt Angabe der jeweiligen Quelle der Daten.

Schädigung / Fähigkeitsstörung	Absolut [Mio., gerundet]	Anteil [% , gerundet]	Quelle
schwerhörig	80,0	10,00	[GIL 94, ROE 95]
benötigen Gehhilfe	45,0	5,63	[GIL 94, ROE 95, COL 98]
intellektuell behindert	30,0	3,75	[GIL 94, ROE 95, GIL 98b]
dyslexisch	25,0	3,13	[GIL 94, ROE 95]
eingeschränkte Kraft	22,5	2,80	[GIL 94, ROE95, GIL 98b]
sehbehindert	11,5	1,44	[GIL 94, ROE 95, GIL 98b]
eingeschränkte Koordination	11,5	1,45	[GIL 94, ROE 95, GIL 98b]
hochgradig dyslexisch	8,0	1,00	[GIL 98b]
sprachbehindert	5,6	0,70	[GIL 94, ROE 95]
benötigen Rollstuhl	2,8	0,35	[GIL 94, ROE 95, COL 98]
sprechbehindert	2,3	0,29	[GIL 94, ROE 95]
gehörlos	1,1	0,14	[GIL 94, ROE 95]
blind	1,1	0,14	[GIL 94, ROE 95, GIL 98b]
Finger nicht benutzbar	1,1	0,14	[GIL 94, ROE 95, GIL 98b]
ein Arm nicht benutzbar	1,1	0,14	[GIL 94, ROE 95]
neuromuskulär geschädigt	0,3	0,04	[MAT 96]
taubblind (auch teilweise)	0,27	0,03	[FIS 02]

Tabelle A 4.7: Schädigungen / Fähigkeitsstörungen im Europa (geographisch; 800 Mio. Menschen).

Wie aus der Tabelle A 4.7 ersichtlich ist, stellen Personen mit einer Schädigung des Hörvermögens die mit Abstand größte Gruppe dar⁸⁴. Gliedert man diese Gruppe noch nach dem Schweregrad der Schädigung ergibt sich die am Beispiel von Holland in Tabelle A 4.8 dargestellte Verteilung [FER 96].

Grad der Hörbehinderung	Anteil der Bevölkerung [%]
gering	3,6
mittelgradig	0,6
schwer	2,0
hochgradig	0,2
alle Grade	6,4

Tabelle A 4.8: Holland [Inst.v.Doven, FER 96].

4.4.3 Europäische Länder im Vergleich

Anteil behinderter Personen nach UN Statistical Chart on World Families (2002)

⁸⁴ Die hohe Quote für Hörschädigungen in dieser Zusammenstellung rührt daher, daß in [ROE 95] als Kriterium für eine Hörschädigung bereits eine merkliche Einschränkung des Sprachverständnisses beim Telephonieren herangezogen wurde. Andere Quellen weisen daher oft wesentlich geringere Werte auf (Eurostat: 2,9%, Österreich: 6,4%, Holland: 6,4%).

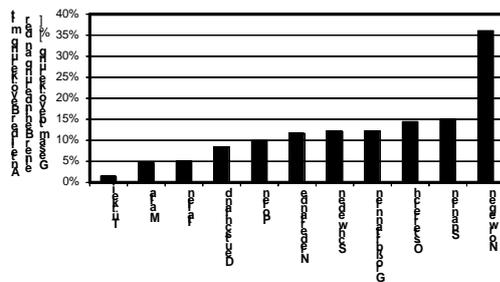


Abb. A 4.11: Anteil der behinderten Bevölkerung in ausgewählten europäischen Ländern [Uns 02].

4.5 USA

Nicht zuletzt aufgrund der gesetzlichen Situation (ADA = Americans with Disabilities Act) existiert für die USA eine Fülle an statistischem Material über behinderte Menschen und Behinderungen. Es ist aber gerade diese Fülle, die eine Bewertung und knapp gefaßte Darstellung nicht einfach macht.

Je nach Quelle werden entweder alle Fälle von Behinderung gezählt oder nur solche, die sich in einer (wesentlichen) Einschränkung der Aktivität bemerkbar macht. Mit anderen Worten, es werden in manchen Statistiken alle Schädigungen (impairments) angeführt, während in anderen nur dann gezählt wird, wenn eine Schädigung zu einer Fähigkeitsstörung (disability) oder gar zu einer sozialen Beeinträchtigung (handicap) führt. Je besser die (bauliche und soziale) Umgebung auf Schädigungen Rücksicht nimmt, desto seltener treten Beeinträchtigungen auf.

Eine weitere Unsicherheit in der Bewertung tritt dadurch auf, daß in den USA (so wie auch in Österreich) Personen, die in Institutionen leben (*residents of institutions*) in den auf Haushalte ausgerichteten Befragungen nicht berücksichtigt werden.

Um möglichst vielen Darstellungsarten gerecht zu werden, wurden hier zunächst die Angaben vom US-Census-Bureau angeführt. In einem zweiten Punkt folgen sodann Tabellen, die die Spannweite der Angaben deutlich machen.

4.5.1 US Census Bureau

Vom US Census Bureau wurde für 1994/95 eine Zählung der von Behinderung betroffenen US Bevölkerung herausgegeben (Americans with Disabilities: 1994-95; Household Economic Studies; [MCN 95]. Die Zählung schließt Personen, die in Institutionen leben, nicht ein.

Anders als die vom Gesundheitswesen erhobenen Statistiken klassifiziert "Americans with Disabilities" nicht von den Krankheiten (also von den Ursachen) her sondern streng im Sinne der Disabilities / Activities (Fähigkeitsstörungen).

Dabei wurden drei Gruppen erhoben:

- Funktionelle Aktivitäten (*functional activities*): sehen, hören, sprechen, gehen etc.
- *Activities of daily living* (= ADL): Mobilität im Haus, baden, anziehen, essen, aufstehen/niedersetzen, aufstehen/zu Bett gehen, Toilette etc.
- *Instrumental activities of daily living* (= IADL): Mobilität außer Haus, Umgang mit Geld und Finanzen, Verrichtung von Hausarbeit, Verwendung des Telephons, Einnehmen verordneter Medikamente etc.

Eine Zusammenfassung der Census Bureau Erhebung ist in Tabelle A 4.11 wiedergegeben. Die Erfassung von einzelnen Fähigkeitsstörungen wurde nur für die Altersstufe sechs Jahre und älter durchgeführt. Einzelne Fähigkeiten wurden nur von der Bevölkerung im Alter 21 bis 64 Jahre erhoben.

US Bevölkerung 1994/95	Personen¹⁾	%²⁾
Gesamtbevölkerung	261.749	100,0
ohne Fähigkeitsstörung	207.842	79,4
von Fähigkeitsstörung betroffen	53.907	20,6
leichte Fähigkeitsstörung	27.939	10,7
schwere Fähigkeitsstörung	25.968	9,9

Tabelle A 4.9: Fähigkeitsstörungen – USA Bevölkerung gesamt [MCN 95]

US Bevölkerung 1994/95	Personen¹⁾	%³⁾
Bevölkerung sechs Jahre alt und älter	237.379	100,0
ohne Fähigkeitsstörung	184.437	77,7
von Fähigkeitsstörung betroffen	52.942	22,3
leichte Fähigkeitsstörung	26.974	11,4
schwere Fähigkeitsstörung	25.968	10,9
Probleme Buchstaben und Wörter zu sehen	8.787	3,7
Unfähig Buchstaben und Wörter zu sehen	1.593	0,7
Probleme ein normales Gespräch zu hören	10.110	4,3
Unfähig ein normales Gespräch zu hören	977	0,4
Benötigt eine Gehhilfe (Stock, Krücke)	5.210	2,2
Benötigt einen Rollstuhl	1.812	0,8
Probleme mit einer oder mehreren ADLs	8.575	3,6
Benötigt persönliche Assistenz	4.078	1,7

Tabelle A 4.10: Fähigkeitsstörungen – USA Bevölkerung 6+ Jahre [MCN 95]

US Bevölkerung 1994/95	Personen¹⁾	%⁴⁾
Bevölkerung 21 bis 64 Jahre alt	149.369	100,0
ohne Fähigkeitsstörung	119.902	80,3
von Fähigkeitsstörung betroffen	29.467	19,7
leichte Fähigkeitsstörung	15.248	10,2
schwere Fähigkeitsstörung	14.219	9,5
Unfähig verständlich zu sprechen	119	0,1
Unfähig 10 Pfund zu heben oder tragen	3.017	2,0
Unfähig Stiegen ohne Pausen zu steigen	3.736	2,5
Unfähig drei Häuserblocks weit zu gehen	3.547	2,4

- 1) Absolute Anzahl der Personen in 1.000
- 2) Prozentueller Anteil an der Gesamtbevölkerung
- 3) Prozentueller Anteil an der Bevölkerung 6 Jahre alt und älter
- 4) Prozentueller Anteil an der Bevölkerung 21 – 64 Jahre alt

Tabelle A 4.11: Fähigkeitsstörungen – USA Bevölkerung 21-64 Jahre [MCN 95]

4.6 Vergleiche zwischen Österreich, Europa, USA

4.6.1 Anteil der behinderten Bevölkerung

a) Österreich

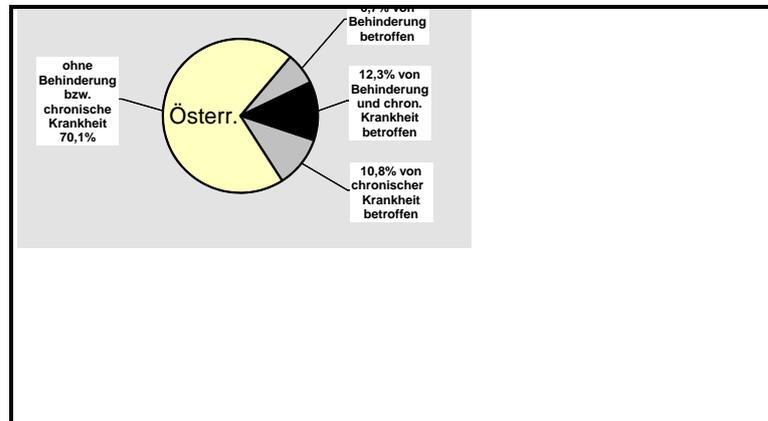


Abb. A 4.12: Österreich – Anteile behinderter und chronisch kranker Personen [Mikrozensus].

b) Europa

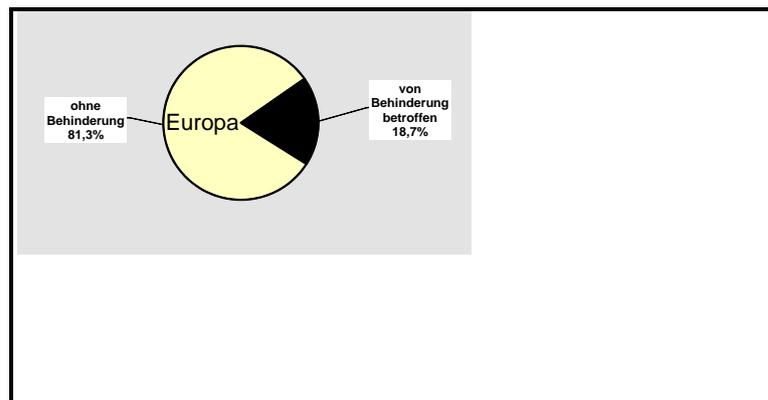


Abb. A 4.13: Europa – Anteil behinderter Personen [Eurostat].

c) USA

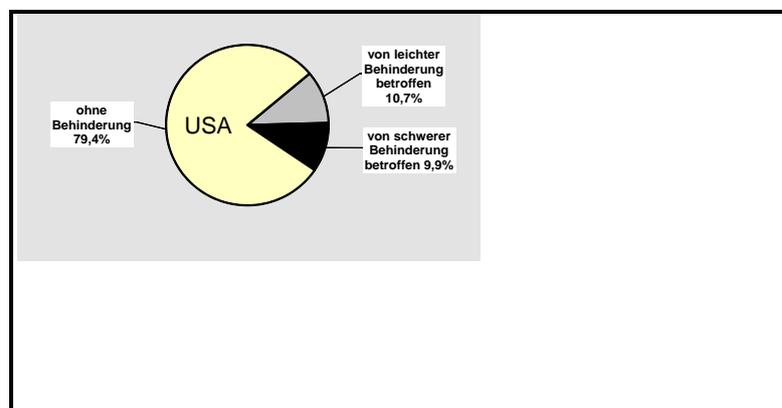


Abb. A 4.14: USA – Anteil behinderter Personen [Census Bureau].

4.6.2 Verteilung von Schädigungen und Fähigkeitsstörungen

a) Österreich

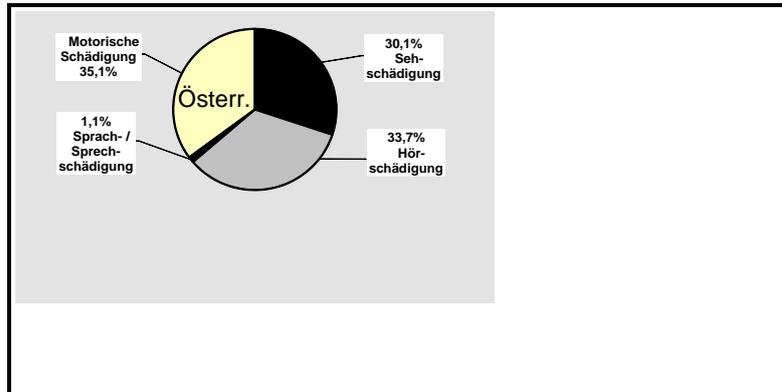


Abb. A 4.15: Österreich – Verteilung der Schädigungen⁸⁵ [Mikrozensus].

b) Europa

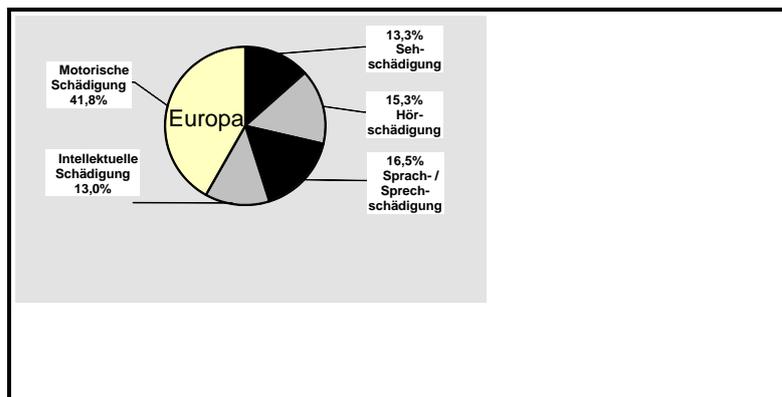


Abb. A 4.16: Europa – Verteilung der Schädigungen [Eurostat].

c) USA

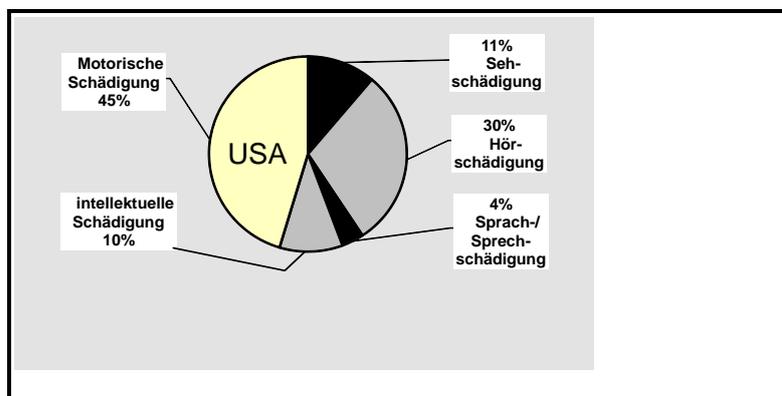


Abb. A 4.17: USA – Verteilung der Schädigungen [Nch 98].

⁸⁵ Vom Mikrozensus werden keine intellektuellen Schädigungen erfaßt

4.7 Weltweite Angaben

4.7.1 Allgemeine Angaben

Nach einer Schätzung der WHO⁸⁶ gab es 1987 weltweit ca. 500 Millionen geistig oder körperlich behinderte Menschen. Angaben der WHO und der CBM⁸⁷ sind in zusammengestellt.

Schädigung	Personen [Mio.]
Blindheit	42 - 45
Hochgradige Sehbehinderung	135 - 150
Gehörlosigkeit	70
Zerebrale Lähmung	15

Tabelle A 4.12: Behinderung weltweit

Einer pessimistischen Annahme zufolge wird damit gerechnet, daß sich – bei Fortsetzung der bisherigen Trends – die Zahl der sehbehinderten Personen weltweit etwa alle 15 Jahre verdoppelt. Wesentlicher Faktor in dieser Entwicklung ist die stark wachsende alte Bevölkerung in Ländern der dritten Welt. [MOL 97].

4.7.2 Anteil der behinderten Bevölkerung

Von zahlreichen Ländern wurde 1993 von den Vereinten Nationen in den "UN Statistical Charts on World Families" der prozentuelle Anteil der behinderten Bevölkerung aufgrund nationaler Statistiken erfaßt [Uns 93]. In den nachfolgenden Diagrammen wurden die Angaben graphisch zusammengefaßt. Was dabei deutlich wird ist nicht so sehr der wirkliche Prozentsatz der behinderten Bevölkerung sondern vielmehr die vollkommen unterschiedliche Zählweise bzw. Auffassung von Behinderung. Die UN Angaben wurden nach Kontinenten zusammengefaßt und bewußt alle im gleichen Maßstab dargestellt, auch wenn dadurch manche Angaben unterhalb der Zeichengenauigkeit zu liegen kommen (Abb. A 4.18 bis Abb. A 4.20).

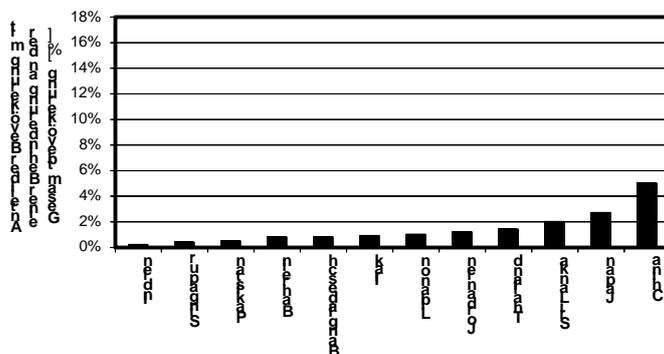


Abb. A 4.18: Anteil der behinderten Bevölkerung in ausgewählten asiatischen Ländern [Uns 93].

⁸⁶ WHO = World Health Organization, Weltgesundheitsorganisation

⁸⁷ CBM = Christoffel Blindenmission

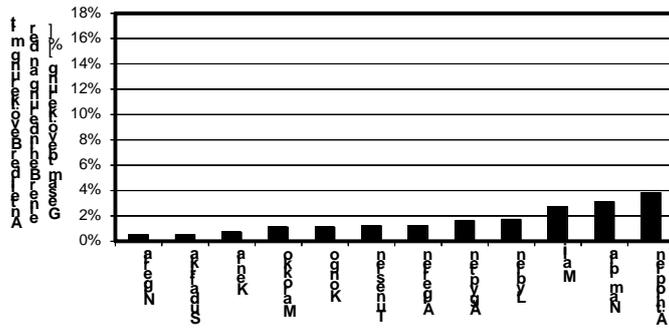


Abb. A 4.19: Anteil der behinderten Bevölkerung in ausgewählten afrikanischen Ländern [Uns 02].

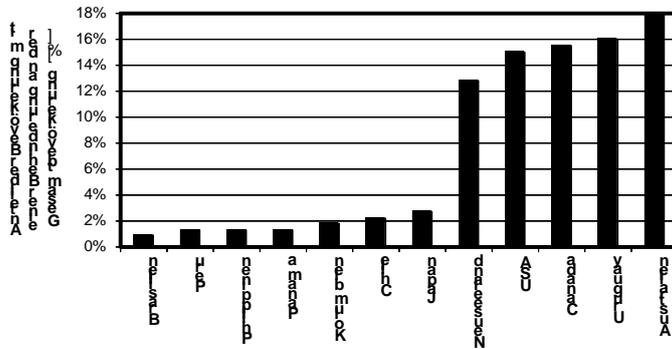


Abb. A 4.20: Anteil der behinderten Bevölkerung in ausgewählten Ländern Amerikas, Japan, Australien, Neuseeland und auf den Philippinen [Uns 02].

TEIL-B – DIE METHODEN

1. REHA-TECHNIK

1.1 Einteilung der Hilfsmittel

1.1.1 Einteilung nach ISO 9999

Ausgehend vom "Nordic Classification System for Aids for Disabled Persons" wurde durch die Norm ISO 9999 "Technical aids for disabled persons – Classification" (Übernahme in das europäische Normenwerk unter EN ISO 9999) ein umfassendes international gültiges Klassifikationssystem für technische Hilfen für behinderte Menschen geschaffen. Die Norm ISO 9999 teilt Hilfsmittel durch drei Hierarchie-Ebenen ein: *Classes*, *Subclasses* und *Divisions*. Auf der obersten Hierarchie werden 10 Klassen (*Classes*) unterschieden und mit einem Code versehen. Um Platz für spätere Ergänzungen zu haben, wurde bis jetzt nur jeder dritte Code vergeben.

Klasse	Bezeichnung
03	Aids for therapy and training
06	Orthoses and prostheses
09	Aids for personal care and protection
12	Aids for personal mobility
15	Aids for housekeeping
18	Furnishings and adaptations to homes and other premises
21	Aids for communication, information and signalling
24	Aids for handling products and goods
27	Aids and equipment for environmental improvement, tools and machines
30	Aids for recreation

Tabelle B 1.1: Klassen der ISO 9999.

Beispiel für die Klassifizierung eines Telefon-Hörverstärkers mit der Codierung 21 36 21 (Tabelle B 1.2).

Class	21	Aids for communication, information and signalling
Subclass	36	Telephones an telephoning aids
Division	21	Receiver amplifiers

Tabelle B 1.2: Beispiel für eine Klassifizierung nach ISO 9999.

Für unsere Betrachtungen ist vor allem die Klasse 21 von Bedeutung. Sie wird in einigen Beispielen näher ausgeführt.

Class		Subclass		Division (nur 2 typische Beispiele/Subclass)	
21	Aids for communication, information and signalling	03	Optical aids	03	Spectacle lenses
				27	Field-of-vision expanders
		06	Opto-electronic aids	03	Image-enlarging video systems
				06	Character reading machines
		09	I/O devices and accessories for computers, typewriters and calculators	07	Alternative input devices
				15	Devices for synthetic speech
		12	Computers	03	Desktop computers
				09	Palm-top and pocket computers
		15	Typewriters and word-processors	12	Manual Braille writers
				18	Software for word processing
		18	Calculators	06	Electronic calculators
				12	Software for calculation
		24	Aids for drawing and handwriting	09	Signature guides and stamps
				15	Braille writing equipment
		27	Non-optical reading aids	03	Page turners
				06	Book supports and book holders
		30	Audio recorders and receivers	03	Cassette tape recorders
				12	Index tone generators
		33	Television and video equipment	03	Television sets
				09	Decoders for videotext
		36	Telephones and aids for telephoning	10	Visual telephones, Videophones
				21	Receiver Amplifiers
		39	Sound transmission systems	03	Headphones
				24	FM-systems
		42	Face-to-face communication aids	06	Letter and/or symbol boards
				12	Voice generators
		45	Hearing aids	03	In-the-ear hearing aids
				15	Tactile hearing aids
		48	Aids for signalling and indicating	12	Light indicators
				21	Computer signal indicators
51	Alarm systems	06	Attack alarms for epileptics		
		15	Monitoring systems		
54	Books and reading materials	03	Talking books		
		09	Braille books and materials		

Tabelle B 1.3: Beispiele für die Klassifikation von technischen Hilfen gemäß ISO 9999 (EN ISO 9999).

1.1.2 **Augmentative (verstärkende) Hilfsmittel**

Darunter verstehen wir Hilfsmittel, die einen Reiz (eine Aktion) derart verstärken, daß dieser (diese) auch von einem, in seiner Leistung verminderten Organ, wahrgenommen (ausgeführt) werden kann. Abb. B 1.1 verdeutlicht die Funktionsweise an einem Beispiel. Der eintreffende Sinnesreiz kann von der behinderten Person wegen einer Schädigung des betreffenden Sinnesorgans nur in abgeschwächter Form wahrgenommen werden. Die Aufgabe des mit **H** bezeichneten Hilfsmittels ist es, den eintreffenden Reiz in geeigneter Weise so zu verstärken, daß er möglichst mit jener Intensität

wahrgenommen werden kann, mit der ihn auch eine nichtbehinderte Person empfunden hätte. Beispiele für augmentative Hilfsmittel sind Hörgeräte und Brillen.

1.1.3 Inserierende (einfügende) Hilfsmittel

Darunter wollen wir Hilfsmittel verstehen, die einen unterbrochenen Teil einer Funktionskette ersetzen bzw. überbrücken, den Reiz (die Aktion) jedoch wieder dem ursprünglichen Organ bzw. dessen Nervenbahnen zuleiten. Die Graphik in Abb. B 1.2 stellt eine Person dar, die wegen eines vollständigen Funktionsausfalles des betreffenden Sinnesorgans nicht in der Lage ist, einen Reiz wahrzunehmen, egal ob dieser in üblicher oder in verstärkter Weise angeboten wird. Die Aufgabe des Hilfsmittel H ist es, den Reiz um die defekte Stelle so herumzuleiten, daß durch eine Stimulation der später liegenden Nervenbahnen ein Eindruck hervorgerufen wird, der den Auswirkungen des ursprünglichen Reizes möglichst nahe kommt. Beispiele für inserierende Hilfsmittel sind Cochlearimplantate und funktionelle Elektrostimulation.

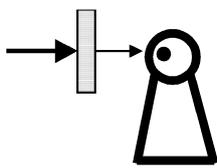


Abb. B 1.1: Funktionsweise eines augmentativen (verstärkenden) Hilfsmittels.

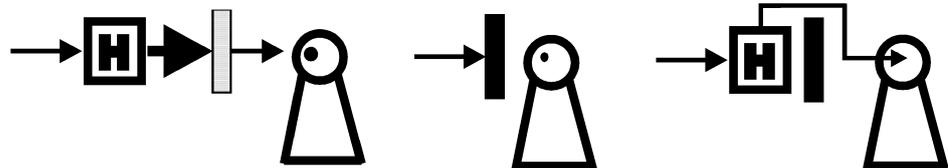


Abb. B 1.2: Funktionsweise eines inserierenden (einfügenden) Hilfsmittels.

1.1.4 Substituierende (ersetzende) Hilfsmittel

Substituierend werden Hilfsmittel bezeichnet, mit denen ein Reiz auf andere als die sonst üblichen Sinnesorgane umgeleitet wird. Das gleiche gilt auch dann, wenn eine Aktion (Bewegung oder Auslösung einer Bewegung) von anderen als den sonst üblichen aktuatorischen Organen gewonnen wird. Es kommt dabei zu einer Stellvertretung = Vikariat, siehe Kap. 1.2). Abb. B 1.3 zeigt eine Person, bei der die Wahrnehmung von optischen Reizen zufolge Blindheit nicht möglich ist. Das in der mittleren Graphik dargestellte Hilfsmittel H wandelt den optischen Reiz in geeigneter Weise in einen akustischen Reiz um und leitet ihn zum Gehör der blinden Person. In ähnlicher Weise zeigt die rechte Darstellung von Abb. B 1.3 die Umsetzung in einen taktil wahrnehmbaren Reiz. Beispiele für substituierende Hilfsmittel sind die Verwendung von Blindenschrift, die anstelle der Augen mit den Fingerspitzen gelesen wird und das Lippenlesen, bei dem die Augen Aufgaben übernehmen, die in der Regel von den Ohren wahrgenommen werden.

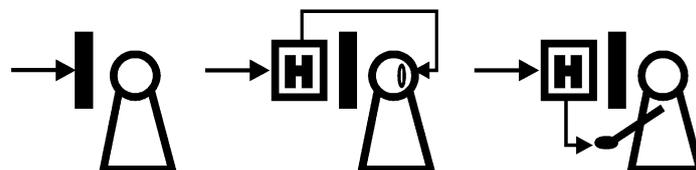


Abb. B 1.3: Funktionsweise eines substituierenden (ersetzenden) Hilfsmittels.

1.2 Das Vikariat

1.2.1 Prinzip

Unter einem Vikariat (Stellvertretung) verstehen wir alle Maßnahmen, bei denen eine durch eine Schädigung ausgefallene Funktion durch eine andere ersetzt wird. Das Hilfsmittel hat dabei die Aufgabe, als Interface zur Umwelt die geeignete Transformation auszuführen.

1.2.2 Sensorisches Vikariat

Beim sensorischen Vikariat geht es um den Ersatz eines ausgefallenen Sinnesorgans durch ein anderes. Abb. B 1.4 verdeutlicht das anhand einer Schädigung der Augen, durch die visuelle Reize nicht mehr wahrgenommen werden können. Das im Bild mit „H“ bezeichnete Hilfsmittel hat die Aufgabe, den visuellen Reiz (das optische Signal aus der Umwelt) in einen taktilen (dem Tastsinn zugänglichen) Reiz umzuwandeln.

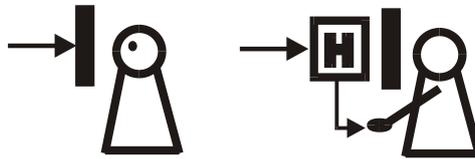


Abb. B 1.4: Wirkungsweise eines sensorischen Vikariats (Ersatz des Sehens durch Tasten).

Da die Leistung der einzelnen Sinnesorgane (die Bandbreite im weitesten Sinn) und auch die Art der über sie erfolgenden Wahrnehmung sehr verschieden ist, muß mit dem Hilfsmittel versucht werden, möglichst viele relevante Information zu vermitteln. Tabelle B 1.4 zeigt eine Gegenüberstellung der „Bandbreiten“ der einzelnen Sinnesorgane. Daraus wird ersichtlich, mit welchen Einschränkungen beim Einsatz von Vikariaten gerechnet werden muß. Riechen und Schmecken kommen daher für Vikariate nicht in Betracht. Auch thermische Reize liefern nur geringe Bandbreiten.

Sinnesorgan	Bandbreite in bit/s
Sehen (Auge)	10^6 bit/s
Hören (Ohr)	10^4 bit/s
Tasten (Haut)	10^2 bit/s
Riechen (Nase)	<10 bit/s
Schmecken (Zunge)	<10 bit/s

Tabelle B 1.4: Bandbreiten der menschlichen Sinnesorgane [KOK 87, WAY 97].

1.2.3 Aktuatorisches Vikariat

Das aktuatorische Vikariat ist in der entgegengesetzten Richtung wirksam, also vom Menschen zu Umwelt hin. Abb. B 1.5 zeigt das anhand einer Schädigung (des Fehlens) der oberen Extremitäten, zufolge der die Person nicht in der Lage ist, das Gewicht zu heben. Das in diesem Beispiel angenommene Hilfsmittel H empfängt Sprachkommandos und steuert eine Hebeeinrichtung an.



Abb. B 1.5: Wirkungsweise eines aktuatorischen Vikariats (Ersatz des Hebens durch Sprechen).

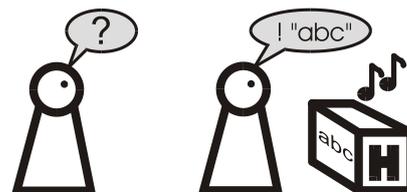


Abb. B 1.6: Wirkungsweise eines mentalen Vikariats (Ersatz für das selbständige Erinnern).

1.3 Behindertengerechtes Planen und Konstruieren

Drei wichtige Regeln für behindertengerechtes Planen und Konstruieren

- **Barrierenbewußtsein entwickeln:** Alle Entwicklungen, insbesondere dann, wenn sie für die breite Öffentlichkeit bestimmt sind, sollten (von der Idee bis zum fertigen Produkt) von einer „Verträglichkeitsprüfung“ begleitet werden. Das heißt, der Entwickler / die Entwicklerin sollte sich bei jedem Schritt selbst die Frage stellen, ob das Produkt direkte oder indirekte Barrieren für behinderte Menschen darstellen wird und danach trachten, solche Barrieren von vornherein zu vermeiden.
- Ingenieurmäßiges Denken und kreatives Arbeiten setzt voraus, das spätere Produkt von der Konzeption an vor dem geistigen Auge bereits im Einsatz zu sehen. Es gilt daher, behinderte Menschen und deren Anforderungen bewußt in diese kreative Phantasie einzubeziehen.
- **Behinderte Menschen einbeziehen:** (*user centred design*): Besonders bei der Entwicklung von Hilfsmitteln für behinderte Menschen muß dringend die Einbeziehung der späteren Anwender / Anwenderinnen in den Entwicklungsprozeß empfohlen werden. Bezüglich der Nutzbarkeit (usability) des Produktes sind die Anwender / Anwenderinnen die einzigen wirklichen Experten. Gutgemeinte und auch technisch einwandfreie Entwicklungen scheiterten oft daran, weil der Techniker / die Technikerin nicht in Lage sein konnten, sich vollständig in die Bedürfnisse und Denkweisen des behinderten Anwenders / der behinderten Anwenderin hineinzusetzen.
- Für den Entwickler / die Entwicklerin einer technischen Hilfe ist es nicht ausreichend, sich mit den Funktionsausfällen allein zu befassen oder zu versuchen, einen Funktionsausfall selbst nachzuvollziehen. Dies ist notwendig, aber keines falls ausreichend, da sich bei einem Menschen mit Behinderung hinter einer Schädigung in den meisten Fällen eine eigene Psyche, eine eigene Kultur, eine eigene Welt entwickelt, die sich einer nicht betroffenen Person nie zur Gänze erschließt.
- Der Dialog zwischen Entwickler / Entwicklerin und behinderten Anwendern / Anwenderinnen ist besonders in frühen Planungsphasen oft äußerst schwierig. Soll beispielsweise über ein noch nicht existierendes Produkt mit späteren blinden Anwendern / Anwenderinnen diskutiert werden, dann sind die vorhandenen Zeichnungen verständlicherweise kein geeignetes Mittel für den Dialog. Erst bei Vorhandensein von maßstäblichen Modellen oder anderen geeigneten funktionellen Simulationen kann ein zielführender Gedankenaustausch erfolgen. Dieser Mehraufwand erspart aber in vielen Fällen spätere noch wesentlich kostenintensivere Korrekturen oder bewahrt sogar von kompletten Fehlentwicklungen (siehe dazu auch das nachfolgende Fallbeispiel), setzt aber voraus, daß der Entwickler / die Entwicklerin bereit ist, sich von einem „Laien“ etwas sagen zu lassen.
-

Fallbeispiel: Taste für ein Blindenschriftgerät

In unserem Labor wurde eine spezielle Taste für ein Braille-Notizgerät entwickelt. Als die ersten in Spritzgußtechnik hergestellten Muster eintrafen, wurden sie einer blinden Person zur Begutachtung vorgelegt. Die erste Stellungnahme war für die Entwickler enttäuschend und unverstündlich zugleich. Die Taste wurde abgelehnt, weil sie „schmutzig“ war, und das, obwohl es sich bei den Mustern um vollkommen reine und fabriksneue Exemplare handelte.

Erst in der weiteren Diskussion konnte herausgefunden werden, daß die Oberfläche der Taste aufgrund ihrer glatten Textur und Materialbeschaffenheit über den Tastsinn den Eindruck vermittelte, daß sich ein fetter, schmieriger Belag darauf befindet. Sehende Personen hatten die Taste in erster Linie aufgrund des optischen Eindruckes (reines Weiß) bewertet und keinen Nachteil festgestellt. Durch eine zu diesem Zeitpunkt noch leicht durchführbare Änderung der Spritzgußform wurde der Taste eine leicht „perlige“ Struktur verliehen, womit das Problem aus der Welt geschafft wurde.

- **Für einen breiteren Markt entwickeln:** Hilfsmittelentwicklungen drohen oft an finanziellen Überlegungen zu scheitern, wenn der dafür zu erwartende Markt klein ist und nicht mit einem ausreichenden Umsatz gerechnet werden kann. Es sollte daher untersucht werden, ob die Entwicklung nicht auch noch für einen anderen Personenkreis von Interesse ist oder durch eine entsprechende Modifikation interessant gemacht werden kann und sich der Kundenkreis auf diese Weise auf ein wirtschaftliches Maß vergrößern lassen kann.

Bei vielen behindertengerechten technischen und baulichen Lösungen hat sich gezeigt, daß nicht nur Behinderte, sondern *ein viel größerer Kreis* von Personen Nutznießer dieser Einrichtungen geworden

ist. Unsere allgemeine Scheu vor dem Begriff "behindert" läßt es im allgemeinen nicht zu, auch Menschen ohne gesundheitlichen Schaden als behindert zu bezeichnen. Mit anderen Worten: Auch Menschen die kein "impairment" haben und daher auch unter keinem "handicap" leiden müssen, können zeitweise auf vielfältige Weise eine "disability" haben.

Jemand, der zwei Koffer durch eine Bahnhofshalle zu tragen hat, hat beim Öffnen einer Tür genauso wenig Hände frei, wie einer, der mit Krücken geht. Vor einer langen Treppe, für die es keine Alternative gibt, ist die Mutter (oder der Vater) mit dem Kinderwagen genauso benachteiligt wie der Rollstuhlfahrer / die Rollstuhlfahrerin. Dazu gleich die passenden Zahlenwerte:

Pro Jahr werden in Österreich rund 85.000 Kinder geboren. Nimmt man nun an, daß (fast) jedes Kleinkind einen Kinderwagen "besitzt" und dieser durchschnittlich zwei Jahre benützt wird, sind – grob geschätzt - 170.000 Kinderwagen im Einsatz. Genaugenommen sind bei jeder Fahrt mit dem Kinderwagen mindestens zwei Personen involviert. Daher erhöht sich die Anzahl der durch Stufen und Stiegen benachteiligten Menschen aufgrund der Verwendung eines Kinderwagens auf 340.000 Personen.

Laut Mikrozensus verwendeten 1986 in Österreich rund 17.000 Personen einen Rollstuhl.

Jede bauliche Erleichterung für Rollstuhlfahrer (Rampen, Aufzüge, breite Türen) ist auch eine Erleichterung für alle Kinderwagen-Schieber(innen), die einen Markt darstellen, der um den Faktor 20 größer ist.

Die Reihe der Beispiele ließe sich beliebig fortsetzen.

Behindertengerechtes Design ist in den meisten Fällen nichts anderes als humanes Design

1.4 Universal Design und Design-for-All

In Teil A, Kapitel 1.3 haben wir Behinderung als Differenz zwischen der von einer Person zu erbringenden Leistung den Anforderungen der Umwelt betrachtet und daraus die drei möglichen Ansatzpunkte für die Rehabilitationstechnik entwickelt:

- Verbesserung der Fähigkeit der Person⁸⁸.
- Überwindung der Auswirkungen einer Schädigung durch individuelle Anpassung zwischen Person und Umwelt⁸⁹.
- Generelle Vermeidung bzw. Beseitigung von Barrieren.

Aus dem dritten der oben genannten Punkte hat sich in den letzten Jahren eine bewußte Design-Philosophie entwickelt, die unter den Begriffen *Design-for-All*, *Inclusive Design*, *Design with Care*, *Accessible Design*, *Barrier-free Design* und *Universal Design* propagiert wird. Obwohl zwischen den einzelnen Begriffen leichte Unterschiede in der Auffassung und Herangehensweise bestehen, haben sie doch alle das eine Ziel: Die Umwelt, einzelne Produkte und Dienstleistungen so zu gestalten, daß deren vollständige und gleichwertige Verwendbarkeit für einen möglichst großen Personenkreis, der auch Kinder sowie behinderte und alte Menschen einschließt, ohne spezielle Einstellungen oder Anpassungen möglich ist. Universal Design geht vom Bewußtsein aus, daß die Gesellschaft aus Menschen besteht, die ein geschlossenes Kontinuum aus Fähigkeiten und Bedürfnissen repräsentieren [CON 96, VAN 96, WIJ 96, JAN 98, SAN 98a, TAH 98, EKB 99a, ISO 01, Cen 03, DEW 03a].

Der Vorteil dieser Herangehensweise ist, daß ein Teil der alten und behinderten Bevölkerung aus einem Nischenmarkt in den allgemeinen Markt geführt wird. Das wiederum kann zur Folge haben, daß der Nischenmarkt für spezielle Produkte und Dienstleistungen entlastet wird und somit pro Kopf höhere Ressourcen für schwerer behinderte Personen zur Verfügung stehen [CAR 01].

Beim Begriff *Design-for-All* wird vielfach der Eindruck vermittelt, daß es grundsätzlich möglich ist, Produkte zu schaffen, die wirklich ausnahmslos von allen Menschen verwendet werden können, was in der Realität aber nie lückenlos erfüllbar sein wird. Da der Begriff sehr oft falsche Hoffnung weckt bzw. auch zur Frustration und Relativierung führen kann, wird er hier nicht verwendet [SAN 98, LAW xx].

⁸⁸ Aufgabenstellung der "Assistive Technology"

⁸⁹ Aufgabenstellung der "Adaptive Technology" bzw. des "Adaptable Design"

Vielmehr wird hier dem auch vom Europarat als Design Ziel propagierten Begriff *Universal Design* der eindeutige Vorzug gegeben [CON 96, STE 99, Tra 99a, Kyo 01].

Construction of the man-made environment is based on the assumption that an "average" person exists. Of course, no such person exists in the real world. Every individual deviates from the norm in one way or another: age, height, width, weight, strength, speed, sight, hearing, stamina, mental faculties etc.. This inevitably means that facilities built for the "average" person cannot be accessed in the same way by all people. Council of Europe [BOU 01b]

Accessible Design kann als eine Untermenge von *Universal Design* verstanden werden, bei der es eben nicht um die generell anzustrebende Produktnutzbarkeit und alle damit verbundenen Design-Grundsätze geht, sondern um das eher punktuelle Vermeiden von Barrieren für bestimmte Arten von Behinderungen.

Die beiden Richtungen, in denen das Schließen der Lücke (*gap*) zwischen Leistung und Anforderung durch Hilfsmittel (*Assistive Technology*) und *Universal Design* geschlossen werden kann, sind in Abb. B 1.7 graphisch dargestellt.

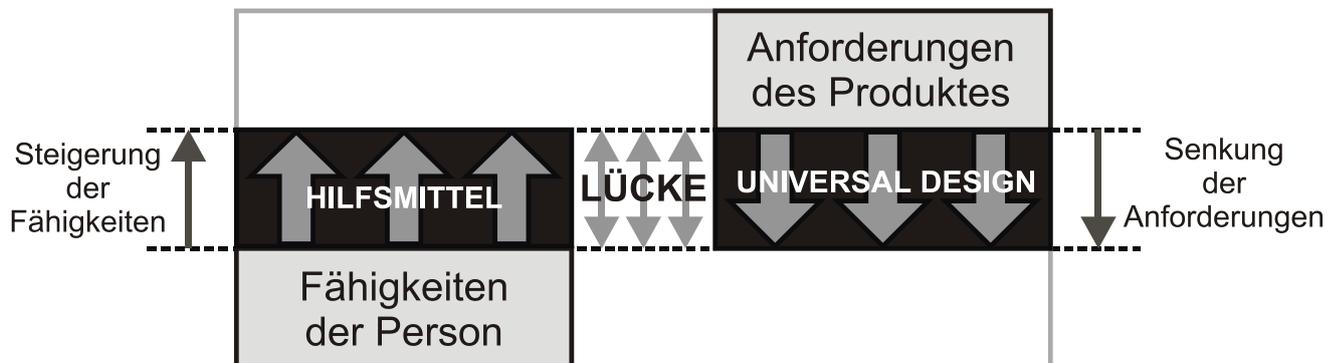


Abb. B 1.7: Schließen der Lücke zwischen Fähigkeiten und Anforderungen: entweder durch Hilfsmittel oder durch Universal Design

Als Wegbereiter des *Universal Design* wird Ronald Mace und das *Center for Universal Design* an der *North Carolina State University* angesehen, wo folgende sieben Prinzipien für *Universal Design* entwickelt wurden [CON 96, Cud 97, EKB 99a]:

- Prinzip 1: Breite und chancengleiche Nutzbarkeit - Equitable Use
⇒ Das Design ist für Menschen mit unterschiedlichen Fähigkeiten nutzbar und marktfähig.
- Prinzip 2: Flexibilität in der Benutzung - Flexibility in Use
⇒ Das Design unterstützt eine breite Palette individueller Vorlieben und Möglichkeiten.
- Prinzip 3: Einfache und intuitive Benutzung - simple and intuitive
⇒ Die Benutzung des Designs ist leicht verständlich, unabhängig von der Erfahrung, dem Wissen, den Sprachfähigkeiten oder der momentanen Konzentration des Nutzers / der Nutzerin.
- Prinzip 4: Sensorisch wahrnehmbare Informationen - Perceptible Information
⇒ Das Design stellt dem Benutzer / der Benutzerin notwendige Informationen effektiv zur Verfügung, unabhängig von der Umgebungssituation oder den sensorischen Fähigkeiten der Benutzer und Benutzerinnen.
- Prinzip 5: Fehlertoleranz - Tolerance for Error
⇒ Das Design minimiert Risiken und negative Konsequenzen von zufälligen oder unbeabsichtigten Aktionen.
- Prinzip 6: Niedriger körperlicher Aufwand - Low Physical Effort
⇒ Das Design kann effizient und komfortabel mit einem Minimum von Ermüdung benutzt werden.
- Prinzip 7: Größe und Platz für Zugang und Benutzung - Size and Space for Approach and Use

- ⇒ Angemessene Größe und Platz für den Zugang, die Erreichbarkeit, die Manipulation und die Benutzung unabhängig von der Größe des Benutzers / der Benutzerin, seiner / ihrer Haltung oder Beweglichkeit vorsehen.

Entwickle für die Jungen und du schließt die Alten aus, entwickle für die Alten und du schließt die Jungen ein.

Gero von Randow [MAC 97]

Bei der Anwendung der Regeln für Universal Design muß jedoch unbedingt eine Falle vermieden werden (Solomon's Trap): Es ist nicht ausreichend, möglichst viele Barrieren für möglichst viele Benutzergruppen zu beseitigen bzw. zu vermeiden. Solange für eine bestimmte Gruppe auch nur eine einzige Barriere bestehen bleibt, waren alle Mühen vergebens. Besser ist daher, eine oder wenige Benutzergruppen vollkommen zufrieden zu stellen, als viele nur zu einem Teil [Tra 99a].

1.5 Der Trend bei neuen Technologien

Die Produktlebensdauer technischer Geräte und Einrichtungen wird zunehmend kürzer. War es vor Jahren noch sinnvoll, behindertenspezifische Sonderausführungen oder Spezial-Zusätze für handelsübliche technische Produkte zu entwickeln, so läuft man heute bereits Gefahr, daß das Standardprodukt bereits nicht mehr erhältlich ist, wenn die Entwicklung des Zusatzgerätes abgeschlossen ist. Das bedeutet aber nicht nur, daß laufend Versorgungslücken auftreten, sondern auch, daß die Entwicklung von Sonderausführungen und Spezial-Zusätzen immer weniger rentabel wird.

Außerdem nimmt die Komplexität von technischen Standardprodukten in erstaunlichem (erschreckendem und oft ungerechtfertigtem) Maße zu. Man bedenke nur die funktionellen Unterschiede zwischen einem Wählscheiben-Telephon und einem heutigen Komfort-Apparat. Zugegeben, die zusätzlich angebotenen Funktionen schaffen neue, erweiterte Möglichkeiten. Sie tragen aber auch gehörig zur Verwirrung bei (Abb. B 1.8).

Es läßt sich voraussehen, daß ein stetig wachsender Anteil der potentiellen Benutzer die immer komplexer werdenden neuen Geräte/Funktionen nicht benutzen kann, wenn man nicht diesen Aspekten besondere Aufmerksamkeit zollt. Dies betrifft alle Aspekte: Hard- und Software, Dienste, Zugang, Prozeduren

Gerhard Klause

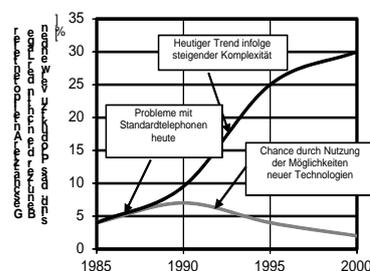


Abb. B 1.8: Produktnutzbarkeit mit und ohne Design-for-All Überlegungen [KLA 81].

Abschließend zu diesem einführenden Kapitel noch einige kritische Betrachtungen zur Bewertung der Rehabilitationstechnik. Es kann nicht oft genug darauf hingewiesen werden, daß menschliche Hilfe und technische Hilfe einander nicht ausschließen können und dürfen. Kein technisches Hilfsmittel ist in der Lage, menschliche Beziehungen zu ersetzen. Der Einsatz technischer Hilfen darf daher kein Alibi dafür werden, daß menschliche Beziehungen nur mehr in verringertem Umfang angeboten werden müssen.

Technische Hilfen sollen vielmehr den Spielraum erweitern und die Möglichkeit schaffen, die menschlichen Beziehungen dort zu entfalten, wo sie besonders wertvoll sind. Das soll heißen, daß durch die Erhöhung der Eigenständigkeit der behinderten oder alten Person die Belastung der Helfer durch Routinetätigkeiten zurückgenommen wird, Zeit für qualitativ hochwertigere Tätigkeiten frei wird und das Selbstwertgefühl der behinderten Person steigt.

Andererseits ist es jedoch möglich, daß eine noch so gut gemeinte menschliche Hilfe eher das Gegenteil von dem bewirkt, was sie beabsichtigt – etwa dann, wenn sich der Behinderte dadurch seiner Hilfsbedürftigkeit erst recht bewußt wird Klaus Fellbaum, Berlin, 1986

*Die technischen Hilfsmittel dürfen nicht so eingesetzt werden – etwa Kommunikationshilfsmittel – daß die Technik behinderte Menschen isoliert, daß diese anstatt **mit** den anderen **durch** die Technik nur noch **mit** der Technik kommunizieren.* H. Hünke, EU Brüssel, 1986

1.6 Verwendung, Akzeptanz und Ablehnung von RT

Über den Einsatz von technischen Hilfen liegt nur wenig statistisches Material vor. Im Rahmen einer Erhebung vom National Center for Health Statistics (NCHS) des US-amerikanischen Gesundheitsministeriums wurden 1994 aber neben einer Reihe von orthopädischen Hilfen zumindest auch die Verwendung einiger technischer Hilfsmittel erfaßt, die in unserem Zusammenhang von Interesse sind.

Kategorie	Bezeichnung	Anzahl (1994)
Hörhilfen	Hörgeräte	4.156.000
	Telephon-Hörverstärker	675.000
	Texttelephone	104.000
	TV-Untertitel (Closed Captioning) ⁹⁰	141.000
Sehhilfen	Elektronische Lesegeräte (CCTV, OCR)	68.000

Tabelle B 1.5: Anzahl häufig verwendeter technischer Hilfen in den USA [RUS 97]

Der Kauf oder die Verschreibung eines Hilfsmittels sagt noch lange nichts über dessen Verwendung aus. Untersuchungen in den USA (1966 und 1980) zeigten, daß zwischen 50% und 79% der angeschafften Hilfsmittel bereits nach einigen Monaten nicht mehr verwendet werden [BEH 98].

Sowohl der Großteil der Technologie im allgemeinen als auch Technologie, die für behinderte Menschen entwickelt wurde, kann von behinderten Personen nicht verwendet werden, es sei denn, daß sie dafür besonders geschult wurden.
La Rocca und Turem

⁹⁰ Inzwischen ist es in den USA durch das Inkrafttreten des "Television Decoder Acts" vorgeschrieben, daß alle Fernseher (außer Portables) mit einem Decoder für Untertitel ausgestattet sein müssen.

Die Gründe für eine derart hohe Rate der Nicht-Verwendung angeschaffter Hilfsmittel können vielseitig sein. Abgesehen von offensichtlichen Fehlentscheidungen bei der Anschaffung sind mangelnde Einschulung und fehlende laufende Adaptierung die Hauptursachen dafür, daß Hilfsmittel nach kurzer Zeit nicht mehr zum Einsatz kommen. Es darf nicht vergessen werden, daß in den meisten Fällen der Benutzer / die Benutzerin eine variable Größe darstellt, insbesondere dann, wenn es sich um behinderte Menschen handelt, deren Fähigkeiten sich durch erfolgreiche Therapie oder Gewöhnung an das Arbeiten mit dem Hilfsmittel deutlich verbessern oder durch ein Fortschreiten der Erkrankung verschlechtern. Selbst Hilfsmittel, die zum Anschaffungszeitpunkt optimal an den Benutzer / die Benutzerin angepaßt waren, können bereits nach kurzer Zeit so oder so ihre Wirkung verfehlen und werden daher nicht weiter verwendet.

An die Organisation der Versorgung mit technischen Hilfen ist daher die Forderung zu richten, daß ausreichende Vorkehrungen für die Einschulung und die Betreuung danach getroffen werden. Die Entwickler und Hersteller von Hilfsmitteln müssen ihrerseits dafür sorgen, daß spätere Anpassungen an veränderte Situationen in einem weiten Rahmen, einfach und kostengünstig durchgeführt werden können. Intelligenten Produkten, die in der Lage sind, sich entweder an die jeweilige Verfassung des Benutzers / der Benutzerin selbsttätig anzupassen oder mittels Telekommunikation ferngesteuert werden können, gehört dabei sicher die Zukunft [ZAG 98].

2. MENSCH-MASCHINE SCHNITTSTELLE

Die Schaffung von geeigneten und erfolgreichen Schnittstellen, die das Interface zwischen Mensch und Maschine sowie zwischen Mensch und Umwelt und hier insbesondere zwischen einem behinderten oder alten Menschen und seiner Umwelt herstellen, kann als das zentrale Thema und das wichtigste Anliegen der Rehabilitationstechnik angesehen werden. Abb. B 2.1 veranschaulicht die verschiedenen Aspekte der Mensch-Maschine (ICT) Schnittstellen gemäß [Cen 03].

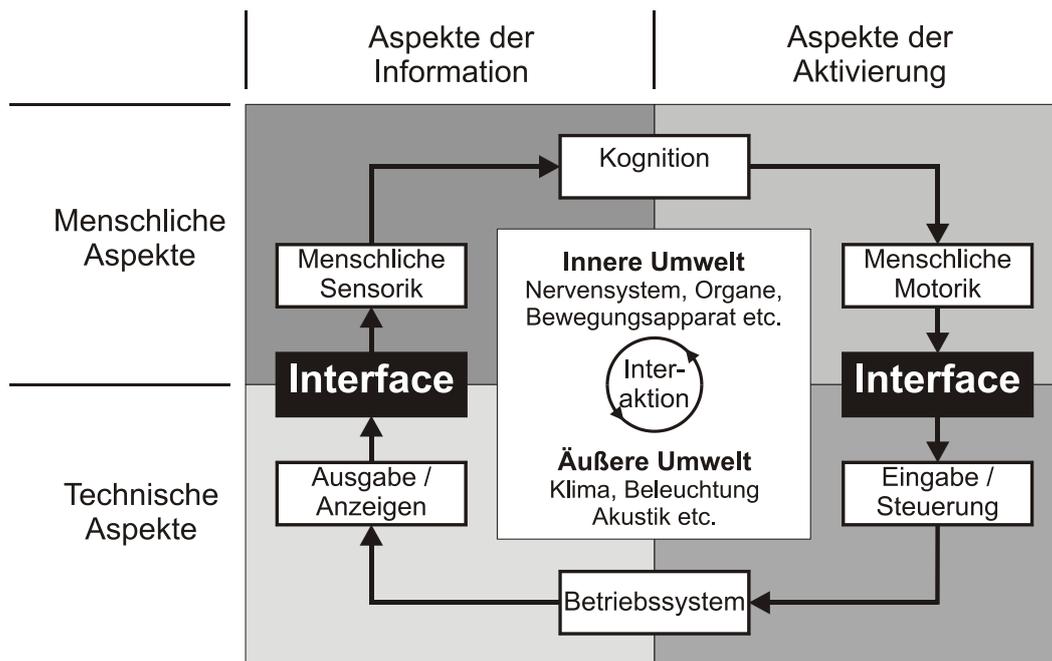


Abb. B 2.1: Die Mensch-ICT Schnittstellen nach [Cen 03].

Die generelle Art, wie User-Interfaces gestaltet wurden bzw. beim jeweiligen Stand der Technik gestaltet werden konnten, hat sich innerhalb von rund 30 Jahren (1938 bis 1965) mehrmals einschneidend geändert. Dadurch sind Menschen verschiedener Geburtsjahrgänge mit vollkommen unterschiedlichen Generationen von Mensch-Maschine Schnittstellen aufgewachsen und vertraut geworden. Die Gewöhnung an den jeweiligen Stand der Technik hat sie geprägt, sodaß später hinzugekommene Arten von Mensch-Maschine Schnittstellen für sie ein Umdenken und Umlernen erforderten. Besonders bei der Gestaltung von User-Interfaces für alte Menschen sollte diesem Umstand Rechnung getragen werden. In Tabelle B 2.1 sind die vier typischen Interface Generationen und die jeweiligen Geburtsjahrgänge, die damit vertraut sind zusammengestellt [DOC 98].

Interface Typ	Geburtsjahrgänge
Mechanisch - 1938
Elektromechanisch	1938 - 1955
Displays	1955 - 1965
Menüs	1965 -

Tabelle B 2.1: Interface Typen, wie sie verschiedenen Geburtsjahrgängen vertraut sind [DOC 98].

Die Beschreibung verschiedener alternativer und augmentativer Benutzerschnittstellen⁹¹ kann nach folgender Systematik erfolgen, die auch der Gliederung der nachfolgenden Kapitel zugrundegelegt ist (Abb. B 2.2):

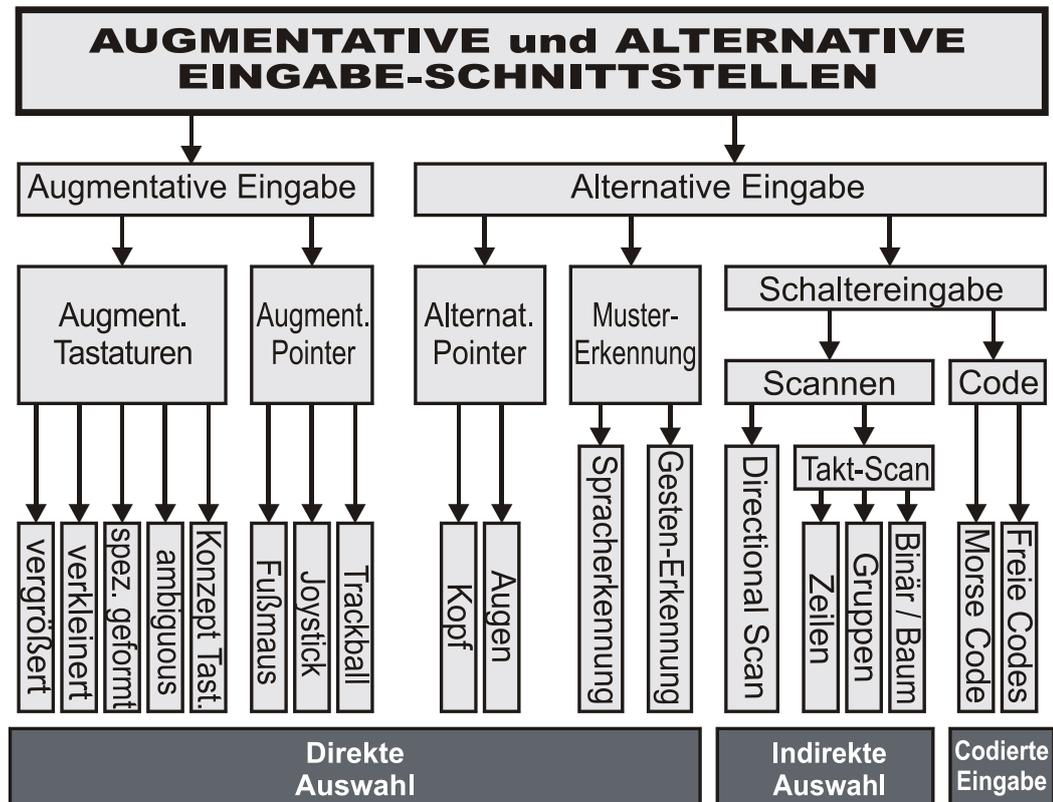


Abb. B 2.2: Systematik der augmentativen und alternativen Eingabe-Schnittstellen.

Bewegungsbehinderte Personen sind vielfach nicht in der Lage, die üblichen Mensch-Maschine Schnittstellen in konventioneller Weise zu bedienen. Je nach Grad der Behinderung ist es daher entweder erforderlich:

- herkömmliche Eingabegeräte (Schalter, Tastatur, Maus) durch Modifikationen (Hardware und/oder Software) den speziellen Bedürfnissen anzupassen. Die Methoden der angepaßten / augmentativen Eingabe werden in Kapitel 2.1 besprochen oder
- vollkommen neue Möglichkeiten für den Mensch-Maschine Dialog auszuschöpfen (alternative Eingabeverfahren, siehe dazu Kapitel 2.2).

Personen, die von einer sensorischen Schädigung betroffen sind, benötigen Unterstützung auf der Ausgabeseite. Auch hier können wir unterscheiden:

- angepaßte / augmentative Ausgabe, die vor allem durch eine Vergrößerung der Bildschirmanzeige erreicht werden kann (Kapitel 2.3) oder
- alternative Ausgabe, bei der blinden und gehörlosen Menschen eine andere Modalität erschlossen werden muß (Kapitel 2.4).

Der Einsatz von augmentativen oder alternativen Mensch-Maschine Schnittstellen kann aus folgenden Gründen erforderlich sein:

- Der Zugang zu Computern und damit zu einer Fülle von mit dem PC ausführbaren Aktivitäten ist über die konventionellen Eingabegeräte (Tastatur, Maus) nicht möglich.
- Der Zugang zur direkten Kommunikation bzw. zur Telekommunikation ist wegen einer Einschränkung der Mobilität und/oder einer Sprechbehinderung nicht ohne technische Hilfe möglich. Da motorische Behinderungen und Sprechbehinderungen oft gemeinsam auftreten, muß bei techni-

⁹¹ Der ursprünglich in [DEM 92] verwendete Begriff "Alternative Interfaces" wurde hier sinngemäß auf "Alternative and Augmentative User Interfaces" erweitert.

schen Hilfen für bewegungsbehinderte Menschen auch der Aspekt der Kommunikationsunterstützung einbezogen werden.

- Der Zugang zur Umwelt ist nicht in gewohnter Weise möglich, weil die Bewegungsbehinderung die Mobilität im Raum einschränkt und bestimmte Verrichtungen (Bedienen von Geräten, Bewegen von Gegenständen etc.) nicht selbst ausgeführt werden können. Fernsteuersysteme (Umgebungssteuerungen) mit einer alternativen oder augmentativen Mensch-Maschine Schnittstelle werden als aktuatorisches Vikariat eingesetzt (Näheres dazu siehe Teil C).

2.1 Augmentative Eingabe

2.1.1 Tastaturen

Tastaturen werden üblicherweise durch die Verwendung aller zehn Finger beider Hände bedient. Fehlen von Fingern, Lähmungen oder eine andere Beeinträchtigungen in der Motorik einer oder beider Hände machen es daher schwierig bzw. unmöglich, herkömmliche Tastaturen zu bedienen. Tastaturen können alternativ auch durch einen am Kopf befestigten oder mit den Zähnen gehaltenen Stab bzw. mit den Füßen betätigt werden.

Bei jeder Tastatureingabe, die nicht mit mehreren Fingern sondern mit nur einem Finger bzw. mit einem Mund- oder Kopfstab erfolgt, ist zu beachten, daß die Anordnung der Buchstaben auf der Tastatur nach dem "QWERTY"-Schema ungünstig ist, da häufig nacheinander vorkommende Buchstaben (Bigramme) ja bekanntlich bewußt weit voneinander liegend angeordnet sind⁹². Zwei optimierte Anordnungen, mit der eine 30% bis 40% Reduktion der Wege erreicht werden kann, zeigt Abb. B 2.3 [LES 00b].

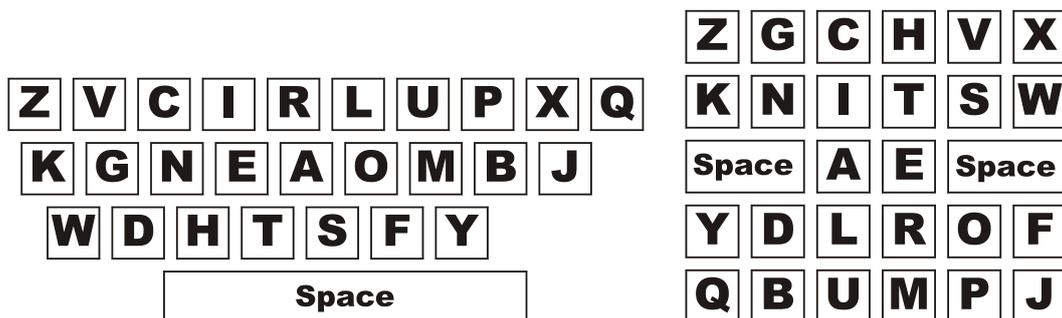


Abb. B 2.3: Wegoptimierte Tastaturanordnungen für Einzelfinger bzw. Mund- und Kopfstab Bedienung (für Englisch) [LES 00b].

a) Vergrößerte Tastaturen

Zur Kompensation von Problemen mit der Feinmotorik können vergrößerte Tastaturen (größere Tasten, größere Abstände) eingesetzt werden, die das Treffen einer bestimmten Taste erleichtern. Auch dann, wenn die Tastatur (z.B. bei Fehlen der Hände) mit den Füßen bedient wird, ist eine vergrößerte Tastatur vorteilhaft (siehe Abb. B 2.8).

b) Kleine Tastaturen

Im umgekehrten Fall, wenn die Feinmotorik der Hand (Handgelenk) uneingeschränkt vorhanden ist, jedoch keine größeren Bewegungen mit den Armen ausgeführt werden können, empfiehlt sich eine verkleinerte Tastatur, bei der alle Tasten (gegebenenfalls unter Zuhilfenahme eines Stiftes) aus dem Handgelenk heraus erreicht werden können (Abb. B 2.4).

⁹² Diese Anordnung wurde zur Zeit der Typenhebel-Schreibmaschinen eingeführt, um die Gefahr des Verhakens der Typenhebel zu minimieren.

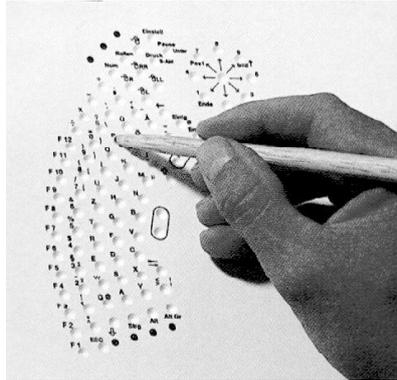


Abb. B 2.4: Kleine Tastatur, die wird mit einem Stift bedient wird.

c) Speziell geformte Tastaturen

Für besondere Anwendungsfälle werden auch Tastaturen angeboten, die denen die Tasten auf zwei Tastaturfelder aufgeteilt oder in einer kundenspezifischen dreidimensionalen Form angeordnet werden. Damit sind z.B. auch Tastaturen möglich, die von der Seite bedient werden können, wenn diese Form die Handhaltung des Benutzers / der Benutzerin erleichtert.

Eine "Tastatur", bei der keine einzelnen Fingerbewegungen sondern nur Bewegungen der Unterarme und der Handgelenke erforderlich sind zeigt Abb. B 2.5, links. Das "Keybowl" genannte Eingabegerät verfügt über zwei mit den Handflächen zu bedienende Kuppeln, die in je acht Richtungen gekippt werden können. Aus der Kombination dieser Kippbewegungen werden die einzelnen Zeichen für die Eingabe codiert.

Auch Tastaturen für Einhandbedienung (rechte oder linke Hand) werden angeboten (Abb. B 2.5 rechts).



Abb. B 2.5: Beispiel für speziell geformte Tastaturen:
links: Keybowl; rechts Einhandtastatur (Octima).

An dieser Stelle sollen Tastaturen für Blindenschrift nicht unerwähnt bleiben. Die übliche Anordnung der Tasten und ihre Zuordnung zu den Punkten der Blindenschrift zeigt Abb. B 2.6, links. Gerade beim Arbeiten mit Blindenschrift kann eine Einhandtastatur von großem Vorteil sein, da dann eine Hand zum Lesen und die andere zum Schreiben verwendet werden kann. Eine mögliche Tastenanordnung für eine Blindenschrift Einhandtastatur im sogenannten "Stack Layout" für die rechte Hand ist in Abb. B 2.6, rechts dargestellt [SHO 00].

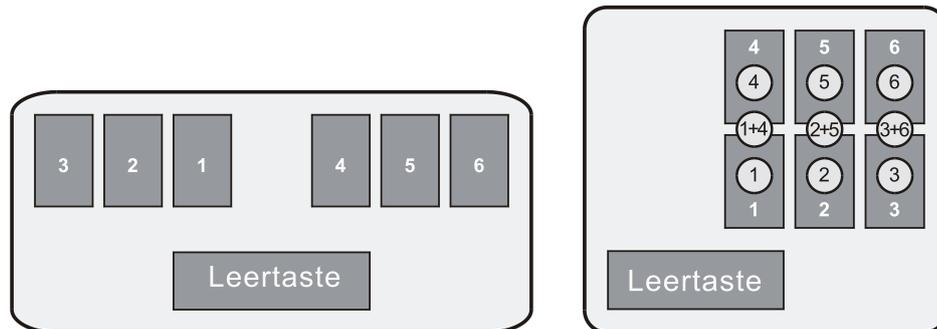


Abb. B 2.6: links: Konventionelles Layout für eine Braille-Tastatur; rechts: Braille-Einhandtastatur nach dem "Stack-Layout" [SHO 00].

d) Ambiguous Keyboard

Die Redundanz der Sprache kann dazu verwendet werden, die Eingabe von Texten für den Benutzer / die Benutzerin einfacher zu gestalten. Während es bei Textvorhersage darum geht, einen zeitlichen Gewinn zu erzielen, versucht man hier mit einer reduzierten Anzahl von Tasten auszukommen.

Jeder Taste des Ambiguous Keyboards (wörtlich "mehrdeutige Tastatur") sind mehrere Buchstaben zugeordnet (so wie bei einer Telefon-Tastatur bzw. einer Tastatur eines Mobiltelefons). Der Druck auf eine einzelne Taste kann daher zunächst für mehrere Buchstaben stehen. Werden Tasten nacheinander angeschlagen, wird die Verbundwahrscheinlichkeit für die verschiedenen möglichen Buchstabenkombinationen berechnet und daraus das wahrscheinlichste Wort gebildet. Auf diese Weise kann Personen mit eingeschränkter Motorik eine Tastatur mit wenigen oder großen Tasten angeboten werden, über die dennoch der komplette Buchstabenvorrat eingegeben werden kann [ALL 96, KUS 98, LES 98, HAW 99, HAR 01].

In der Praxis werden z.B. sieben Tasten für Buchstaben und die Leertaste verwendet. Die Belegung der Tasten kann wie in Abb. B 2.7 gezeigt vorgenommen werden.



Abb. B 2.7: Typische Tastenbelegung für ein "Ambiguous Keyboard" [KUS 98].

Zusätzlich zur Verwendung der Verbundwahrscheinlichkeit (Disambiguierung auf der Buchstaben-Ebene), ist es auch möglich mit Wörterbüchern zu arbeiten (Disambiguierung auf der Wort-Ebene). Hierbei werden Wörterbuch-Größen von 130.000 bis 160.000 Wörtern verwendet. Wie bei der Textvorhersage wird nach dem Ende jedes Wortes eine Liste mit den wahrscheinlichsten Wörtern angezeigt. Durch ein- oder mehrmaliges Anschlagen der Leertaste wird die Auswahl aus der Liste getroffen. Es wird berichtet, daß in 97% der Fälle das richtige Wort an die erste Stelle gereiht wurde [KUS 98].

Die Methode des "Ambiguous Keyboards" eignet sich nicht nur für Tastaturen im engeren Sinn sondern kann auch im Zusammenhang mit verschiedenen Scanning-Verfahren (siehe Kapitel 2.2.5) oder bei einer Eingabe über Joystick oder Augen Steuerung (siehe Kapitel 2.2.2) von Vorteil sein. Beim Einsatz mit Scanning-Verfahren werden im Durchschnitt lediglich 3,4 Scan-Schritte für die Auswahl eines Buchstabens benötigt. Werden in Verbindung mit einem Textvorhersageprogramm jene Tasten beim Scannen übersprungen, deren Buchstaben nicht möglich oder äußerst unwahrscheinlich sind, reduziert sich die durchschnittliche Zahl der Scan-Schritte auf etwa 2,9 [KUS 98].

e) Konzept-Tastaturen

Unter einer Konzept-Tastatur (*concept-keyboard*) versteht man eine druckempfindliche Fläche (*graphic tablet*), bei der es möglich ist, die Lage der einzelnen „Tasten“ kundenspezifisch anzuordnen. Durch Programmierung lassen sich so beliebige Tastaturkonzepte realisieren. Die Bezeichnung der "Tasten" erfolgt durch ein über die druckempfindliche gelegtes Beschriftungsblatt (overlay) [COL 90].

f) Lochmasken

Sowohl durch unsichere Bewegungen der Hand/Finger (Spasmen, Parkinson etc.) als auch bei der Verwendung eines Kopfstabes oder Mundstabes kann es leicht geschehen, daß der Benutzer / die Benutzerin von der gewünschten Taste abrutscht und zusätzlich eine Nachbartaste anschlägt. Um das zu vermeiden, versieht man die Tastatur mit einer darüber gelegten Lochmaske (Abb. B 2.8).

Bei Konzept-Tastaturen kann anstelle der Lochmaske ein dem "Overlay" entsprechendes Gitter verwendet werden.

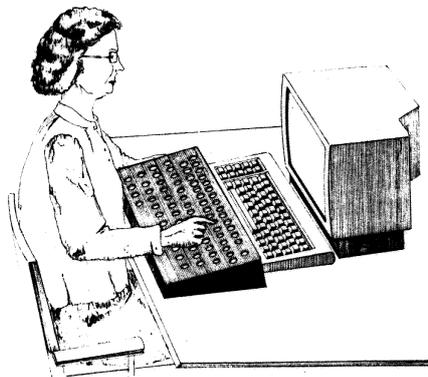


Abb. B 2.8: Arbeiten mit einer vergrößerten Tastatur und einer Lochmaske [FRE 89].

g) Anpassung des Tastaturreibers

Durch die Einstellung von Parametern im Tastaturreiber (ab Windows 95 im Betriebssystem enthalten) können einige Tastatureigenschaften individuell angepaßt werden (unter Einstellungen â Systemsteuerung â Eingabehilfen - Abb. B 2.9 und Abb. B 2.10):

- „FilterKeys“ (Anschlagverzögerung): Einstellung der Zeit, die eine Taste mindestens gedrückt werden muß, bis der Anschlag akzeptiert wird.
- „ToggleKeys“ (Statusanzeige): signalisiert die momentane Stellung der Tasten „Caps-Lock“, „Num-Lock“ und „Scroll-Lock“ durch die Ausgabe verschieden hoher Töne nach jeder Betätigung.
- Herabsetzung der Wiederholrate (*auto repeat*) bzw. der Zeit bis zum Einsatz von auto repeat (einzustellen unter Anschlagverzögerung).
- „StikeyKeys“ (Einrastfunktion): Ersetzen von sonst üblichen gleichzeitig auszuführenden Mehrfachanschlägen (Shift, Alt, Ctrl) durch sequentielles Anschlagen (wichtig für Einhandbedienung bzw. bei Verwendung von Kopf-/Mundstab).



Abb. B 2.9: Eine Anzahl von Eingabehilfen sind bereits fester Bestandteil von Betriebssystemen wie Windows 95 und spätere Versionen.

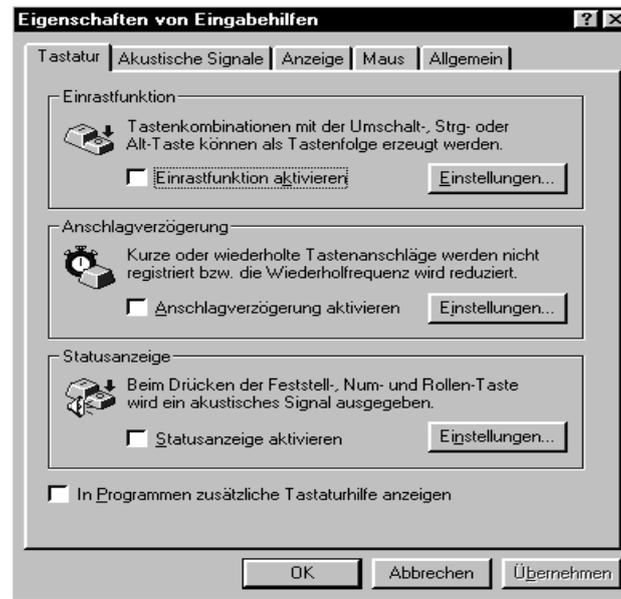


Abb. B 2.10: Einstellungen für die Tastatur in den Eingabehilfen von Windows 98.

Da die ideale Anpassung der vielfältigen Tastaturparameter eine mühsame und zeitraubende Tätigkeit ist, wurden auch Programme entwickelt, die das Schreibverhalten der behinderten Person analysieren und die Anpassung der Parameter selbständig vornehmen [TRE 02].

2.1.2 Augmentative Pointer

Unter einem "Pointer" wollen wir alle jene Eingabegeräte verstehen, mit denen auf einem GUI (Graphischen User Interface) eine zweidimensionale Bewegung eines Cursors oder eines ähnlichen Objektes gesteuert werden kann. Neben der allgemein üblichen Maus gehören auch Trackball, Joystick, Graphic Tablets und Touch Screens zu dieser Kategorie [DRE 98].

Hinsichtlich der Arbeitsweise unterscheiden wir zwei Arten von Pointern [EVA 00]:

- Absolute Pointer

Diese haben ein proportionales Verhalten, die Lage des Mausursors am Bildschirm ist ein proportionales Abbild der Lage oder der Stellung des Pointers, wie wir das von einer Maus, einem Trackball oder einem Graphic Tablet gewohnt sind. Der Benutzer / die Benutzerin bestimmt also direkt den Ort, auf den der Mauscursor gestellt werden soll.

- Relative Pointer

Hier haben wir es mit einem integralen Verhalten zu tun. Eine Auslenkung des Pointers aus der Ruhelage versetzt den Mauszeiger in Bewegung, die Größe der Auslenkung aus der Ruhelage kann (muß aber nicht) ein Maß für die Geschwindigkeit der Mausbewegung sein. Nach dem Loslassen kehrt der Pointer in seine neutrale Ruhelage zurück und der Mauscursor bleibt wieder stehen. Der Benutzer / die Benutzerin steuert somit die Geschwindigkeit mit der sich der Mauscursor bewegt. Zu den relativen Pointern zählen wir nicht nur den Joystick sondern auch das Steuern des Mausursors mit Einzelschaltern oder mittels der Tastatur.

Üblicherweise werden mit einem Joystick reale Bewegungen ausgeführt, das heißt eine vom Benutzer / von der Benutzerin auf den Joystick ausgeübte Kraft wirkt gegen eine Feder im Joystick und führt zu einer Veränderung der Winkelstellung des Steuerhebels. Bei den sogenannten *isometrischen* Joysticks ist der Steuerhebel unbeweglich und es wird nur die Kraft gemessen, die vom Anwender / von der Anwenderin ausgeübt wird. Welcher Art der Vorzug zu geben ist, ist sicher von Fall zu Fall einzeln zu entscheiden. Da jedoch reale Bewegungen zu einem besseren Feedback über die Propriozeption des Anwenders / der Anwenderin führen, ist der bewegliche Joystick wohl in den Meisten Fällen die bessere Wahl [RAO 00].

Augmentative Pointer sind daher in erster Linie solche Eingabegeräte, mit denen der Mauscursor auch von solchen Personen gesteuert werden kann, die mit einer herkömmlichen Maus nicht arbeiten können.

a) Fußmaus

Es werden unterschiedliche Konstruktionen angeboten, mit denen die Cursor-Steuerung auch mit den Füßen durchgeführt werden kann. Ein typisches Ausführungsbeispiel für Dreh- und Kippbewegungen mit dem Fuß zeigt Abb. B 2.11 links.

b) Joystick

Die Verwendung eines Joysticks anstelle der Maus empfiehlt sich für Personen, die noch eine ausreichende Motorik in den oberen Extremitäten haben aber beim Greifen eingeschränkt sind. Ein Joystick (gegebenenfalls mit einem speziell geformten Ende) läßt sich auch noch mit einem Armstumpf, einer Prothese, mit dem Ellenbogen oder dem Kinn bedienen.

c) Trackball

Groß ausgeführte Rollkugeln (*trackball*) können in manchen Fällen von Vorteil sein, insbesondere wenn sie nicht mit dem Finger sondern mit der Handfläche bedient werden können. Im Gegensatz zur Maus sind keine Bewegungen der Arme sondern vor allem des Handgelenks oder des Daumens erforderlich. Blinde und sehbehinderte Benutzer / Benutzerinnen können dadurch vom Trackball profitieren, daß er sich immer an der gleichen Stelle am Tisch befindet.

d) Maussteuerung über Einzeltasten

Maussteuerungen lassen sich auch mit Einzelschaltern (Ergotastern) realisieren. Für jede Richtung der Mausbewegung wird ein eigener Taster vorgesehen, ebenso für die Ausführung des Mausklicks. Der Mauszeiger ist so lange mit einer einstellbaren Geschwindigkeit in Bewegung wie der entsprechende Taster gedrückt wird (Abb. B 2.11 rechts).

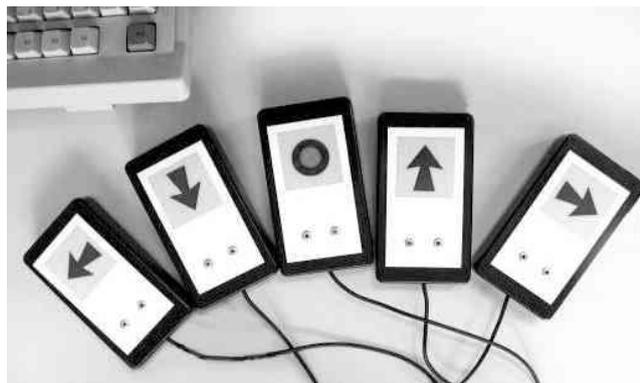
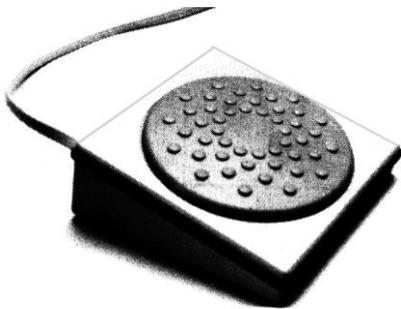


Abb. B 2.11: links: Maus für Bedienung mit dem Fuß
rechts: Maussteuerung über Einzeltasten (Meschik).

e) Hilfen für die Ausführung von Mausbewegungen

- „Mouse-Keys“ (ab Windows 95) erlaubt die Steuerung der Mausbewegungen über die Pfeiltasten der numerischen Tastatur. Die Geschwindigkeit ist über die Tasten „Control“ und „Shift“ einstellbar.
- „StickeyClick“: Für manche Maus-Operationen ist es erforderlich, die Maustaste während der Mausbewegung gedrückt zu halten (z.B. bei „drag & drop“ und einigen „pull-down“ Menus). StickeyClick (also ein Mausklick, der kleben bleibt) gestattet es, die Maustaste gleich wieder loszulassen.
- „Near-Miss-Function“: Der Cursor muß nicht genau auf das auszuwählende Element gestellt werden, sondern es wird automatisch immer jenes Element angewählt, das die geringste Distanz zum Mauscursor hat. Für das Treffen von kleinen aber meist weit auseinanderliegenden „Radio-Buttons“ kann das eine große Erleichterung darstellen [MOY 96, HER 98].

Die Möglichkeiten für die Einstellung von "MouseKeys" unter Windows 98 zeigt Abb. B 2.12.

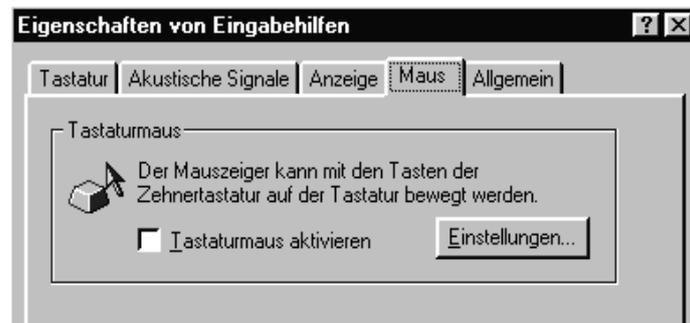


Abb. B 2.12: Einstellungen für die Maus in den Eingabehilfen von Windows 98.

Windows 98 bietet über das "Mouse Control Panel" zusätzlich noch die Möglichkeit, die Größe und die Darstellungsart des Mauszeigers und die Geschwindigkeit für den Doppelklick in weiten Grenzen einzustellen. Die Belegung der Maustasten läßt sich vertauschen, wovon linkshändige Personen aber auch Personen mit Behinderung der Feinmotorik bestimmter Finger einen Nutzen ziehen können.

Zahlreiche motorisch behinderte Personen (MS, Zerebralparese, Muskeldystrophie), leiden unter einem Tremor (unruhige, zitterige Handbewegungen). Von Personen, die an MS (Multipler Sklerose) erkrankt sind, weisen etwa ein Drittel einen sogenannten Intentionstremor auf, worunter eine Zunahme des Tremors (1 – 6 Hz Pendelungen) vor dem Erreichen des Zieles einer visuell geführten Bewegung (Auge-Hand Koordination) verstanden wird. Diese Personen haben es besonders schwer, mit einem Pointer (Maus, Joystick, Graphic-Tablet) ein Ziel zu erreichen. Durch geeignete Filterung der vom Pointer kommenden Signale kann eine Stabilisierung der Mauszeiger-Position erreicht und die Zielsicherheit erhöht werden [CIV 99, RIO 00, FEY 01].

Durch spezielle Software kann auch erreicht werden, daß der Mauszeiger nicht beliebig über den Bildschirm verschoben werden kann, sondern auf das jeweils nächste relevante Objekt springt. Personen mit mangelhafter Feinmotorik sind dann nicht gezwungen, die mitunter sehr kleinen aktiven Flächen eines GUI (Graphic User Interface) exakt zu treffen. Sobald sich der Mauszeiger in der Nähe einer GUI Schaltfläche befindet, springt er automatisch dorthin [PIM 00]. Verschiedene Formen des taktilen Feedbacks (Gegenkraft bzw. Bremse, Taststifte, Veränderung des Tastendrucks oder Vibration) können zur Erleichterung des "Einrastens" des Mauszeigers auf einer Schaltfläche herangezogen werden (besonders hilfreich für blinde Personen) [KER 94, SHI 98].

2.2 Alternative Eingabe

2.2.1 Direkte Auswahl

Unter direkter Auswahl verstehen wir die übliche Methode zur Kommandogewinnung, bei der alle vom System zu verstehenden Befehle in einem ein- oder zweidimensionalen Feld angeordnet sind. Darunter fallen nicht nur alle Arten von mehr oder minder mechanischen Tastaturen, sondern auch auf einem Bildschirm angeordneten Symbole oder eine Liste von Befehlen, von der mittels eines Zeigeverfahrens (Pointer) oder mit automatischer Spracherkennung durch Aussprechen eines Kommandowortes eine direkte Auswahl getroffen wird. Die Auswahl des gewünschten Befehls erfolgt also (im weitesten Sinn) durch eine proportionale Körperbewegung: Ein Finger wird zur gewünschten Taste geführt und drückt diese nieder, der Cursor wird mittels Maus, Joystick, durch Augen- oder Kopfbewegungen auf eine Stelle am Bildschirm bewegt oder ein Befehl wird ausgesprochen.

Die Übertragungsrate, die mittels direkter Auswahl erzielt werden kann, hängt von drei Faktoren ab [WOL 00]:

- Größe der Auswahlmenge (je größer, desto mehr Information steckt in einer einzelnen Auswahl.
- Fehlerrate (Genauigkeit) des Benutzers / der Benutzerin beim Auswählen.
- Frequenz, mit der die Auswahlen vorgenommen werden können.

Der Zusammenhang zwischen Genauigkeit (in %), Größe der Auswahlmenge (N) und der je Auswahl erzielten Informationsmenge in Bit je Auswahl wurde von Shannon errechnet und ist in Abb. B 2.13 graphisch dargestellt.

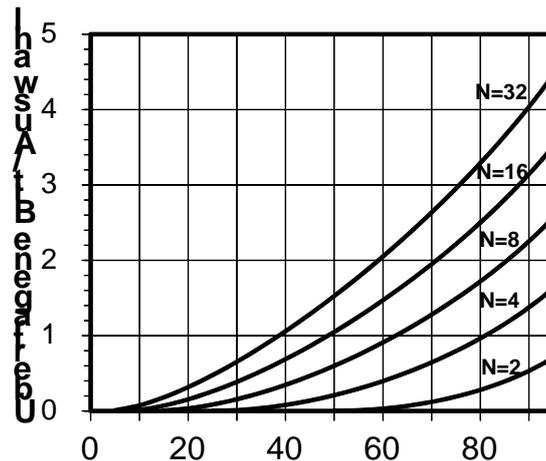


Abb. B 2.13: Informationsmenge in Bit / Auswahl
(Selektion eines Elementes aus der Elementmenge N) in Abhängigkeit von der Genauigkeit (Zuverlässigkeit) mit der ein Benutzer / eine Benutzerin die richtige Auswahl trifft; Original von Shannon, nach Pierce und [WOL 00].

2.2.2 Alternative Pointer

Unter einem alternative Pointer wollen wir Eingabegeräte verstehen, mit denen eine behinderte Person den Mauszeiger bewegen bzw. eine Auswahl aus einer Menge von Elementen treffen kann, ohne die üblichen Geräte wie Maus, Joystick oder Touchscreen zu verwenden. Üblicherweise läuft das darauf hinaus, anstelle proportionaler Bewegungen der Arme und Hände auf andere gut kontrollierbare Körperbewegungen zuzugreifen.

Auch alternative Pointer können als absolute oder relative Pointer ausgeführt werden (siehe Kapitel 2.1.2), wobei die Genauigkeit des Systems und die Präzision, mit der ein Benutzer / eine Benutzerin proportionale Bewegungen ausführen kann, darüber entscheidet, welchem System der Vorzug zu geben ist [EVA 94].

Zu jedem Pointer gehört auch die Möglichkeit, ein Signal zur Auswahl eines gewünschten Elementes abgeben zu können (Mausklick, evtl. getrennt für linke und rechte Maustaste, Doppelklick). Bei alternativen Pointern ist man gezwungen, auch dafür alternative Strategien einzusetzen, wenn die damit arbeitende Person nicht in der Lage ist, ein geeignetes Schaltsignal zu erzeugen.

Eine oft angewendete Methode besteht darin, daß der Mausclick automatisch dann erzeugt wird, wenn der Mauszeiger für eine bestimmte einstellbare Zeit unbewegt auf einer fixen Position verharrt. Das erfordert die Fähigkeit, die vorgeschriebene Zeit auch wirklich still halten zu können. Außerdem kostet diese Vorgehensweise zusätzliche Wartezeit. Als Fixation eines Punktes gelten Zeiten, die länger als 250 ms bis 1100 ms sind. Hierbei muß man aber Vorkehrungen treffen, daß es bestimmte Flächen am Bildschirm gibt, auf denen der Mauszeiger auch beliebig lange verweilen darf, ohne daß es zu einer Selektion (Mausklick) an dieser Stelle kommt⁹³ [EDW 98, EDW 98a, EDW 98b, KAH 99, CHE 02]. Für die Auswahl durch Verwendung eines zusätzlichen Schalters kommen hier meist Saug-Blas-Schalter (Abb. B 2.14) oder Lidschlagschalter in betracht. Auch die Auswertung des Geräusches (Körperschall), das die Zähne beim Aufeinanderschlagen machen ("Zähneklappern"), ist möglich [HAS 96].

⁹³ Gibt es keinen derartigen neutralen (inaktiven Bereich) müßte der Mauszeiger ständig in Bewegung gehalten werden, damit es zu keinen ungewollten Auslösungen von Mausclicks kommt. In der Fachliteratur spricht man vom "Midas-Touch" Problem, benannt nach dem phrygischen König Midas (8. Jhd. v. Chr.), von dem die Sage berichtet, daß alles, was er berührte zu Gold wurde [EDW 98b].

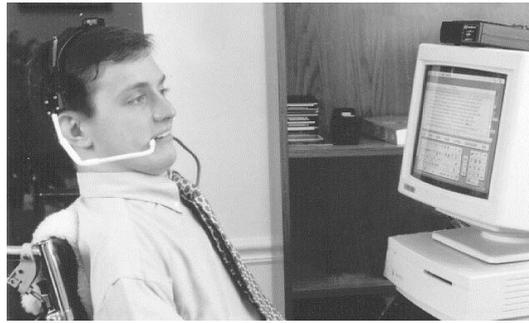


Abb. B 2.14: Kopf-Pointer in Verbindung mit einem Saug-Blas-Schalter (Headmaster).

a) Kopfbewegungen

Auch bei hohen Querschnittslähmungen bleibt die Beweglichkeit des Kopfes erhalten. Da der Kopf über gute feinmotorische Eigenschaften verfügt, können Kopfbewegungen zur Steuerung des Cursors bzw. des Fokus (Auswahlmarkierung, siehe auch Kapitel 2.2.5) verwendet werden. Der Einsatz von berührungslos arbeitenden Zeigesystemen (Pointern) ist wesentlich bequemer als das Arbeiten mit dem Mund- bzw. Kopfstab und trägt auch zu einer besseren Körperhaltung bei.

In den meisten Fällen wird mit der Kopfbewegung direkt der Mauszeiger gesteuert. Einige einfachere System begnügen sich damit, einige um den Bildschirm herum angeordnete optische Schalter (Photozellen) mittels eines Lichtstrahls (Laser) anzusteuern, um damit entweder Cursorstasten oder Buchstaben einer virtuellen Tastatur anzusteuern [CHE 99].

Nachfolgende Typen von Zeigesysteme für Kopfsteuerungen wurden entwickelt und haben teilweise auch Marktreife erlangt [DRE 98, EVA 00]:

Optische Pointer

Bei den optisch arbeitenden Pointern können nachfolgende drei Arbeitsprinzipien unterscheiden werden:

- **Aktive Lichtquelle am Kopf des Benutzers / der Benutzerin**
Am Kopf des Benutzers / der Benutzerin, meist auf einem Brillengestell, werden eine oder mehrere Lichtquellen (Leuchtdiode, Laser) angebracht. Für deren Betrieb sind entweder Batterien oder eine Zuleitung erforderlich. Ein über dem PC Monitor angebrachtes Zusatzgerät vermisst die Lage bzw. den Winkel dieser Lichtquelle(n) und wandelt diese Werte in Cursor-Bewegungen um. Durch Modulation der Lichtquelle kann die Sicherheit gegen Störlicht (Raumbeleuchtung, Licht vom PC-Monitor) erhöht werden. In der Literatur werden 11 kHz als günstiger Wert empfohlen. Falls das Signal für den Mausklick auch aus der Kopfregion abgeleitet wird (z.B. durch Lidschlag- oder Wangenschalter, siehe auch Kapitel 2.2.7g) kann dieses leicht drahtlos über speziell codierte Lichtimpulse übertragen werden [DRE 98, EVA 99, EVA 00].
- **Optische Markierung bzw. Reflektor am Kopf des Benutzers / der Benutzerin**
Hier trägt der Benutzer / die Benutzerin eine passive optische Markierung am Kopf (meistens auf der Stirn oder an einem Brillengestell). Das von einer optischen Sende-/Empfangseinheit über dem Monitor abgestrahlte Licht wird von dieser Markierung reflektiert, sodaß Bewegungen des Kopfes ausgewertet werden können (Abb. B 2.15 links) [EVA 99, REI 99].
- **Videokamera, die auf den Kopf des Benutzers / der Benutzerin gerichtet ist**
Mit einer über dem PC-Monitor angebrachten Videokamera werden die Bewegungen eines markanten Details am Kopf (Nasenspitze, Augen, Lippen) vermessen. Das Auffinden des Lidschlages im Kamerabild kann nicht nur für die Kalibrierung des Bildverarbeitungssystems hilfreich sein sondern auch für die Ausführung des Mausklicks (links und rechts) herangezogen werden [EVA 00, BET 02, MOR 02]. Die Auswertung von Kopfbewegungen mittels Videokamera wird auch für experimentelle Rollstuhlsteuerungen eingesetzt [GAR 99a, BRE 01].

Ultraschall Pointer

Die Lage des Kopfes kann auf berührungslosem Weg auch durch mehrere Ultraschall-Entfernungsmesser ermittelt werden. Bei der in Abb. B 2.15 rechts dargestellten Kopfsteuerung für einen Elektrorollstuhl messen zwei Ultraschallsysteme die Lage des Kopfes in einer Ebene relativ zur Kopfstütze. Seitliches Bewegen bzw. Vor- und Zurückbewegen des Kopfes wirkt wie ein Joystick und lenkt so den Rollstuhl [JAF 93].

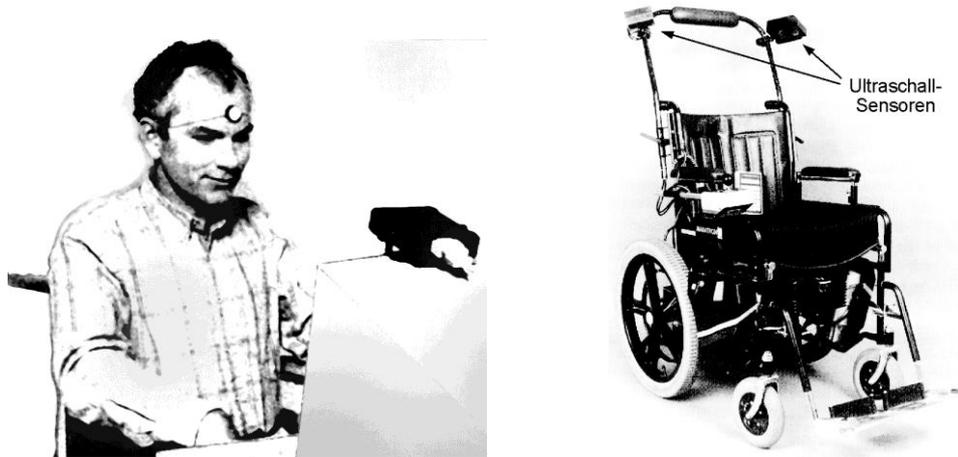


Abb. B 2.15: links: Arbeiten mit einem optischen Pointer für Kopfbewegungen; rechts: Rollstuhlsteuerung durch Kopfbewegungen, die mittels Ultraschall-Sensoren abgenommen werden.

Pointer mit Beschleunigungsaufnehmer

Am Kopf (z.B. in einem "Kopfhörergehäuse") angebrachte Beschleunigungssensoren oder Gyros können, nach Kalibrierung auf die Ruhelage, ebenfalls zur Ermittlung von Kopfpositionen verwendet und somit zur Cursor-/Fokus-Steuerung herangezogen werden [GAL 94, EVA 00].

Pointer mit Schwerkraft oder Magnetfeldsensoren

Wegen der meist hohen Kosten der bisher angeführten Systeme wurde immer wieder nach einfacheren Alternativen gesucht. Eine davon nützt mittels eines am Kopf angebrachten Schwerkraftsensors (im weitesten Sinn ein an einer Potentiometerachse angebrachtes Pendel) das Gravitationsfeld der Erde aus. Allerdings liefert hier das Drehen des Kopfes (links-rechts) keinen Beitrag zur Veränderung des Schwerkraftvektors und muß daher durch Neigen des Kopfes (Ohr zur Schulter) ersetzt werden. Diese Bewegung wird jedoch als unnatürlich und anstrengend empfunden [ERVA 96, EVA 00, CHE 01].

Eine weitere Möglichkeit stellt die Auswertung der Kopfneigung hinsichtlich des Erdmagnetfeldes (Hall-Effekt Kompaß) oder eines durch einen ortsfest in Kopfnähe montierten Permanentmagneten künstlichen Magnetfeldes dar [DON 98].

b) Augenbewegungen

Bei noch schwereren Bewegungsbeeinträchtigungen kann die Kopfbewegung nicht mehr für die Ansteuerung eines Pointer-Systems ausreichen. In vielen Fällen ist dann aber noch die zweidimensionale Augenbewegung vorhanden und kann zur Cursor- bzw. Fokus-Steuerung herangezogen werden, was aber technisch wesentlich aufwendiger ist, als die Auswertung von Kopfbewegungen.

Optische Abtastung

Die Stellung des Augapfels, also die Lage der Pupille relativ zum Kopf, kann mit einem Kamerasystem vermessen werden. Wird dieses Kamerasystem am Kopf getragen, dann fallen zwar alle störenden Einflüsse durch Kopfbewegungen weg, die Apparatur ist aber für den Benutzer nicht besonders bequem. Aufwendigere Systeme führen daher über eine unter dem PC-Monitor angebrachte Kamera eine komplette Bildanalyse von Kopf und Augen aus [JAR 93, LAH 94, HAS 96a, SKI 98, KAH 98, PIR 02].

Da ein Großteil jener Personen, die auf Augensteuerung angewiesen sind über keine anderen Bewegungsmöglichkeiten verfügen, kommen Kopfbewegungen, die vom System her kompensiert werden müßten, gar nicht vor [VAT 98, PIR 02].

Außer der direkten Vermessung der Lage der Pupille können auch Reflexion einer externen Lichtquelle entweder an der gekrümmten Cornea (Hornhaut) oder im Inneren des Auges (Katzenaugen-Effekt) zur Lagebestimmung herangezogen werden [VAT 98].

Elektro-okulare Potentiale (EOG)

Wegen der hohen neuralen Aktivität der Netzhaut stellt das Auge einen elektrischen Dipol dar, der sich in der Augenhöhle (Orbita) relativ zum Kopf bewegen kann. Von den Hautpartien rund um das Auge lassen sich daher Potentiale ableiten, die als ein Maß für die Stellung des Augapfels herangezogen werden können (Abb. B 2.16).

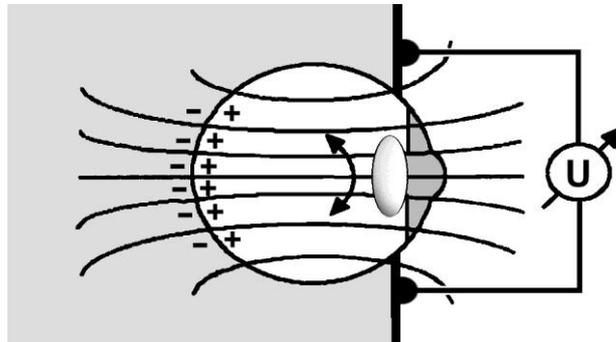


Abb. B 2.16: Entstehung und Ableitung elektro-okularer Potentiale.

Diese EOG Potentiale (EOG = Elektro-Okulogramm) liegen im Bereich von $50\mu\text{V}$ bis $3.500\mu\text{V}$ und in einem Frequenzband zwischen DC und 100 Hz. Im Bereich von ± 30 Grad sind die Potentiale weitgehend linear mit den Augenbewegungen ($5\mu\text{V}$ bis $20\mu\text{V}$ je Grad), bei größeren Winkeln jedoch stark nichtlinear. Störungen durch EEG (Gehirnpotentiale) und EMG (Muskelpotentiale) liegt die Messgenauigkeit im Bereich von 2° [WEB 92, UNG 96, BAR 02].

Bringt man um das Auge herum vier Haut-Elektroden an (z.B. mittels eines Brillengestells), können die EOG Potentiale abgegriffen und für Steuerungszwecke ausgewertet werden. Da es sich um äußerst geringe Spannungen handelt, hält sich die erzielbare Genauigkeit und die Stabilität in Grenzen. Verwendet man die elektro-okularen Potentiale allerdings nicht für eine streng proportionale Cursor/Fokus-Steuerung sondern lediglich dazu, den Cursor/Fokus bei Überschreiten eines gewissen Potentials in eine bestimmte Richtung loslaufen zu lassen (relativer Pointer), kann die Brauchbarkeit solcher System wesentlich gesteigert werden [CLE 94, CLE 92, CLE 92a, GIP 96].

Erreichbare Kommunikationsraten mit Augensteuerung und einem OSK (on screen keyboard) werden mit 25 bis 35 Zeichen/min (für eine trainierte Person) angegeben [SPA 96].

2.2.3 ASR – Spracherkennung

Eine Sonderstellung unter der direkten Auswahl von Befehlen bzw. den "Tastaturen" nimmt die Spracheingabe ein. Einfachere Spracherkennungssysteme/-programme sind in der Lage, einige gesprochenen Kommandos (10 - 30) zu erkennen und zur Ausführung zu bringen (das entspricht etwa der Leistung der direkten Zeigesysteme). Höherentwickelte Spracherkennungssysteme eignen sich zum Eingeben von Texten (Diktiersysteme) und ersetzen somit die Tastatur [BIC 98, HEW 98].

Für alle Personen, denen die Verwendung von Schaltern und Tastaturen Mühe bereitet bzw. bei denen der Einsatz anderer Eingabeverfahren nicht effektiv ist, bieten Spracherkennungssysteme dann eine hervorragende Alternative, wenn die betreffende Person über eine ausreichende lautsprachliche Kompetenz verfügt.

Die Entwicklung auf dem Gebiet der automatischen Spracherkennung ist in skizziert [MIE 01b].

	Wörter/min	Vokabular	Trainingszeit	Kosten
1990	> 20	5.000	> 1 h	3.000 €
1995	> 60	10.000	> 30 min	1.000 €
2000	> 160	300.000	< 10 min	150 €

Tabelle B 2.2: Entwicklung der ASR von 1990 bis 2000 [MIE 01b].

Sprecherabhängigkeit

In der automatischen Spracherkennung unterscheidet man zwischen sprecherabhängigen und sprecherunabhängigen Systemen. Sprecherabhängige Systeme werden vor dem Einsatz auf die Stimme der bedienenden Person trainiert. In Anwendungen für behinderte Menschen hat das sogar noch den

Vorteil, daß die trainierte Stimme dann mit hoher Sicherheit erkannt wird, während die Stimmen anderer Personen keinen oder wenig Einfluß auf das System haben. Wichtig ist nur, daß die Stimme des Benutzers / der Benutzerin keinen zu großen Schwankungen unterworfen ist. Sollte sich die Stimme im Tagesverlauf zu stark ändern, dann sollte das Training zu unterschiedlichen Tageszeiten durchgeführt werden. Selbst Personen mit schwer verständlicher Sprache können Spracherkennung einsetzen, wenn die einzelnen Wörter immer gleich ausgesprochen werden. Sogar positive Trainingseffekte zur Verbesserung der Aussprache konnten beobachtet werden, wenn ASR von sprechbehinderten Personen verwendet wird [BOW 94].

Einzelworterkennung / kontinuierliche Sprechweise

Bis vor kurzem benötigten kommerziell angebotene Spracherkennungssysteme zwischen den einzelnen zu erkennenden Wörtern zumindest eine minimale Sprechpause. Diese Einschränkung, die ein diszipliniertes Sprechen erfordert, ist in Hilfsmittelanwendungen jedoch meistens zumutbar. Für lernbehinderte Kinder mit einer Teilleistungsschwäche beim Schreiben werden sogar bewußt Programme mit Einzelworterkennung empfohlen, da der Zusammenhang zwischen gesprochenem und am Bildschirm dargestelltem Wort deutlich ist und das Lernen begünstigt [LUB 98].

Wortschatzgröße

Spracherkennungssysteme unterscheiden sich im Wortschatz. Für den Einsatz in einem Umgebungssteuerungssystem genügt durchaus ein gleichzeitig verfügbarer Wortschatz von 20 - 30 Wörtern (beim Wechsel in ein anderes Menü können andere Wörter in den Wortschatz geladen werden). Systeme, mit denen sich Texte diktieren lassen, verfügen über einen Wortschatz von typisch 30.000 bis 300.000 Wörtern. Bei der Auswahl eines geeigneten Spracherkennungssystems (Diktiersystems) muß darauf geachtet werden, daß auch alle für den Betrieb erforderlichen Bedienungsschritte über die Spracheingabe erfolgen können.

2.2.4 Gestik/Gebärden-Erkennung

In absehbarer Zukunft wird es auch möglich und wirtschaftlich vertretbar sein, Mimik und Gestik einer Person in die Mensch-Maschine-Schnittstelle miteinzubeziehen, entsprechende Prototypen aus der Forschung sind bereits bekannt. Viele bewegungsbehinderte Personen sind durchaus in der Lage, unterscheidbare Gesten oder Gebärden auszuführen, durch die ihre Kommunikation unterstützt und beschleunigt werden kann. So können Umgebungssteuerungen, die ASR verwenden, wesentlich leichter bedient werden, wenn gesprochene Kommandos durch entsprechende Gesten begleitet werden (z.B. "Schalte das ein" – mit gleichzeitigem Zeigen auf das gewünschte Gerät) [NEW 93, ROY 93, NEW 94, CUI 96, FOU 96, HAR 96, AKY 98, CLA 98, FRE 98, MAC 99].

Die Erfassung von Handzeichen einer Gebärdensprache bzw. der Fingerstellungen von Fingeralphabeten mittels Datenhandschuh und "Tracker" oder mittels einer Videokamera (die auch die Mimik erfassen kann) gestattet es sogar, textliche Inhalte direkt in den Computer einzugeben [KAD 95].

2.2.5 Schalter-Auswahl und Scannen

Fehlen einer behinderten Person ausreichend zuverlässige proportionale Bewegungen oder auch die Möglichkeit, eine größere Zahl von Kommandowörtern hinreichend differenziert aussprechen zu können, dann ist ein direktes Ansprechen eines Befehls aus einer Auswahlmenge nicht möglich. In diesem Fall muß bei der Auswahl eines Befehls aus einem Menüfeld von proportionalen Bewegungen abgegangen werden und entweder die Anzahl von Tastendrücken oder die Zeit als Kriterium herangezogen.

All diesen Verfahren ist gemeinsam, daß der Befehlsvorrat (in einer oder mehreren hierarchischen Ebenen) in Form von auswählbaren Objekten am Bildschirm oder einem anderen geeigneten Anzeigerät dargestellt wird. Zur Auswahl eines Befehls muß zunächst eine Markierung, die in diesem Zusammenhang üblicherweise mit Fokus bezeichnet wird, mit dem gewünschten Befehls-Icon zur Deckung gebracht werden. Für die Aktivierung des Befehls ist sodann ein weiteres Kommando zur Bestätigung dieser Auswahl erforderlich [SER 99].

Die Anzahl der Schalter, die die betreffende Person zu betätigen imstande ist, entscheidet über die Strategie, mit der die Fokus-Bewegungen und die Bestätigungen ausgeführt werden.

a) Manuelle Weiterschaltung des Fokus (Directional Scanning, Stepping)

Bei der manuellen Weiterschaltung des Fokus (directional scan) steht dem Benutzer / der Benutzerin eine oder mehrere Tasten zur Verfügung, mit denen der Fokus innerhalb der Auswahlmenge bewegt werden kann. Eine weitere Taste dient der Bestätigung der Auswahl [SER 99].

- 5 Schalter: Hier erfolgt das Bewegen innerhalb des Menüfeldes mit vier Schaltern für die vier unabhängigen Bewegungsrichtungen des Fokus (wie bei der Verwendung von Cursorstasten). Ein Druck auf eine der Richtungstasten verschiebt den Fokus um eine Zelle in die gewünschte Richtung. Die fünfte Taste dient zur Aktivierung des Kommandos, sobald der Fokus auf dem gewünschten Menüfeld steht (siehe dazu auch Abb. B 2.34).
- 2 Schalter: Hier dient ein Schalter der schrittweisen Weiterbewegung des Fokus, der bei jedem Tastendruck um ein Feld weiterrückt. Der zweite Schalter bewirkt die Auswahl.
- 1 Schalter: Wenn auch eher ungebräuchlich, läßt sich eine manuelle Weiterschaltung auch mit nur einem Taster bewerkstelligen. Anstelle des Auswählens mit einem zweiten Taster kann entweder die Verweilzeit des Fokus auf einem Befehls-Icon als Kriterium zur Aktivierung herangezogen werden oder ein entsprechend längerer Druck auf den Schalter, sobald beim Weiterrücken der gewünschte Befehl erreicht wurde.

b) Getaktete Weiterschaltung (Timed Scanning)

Unter getakteter Weiterschaltung des Fokus verstehen wir das automatische Vorrücken des Fokus auf ein neues Befehls-Icon nach einer vorgewählten Zeitspanne, die wir im Folgenden mit t_s (Scanzeit) bezeichnen wollen. Der einzige Schalter dient der Auswahl und muß zu dem Zeitpunkt betätigt werden, wo der Fokus auf dem gewünschten Befehl steht. Für die Auswahl eines Befehls stehen verschiedene Strategien zur Verfügung, die in den folgenden Punkten im Detail besprochen werden sollen.

c) Zeilen-Scannen (Linear Scanning)

Beim Zeilen-Scannen werden alle zur Auswahl angebotenen Elemente des Befehlsvorrates in einer Zeile angeordnet. Der Fokus springt im Takt der Scanzeit t_s zum jeweils nachfolgenden Element und bietet dieses zur Auswahl an. Nach dem Erreichen des letzten Elementes und nach jeder erfolgten Auswahl springt er wieder zum ersten Element zurück und der Vorgang beginnt von neuem [SER 99].

Wird in einem oder in mehreren aufeinanderfolgenden Durchläufen kein Element ausgewählt, ist es üblich, den Scan-Vorgang zu unterbrechen und den Fokus am ersten Element stehen zu lassen. Erst durch das Schließen des Schalters wird der Scan-Vorgang wieder angestoßen (natürlich ohne daß dadurch das erste Element ausgewählt wird).

Von Zeilen-Scannen wird auch dann gesprochen, wenn die Elemente kreisförmig (wie auf einem Zifferblatt) oder in mehreren Zeilen matrixförmig angeordnet sind, solange der Fokus immer in der gleichen Abfolge auf ein einziges nächstes Element verschoben wird. Die zeitlichen Zusammenhänge beim Zeilen-Scannen sind in Abb. B 2.17 dargestellt:

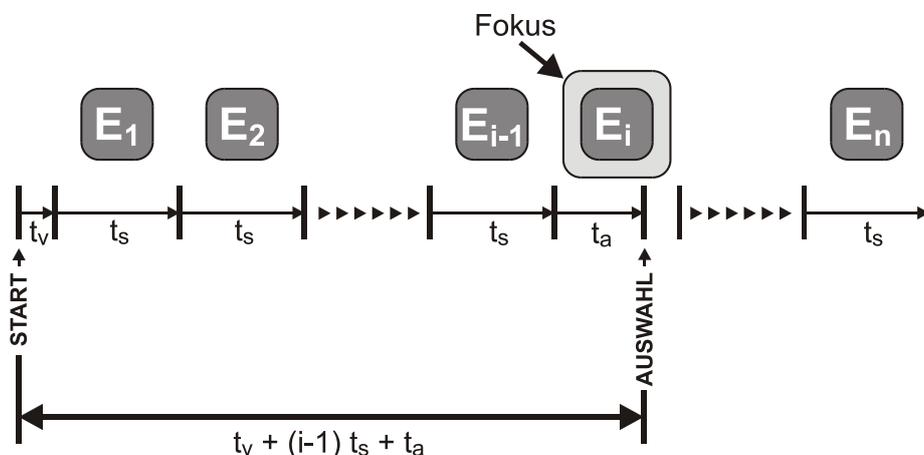


Abb. B 2.17: Zeitliche Zusammenhänge für getaktete Fokus-Weiterschaltung;
 $E_1 \dots E_n =$ Elemente der Auswahlmenge, $E_i =$ ausgewähltes Element
 $t_s =$ Scanzeit, $t_a =$ Auswahlzeit, $t_v =$ Verzögerungszeit.

In der Darstellung von Abb. B 2.17 befindet sich der Fokus auf dem Element E_i , welches innerhalb einer Scanzzeit T_s durch Schließen des Schalters ausgewählt werden kann. Die Zeit zwischen dem "fokussieren" des Elementes E_i und der Auswahl durch den Benutzer / die Benutzerin bezeichnen wir als Auswahlzeit t_a . Sie ist durch die Reaktionsgeschwindigkeit (kognitiv und motorisch) des Anwenders / der Anwenderin bestimmt und muß kleiner sein als die Scanzzeit t_s , da sonst das Element E_i verpaßt wird.

Außerdem führen wir noch eine fakultative Verzögerungszeit T_v ein, um die der Fokus beim Start eines Scans länger am ersten Element (E_1) verweilt, um die Auswahl dieses Elementes zu erleichtern. Das ist vor allem dann ratsam, wenn der Scan-Vorgang so eingerichtet ist, daß der Fokus am ersten Element auf ein Startsignal wartet und daher zur Auswahl des ersten Elementes innerhalb der Zeit t_s gleich zwei Impulse gegeben werden müßten (einen zum Starten, den zweiten für die Auswahl) [SIM 99a, BOU 01a].

Somit ergibt sich für die Gesamtzeit T_i , die erforderlich ist, um das Element E_i aus einer Reihe von Elementen auszuwählen:

$$T_i = t_v + (i - 1)t_s + t_a$$

d) Gruppen-Scannen

Unter Gruppen-Scannen versteht man mehrstufige Scan-Vorgänge, bei der zunächst ganze Gruppen von Elementen durch Scanning zur Auswahl angeboten werden und erst später die einzelnen Elemente innerhalb der ausgewählten Gruppe. Gruppen-Scannen erlaubt den Aufbau unterschiedlichster Auswahlstrategien mit beliebiger Anzahl der hierarchischen Stufen und auch mit Gruppen unterschiedlicher Größe. Damit können z.B. Elemente, die häufig verwendet werden, in kleinen Gruppen, die auf einer höheren Stufe liegen, untergebracht werden, womit die Zeit für deren Auswahl verkürzt werden kann [SER 99].

In den meisten Fällen wird jedoch das sogenannte *Zeilen-Spalten Scannen (Row-Column Scanning, Matrix-Scanning)* verwendet, bei dem die Gruppen des ersten Scans aus den Zeilen eines matrixförmigen Feldes gebildet werden. Zunächst werden also die Zeilen der Matrix sequentiell zur Auswahl angeboten, wie dies in Abb. B 2.18 links dargestellt ist. Von oben beginnend springt der Fokus Zeile um Zeile nach unten, bis nach Erreichen der letzten Zeile das Spiel wieder mit der ersten Zeile beginnt.

Hat der Fokus *die* Zeile erreicht, in der sich das gewünschte Element befindet, wird der Auswahlschalter betätigt, worauf das Scannen innerhalb der ausgewählten Zeile gestartet wird (Abb. B 2.18 rechts). Eine zweite Betätigung des Auswahlschalters erfolgt, wenn der Fokus auf dem gewünschten Element steht.

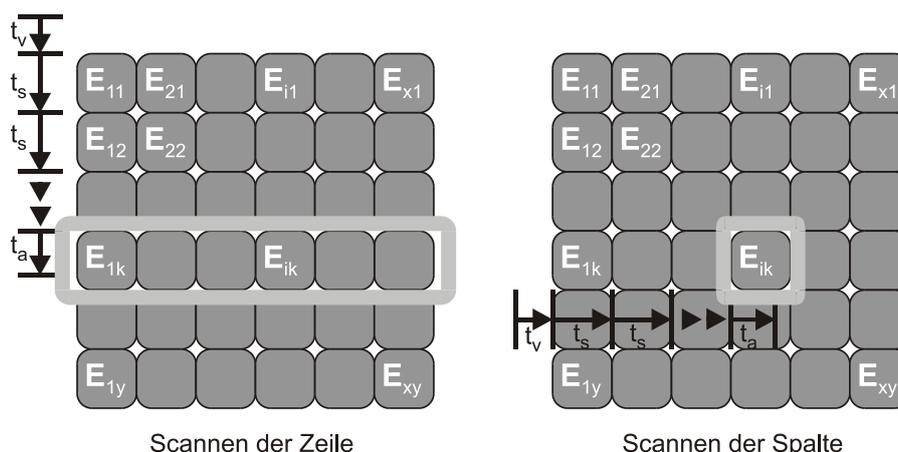


Abb. B 2.18: Zeilen/Spalten Scanning, Auswahl des Elementes E_{ik} .

Beim Zeilen-Spalten-Scannen sind immer zwei Auswahlvorgänge je auszuführendem Befehl erforderlich. Die Zeit T_{ik} , die bis zum Erreichen des Elementes E_{ik} benötigt wird beträgt:

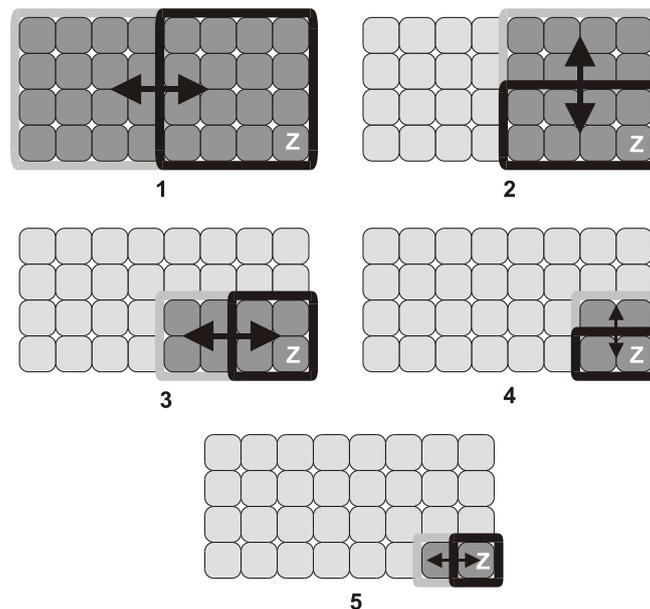
$$T_{ik} = 2t_v + [(i - 1) + (k - 1)] t_s + 2t_a$$

Wie später noch gezeigt wird, ist der mittlere Zeitaufwand, insbesondere bei großen Befehlssätzen deutlich geringer als beim reinen Zeilen-Scannen.

e) Teilflächen-Scannen (Binärer Baum, Binary Scanning, Nested Scanning)

Diese Strategie kann als ein Spezialfall des Gruppen-Scannens angesehen werden, bei dem der gesamte Vorrat an Elementen solange in zwei Gruppen und Untergruppen geteilt wird, bis schließlich auf der untersten Stufe nur mehr genau zwei Elemente zur Auswahl übrig bleiben.

Diese Strategie empfiehlt sich vor allem dann, wenn sich das Menüfeld so anordnen läßt, daß die Zahl der Zeilen und Spalten Potenzen von 2 sind. Dann kann nämlich ein Element durch fortlaufende Teilung des Menüfeldes in die Hälfte bestimmt werden. In Abb. B 2.19 wird Binary Scanning anhand eines Menüs mit 32 Feldern (8 x 4) dargestellt. Der Scan-Vorgang beginnt damit, daß der Fokus zwischen der rechten und linken Hälfte des Menüfeldes hin- und herspringt. Wurde die Auswahl getroffen, bietet der Fokus abwechselnd die obere und untere Hälfte des verbleibenden Feldes an. Diese Art der Halbierung wird bis zum Erreichen des gewünschten Elementes fortgesetzt.



*Abb. B 2.19: Auswahl des Elementes "Z" mit Binary-Scanning:
Die 32 Elemente werden jeweils in zwei gleich große Gruppen geteilt.
Die zur Auswahl stehenden Gruppen sind dunkel dargestellt. Im fünften Schritt
kann die Entscheidung zwischen zwei Elementen getroffen werden.*

f) Mischformen

Es soll nicht unerwähnt bleiben, daß sich die oben beschriebenen Scan-Strategien auch zu Mischformen kombinieren lassen. Besonders interessant ist eine Kombination bei der mit Teilflächen-Scannen (Binary-Scanning) begonnen wird und die verbleibende Matrix dann mit Zeilen-Spalten Scannen abgearbeitet wird [CHE 94]. Grundsätzlich sind hierarchisch gestaffelte Scan-Vorgänge mit kleinen Matrizen effektiver als eine große Matrix [HAW 99].

Weitere zeitliche Verbesserungen können erzielt werden, wenn neben einzelnen Buchstaben auch häufige Bigramme und Trigramme in die Auswahlmenge aufgenommen werden [HIN 94].

Besteht die Möglichkeit über ein Textvorhersageprogramm, auf die Vorausberechnungen der für die nächstfolgende Eingabe wahrscheinlichsten Buchstaben zugreifen zu können, können diese Buchstaben vor dem Beginn des normalen Zeilen-Spalten Scannens in einem vorgelagerten Zeilen Scannen angeboten werden. Es wird von Steigerungen der Textproduktion von bis zu 60% berichtet. Auch das vorherige Anbieten wahrscheinlicher Wörter ist möglich [LES 98a].

g) Optimierte Anordnung der Elemente

Scannen bedeutet das zeitlich sequentielle Anbieten von Elementen zur Auswahl, sodaß bestimmte Elemente immer früher, andere hingegen erst später angeboten werden. Da das Scannen an einer bestimmten Stelle des Menüfeldes beginnt (beim Zeilen-Spalten Scannen üblicherweise in der linken

oberen Ecke), kann dadurch Zeit gewonnen werden, daß alle häufig verwendeten Elemente in der Nähe der linken oberen Ecke angesiedelt werden.

Wird Scannen für das Schreiben von Texten verwendet, werden die Elemente der Auswahlmenge den Buchstaben und den benötigten Sonder- und Steuerzeichen zugeordnet. Um eine optimale Anordnung der Zeichen erreichen zu können, muß (für die jeweilige Sprache) die Häufigkeit (man spricht von Frequenz) der einzelnen Zeichen beachtet werden⁹⁴. Abb. B 2.20 zeigt das Auftreten der 17 häufigsten Buchstaben in deutschen Texten [THO 94].

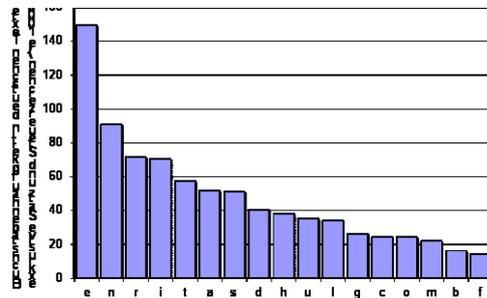


Abb. B 2.20: Die 17 häufigsten Buchstaben in deutschen Texten ohne Berücksichtigung von Satz und Sonderzeichen; Auftreten je 1000 Zeichen; nach [THO 94].

Dabei wurde nicht berücksichtigt, daß beim Verfassen eines Textes auch Satz- und Sonderzeichen geschrieben werden müssen. Bis auf eine Ausnahme ist diese Vernachlässigung praktisch ohne Auswirkung für die Optimierung von Buchstabenanordnungen. Keinesfalls vernachlässigt werden darf jedoch das Leerzeichen (*space*), welches in deutschen Texten das zweithäufigste Zeichen (unmittelbar nach dem "e") ist (Abb. B 2.21).

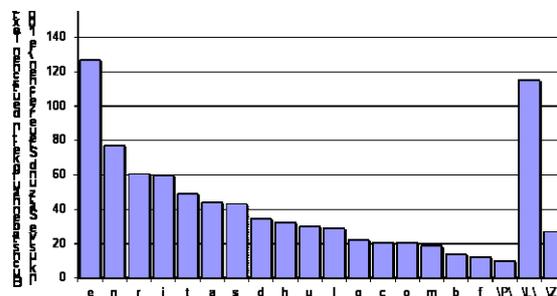


Abb. B 2.21: Die 17 häufigsten Buchstaben in deutschen Texten mit Berücksichtigung von Satz und Sonderzeichen: \P = Punkt, \L = Leerzeichen, \Z = Zeilenschaltung; Auftreten je 1000 Zeichen; nach [THO 94].

Die beiden nachfolgenden Diagramme zeigen die Häufigkeiten für englische Texte. Hier ist bemerkenswert, daß wegen der geringeren durchschnittlichen Wortlänge im Englischen das Leerzeichen mit Abstand öfter vorkommt als der häufigste Buchstabe (Abb. B 2.22 und Abb. B 2.23).

⁹⁴ Diese Anordnung nach der Häufigkeit kann auch dynamisch gemäß der Wahrscheinlichkeit, mit der ein Buchstabe auf die bereits geschriebenen Zeichen folgt, vorgenommen und durch ein Textvorhersageprogramm gesteuert werden (siehe unter: 2.6.3f)

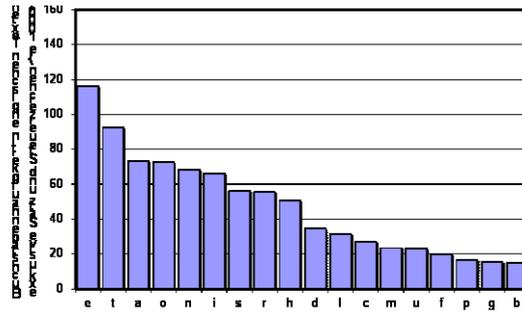


Abb. B 2.22: Die 18 häufigsten Buchstaben in englischen Texten ohne Berücksichtigung von Satz und Sonderzeichen: Auftreten je 1000 Zeichen; nach [THO 94].

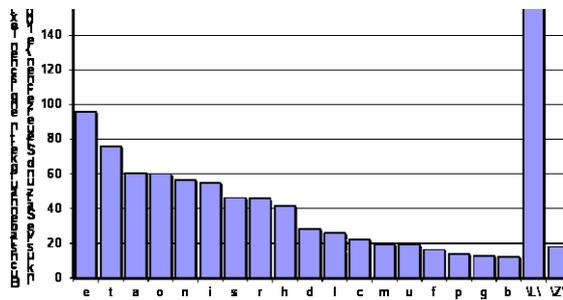


Abb. B 2.23: Die 18 häufigsten Buchstaben in englischen Texten mit Berücksichtigung von Satz und Sonderzeichen: \l = Leerzeichen, \z = Zeilenschaltung
 Auftreten je 1000 Zeichen; nach [THO 94].

Die meisten Statistiken über Buchstabenfrequenzen in den einzelnen Sprachen berücksichtigen keine Groß-Kleinschreibung. Für die Anordnung von Buchstabenfeldern für alternative Kommunikation kann das hingenommen werden. Die meist ebenso fehlende Berücksichtigung von Umlauten und des "ß" fällt bei einer Optimierung allerdings schon ins Gewicht.

In der nachfolgenden Tabelle wurde daher versucht, durch Zusammenziehung von Ergebnissen aus der Literatur [THO 94] und eigenen Frequenzmessungen einen kompletten Zeichensatz zu bilden, wie er für Anwendungen in der alternativen Kommunikation sinnvoll erscheint (Tabelle B 2.3).

Dabei wurden neben den Buchstaben (inklusive Umlaute und "ß") die Satzzeichen "Punkt" und "Biestrich", das Leerzeichen (LZ) sowie der Absatz (CR) aufgenommen. Weiters muß ein Befehl für das Umschalten auf die Eingabe von Ziffern (und ggf. Sonderzeichen) und eine Möglichkeit zur Korrektur (delete) vorgesehen werden. Damit gelangt man zu 36 Elementen, die sich in einer 6 x 6 Matrix darstellen lassen.

Alle diese Zeichen, mit Ausnahme der beiden letztgenannten, werden in der Tabelle mit ihrer Auftretenswahrscheinlichkeit je 1000 Zeichen angeführt. In den linken Spalten erfolgt die Sortierung nach dem Alphabet, die rechten Spalten sind nach fallender Wahrscheinlichkeit sortiert.

Ohne Berücksichtigung der Häufigkeit einzelner Zeichen würde eine Anordnung für Zeilen-Scannen wie in Abb. B 2.24 dargestellt aussehen.

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36
A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	T	U	V	W	X	Y	Z	Ä	Ö	Ü	ß	LZ	,	.	CR	ZI	DE

Abb. B 2.24: Anordnung für Zeilen-Scannen ohne Berücksichtigung von Zeichenhäufigkeiten (ZI = Zifferumschaltung, DE = Löschen).

Die mittlere Zugriffszeit, unter der Voraussetzung gleich häufig vorkommender Zeichen, errechnet sich zu:

$$T_m = \frac{1}{2}(n-1)t_s + t_a$$

Alphabetisch sortiert		Nach Frequenz sortiert	
Zeichen	Frequenz	Zeichen	Frequenz
a	47,7	e	137,8
b	15,0	<LZ >	125,2
c	22,4	n	83,8
d	37,4	r	65,8
e	137,8	i	65,0
f	13,2	t	53,2
g	24,4	a	47,7
h	35,3	s	47,0
i	65,0	d	37,4
j	3,0	h	35,3
k	10,4	u	32,5
l	31,5	l	31,5
m	20,3	<CR>	29,4
n	83,8	g	24,4
o	22,4	c	22,4
p	7,8	o	22,4
q	0,2	m	20,3
r	65,8	b	15,0
s	47,0	f	13,2
t	53,2	z	11,5
u	32,5	,	11,0
v	8,8	.	10,8
w	10,4	k	10,4
x	0,4	w	10,4
y	1,3	v	8,8
z	11,5	p	7,8
ä	4,3	ü	5,0
ö	3,5	ä	4,3
ü	5,0	ö	3,5
ß	2,2	j	3,0
<LZ>	125,2	ß	2,2
,	11,0	y	1,3
.	10,8	x	0,4
<CR>	29,4	q	0,2
ZIFFERN		ZIFFERN	
DELETE		DELETE	

Tabelle B 2.3: Zeichenfrequenzen für deutsche Texte.

Für die im Folgenden angestellten Leistungsvergleiche zwischen den einzelnen Verfahren wollen wir annehmen, daß die Scanzeit t_s 1 sec beträgt und die Auswahl durch den Benutzer / die Benutzerin durchschnittlich nach Verstreichen von 80% der Scanzeit erfolgt. Damit ergibt sich die Auswahlzeit t_a mit 0,8 sec. Die Berechnungen der Schreibzeit erfolgt für einen Text mit 1000 Zeichen (alle Anschläge eingerechnet).

Für die oben getroffene Annahme einer mittleren Zugriffszeit T_m und gleicher Wahrscheinlichkeit für alle Zeichen werden für einen Text mit 1000 Zeichen 18.300 sec bzw. 305 Minuten benötigt.

Für eine genaue Berechnung der mittleren Zugriffszeit (T_{mp}) müssen die Wahrscheinlichkeiten p_i für das Auftreten der einzelnen Zeichen mit einbezogen werden [BOU 01a].

$$T_{mp} = \sum_i [p_i \cdot (i-1) \cdot t_s] + t_a$$

Nimmt man dafür die Zeichenfrequenzen der Tabelle B 2.3 als Basis, dann ergibt sich für das Schreiben von 1000 Zeichen mit der alphabetisch sortierten Anordnung eine Gesamtzeit von 249 Minuten oder rund 4 Stunden. Das ist erklärlich, weil sich viele der häufig vorkommenden Zeichen in der linken Hälfte der Zeile befinden.

Wird die Reihung der Zeichen in der Scan-Zeile gemäß den in Tabelle B 2.3 angeführten Häufigkeiten vorgenommen, dann ergibt sich das in Abb. B 2.25 dargestellte Bild.

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	
E	L	Z	N	R	I	T	A	S	D	H	U	L	CR	G	C	O	M	B	F	Z	,	.	K	W	V	P	Ü	Ä	Ö	J	ß	Y	X	Q	ZI	DE

Abb. B 2.25: Anordnung für Zeilen-Scannen unter Berücksichtigung von Zeichenhäufigkeiten.

Berechnet man auch hier wieder die Zeit für das Erzeugen eines deutschen Textes mit 1000 Zeichen, dann lautet das Resultat 133 Minuten, man erzielt also eine Einsparung von rund 2 Stunden oder 47%.

Nachfolgend werden die gleichen Berechnungen für das Zeilen-Spalten Scannen mit einer 6 x 6 Matrix angestellt. Abb. B 2.26 zeigt die Matrix in alphabetischer Sortierung⁹⁵. Mit den oben getroffenen Annahmen ($t_s = 1$ sec, $t_a = 0,8$ sec) kann ein 1000 Zeichen langer deutscher Text damit in 94 Minuten erzeugt werden.

		1	2	3	4	5	6
1	A	B	C	D	E	F	
2	G	H	I	J	K	L	
3	M	N	O	P	Q	R	
4	S	T	U	V	W	X	
5	Y	Z	Ä	Ö	Ü	ß	
6	SP	.	,	CR	ZI	DE	

Abb. B 2.26: Alphabetische Anordnung für Zeilen-Spalten Scannen.

Werden die Zeichen entsprechend ihrer Frequenz sortiert und so in die Matrix eingetragen, daß die häufigsten Zeichen nahe der linken oberen Ecke angeordnet sind, ergibt sich die in Abb. B 2.27 dargestellte Konfiguration. Die Berechnung der Zeit für die Erzeugung eines deutschen Textes mit 1000 Zeichen ergibt 69 Minuten, das ist eine Einsparung von rund einer halben Stunde bzw. 27%.

		1	2	3	4	5	6
1	E	SP	R	A	U	O	
2	N	I	S	L	M	.	
3	T	D	CR	B	K	Ü	
4	H	G	F	W	Ä	ß	
5	C	Z	V	Ö	Y	Q	

⁹⁵ Für alphabetische Anordnungen kann auch die Gruppierung nach Rick Hoyt herangezogen werden, bei der jede von 5 Buchstabenzeilen mit einem Vokal beginnt. Es entstehen dadurch 5 leicht merkbare Gruppen: (ABCD), (EFGH), (IJKLMN), (OPQRST), (UVWXYZ) [GIP 00].

6	,	P	J	X	ZI	DE
---	---	---	---	---	----	----

Abb. B 2.27: Anordnung für Zeilen-Spalten Scannen unter Berücksichtigung der Häufigkeiten.

Abschließend folgt die Konfiguration einer optimierten Anordnung für das Teilflächen-Scannen (Binary-Scanning). Hier besteht das Problem, daß sich die bisher verwendeten 36 Elemente nicht in einer auf Potenzen von 2 aufgebauten Matrix darstellen lassen. Die beste Näherung wäre eine $8 \times 4 = 32$ Anordnung, bei der aber auf 4 Zeichen verzichtet werden müßte. Die nächst größere Konfiguration mit 8×8 Feldern würde aber einen Auswahlvorgang mehr erfordern (6 statt 5) und dabei 28 ungenützte Flächen aufweisen.

In Abb. B 2.28 wurde das Problem so gelöst, daß nur in einem ein Teil der Matrix die Zahl der Felder verdoppelt wurde und zwar dort, wo selten vorkommende Zeichen angeordnet sind. Das bedeutet, daß in den meisten Fällen mit fünf Auswahlen gearbeitet werden kann und nur für selten vorkommende Zeichen eine sechste Auswahl vorgenommen werden muß. Eine solche Strategie könnte auch zur weiteren Optimierung des binären Entscheidungs-Baumes verwendet werden [PER 00].

E	LZ	N	A	R	S	D	M
I	H	U	B	L	F	Z	Ü
T	CR	G	,	C	.	P	Ö
O	K	W	Ä	V	Y	J	X
						β	Q
						ZI	DE

Abb. B 2.28: Optimierte Anordnung der Zeichen für Teilflächen-Scannen.

Die Berechnung für die Erstellung eines deutschen Textes mit 1000 Zeichen führt auf eine Zeit von 92 Minuten. Trotz der hohen Belastung für den Anwender / die Anwenderin, pro Eingabe fünf- bis sechsmal den Schalter betätigen zu müssen, ist das Verfahren deutlich langsamer als das optimierte Zeilen-Spalten Scannen, bei dem pro Zeichen nur zwei Schalterbetätigungen erforderlich sind.

Ein weiteres Beispiel für Binary Scanning, wie es für ein Brain Computer Interface (BCI, siehe Kapitel 2.2.8) entworfen wurde, ist in Abb. B 2.29 dargestellt [KÜB 01].



Abb. B 2.29: Binäre Baumstruktur zur Kommunikation mit einem BCI [KÜB 01].

h) Möglichkeiten für die Beschleunigung der Auswahl

Arbeiten mit einem getakteten Scanning-Verfahren verlangt eine zeitgerechte motorische Reaktion auf einen visuellen oder akustischen Stimulus. Je mehr sich jedoch der Fokus dem Ziel nähert, desto höher die Erregung des Benutzers / der Benutzerin und desto schlechter wird das Reaktionsvermögen

[BUR 02]. Es gilt daher Überlegungen anzustellen, wie die Belastung des Anwenders / der Anwenderin gering gehalten werden kann ohne die Scanzeit über Gebühr erhöhen zu müssen.

Für einfaches Zeilen-Scannen können Bewegungen (Schalter Betätigungen) dadurch eingespart werden, daß ein Scan-Vorgang zwar mit dem Druck auf den Taster beginnt, die Auswahl aber zum Zeitpunkt des Loslassens erfolgt.

Beim *critical Overscan* nimmt man bewußt in Kauf, daß die Scanzeit für das Treffen des Zielfeldes eigentlich viel zu kurz ist, der Fokus sich also viel zu schnell über die Elemente bewegt. Es kommt also in der Regel zu einem "über das Ziel Hinausschießen". Dem wird dadurch begegnet, daß beim ersten Druck auf die Taste die Scan-Richtung umgekehrt wird und dann in langsamen Schritten rückwärts gescannt wird, bis das Ziel von hinten erreicht und mit einem zweiten Schaltvorgang ausgewählt werden kann. Es müssen also immer nur wenige Zellen in der Nähe des Ziels mit der langsamen Geschwindigkeit gescannt werden [COL 90, HAW 99].

Besonders interessant ist dieses Verfahren für blinde Benutzer/innen, die auf akustische Rückmeldungen angewiesen sind. Hier ist die Gefahr, über das Ziel hinauszuschießen besonders groß. Mit der Rückwärtsbewegung kann das Ziel dann effektiv getroffen werden [BLE 01a].

Das *inverse Scanning* versucht die Sicherheit des Treffens durch den Einsatz von zwei Schaltern zu erhöhen (kann natürlich nicht bei allen Anwendern/innen verwendet werden) und stellt einen Kompromiß zwischen manueller Fokus-Weiterschaltung (directional Scan) und getaktetem Scannen dar. Das Schließen und gedrückt Halten des ersten Schalters bewirkt eine Vorwärtsbewegung des Fokus mit der eingestellten Taktrate. Beim Loslassen des Schalters bleibt der Fokus stehen. Das kann nun so oft wiederholt werden, bis das Ziel sicher erreicht ist. Einzelne kurze Impulse mit dem Schalter 1 bewegen den Fokus genau um ein einzelnes Feld weiter. Die Auswahl erfolgt mit dem zweiten Schalter.

i) **Adaptive Einstellung der Scanzeit**

Bisher sind wir davon ausgegangen, daß die Scanzeit T_s eine auf die Bedürfnisse des Benutzers / die Benutzerin eingestellt Konstante ist. Da die Leistungsfähigkeit (Konzentration, Reaktionsvermögen) einer Person aber aus vielen Gründen täglichen Schwankungen unterworfen ist (gesundheitlicher Zustand, Ermüdung, Ablenkung) sollte die Scanzeit laufend angepaßt werden.

Zu lange Scanzeiten verschwenken wertvolle Zeit, zu kurze Scanzeiten führen zu häufigen Fehlern, die korrigiert werden müssen, was wiederum Zeit in Anspruch nimmt.

Eine laufend vom PC vorgenommene adaptive Einstellung der Scanzeit kann gewährleisten, daß der Benutzer / die Benutzerin immer optimale Arbeitsbedingungen hat. Als Kriterien für die Anpassung der Scanzeit können herangezogen werden [FLA 97, SIM 99a, LES 00c]:

- Die aktuelle durchschnittliche Lage des Auswahlzeitpunktes innerhalb der Scanzeit, also das Verhältnis der mittleren t_a zu t_s . Eine Verlängerung von t_s wird vorgenommen, wenn t_a im Mittel fast so groß wird wie t_s , Eine Verkürzung von t_s kann erfolgen, wenn t_a im Mittel wesentlich kleiner als t_s ist.
- Verlängerung von t_s bei oftmaligem Versäumen der Auswahl von E_i (das Element wird erst im nachfolgenden Durchlauf getroffen).
- Verlängerung von t_s bei hoher bzw. steigender Fehlerrate (Benutzer/in mußte einen Befehl oftmals korrigieren).

2.2.6 **Eingabe über Codes**

Eine Eingabe von Texten oder Befehlen mit einem oder wenigen Schaltern ist außer durch Scannen auch durch (zeitliche) Codierung des Signals möglich [SER 99, HAW 99]. Der wohl bekannteste Code zur Darstellung von Schriftzeichen mit nur einem Schalter (Signal) ist der in Abb. B 2.30 dargestellte Morsecode. Der Morse Code setzt sich aus Folgen von kurzen (Punkte) und langen (Striche) Tönen zusammen. Der Strich ist dabei dreimal so lang wie der Punkt. Die Töne werden durch kurze Pausen und die einzelnen Buchstaben durch lange Pausen getrennt. Die durchschnittlich für die Bildung eines Buchstabens erforderliche Zahl von Schalterbetätigungen ist für Deutsch⁹⁶ 2,2 für Englisch sogar nur 1,77 (es ist zu beachten, daß Leerzeichen ja nicht eingegeben werden müssen, sondern durch Pausen entstehen [HSI 00]).

⁹⁶ Errechnet aus den in Tabelle B 2.3 angegebenen Zeichenfrequenzen für deutsche Texte.

A	·—	K	—·—	U	··—
B	—...	L	·—...	V	...—
C	—·—·	M	— —	W	·— —
D	—...	N	—·	X	—·—
E	·	O	— — —	Y	—·— —
F	··—·	P	·—·—	Z	—·—·
G	—·—·	Q	—·—·—		
H	R	·—·	Ä	·—·—
I	··	S	...	Ö	—·—·
J	·— — —	T	—	Ü	··— —

Abb. B 2.30: Morsealphabet für codierte Eingabe.

Verglichen mit Scanning Methoden erweist sich die Eingabe von Zeichen mittels Morsecode wesentlich schneller und benötigt in Summe weniger motorische Aktivität. Allerdings werden behinderte Anwender/innen meistens nicht in der Lage sein, die geforderten Zeiteinheiten genau einzuhalten, sodaß Programme, die Schaltersignale als Morsecode interpretieren, in der Lage sein müssen, auch zeitlich instabile Signale zu verwerten [HSI 00].

Anstelle der drei zeitlich über eine Taste eingegebenen Elemente des Morse Codes (Punkt, Strich und Pause), können auch drei getrennte Taster vorgesehen werden. Die einzelnen Morsezeichen werden durch zeitlich unkritisches Betätigen der Tasten für Punkt und Strich eingegeben und mit der dritten Taste abgeschlossen. Anstelle der dritten Taste kann natürlich auch eine Pause nach der Eingabe verwertet werden [SPI 98, BLE 01a].

Zur Erleichterung der Einhaltung des Zeitmusters können für Personen, die in der Lage sind, auch mehr als nur einen einzigen Taster zu betätigen, auch elementare Sequenzen von Morsezeichen auf eine Taste codiert werden. Abb. B 2.31 zeigt einen Vorschlag für eine Morse-Tastatur, bei der sich alle Zeichen⁹⁷ aus zwei sequentiellen Tastenanschlägen bilden lassen [HSI 99].

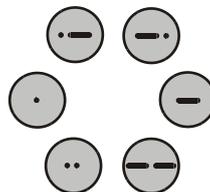


Abb. B 2.31: Tastatur zur Eingabe von Morsecode [HSI 99].

Außer dem Morse Code können auch andere binäre Codes wie der ASCII Code verwendet werden. Beim CID 2 Code (Computer Input Device) werden zwei Schalter verwendet, bei deren Betätigung eine Reihe von Tönen ausgegeben wird. Der Code baut darauf auf, daß der Benutzer / die Benutzerin für die Bildung eines codierten Zeichens die Tasten so drückt und losläßt, bis eine bestimmte Anzahl von Tönen hörbar geworden ist. Diese akustische Rückmeldung hilft, die Zeiten für die Codierung genau einzuhalten. Die Sequenzen sind länger als beim Morse Code aber für manche Anwender/inner leichter zu beherrschen [HAW 99, BLE 01a]. Als Code kann auch das (binäre) Punktmuster der Brailleschrift herangezogen werden und mittels 6 Schaltern sequentiell eingegeben oder gescannt werden [HAW 99].

2.2.7 Schalter

Aus der fast unüberschaubaren Fülle der für die Schalter-Auswahl und für das Scannen angebotenen Spezialschalter für behinderte Menschen sollen hier nur einige typische Vertreter besprochen werden. Obwohl es sich bei diesen Eingabegeräten strenggenommen immer um Taster (also Schalter mit Momentkontakt) handelt, hat sich die generelle Bezeichnung Schalter (*switch*) eingebürgert.

Für einen erfolgreichen Einsatz von Schaltern sollten mit dem Benutzer / der Benutzerin unter anderem folgenden Punkte abgeklärt werden [ANG 00]:

- Kann die für die Schalterbetätigung vorgesehene Bewegung zuverlässig ausgeführt werden?

⁹⁷ Alle Buchstaben können mit maximal 4 Impulsen (Punkten und Strichen) gebildet werden. Für die Ziffern und für Sonderzeichen sind 5 oder mehr Impulse erforderlich.

- Besteht dabei die Fähigkeit für zeitgerechte Reaktionen?
- Ist die Bewegung angenehm, natürlich und ohne Belastung ausführbar?
- Ist die Bewegung mit Ausdauer ausführbar?

Da die Bewegungen, mit denen die Schalter betätigt werden oft von unbeabsichtigten Aktionen des Benutzers / der Benutzerin überlagert sein können, ist es erforderlich, eine geeignete Filterung des Schaltersignals vorzunehmen. Vor allem müssen kurze Schalterbetätigungen vor und nach der gewünschten Betätigung eliminiert werden [COL 90].

Um die Bedienung des Betriebssystems Windows ohne Tastatur und Maus auch für Verwender / Verwenderinnen von Einzelschaltern möglich zu machen, wurde das Programm SAW (Switch Access to Windows) entwickelt⁹⁸.

a) Ergotaster

Als Ergotaster werden großflächige, leichtgängige und meist mit deutlichen Farben oder Symbolen beschriftbare Taster bezeichnet. Sie können als Einzeltaster oder in Gruppen verwendet werden. Ergotherapeuten / Ergotherapeutinnen verwenden solche Schalter beim "basalen Schaltertraining", wenn einer schwerbehinderten Person ein erstes Verständnis für die Funktion eines Hilfsmittel vermittelt werden soll. Zwei Schalter, beispielsweise deutlich grün und rot gekennzeichnet, dienen zur Vermittlung der Antworten "Ja" und "Nein".

Für die berührungslose Schalterbetätigung werden Bewegungs- und Näherungssensoren auf kapazitiver und induktiver Basis sowie Infrarot-Lichtschranken angeboten [WEB 92, LAU 98].

b) Fingerbeuge-Schalter

Der in Abb. B 2.32 links gezeigte Schalter reagiert auf das Beugen des Mittelfingers. Der Sensor ist in einen Handschuh eingeschoben. Schalter dieser Art haben den Vorteil, daß sie nur auf die Bewegung des Fingers, nicht aber auf Bewegungen der ganzen Hand reagieren. Bewegungsbehinderung heißt ja nicht in jedem Fall, daß eine Bewegungsunfähigkeit vorliegt (Lähmung) sondern daß es oft auch zu unkontrollierten Bewegungen kommt. Im Falle von unkontrollierten Bewegungen des Armes bzw. des Handgelenkes wäre ein fest auf der Unterlage montierter Schalter nicht zuverlässig bedienbar.

c) Drehbewegungsschalter, Neigungsschalter

Abb. B 2.32 rechts zeigt einen am Handgelenk befestigten Schalter (z.B. mit Quecksilberkontakt), der auf Drehbewegungen des Unterarms reagiert. Für Schalter dieser Art sind keine Betätigungskräfte erforderlich.

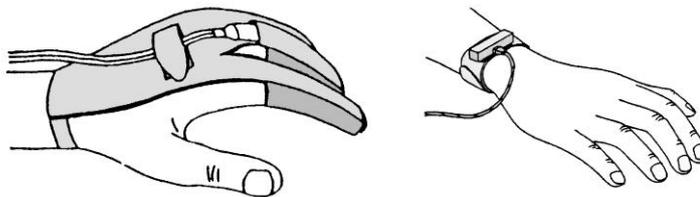


Abb. B 2.32: links: Fingerbeuge-Schalter; rechts: Neigungsschalter.

d) Berührungsschalter

Manche Behinderungen gehen mit einem derartigen Kräfteverlust einher, daß selbst die Betätigung leichtgängiger mechanischer Schalter unmöglich wird. Der in Abb. B 2.33 dargestellte 2-fach Schalter reagiert auf bloße Berührung seiner Oberfläche (konischer Teil und zylindrischer Teil stellen je einen Schalter dar).



Abb. B 2.33: Berührungsschalter.

⁹⁸ SAW ist als Freeware erhältlich: <http://www.ace-centre.org.uk>

e) Mehrfachschalter

Abb. B 2.34 links zeigt einen typischen Fünffach-Schalter mit großen Schaltflächen, der für matrixförmigen Auswahlfelder verwendet werden kann. Vier Schalter sind den vier Himmelsrichtungen (Richtungen der Cursor-/Fokus-Bewegung) zugeordnet. Der fünfte Schalter (rechts) dient der Auswahl.

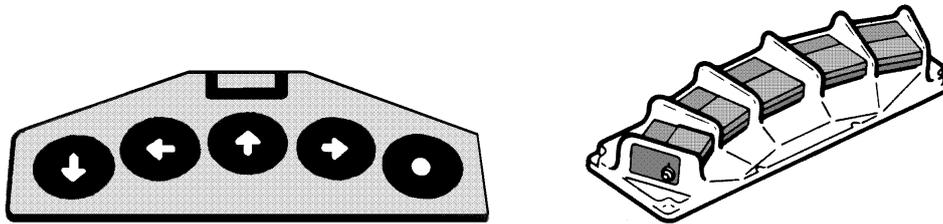


Abb. B 2.34: links: Fünffach-Schalter mit großen Flächen
rechts: Fünffach-Schalter zur Betätigung mit der Faust, dem Ellenbogen oder dem Fuß.

Die gleiche Funktion erfüllt der in Abb. B 2.34 rechts dargestellte Fünffach-Schalter, welcher für die Bedienung mit dem Unterarm bzw. Ellenbogen (für amputierte Personen) oder für Fußbetätigung konzipiert ist. Die Trennwände zwischen den einzelnen Schaltern verhindern ein Abrutschen auf den Nachbarschalter.

f) Lidschlagschalter

Auch bei hohen Querschnittlähmungen ist der Lidschlag eine gut verwertbare willentliche Bewegung. Mittels einer z.B. auf einem Brillengestell angebrachten Infrarot-Lichtschanke (Abb. B 2.35 links) kann aus dem Schließen der Augenlider ein Impuls abgeleitet werden. Lidschlagschalter müssen in der Lage sein, zwischen einem willentlichen Lidschlag (Dauer > 250 ms) und den unwillkürlichen Lidschlägen (Dauer < 100 ms) zu unterscheiden [LAU 96].

g) Gesichtsmuskel-Schalter, Wangen-Schalter

Ebenfalls mit Reflex-Lichtschanken, die am Brillengestell befestigt werden, können Bewegungen wie das Runzeln der Stirn, das Heben der Augenbrauen oder das Aufblasen der Wangen für Steuerungszwecke nutzbar gemacht werden (Abb. B 2.35 rechts).

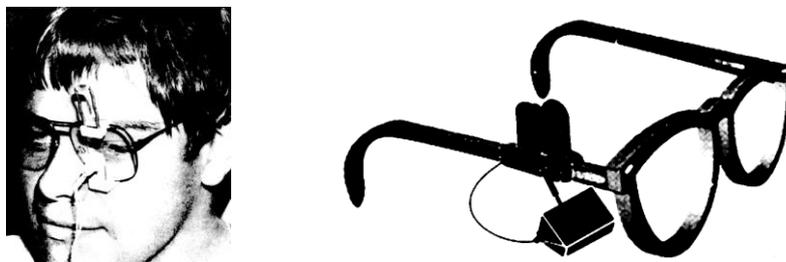


Abb. B 2.35: links: Lidschlagschalter auf einem Brillengestell;
rechts: Optischer Schalter für Gesichtsmuskeln.

Ein anderer Typ von Schaltern reagiert auf die leichteste Anspannung eines Muskels, die mit einem Piezo-Element detektiert werden kann. Mittels eines Bandes auf der Stirn getragen reagiert dieser Schalter z.B. auf das Runzeln der Stirn.

h) Akustische Schalter

Anstelle von mechanischen Schaltern können auch vom Anwender / von der Anwenderin hervorgerufene akustische Ereignisse, die über ein Mikrophon aufgenommen werden, als Schaltereignis ausgewertet werden. Über die Soundkarte eines PC können akustische Ereignisse leicht erfaßt werden [EVA 02a].

i) Kamera als Schalter

Für die berührungslose Erfassung von Körperbewegungen lassen sich auch an den PC angeschlossene Kameras mit relativ einfacher Bildverarbeitung verwenden. Besonders der berührungslosen Erfassung des Lidschlages (ohne Brillenfassungen und Lichtschranken wie in Abb. B 2.35 links) kommt besondere Bedeutung zu. Um dabei auch unterschiedliche Beleuchtungssituationen zu beherrschen,

wird der Farbwechsel registriert, der beim Schließen des Augenlids auftritt. Eine dafür eingesetzte Kamera muß allerdings in der Lage sein, etwa 30 Bilder je Sekunde aufzunehmen [BUR 01, GRA 01a].

j) Zungenschalter

Für die Auswertung von "externen" Bewegungen der Zunge stehen zwei Möglichkeiten zur Verfügung: Berührung einer oder mehrerer Sensorflächen mit der Zungenspitze oder Betätigung eines mechanischen Schalters (Abb. B 2.36 links).

k) Gaumen-Zungen-Schalter (Lingu-Control)

Wesentlich eleganter (und hygienischer) ist es, die Bewegungen der Zunge "intern" in der Mundhöhle (als bei geschlossenem Mund) abzufragen. Hierfür wurde eine Gaumenplatte mit einer Anzahl von Elektroden entwickelt. Bei Berührung dieser Elektroden mit der Zungenspitze werden auf drahtlosem Wege Steuersignale weitergegeben [SCH 94, FUG 01].

l) Saug-Blas-Schalter

Saug-Blas-Schalter (*sip-puff-switch*, *suck-blow-switch*) sind pneumatische, durch die Atemluft betätigte 2-fach oder 4-fach Schalter. Durch Saugen an einem Röhrchen oder Mundstück bzw. durch Hineinblasen können zwei unterschiedliche Kommandos gegeben werden. Manche Modelle gestatten die Auswertung von zwei unterschiedlichen Stärken von Saugen und Blasen und kommen somit auf vier Kommandos.

In Abb. B 2.36 rechts ist ein Saug-Blas-Schalter dargestellt, der mit einem isometrischen Joystick für Betätigung mit Lippen oder Zähnen kombiniert ist. Damit lassen sich alle Funktionen der Maus mit dem Mund ausführen [FUG 01].

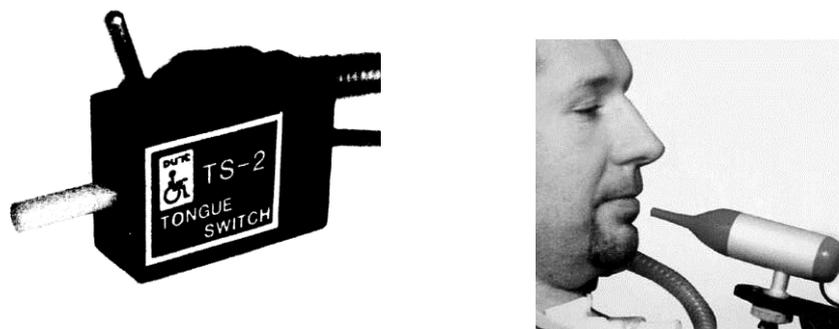


Abb. B 2.36: links: Mechanischer Zungenschalter
rechts: Saug-Blas-Schalter in Verbindung mit einem Mund-Joystick (IntegraMouse).

2.2.8 **Brain-Computer Interface (BCI)**

Einige Erkrankungen (Behinderungen) wie z.B. Zerebralparese (CP) oder Amyotrophe Laterale Sklerose (ALS) ziehen das Nervensystem bzw. die Muskulatur derart in Mitleidenschaft, daß es zu einer vollkommenen Bewegungsunfähigkeit des Patienten / der Patientin kommt. Da das Gehirn jedoch davon nicht betroffen ist, wird die Person zu einem Gefangenen des eigenen Körpers. Mit herkömmlichen Mitteln ist keinerlei Kommunikation mehr möglich.

Um 1990 ist es gelungen, einzelne Muster im EEG (Elektroenzephalogramm) durch die Verwendung von neuronalen Netzen automatisch zu erkennen, sodaß es im weitesten Sinn des Wortes möglich wurde, aus dem EEG festzustellen, woran die Versuchsperson „dachte“.

Das EEG ist eine nichtinvasive Ableitung von Summenpotentialen des Cortex über Elektroden auf der Kopfhaut. Die gemessenen Potentiale bewegen sich zwischen 5 μV und 300 μV in einem Frequenzbereich zwischen DC und 150 Hz. Die EEG Signale erfahren Störungen durch EMG Signale der Muskulatur von Kopfhaut und Nacken sowie durch EOG Potentiale der Augen. Durch invasive Ableitungen (Elektroden auf der Gehirnoberfläche oder eingestochene Elektroden) lassen sich präzisere und weniger gestörte Signale ableiten [WEB 92, WOL 00, KÜB 01a].

Für die Verwertung von EEG Signalen für Steuerungs- und Kommunikationszwecke wurden unterschiedliche Verfahren entwickelt, die je nach Anwendungsfall und Diagnose des Anwenders / der Anwenderin zu bewerten sind. Es darf dabei nicht vergessen werden, daß die Zielgruppe für ein BCI

Patienten/innen mit vollständigem Locked-in Syndrom (siehe dazu Teil A, Kapitel 3.9.2h) sind, die einen massiven neuralen Schaden erlitten haben und teilweise künstlich beatmet werden müssen. Daher unterscheiden sich die EEG Signale dieser Personen oft stark von denen nicht behinderter Menschen oder solcher Personen, die aus anderen Gründen gelähmt sind [KÜB 01a].

a) Visuell evozierte Potentiale

Lichtblitze, die über die Augen wahrgenommen werden, rufen evozierte Potentiale in visuellen Cortex hervor, die im EEG nachgewiesen werden können. Bei der Verwendung dieser Signale für ein BCI läßt man den Anwender / die Anwenderin einen Bildschirm betrachten, auf dem die Elemente einer Auswahlmenge sequentiell aufblitzen. Jenes Element, das mit den Augen fixiert wird, ruft im EEG das höchste visuell evozierte Potential hervor.

Voraussetzung für dieses Verfahren sind funktionierende Augenbewegungen, um die Fixation des auszuwählenden Elementes vornehmen zu können. Bei behinderten Personen, die Kontraktionen der Nackenmuskulatur aufweisen, kommt es zu massiven Störpotentialen. Zuverlässigere Signale ließen sich nur mit Elektroden, die über dem visuellen Cortex implantiert werden, erreichen.

Mittels visuell evozierter Potentiale lassen sich relativ hohe Kommunikationsraten erreichen. Es werden Werte bis zu 55 Bit/min oder 12 Wörtern/min berichtet [SUT 90, CRA 99, DON 00, KÜB 01a, CHE 02a].

b) Bewegungs-Vorstellungen

Verschiedene gedanklich durchgeführte Aufgaben (Rechnen, Verfassen eines Textes, räumliches Drehen eines Gegenstandes in Gedanken) oder die Vorstellung einer körperlichen Bewegung (motor imagery) führen zu einer typischen Verteilung der im EEG vorkommenden Frequenzen. Die Auswertung der EEG Leistungsspektren gestattet Rückschlüsse auf die Art der gedanklichen Aufgabe.

Die Vorstellung einer Bewegung in der linken Körperhälfte führt (selbst bei vollkommen gelähmten Personen, die nicht in der Lage sind eine solche Bewegung auszuführen) zu einer Unterbrechung der α -Wellen in der rechten Gehirnhälfte über dem motorischen Cortex (ERD = Event Related Desynchronisation). Geplante Bewegungen in einer Körperhälfte rufen μ -Wellen in der entgegengesetzten Hirn-Hemisphäre hervor. Die Ableitung erfolgt wie in Abb. B 2.37 dargestellt [HOM 96, PFU 00, KÜB 01a, PFU 01].

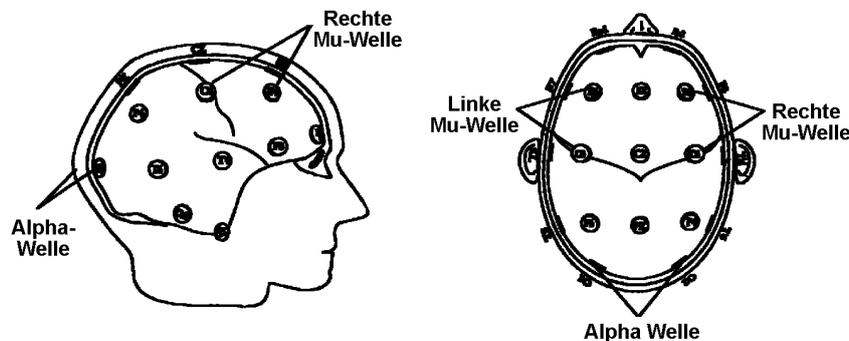


Abb. B 2.37: BCI Elektrodenanordnung für die Auswertung Bewegungs-Vorstellungen.

Personen können nun darauf trainiert werden, an Bewegungen keiner, einer oder beider Körperhälften zu „denken“, wodurch sich 2 Signale bzw. vier Befehle für die Steuerung des Cursors/Fokus gewinnen lassen. Die Zeit, um so eine Auswahl zu treffen, beträgt bis zu 1 Minute.

c) Auswertung von μ -Wellen

Mittels geeigneter Feedback-Mechanismen können es Personen lernen, die Stärke ihrer μ - und β -Wellen, die über dem sensimotorischen Cortex abgeleitet werden, willentlich zu beeinflussen. Damit kann die Steuerung eines Cursors realisiert werden [MCF 98, WOL 98, WOL 00a, KÜB 01a].

d) Slow Cortical Potentials (SCP)

Durch Training können die sogenannten "Slow Cortical Potentials", die etwa 1000 ms nach einem Ereignis auftreten, willentlich beeinflusst und für die Steuerung eines Cursors verwendet werden. Die

damit erzielbaren Schreibgeschwindigkeiten, etwa 2 Buchstaben/min sind eher gering [BIR 99, BIR 00, KÜB 01a].

e) **Feuerrate einzelner Neuronen**

Durch Lernen mittels operanter Konditionierung kann es erreicht werden, daß Personen die Feuerrate einzelner Neuronen willentlich beeinflussen können. Dazu ist es allerdings erforderlich eine Elektrode in das Gehirn zu implantieren. Schreibversuche ergaben Geschwindigkeiten von 3 Buchstaben/min [ROB 00, KÜB 01a].

2.3 Angepaßte Ausgabe

2.3.1 Vergrößerung für Bildschirm

Sehbehinderten Personen kann das Arbeiten mit dem Computer durch das Anbieten einer deutlich vergrößerten Bildschirmdarstellung ermöglicht bzw. wesentlich erleichtert werden. Einerseits wird man versuchen, einen möglichst großen Monitor zu verwenden (19 Zoll Bildschirmdiagonale und mehr), andererseits auch die Darstellung des Bildschirminhaltes selbst zu vergrößern und in geeignetem Kontrast wiederzugeben. Typische Vergrößerungen reichen von 2-fach bis 32-fach.

Für die Darstellung der Vergrößerung bieten sich drei Strategien an (Abb. B 2.38) [BAU 01c, SIL 02a]:

- Vergrößerung des gesamten Bildschirminhaltes, sodaß nur ein (geringer) Ausschnitt am Monitor sichtbar ist. Dieser Ausschnitt läßt sich mit der Maus so verschieben, daß jede beliebige Stelle des Originalbildes in vergrößerter Form sichtbar gemacht werden kann. Der Vorteil dieses Verfahrens besteht darin, daß der gesamte Bildschirm für die Vergrößerung ausgenützt werden kann. Nachteilig ist jedoch, daß keine Gesamtübersicht zu sehen ist und gegebenenfalls laufend zwischen Darstellung in Originalgröße und vergrößerter Darstellung hin- und hergeschaltet werden muß.
- Damit zumindest ein Teil der Darstellung in Originalgröße immer sichtbar ist, kann man eine Teilung des Bildschirmes in zwei Fenster vornehmen. Das eine Fenster zeigt einen Teil des Originalbildes. Das zweite Fenster gibt jenen Teil des Originalbildes in der gewählten Vergrößerung wieder, auf das im Originalbild mit der Maus gezeigt wird.
- Die dritte Möglichkeit arbeitet wie eine Lupe. Der Bildschirm zeigt das gesamte Originalbild, aber ein Bereich um die Mauszeigerposition wird mit der gewählten Vergrößerung dargestellt. Das hat zwar den Nachteil, daß die Fläche für die vergrößerte Darstellung immer relativ klein ist (man will ja auch nicht zu viel des Originalbildes durch die Vergrößerung abdecken), aber der Benutzer / die Benutzerin hat hier eindeutig die beste Möglichkeit, die Zusammenhänge der Bildschirmdarstellung zu erkennen.

In jedem Fall sollen alle Bewegungen des vergrößerten Ausschnittes ruckfrei und verzögerungsfrei erfolgen.

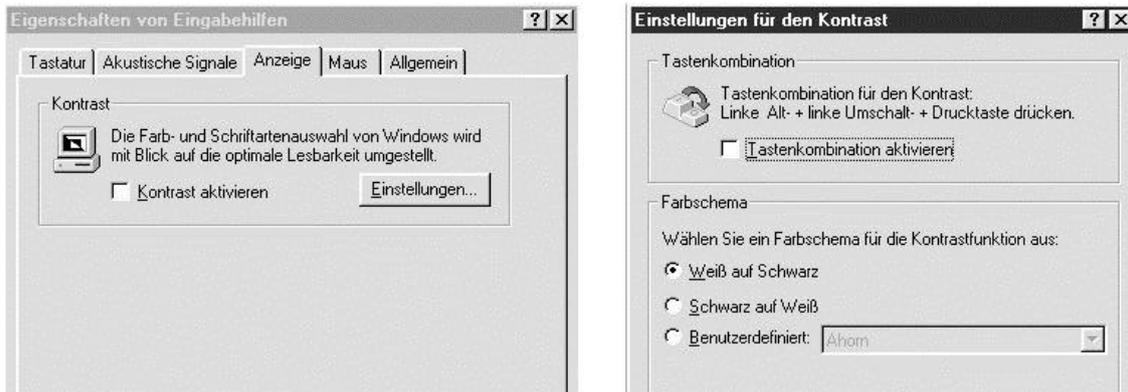


Abb. B 2.39: Einstellen der "optimalen Lesbarkeit" unter Windows 98.



Abb. B 2.40: Beispiel für die Darstellung mit "optimaler Lesbarkeit" von Windows 98.

2.4 Alternative Ausgabe

In diesem Kapitel werden Mensch-Maschine Schnittstellen (MMS) besprochen, bei denen versucht wird, den Ausfall eines Sinnesorgans durch einen Modalitäts-Wechsel zu kompensieren. Da bei heutigen MMS in erster Linie Bildschirme und Displays als Ausgabemedium verwendet werden, liegt der Schwerpunkt der Betrachtungen auf der Verwendung von akustischen (Kapitel 2.4.1 bis 2.4.3) und taktilen (Kapitel 2.4.4 bis 2.4.7) Alternativen zur visuellen Informationsvermittlung.

Bei der Betrachtung alternativer Ausgabemethoden darf nicht vergessen werden, daß akustische Signale in vielfältiger Weise dazu verwendet werden, um die Aufmerksamkeit des Benutzers / der Benutzerin auf eine bestimmte Bildschirmmeldung zu lenken. Für diese Fälle benötigen gehörlose Personen brauchbare Alternativen (siehe Kapitel 2.4.8).

2.4.1 Sprachausgabe

Neben der Kommunikation über tastbare Schriften ist die Verwendung von synthetischer Sprache für blinde Personen von großer Bedeutung. Die zweite Personengruppe, die von der Sprachsynthese profitiert, sind Menschen mit Dyslexie, denen das Hören auf einen Text leichter fällt als das Lesen. Drittens kann Sprachsynthese für Personen mit Sprech- oder Sprachbehinderungen die eigene Stimme ersetzen.

a) Technische Realisierungsmöglichkeiten

Zur Erzeugung von synthetischer Sprache können zwei Wege eingeschlagen werden:

Digitalisierte Sprache

Streng genommen handelt es sich bei der digitalisierten Sprache nicht um synthetische Sprache im engeren Sinn, jedoch werden die Begriffe in der Literatur und vor allem in Gerätebeschreibungen meistens nicht sauber getrennt.

Unter digitalisierter Sprache wird Sprachaufzeichnung und -wiedergabe verstanden, bei der die Stimme eines menschlichen Sprechers / einer menschlichen Sprecherin in geeigneter Weise in ein Digital-signal umgewandelt und in Form von Daten gespeichert wird. Um den dafür benötigten Speicherplatz gering zu halten, werden spezielle Codierungs- und Kompressionsverfahren angewendet.

Die aufgezeichnete Stimme kann bei Bedarf aus dem Speicher abgerufen werden. Werden einzelne Wörter oder Wortteile abgespeichert, können Sätze baukastenartig aus einzelnen Elementen zusammengefügt werden.

Der Vorteil dieser Vorgehensweise ist unbestritten die hohe erreichbare Sprachqualität, vor allem dann, wenn relativ zur Länge der gespeicherten Texte viel Speicherplatz zur Verfügung steht, wenn also bei der Aufzeichnung mit einer hohen Abtastrate (= hohe Bandbreite) gearbeitet wurde. Unter diesen Voraussetzungen klingt die Stimme natürlich und durch die Wahl des Sprechers bzw. der Sprecherin existiert eine breite Palette von möglichen Stimmen.

Der entscheidende Nachteil dieser Technik ist jedoch der eingeschränkte Wortschatz. Ein Synthesizer mit digitalisierter Sprache kann nur das wiedergeben, was vorher gespeichert wurde. Auch wenn man die Zahl der möglichen Sätze dadurch vergrößern kann, daß Worte und Wortteile in verschiedenen Sätzen Verwendung finden, wird man insbesondere bei tragbaren Geräten recht bald an Grenzen stoßen. Außerdem führt der Aufbau von Sätzen aus einzelnen vorabgespeicherten Wörtern oder Wortteilen doch zu einem merklichen Verlust in der Sprachqualität, weil es zu Störungen in der Satzmelodie (Prosodie) kommt.

Vollsynthese

Darunter wollen wir alle Sprachsynthesizer verstehen, die ein Sprachsignal direkt aus einem eingegebenen Text, also vollkommen ohne Zuhilfenahme eines menschlichen Sprechers / einer menschlichen Sprecherin, bilden können.

In den letzten Jahren hat sich die Sprachqualität dieser Art von Synthesizer zwar deutlich verbessert, dennoch klingen die Stimmen noch nicht menschenähnlich genug, daß ein uneingeschränkter Einsatz möglich wäre. Meistens bieten diese Synthesizer auch nur eine (oder sehr wenige) Stimmen an, so daß die Auswahl für viele Anwendungen viel zu gering ist.

Der wesentliche Vorteil ist aber der vollkommen uneingeschränkte Wortschatz. Welcher Text auch immer in den Synthesizer eingegeben wird, er wird gemäß den programmierten Ausspracheregeln umgesetzt werden. Ausnahmen in der Aussprache bzw. in den Text eingestreute Fremdwörter werden jedoch im allgemeinen zu Aussprachefehlern führen.

2.4.2 **Benutzerspezifische Grundanforderungen**

Bei der Anwendung von Sprachsynthese gilt es vor allem zu unterscheiden, ob Sprachsynthese dazu verwendet wird, Information zur behinderten Person zu transportieren, oder ob sie im Sinne eines prothetischen Hilfsmittels einen Ersatz für die fehlende Stimme der behinderten Person bildet und in diesem Sinn zu anderen Personen spricht. Demzufolge werden vollkommen andere Anforderungen gestellt.

a) Synthetische Sprache als Informationsquelle für die behinderte Person

In erster Linie dienen Sprachsynthesizer als Informationsquelle für blinde und hochgradig sehbehinderte Menschen. Weiters profitiert der gesamte Personenkreis der "reading impaired" (also Personen mit Dyslexie, Lernbehinderungen, Behinderungen der Intelligenz, Bewegungsbehinderungen, die den Umgang mit Büchern oder Zeitschriften erschweren oder unmöglich machen) von dieser Technik, da schriftliches Material für sie nicht oder nur schwer zugänglich ist.

Wenn es sich um die Bereitstellung von allgemeinen Texten (also Lesematerial) handelt, muß der Sprachsynthesizer vor allem einen unbeschränkten Wortschatz aufweisen. Es muß sich also unbedingt um Vollsynthese handeln, durch die ein (ASCII) Text vollständig in Sprache umgeformt wird.

Personen mit intellektueller Behinderung können von Geräten profitieren, die einfache Textmitteilungen durch Sprache verstärken (z.B. eine Uhr, die sprechend auf bestimmte Termine im Tagesablauf aufmerksam macht). Hier wird man mit kleinem, vorgegebenen Wortschatz das Auslangen finden und daher auf digitalisierte Sprache zurückgreifen.

Weitere Anforderungen sind:

- Hohe Sprechgeschwindigkeit (insbesondere blinde Anwender erwarten hohe Lesegeschwindigkeiten, selbst so hoch, daß eine ungeübte Person nichts verstehen würde; 400 bis 600 Wörter/Minute [VAN 89]).
- Variationsmöglichkeiten der Tonhöhe (zwecks Anpassung an das Hörvermögen bzw. persönliche Vorlieben).
- Schnelles Reagieren auf Befehle (Beim Durchsuchen eines Textes muß sich der Synthesizer auch sofort und ohne Probleme mitten im Wort abschalten bzw. unterbrechen lassen. Geräte, die sich erst dann beeinflussen lassen, bis z.B. der ganze Satz oder der gesamte Puffer ausgesprochen ist, sind unbrauchbar).
- Möglichkeiten zur Erkennung und / oder Ansage von Satzzeichen (Satzzeichen sollen an der Sprachmelodie erkannt werden können).
- Möglichkeiten zur Erkennung von Groß- und Kleinbuchstaben (bei der Rechtschreibprüfung von Texten besonders wichtig).

Nicht unbedingt erforderlich ist jedoch:

- Hohe Natürlichkeit der Sprache (an den maschinenartigen Klang der Stimme gewöhnt sich dieser Benutzerkreis relativ schnell).
- Große Auswahl von Stimmen.

b) Synthetische Sprache als prothetisches Hilfsmittel

Hier soll der Sprachsynthesizer die Stimme der behinderten Person ersetzen und zu anderen Personen reden. Das wesentliche Kriterium ist hier die Natürlichkeit der Stimme. Als Prothese soll die Stimme des Synthesizers so beschaffen sein, daß sich der Benutzer / die Benutzerin mit dieser Stimme identifizieren kann. Weiblichen Benutzern muß daher unbedingt eine weibliche Stimme des Synthesizers zur Verfügung stehen (und umgekehrt), was aber nicht bei allen am Markt angebotenen Synthesizern eine Selbstverständlichkeit ist [GAR 01].

Die Stimme sollte auch dem Alter und Wesen der behinderten Person entsprechen und wenn möglich keinen Akzent aufweisen, der nicht zur Person paßt. Beispielsweise beklagt sich der sprechbehinderte Astrophysiker S. Hawking oft darüber, daß seine in britischem Englisch gedachten Formulierungen von seinem Synthesizer mit amerikanischem Akzent wiedergegeben werden.

Es darf auch nicht vergessen werden, daß der Synthesizer als Ersatz für die Stimme einer Person universell und bei jeder Gelegenheit einsetzbar sein muß. Das bedeutet auch, daß Kommunikationspartner, die in keiner Weise auf das Angesprochenwerden durch einen Synthesizer vorbereitet sind (also nicht "eingehört" sind) trotzdem die Mitteilungen gut verstehen sollen. Die Stimme sollte daher auch aus diesem Grund so natürlich wie nur möglich klingen und eine angenehme Satzmelodie (Prosodie) aufweisen. Gerade hier wird für manche Sprachen (so auch für Deutsch) noch viel Entwicklungsarbeit erforderlich sein.

c) Synthetische Sprache für alte Menschen

Für den Einsatz von Sprachsynthese bei Smart Home Anwendungen (siehe Teil C, Kapitel 7.1.4) wurden Untersuchungen über Akzeptanz von Sprachausgabe bei alten Menschen angestellt. Sechzehn alte Menschen wurden mit männlichen und weiblichen Stimmen sowohl von Synthesizer als auch von menschlichen Sprechern und Sprecherinnen konfrontiert und über ihre Präferenzen befragt (Mehrfachnennungen waren möglich). Das Ergebnis zeigt, daß die überwiegende Mehrheit einer natürlichen (digitalisierten) männlichen Stimme den Vorzug gibt. Wahrscheinlich spielt die bessere Wahrnehmbarkeit der Stimme trotz Hochtönenverlust im Alter (Presbyakusis) eine Rolle (Abb. B 2.41) [LIN 02b].

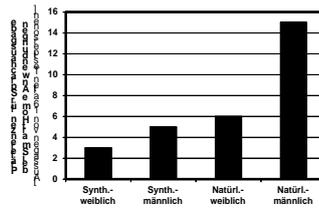


Abb. B 2.41: Präferenzen verschiedener Arten von Sprachausgabe bei alten Menschen in Smart Home Anwendungen [LIN 02b].

2.4.3 Sprache ist mehr als aneinandergereihte Wörter

Die gesprochene menschliche Sprache ist wesentlich mehr, als die bloße Aneinanderreihung von Buchstaben und Wörtern und deren Umformung in ein phonetisch korrektes Lautbild. Bei einem Internet-Chat wird das schon dadurch deutlich, daß man sich mit Randbemerkungen (*emoticons*) wie :-) für eine humorvolle Bedeutung, :-(für etwas Trauriges oder :-o für etwas, das in Erstaunen versetzt, behelfen muß.

Die ganze Palette der Emotionen schwingt über unsere Stimme mit (Tonhöhe, zeitlicher Verlauf, Art der Artikulation) und kann von Personen, die ihre Mitteilungen als Texte an einen Synthesizer schicken nicht geäußert werden. Wenn die emotionale Komponente nicht über Körpersprache übermittelt werden kann, weil entweder die Behinderung das nicht zuläßt oder weil bei einer Telekommunikation kein Bild übertragen wird, fehlt ein wesentlicher Inhalt der Mitteilung. Man arbeitet daher an Synthesizern, die in der Lage sind, auch Stimmungen (z.B. glücklich, ernst, traurig, ärgerlich) zu vermitteln und sich verschiedenen Konversations-Typen (z.B. formal, zwanglos, humorvoll, ungestüm) hinsichtlich Geschwindigkeit, Tonhöhe und Lautstärke anzupassen [GRE 99, GAR 01].

Das Problem liegt aber hier nicht so sehr in der entsprechenden Aufbereitung der phonetischen Parameter (hier wurden bereits Untersuchungen angestellt und Lösungen dafür vorgeschlagen, wie eine Stimme mit Emotionen nachgebildet werden kann). Die Frage ist vielmehr, in welcher geeigneten und benutzerfreundlichen Weise kann der Anwender / die Anwenderin die momentane Gefühlslage dem Synthesizer mitteilen. Wird man bestimmte Stimmungsknöpfe auf der Tastatur anbringen müssen oder kann schon allein aus der Art des Anschlages (zart oder heftig) auf die Stimmung des Schreiber / der Schreiberin geschlossen werden. Eine Möglichkeit besteht auch darin, im der Eingabe nach bestimmten Schlüsselwörtern zu suchen, aus denen Rückschlüsse auf die Stimmungslage gezogen werden können [GAR 01].

2.4.4 Taktile und haptische Ausgabe – Grundlagen

Zwischen den Begriffen „haptisch“ und „taktil“ wird oft kein Unterschied gemacht. So definiert der „Große Brockhaus“ in beiden Fällen vollkommen gleichlautend: „... den Tastsinn betreffend“. Für unsere Betrachtungen wollen wir jedoch eine Unterscheidung einführen, wie sie von einigen Autoren m.E. zu recht gemacht wird:

Mit taktil wollen wir jene Sinnesreize bezeichnen, die den Tastsinn im engeren Sinn, also nur den Hautsinn allein betreffen. Die Berührung einer Hautpartie mit einem Gegenstand oder das Lesen eines Buchstabens der Brailleschrift sind in demnach taktile Wahrnehmungen.

Kommt zur rein taktilen Wahrnehmung aber noch eine räumliche Komponente hinzu, die durch Propriozeption (von lat. *proprius* eigen und *capere* nehmen, fassen; Wahrnehmung der Stellung und Bewegung des eigenen Körpers im Raum) also das Wissen um die Lage der Finger, Hände und Arme vermittelt wird, dann wollen wir von haptischen Eindrücken reden. Ein Beispiel dafür wäre das Abtasten einer Skulptur durch eine blinde Person, um einen gesamten, räumlichen Eindruck zu gewinnen.

In diesem Sinne wollen wir nachfolgend zwischen taktilen Displays und haptischen Displays unterscheiden.

Taktile Displays dienen in erster Linie der dynamischen, also veränderlichen Darstellung von Blindenschrift. Im Gegensatz zu gedruckter (geprägter Blindenschrift) kann der dargestellte Text wie auf ei-

nem Bildschirm verändert werden. Bei entsprechend hoher Anzahl und räumlicher Auflösung der tastbaren Bildpunkte (Taxel⁹⁹) ist auch die Darstellung von taktilen Graphiken möglich.

Haptische Displays ermöglichen das tastende Erfassen räumlicher Anordnungen und Zusammenhänge. Die Darstellung beschränkt sich demnach nicht auf die Aufeinanderfolge von Schriftzeichen, sondern gestattet es, zwei oder dreidimensionale Eindrücke zu vermitteln [TAN 98a].

2.4.5 Braille Displays

Weil Blindenschrift üblicherweise mit der Fingerspitze gelesen wird¹⁰⁰ ist zur taktilen Darstellung von Blindenschrift eine Vorrichtung erforderlich, mit der sich zeitlich veränderliche taktile Reize auf den Finger übertragen lassen. Da in der Haut Rezeptoren für verschiedene Arten von Reizen zur Verfügung stehen, sind zumindest rein theoretisch folgende Stimulationsmechanismen denkbar:

- Druck (statisch)
- Vibration (zeitlich veränderlicher Druck – Hub einige μm)
- Elektrische Reizung der Haut (elektrocutive Stimulation)
- Oberflächentextur
- Wärme (thermischer Reiz)

Von den oben erwähnten Mechanismen haben bisher nur die beiden ersten praktische Bedeutung erlangt. Direkte elektrische Reizung sowie Veränderung der Oberflächentextur sind Gegenstand gegenwärtiger Forschungsarbeiten. Reizung durch Wärme hat sich als zu ungenau und vor allem als zu träge erwiesen.

a) Entwicklungsgeschichte

Als in den Siebziger Jahren die Bedeutung der elektronischen Datenverarbeitung für blinde Menschen erkannt wurde, entstand auch der Bedarf, geeignete Ausgabegeräte für diesen Personenkreis zu entwickeln. Zu einem Zeitpunkt, als auch für sehende Personen der Zugang zur EDV noch über Lochkarten und „Print-Outs“ erfolgte, konnten für blinde Programmierer und Programmiererinnen mit Braille-Druckern vergleichbare Arbeitsbedingungen geschaffen werden. Der Trend zu Bildschirmarbeitsplätzen und erst recht der Siegeszug des PC verlangte bald nach Lösungen, die auch blinden Menschen einen interaktiven Zugang zum Rechner ermöglichten [WEB 95, BLA 00].

Die ersten und einfachsten Anzeigeelemente für Blindenschrift bestanden aus einer im Raster der Blindenschrift gebohrten Platte, in der Stifte mittels eines elektromagnetischen Antriebes bewegt werden konnten. Ein zu tastender Punkt der Blindenschrift wird durch einen um etwa 0,5 mm aus der Platte herausragenden Stift dargestellt, während die Stifte aller nicht-tastbaren Punkte bündig mit der Platte abschließen.

Zur Erzielung eines ausreichend gut wahrnehmbaren Tasteindruckes ist eine auf den Stift wirkende Kraft von 100 mN bis 200 mN¹⁰¹ und ein Hub von 0,6 mm bis 0,8 mm erforderlich. Weil sich elektromagnetische Antriebe, die diese Kraft aufbringen können, nicht beliebig miniaturisieren lassen, mußte ein etwas vergrößerter Raster verwendet werden (zwischen 3,0 mm und 3,2 mm anstelle von 2,5 mm) [KOW 94, BRE 00].

⁹⁹ In Analogie zum in der Bildverarbeitung gebräuchlichen Begriff „Pixel“ (aus picture element) für einen visuell wahrnehmbaren Bildpunkt wird der tastbare Bildpunkt als „Taxel“ (tactile element) bezeichnet.

¹⁰⁰ Bei Fehlen der Finger sind Fälle bekannt, bei denen Blindenschrift auch mit der Zunge gelesen wird. Die taktile Darstellung von tastbaren Zeichen wurde auch auf anderen Hautpartien versucht. Shimizu et al. [SHI 82, SHI 82a] berichten von der Darstellung japanischer Schriftzeichen (Katakana) in einer 10 x 10 Matrix mittels vibrotaktile Stimulatoren auf der Bauchdecke. Dabei hatten die Stimulatoren ein Raster von 15 mm, übten eine Kraft von 3,3 N aus und wurden bei einer Frequenz von 50 Hz betrieben. Bei den Versuchen mußten 46 ausgewählte Katakana Zeichen erkannt werden. Wurde das gesamte Schriftzeichen gleichzeitig präsentiert, lag die Erkennungsrate deutlich unter 40%. Wurden hingegen die Schriftzeichen in einzelne Striche (entsprechend der Generierung des Schriftzeichens beim handschriftlichen Schreiben) aufgelöst und wurden diese Striche sequentiell präsentiert, konnten Erkennungsraten von nahezu 100% erzielt werden. Die Präsentationsdauer eines Zeichens lag dabei aber über 10 s, was keine hohen Lesegeschwindigkeiten bei dieser Methode erwarten läßt.

¹⁰¹ Zur Verdeutlichung: Das entspricht jener Kraft, die eine Masse von 20 g auf die Unterlage ausübt bzw. etwa dem Gewicht von vier Postkarten.

Entsprechend der zu dieser Zeit üblichen Bildschirm Darstellungen mit 80 Zeichen pro Zeile haben sich bei Braille Displays Zeilenlängen eingebürgert, die einer ganzen, halben oder viertel Bildschirmzeile entsprechen, also 80, 40 oder 20 Braille Formen.

Abb. B 2.42 zeigt einen einzelnen Braille-Punkt eines einfachen elektromagnetischen Braille-Displays aus den Siebziger-Jahren. Bei der hier gezeigten Lösung wird jeder einzelne Taststift durch eine Feder nach oben, also in die aktive (tastbare) Position gebracht. Soll der Punkt nicht aktiv sein, wird der unterhalb befindliche Elektromagnet angesteuert, wodurch der Stift gegen die Federkraft in die Platte zurückgezogen wird.

Der Vorteil der in Abb. B 2.42 gezeigten Konstruktion ist die relative Einfachheit, wobei hier das Wort relativ betont werden muß. Eine Braille-Zeile für 80 8-Punkt Formen erfordert immerhin die Montage von je 640 Elektromagneten, Stiften und Federn, also weit über tausend Einzelteilen. Eine Einzelzelle sowie ein montiertes Braille-Modul für 12 Formen zeigt Abb. B 2.43.

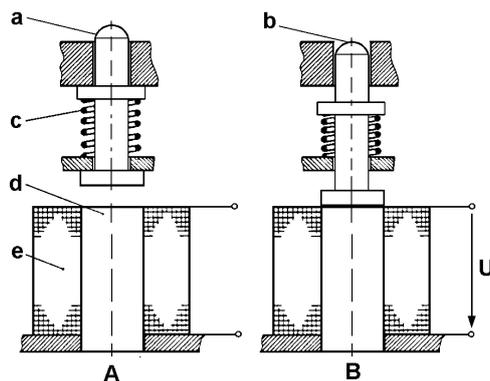


Abb. B 2.42: Prinzip eines elektromagnetischen Braille-Displays [LIM 82];
 a: Braille-Punkt in tastbarer (aktiver, gesetzter) Position ;
 b: Braille-Punkt in nicht tastbarer (gelöschter) Position
 c: Feder; d: Kern und e: Spule des Elektromagneten.

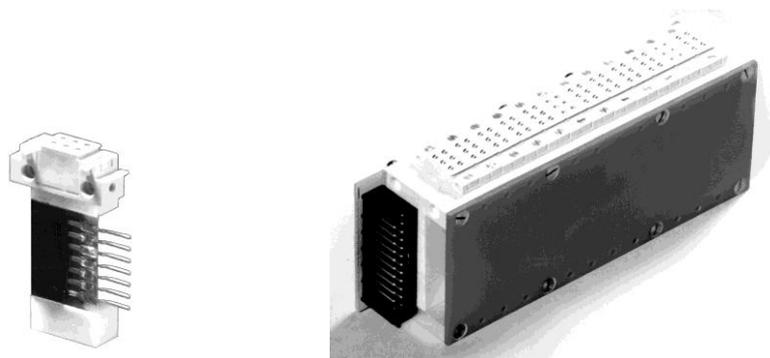


Abb. B 2.43: links: Elektromechanische Braille-Zelle;
 rechts: Beispiel für eine kurze Braille-Zeile (Tiflotel).

Der Nachteil dieser Lösung ist eindeutig der Energieverbrauch. Alle nicht tastbaren Punkte müssen durch Magnetkraft nach unten gezogen werden, was bedeutet, daß im Betrieb ständig mehr als die Hälfte¹⁰² der Elektromagnete stromdurchflossen sein müssen. Das führt einerseits zur Erwärmung einer solchen Braille-Zeile, andererseits kommt eine solche Lösung für portable (also batteriebetriebene Geräte) nicht in Betracht.

Eine Verbesserung im Energiehaushalt konnte dadurch erzielt werden, daß für den beweglichen Stift ein Permanentmagnet und für den Spulenkern ein magnetisch polarisierbarer Werkstoff eingesetzt wurde. Mittels eines in bestimmter Richtung durch die Spule geleiteten Stromstoßes kann der Kern so polarisiert werden, daß er dem beweglichen Stift entweder einen magnetischen Nord- oder einen

¹⁰² Im Durchschnitt besteht jedes Braille-Zeichen aus gleich vielen tastbaren und nicht tastbaren Positionen, die (zumindest in Texten) häufig vorkommenden Zeichen bestehen jedoch meist nur aus einem oder zwei aktiven Punkten. Hinzu kommt noch, daß beim Leerzeichen alle Punkte inaktiv sind, was bei kurzen Textzeilen den Stromverbrauch zusätzlich nach oben treibt.

Südpol zukehrt. Bei gleichsinniger Polung kommt es dadurch zu einer abstoßenden und bei gegensinniger Polung zu einer anziehenden Kräfteinwirkung auf den Stift (Abb. B 2.44).

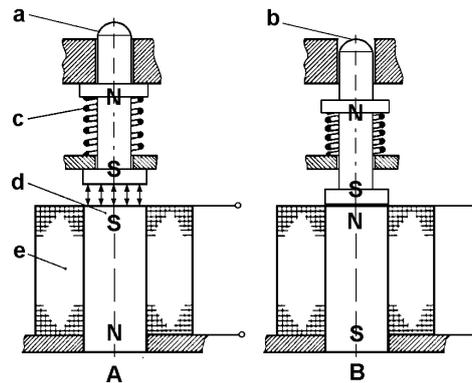


Abb. B 2.44: Bistabiles elektromagnetisches Braille-Display mit polarisierbarem Spulenkern d
A: Abstoßung bringt den Stift in die aktive Position
B: Anziehung hält den Stift in der inaktiven Position.

Eine feinmechanisch aufwendigere Lösung¹⁰³ für die Schaffung bistabiler Braille-Displays ist in Abb. B 2.45 gezeigt [SCH 79]. Die Taststifte sind an ihrem unteren Ende abgewinkelt. Der abgewinkelte Teil liegt in einer Öffnung, die dem Stift einen Hub von rund 0,8 mm und eine Drehbewegung um die Achse von etwa 30° gestattet. Der Boden der Öffnung hat eine Stufe, die so geformt ist, daß das gewinkelte Ende des Stiftes je nach Drehwinkel entweder oben auf der Stufe oder unten am Boden der Öffnung zu liegen kommt. Vor den abgewinkelten Enden ist ein kleiner Permanentmagnet plaziert.

Das Setzen (aktivieren) eines Punktes erfolgt durch folgenden Vorgang: Ein durch die den Stift umgebende Spule geleiteter Stromstoß einer bestimmten Polarität führt nicht nur zu einem Anheben des Stiftes sondern auch zur (nicht permanenten!) Ausbildung eines magnetischen Pols am gewinkelten Ende des Stiftes. Durch den kleinen Permanentmagneten erfährt der gesamte Stift eine Drehbewegung, die das gewinkelte Ende über die Stufe befördert. Nach Abschalten des Stromimpulses ist somit der Stift in der oberen, aktiven Lage formschlüssig verriegelt.

Das Löschen (also die Rücksetzung in den inaktiven Zustand) erfolgt durch einen Stromstoß der umgekehrten Polarität. Wie beim Setzen wird der Stift angehoben (in diesem Fall nur um wenige Zehntel mm, um ihn von der Stufe abzuheben und frei drehbar zu machen) aber diesmal erfährt er wegen der gegenteiligen Polarität eine Drehbewegung in die entgegengesetzte Richtung. Das bewirkt, daß das gewinkelte Ende nicht mehr über der Stufe steht und der Stift nach Abschalten des Stromes in die untere Position zurückfällt.

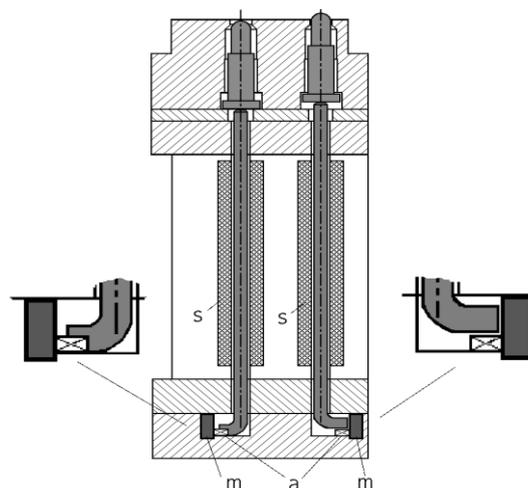


Abb. B 2.45: Bistabiles elektromagnetisches Braille-Display mit Verriegelung der Taststifte; vereinfacht nach [SCH 79]

¹⁰³ Schäfer und Schönherr, Mitte der 1970er Jahre [BLA 00].

*linker Stift: inaktive Position, der Stift ruht hinter der Auflage a am Boden der Öffnung
 rechter Stift: aktive Position, der Stift ruht auf der Auflagefläche a.
 m = Permanentmagnet für die Drehbewegung; s = Spule.*

Der Vorteil dieser Konstruktion liegt darin, daß es zu einer formschlüssigen Verriegelung des Stiftes in der aktiven Position kommt. Die so dargestellten Braille-Punkte sind daher im Gegensatz zu den gefederten Punkten von Abb. B 2.42 „hart“ und liefern einen sehr deutlichen und angenehmen taktilen Eindruck.

Der gravierende Nachteil besteht darin, daß eine Zustandsänderung nur dann ausgeführt werden kann, wenn im Moment des Setzens oder Löschens eines Punktes keine Kraft durch den Finger des Benutzers / der Benutzerin auf den Stift ausgeübt wird. Ist dies der Fall, bleibt der alte Zustand gespeichert und es kommt an dieser Stelle zu einer Fehlanzeige.

b) Gegenwärtiger Stand der Technik

Wegen der oben beschriebenen Nachteile werden gegenwärtig keine elektromagnetischen Braille-Displays sondern ausschließlich solche mit piezo-elektrischem Antrieb¹⁰⁴ eingesetzt. Dabei wird die Eigenschaft bestimmter Keramik-Materialien ausgenutzt, bei Anlegen einer elektrischen Spannung eine Längenänderung auszuführen. Diese Längenänderung liegt allerdings selbst bei Spannungen im Bereich von 1 kV nur bei 0,05 %. Würde man diese Längenänderung auf direktem Wege ausnützen wollen, müßte der Taststift eine Länge von rund 1 m haben, um den erforderlichen Hub von 0,5 mm ausführen zu können. Wegen des Platzbedarfs und der hohen Materialkosten scheidet die direkte Lösung aus.

In ähnlicher Weise wie bei einem Bimetall lassen sich auch bei Piezo-Keramik kleine Längenänderungen in wesentlich größere Biegebewegungen umwandeln. Man klebt daher zwei Streifen aus piezo-keramischem Material aufeinander und beaufschlagt sie so mit Spannung, daß sich einer der Streifen ausdehnt, der andere zusammenzieht. Das Resultat ist, daß sich das „Sandwich“ je nach angelegter Polarität nach oben oder unten krümmt (Abb. B 2.46).

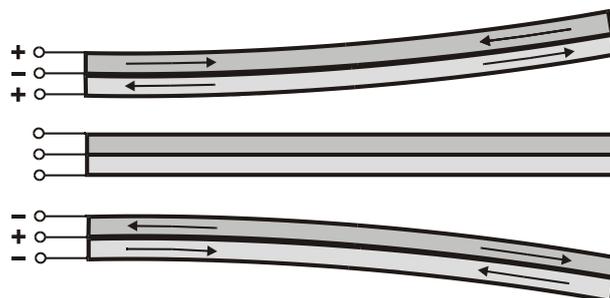


Abb. B 2.46: Biegebewegungen eines zweilagigen „Sandwichs“ aus Piezo-Keramik.

Abb. B 2.47 zeigt der Aufbau eines Moduls für ein Braille-Display mit piezo-elektrischem Antrieb. Die Kosten eines solchen Moduls werden mit rund 35€ angegeben [BLA 00].

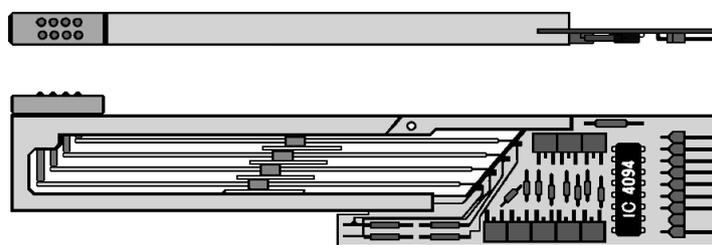


Abb. B 2.47: Braille-Display mit piezo-elektrischem Antrieb.

c) Ausblick und Möglichkeiten

Obwohl heutige Braille-Displays einen hohen technischen Standard erreicht haben und sehr zuverlässig arbeiten, stellen sie in mehrfacher Hinsicht noch keine befriedigende Lösung dar [FRI 00].

¹⁰⁴ Die Piezo-Technik wurde gegen Ende der 1970er von Tretiakoff entwickelt [BLA 00] aber bereits 1957 in [RHE 57] in einem Patent erwähnt.

- Der Fertigungsaufwand und somit der Preis ist hoch.
- Wegen des großen Platzbedarfs – zumindest nach einer Seite hin – können keine Anzeigesysteme mit mehr als zwei Zeilen realisiert werden.
- Sie sind empfindlich hinsichtlich Verschmutzung.

Es wird daher intensiv nach Alternativen zu den bisher angewendeten Techniken gesucht, wie z.B.:

- Metalle mit Formgedächtnis (SMA = *shape memory alloy*)
- Bestimmte Legierungen (z.B. NiTi) haben die Eigenschaft, bei einer Erwärmung nach einer Kaltverformung wieder die ursprüngliche Form anzunehmen. Zwei Drähte aus NiTi könnten entweder direkt als Antrieb für einen Braille-Punkt dienen oder Ventile einer Mikro-Pneumatik oder Mikro-Hydraulik steuern [SCH 94a, FRI 94a, SCH 96a, FIS 98, FIS 98a, FRI 99a, BRE 00].
- Elektrorheologisch
- Elektrorheologische Flüssigkeiten verändern ihre Viskosität proportional zu einem angelegten elektrischen Feld. Dieses "Einfrieren" im elektrischen Feld kann für Antriebe mit Miniatur-Kupplungen aber auch als Ersatz für mechanische Ventile in einer Mikro-Hydraulik ausgenutzt werden [FRI 92, FRI 94a, FRI 99a].
- Elektrocutan
- Direkte Reizung der Nerven der Mechanorezeptoren durch elektrischen Strom. Wegen des unterschiedlichen Hautwiderstandes und der örtlich und zeitlich sehr unterschiedlichen Sensibilität der Haut ist es schwer, die Parameter (Strom, Spannung, Frequenz ...) so auszuregeln, daß ein annehmbarer und nicht schmerzhafter Reiz erzeugt wird [SAU 83, FRI 00].
- Elektrostatisch
- Hier wird ebenfalls mit Elektrodenanordnungen wie bei der elektrocutanen Stimulation gearbeitet, jedoch werden die Elektroden durch eine dünne Isolierschicht abgedeckt. Es kommt daher zu keinem Stromfluß in den Finger. Die Hautstelle, die die Elektrode berührt wird jedoch durch elektrostatische Kräfte angezogen. Dadurch entsteht scheinbar ein Unterschied in der Oberflächentextur, der taktil wahrnehmbar ist [BEE 95, TAN 98a].
- Verdampfung ("Dampfmaschine")
- Über einen kleinen flüssigkeitsgefüllten Hohlraum ist eine Folie gespannt. Das Verdampfen der Flüssigkeit führt zu einer Drucksteigerung und somit zum Aufwölben der Folie und zur Darstellung eines Braille-Punktes Abb. B 2.48).

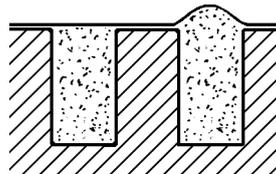


Abb. B 2.48: Aufwölbung einer Folie zu einem Braille-Punkt durch Dampfdruck

- Elektro-Chemisch
- Gleiches Grundprinzip wie bei der Verdampfung, nur daß zur Erzeugung des Druckes ein elektrolytischer Prozeß verwendet wird bei dem Wasserstoff und Sauerstoff (Knallgas) aus Wasser erzeugt wird. Die Rückstellung erfolgt durch einen Katalysator, der aus Knallgas wieder Wasser macht [KOW 94].

2.4.6 Displays für taktile Graphik

Auch für blinde Personen sind zweidimensionale taktile Darstellungen vorteilhaft um bildliche Darstellungen oder strukturierten Text besser erfassen zu können. Bei gedruckter Blindenschrift (*hard copy Braille*) befinden sich etwa 20 bis 30 Zeilen Text auf einer Seite, sodaß ein Erkennen der Textstruktur (Einrückungen, Leerzeilen, Unterstreichungen) möglich ist, was das Auffinden einer gewünschten Stelle erheblich erleichtert. Auch die Darstellung von Tabellen sowie von taktilen Plänen und Zeichnungen ist möglich.

Es wird daher nach Lösungen gesucht, auch bei Braille-Displays eine ganze Seite darzustellen und damit ein echtes Äquivalent zum Bildschirm der sehenden Personen zu schaffen.

Nicht nur die Möglichkeit, taktile Graphik darstellen zu können, macht flächige Displays erstrebenswert, sondern auch eine dadurch zu erwartende Steigerung der Lesegeschwindigkeit. Bei Untersuchungen des Zusammenhanges zwischen der Größe der Braille-Anzeige (bzw. des Braille-Druckes) und der Lesegeschwindigkeit wurden die in Abb. B 2.49 dargestellten Werte ermittelt [RAM 96].

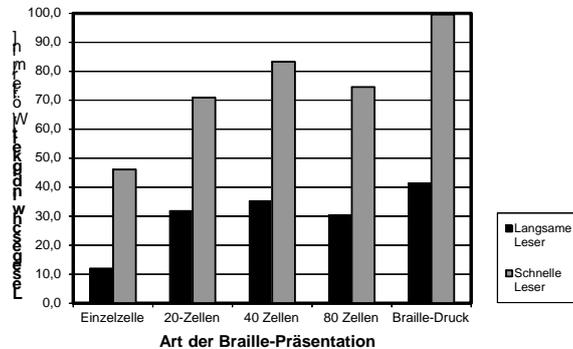


Abb. B 2.49: Zusammenhang zwischen Lesegeschwindigkeit und Länge von Braille-Zeilen bzw. bei gedruckter Punktschrift [RAM 96].

a) Echte Graphik-Displays

Graphische Displays, die eine ganze Seite Blindenschrift darstellen können, sind bis heute noch nicht über das Versuchsstadium hinausgekommen. Da es mit herkömmlicher Technologie sehr kostspielig ist, großflächige Anzeigen zu realisieren, existieren nur einige Prototypen für Laborzwecke.

Beim "Rose-Reader" wurde versucht, vom Prinzip der *einzel*n angetriebenen Taststifte wegzukommen. Mittels eines Hebels konnten *alle* gefederten Taststifte auf einmal in die untere Position bewegt werden, wo sie an einer Sperrklinke hängen blieben – die Seite wurde global gelöscht. Die Sperrklinken bestanden aus Bimetall und konnten selektiv erwärmt werden. Alle für die Darstellung der nächsten Seite erforderlichen Taststifte wurden so entriegelt und durch die Federn nach oben in die aktive Position gedrückt.

Bedingt durch das globale Löschen der ganzen Seite war es nicht möglich, einen Cursor darzustellen oder die Seite zu „scrollen“. Diese Einschränkungen erlaubten kein interaktives Arbeiten wie auf einem Bildschirm oder einer Braille-Zeile, sodaß sich das Prinzip nicht durchsetzen konnte.



Abb. B 2.50: Der „Rose Reader“ (Rose Associates, Inc.).

Andere frühe Entwicklungen versuchten Blindenschrift auf einem umlaufenden Band darzustellen, in das die Brailleschrift-Zeichen von einem Druckwerk Zeile für Zeile eingepreßt wurden. Sollte die nächstfolgende Seite dargestellt werden, wurde das Band weiterbewegt, wobei der alte Text durch Walzen gelöscht und neuer Text geprägt wurde. Die verwendeten Materialien für das umlaufende Band konnten jedoch keine befriedigende Leistung sicherstellen (siehe dazu auch Teil C, Abb. C 4.7) [BLA 00].

Um in Ermangelung einer besseren Lösung dennoch Versuche mit einem ganzseitigen Display anzustellen, wurde von Metec für die Universität Stuttgart eine Stiftplatte (*Stuttgart pin-matrix-device*) mit 7.021 Stiften (59 x 119) im 3 mm Raster entwickelt. Das Antriebsprinzip ist elektromechanisch und entspricht der Darstellung in Abb. B 2.44. Für eine breite Anwendung ist diese Konstruktion, die in nur 4 Exemplaren gefertigt wurde, zu teuer (ca. 50.000 €) und zu voluminös [KUR 95, SCH 96, FRI 99a].

In Japan wurden Versuche mit wesentlich kleineren Matrizen (8x8 bis 64x64) und größerem Stiftabstand (6...17 mm) angestellt. In einem Fall wurde versucht, mit Stiften, die sich mit Schrittmotoren in 0,25 mm Schritten bis auf eine Höhe von 5 mm heben ließen, dreidimensionale Gegenstände taktil darzustellen [SHI 92, KAW 98, SHI 98a, KAW 00]. Im anderen Fall diente die Stiftmatrix nur zur groben taktilen Orientierung während die Detailinformation über das dargestellte Bild bei Drücken des entsprechenden Stiftes mittels Sprache vermittelt wurde [VAN 89, MIN 92].

Während die oben angeführten Lösungen mit einzelnen Schrittmotoren auf viel zu große und schwere Lösungen führten, könnte das gleiche Prinzip unter Verwendung von Technologien aus dem Gebiet des "Micro Machining" (MEMS) erfolgversprechender sein. Eine jüngere Entwicklung verwendet eine vibrierende Grundplatte, die als Antrieb für eine Stiftenanordnung dient, bei der jeder einzelne Stift mittels einer miniaturisierten Kupplung wahlweise an die Aufwärts- oder Abwärtsbewegungen der schwingenden Grundplatte gekuppelt werden kann, was zu Aufwärts- und Abwärtsbewegungen der Stifte führt [ENI 02].

Die schon weiter oben besprochene Technik der direkten elektrischen Reizung der Nerven (elektrocutive Stimulation) wurde wiederholt auch für die Realisierung von taktilen graphischen Anzeigen im Experiment eingesetzt. Bemerkenswert sind Versuche, bei denen nicht die Finger, sondern die Zunge, die ja ein besonders hohes taktilen Auslösungsvermögen besitzt, stimuliert wurde. Die Matrix-Größen bewegten sich dabei im Bereich von 7 x 7 bis 12 x 12 [BAC 98, KAC 01].

Die *American Foundation for the Blind* hat in den frühen 1980er Jahren einen Versuch unternommen, Module für taktilen graphische Displays mit bis zu 16.000 Stiften zu entwickeln. Dabei bediente man sich einer komplexen Anordnung aus Kreuzschiebern, die in einer Richtung für das Anwählen einer bestimmten Zeile und in der quer dazu liegenden Richtung für das Heben und Senken der Stifte in der angewählten Zeile verantwortlich waren (Abb. B 2.51). Alle Teile wurden in Kunststoff Spritzgußtechnik bei UFE Inc. gefertigt. Trotz des verheißungsvollen Ansatzes ist es beim Prototypen geblieben [MAU 83].

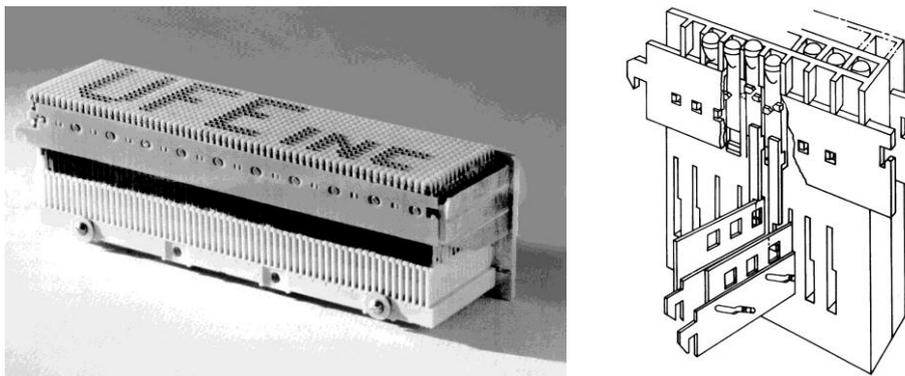


Abb. B 2.51: Matrix-Display von AFB / UFE [MAU 83].

Einige Matrix-Displays, die für den Antrieb auf die bewährte Piezo-Keramik Technologie zurückgreifen, sind durch Laborversuche und erste kommerzielle Produkte in den letzten Jahren bekannt geworden [SUM 99a]. Beispiele dafür sind der in Abb. B 2.52 gezeigte "Taktile Interaktions-Monitor" mit 16 x 16 Stiften (Gesamthochschule Wuppertal, J. Schlingensiepen) und "Graphic Windows Professional" mit 24 x 16 Stiften (HandyTech).

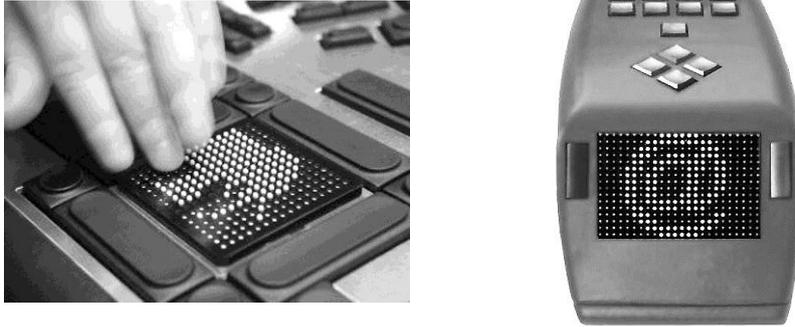


Abb. B 2.52: links: Taktile Interaktions-Monitor (GH-Wuppertal)
rechts: Graphic Windows Professional (HandyTech).

b) Virtuelle Lösungen

Ausgehend von der Tatsache, daß der Lesefinger einer blinden Person zu einem bestimmten Zeitpunkt nur mit einer kleinen Fläche (etwa 1 cm x 2 cm) in direktem Kontakt sein kann, wurden Lösungen entwickelt, bei denen das Display-Element beim Lesen einer Seite mit dem Finger mitbewegt wird. Auf einem x/y-Kreuzschlitten (ähnlich der Mechanik eines Plotters) wurde eine einzige Braille-Zelle montiert. Beim Lesen wird diese Zelle durch den Finger über ein virtuelles Blatt bewegt und die Ansteuerung sorgt dafür, daß das der jeweiligen Position entsprechende Braille-Zeichen angezeigt wird. Später wurden Versuche mit Braille-Zellen unternommen, die in eine Computer Maus eingebaut wurden, um durch Bewegen der Maus den Bildschirminhalt erkunden zu können [PAR 92, SIE 98, GOU 99, JAN 00, SJÖ 01].

Pantobrilie, eine weitere virtuelle Lösung, verwendet eine Kombination aus einem haptischen Display (Pantograph mit Kraft-Rückmeldung) und einem einzelligen Braille-Display, das von der lesenden Person über ein virtuelles Blatt geführt wird. Der Pantograph meldet die jeweilige Position des Displays an den Rechner, der hierauf die dem jeweiligen Ort entsprechende Einstellung der Taststifte vornimmt (Abb. B 2.53).



Abb. B 2.53: Pantobrilie – Die beiden Braille-Displays sind auf den Armen eines Pantographen montiert [RAM 96].

Die Kraft-Rückmeldung sorgt nicht nur dafür, daß eine Führung entlang der Zeilen erfolgt (ein Springen in eine andere Zeile erfordert einen bewußten Kraftaufwand durch den Leser / die Leserin beim Bewegen des Displays) sondern simuliert auch die Reibungskräfte, die beim Überstreichen eines realen Blindenschrift-Textes auftreten würden. Auf diese Weise erhält der Benutzer / die Benutzerin einen haptischen Reiz, wenn der Wechsel von einem Buchstaben zum nächsten erfolgt.

Die mit dieser Anordnung erzielten Leseleistungen sind zwar kaum besser als mit einer unbeweglichen Einzelzelle und bleiben weit hinter den Leseleistungen mit realen Braille-Zeilen bzw. gedrucktem Text zurück. Der Vorteil liegt aber sicher darin, daß der Benutzer / die Benutzerin Zusammenhänge und Layout besser erfassen kann, weil ein direkter Zusammenhang zwischen Buchstaben und Ort gegeben ist (Abb. B 2.54).

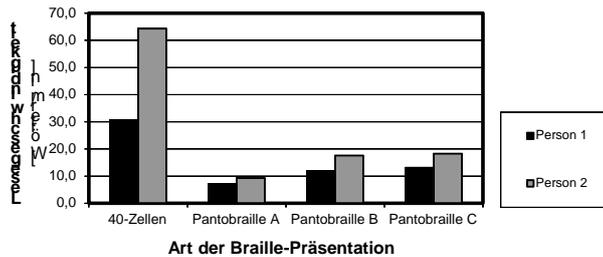


Abb. B 2.54: Leseleistungen mit dem Pantobraille im Vergleich zu einer 40-Zellen Braille-Zeile [RAM 96].

A = Führen und Lesen nur mit dominanter Hand

B = Führen mit dominanter Hand, Lesen mit anderer Hand

C = wie B, aber Display nicht am Pantograph montiert.

Person 1: liest Blindenschrift üblicherweise mit einer Hand

Person 2: liest Blindenschrift üblicherweise mit beiden Händen.

Bei allen derartigen Lösungen wird jedoch bewußt oder unbewußt in Kauf genommen, daß effektive taktile Wahrnehmung von Blindenschrift eine tangentielle Relativbewegung zwischen Schriftgut (oder Display) und Lesefinger erfordert. Reize, die ohne diese Bewegung nur vertikal auf immer die selben Hautstellen ausgeübt werden, sind nicht oder nur sehr schwer zu diskriminieren. Aus diesem Grund kann mit der oben beschriebenen Anordnung keine hohe Leseleistung erzielt werden, da der Leser / die Leserin zum sicheren Erkennen der Braille-Zeichen zusätzlich zur Bewegung entlang der Zeile kleine reibende Fingerbewegungen ausführen muß, um den Tastsinn zu stimulieren.

Durch Einführen einer virtuellen Bewegung könnte das Problem mit der fehlenden Relativbewegung überwunden werden. In [FRI 94, FRI 99] wird der Prototyp eines Braille-Displays beschrieben, bei dem der Stiftabstand in Leserichtung auf 1 mm herabgesetzt wurde, sodaß eine gleitende Bewegung eines Braille-Punktes durch sequentielles Aktivieren der Stifte vorgetäuscht werden kann. Da bei einem Abstand von 1 mm die taktile Zweipunkt-Diskriminierungsschwelle der Fingerspitze unterschritten wird, kann eine kontinuierliche Bewegung wahrgenommen werden (Abb. B 2.55).

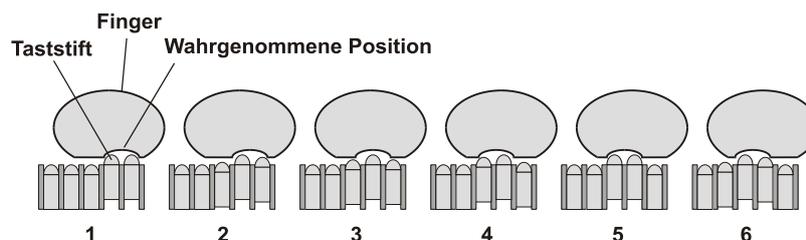


Abb. B 2.55: Scheinbare Verschiebung eines Braille-Punktes durch sequentielles Aktivieren eng aneinander liegender Taststifte.

2.4.7 Nicht-visuelle Bildschirmdarstellung – Screen Readers

In den vergangenen Kapiteln haben wir die grundsätzlichen Methoden zur alternativen Darstellung visueller Inhalte kennengelernt: Auditive Vermittlung über synthetische Sprache und taktile Vermittlung über Braille-Displays oder taktile Graphik-Displays. Wie diese Methoden zur Darstellung von Bildschirmhalten verwendet werden können und wie daraus ein für blinde Menschen verwendbares alternatives Interface zum Computer werden kann, das den visuellen Bildschirm ersetzt, soll im Folgenden besprochen werden.

Die Realisierung eines solchen Interfaces, das üblicherweise mit dem englischen Begriff "Screen Reader" bezeichnet wird, ist mit dem Wechsel von der auf reiner Textdarstellung basierenden Computer-Interaktion (z.B. DOS) zum "Graphischen User Interface" (GUI, z.B. Windows) wesentlich schwieriger geworden. Einerseits steht gewisse Information überhaupt nur mehr in graphischer Form zur

Verfügung (Bildschirm Icons) und kann daher in dieser Form nicht an blinde Benutzer/innen weitergegeben werden. Andererseits erhalten die meisten Informationen eines GUI erst dadurch ihre Bedeutung, wenn sie im Kontext ihrer Lage auf dem Bildschirm betrachtet und mit einem Pointer (z.B. Maus) in geeigneter Weise manipuliert werden (Klicken, Markieren, Drag-and-Drop u.s.w.). Von einer blinden Person, die über Sprachsynthese oder ein einzeliges Braille-Display mit dem Computer in Verbindung steht, können weder die zweidimensionalen graphischen Zusammenhänge auf direktem Wege erfaßt werden noch besteht eine direkte Möglichkeit, mit einem Pointer die geforderten Manipulationen vorzunehmen [BIE 98, MCK 98].

Es mußten daher Möglichkeiten geschaffen werden, einerseits die am Bildschirm graphisch erscheinende Information für taktile Anzeigen oder Sprachausgabe zu erfassen und in eine geeignete Form zu bringen, und andererseits Methoden gefunden werden, wie das Manipulieren des Mausursors auch ohne visuelles Feedback vom Bildschirm her bewältigt werden kann [GOR 00, DAM 02].

a) Gewinnung der Information

Die Hauptaufgabe eines Screen Readers ist es, alle Information, die vom Rechner an den Bildschirm geschickt wird, in geeigneter Weise abzufangen (bzw. "anzuzapfen" – denn die Bildschirmdarstellung sollte vom Screen Reader unbeeinflusst bleiben) und sie für die Braille-Zeile bzw. für den Sprachsynthesizer aufzubereiten. Dieses "Anzapfen" wird größtenteils mittels eines sogenannten "Hook" (Software-routine, die sich in den internen Datentransfer "einhängt") bewerkstelligt. Konkret werden dazu die Daten, die vom Graphical Display Interface (GDI) des Rechners kommen, vor ihrer Weiterleitung in Richtung Graphikkarte abgefangen und zunächst in das Screen Reader Programm umgeleitet. Der Screen Reader baut daraus ein internes Abbild dessen, was am Bildschirm dargestellt werden soll, das sogenannte Off-Screen Model. Dieses Off-Screen Model ist eine Datenstruktur, die es dem Screen Reader gestattet, den Bildschirminhalt Pixel für Pixel zu analysieren und die gewünschte Information (Zeichen an der betreffenden Stelle, Attribute, Cursorposition etc.) bereitzustellen. Neben den Daten im Off-Screen Model können Informationen über den Bildschirminhalt bzw. über laufende Interaktionen über MSA (Microsoft Active Accessibility) und OLE (Object Linking and Embedding) gewonnen werden [BLE 01b].

b) Cursor Manipulation

Unter dem Cursor verstehen wir hier jene Bildschirm-Marke, die angibt, an welcher Stelle des Bildschirms (bzw. des Textes) neu eingegebene Zeichen eingefügt werden. Die erste Frage, die sich im Zusammenhang mit dem Cursor ergibt, ist die nach einer geeigneten Darstellung der Cursors auf der Braille-Zeile [STÖ 94, WEB 95].

Folgende Möglichkeiten werden verwendet:

- Ersetzen des Zeichens an der Cursorposition durch die "volle Form". Es werden alle 6 oder 8 Punkte gesetzt, das Zeichen selbst ist damit nicht mehr lesbar.
- Setzen der Punkte 7 und 8 zusätzlich zum an der Cursorposition dargestellten Zeichen (bei 8-Punkt Braille).
- Vibrieren aller oder einiger Punkte des an der Cursorposition dargestellten Zeichens (bei Braille-Displays in Piezo-Technik realisierbar).

Das zweite Problem, das in Zusammenhang mit dem Cursor bewältigt werden muß, ist dessen gezielte Bewegung ohne daß eine Maus verwendet werden muß und obwohl bei Verwendung einer Braille-Zeile nur ein kleiner Textausschnitt (20 bis 80 Buchstaben), das sogenannte Braille-Fenster, gleichzeitig wahrnehmbar ist. Die Grundaufgabe besteht darin, die gewünschte Beziehung zwischen dem in Braille dargestellten (oder auch von Synthesizer ausgesprochenen) Text und dem Cursor herzustellen:

- Jump to Cursor: Die Ausführung dieses Befehls bewirkt, daß das Braille-Fenster an jene Stelle des Bildschirms springt, an der sich der Cursor momentan befindet. Damit wird der Cursor im Braille-Fenster "sichtbar". Der Benutzer / die Benutzerin kann damit feststellen, wo und in welchem Kontext sich der Cursor befindet und an der Cursorposition editieren.
- Cursor Binding: Dabei handelt es sich um eine Einstellung, mit der veranlaßt wird, daß sich das Braille-Fenster immer gemeinsam mit dem Cursor mitbewegt. Der Cursor bleibt also immer im Braille-Fenster "sichtbar", auch wenn er beim Eingeben von Text weiterwandert.
- Cursor Routing: Damit wird der zu "Jump to Cursor" umgekehrte Vorgang verstanden, bei dem der Cursor durch einen Befehl von seiner momentanen Position in das Braille-Fenster (oder auch

an die Stelle, an der die letzte Sprachausgabe erfolgte) geholt werden kann. Zu diesem Zweck verfügen die meisten Braille-Zeilen bei jedem Buchstaben (meist oberhalb der Form) über eine kleine Drucktaste. Das Betätigen dieser Taste holt den Cursor genau auf diesen Buchstaben und es können Eingaben an dieser Stelle vorgenommen werden.

2.4.8 Visualisierung von Tönen

In AccessDOS bzw. Windows ab Windows 95 wurde mit „SoundSentry“ und „ShowSounds“ die Möglichkeit geschaffen, Tonsignale, die vom PC als Warnung oder Hinweis ausgegeben werden, für hörbehinderte und gehörlose Personen in alternativer Form am Bildschirm sichtbar zu machen (z.B. durch kurzzeitiges Invertieren der gesamten Bildschirmdarstellung oder durch Blinken der Titelleiste des aktiven Fensters [DEB 96] (Abb. B 2.56).

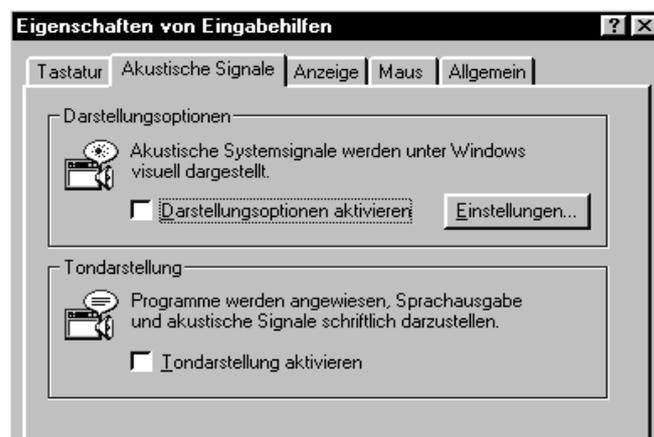


Abb. B 2.56: Visualisierung von Tönen.

3. GESTALTUNG DER UMWELT

Wenn sich diese Vorlesung auch streng genommen mit elektronischen Hilfsmitteln für behinderte Menschen befaßt, so darf dabei nicht vergessen werden, daß auch das beste Hilfsmittel wirkungslos bleiben muß, wenn die Erreichbarkeit oder die Bedienbarkeit desselben nicht gegeben ist. Es ist daher durchaus legitim im Rahmen des Teils „Methoden“ auch zumindest grundlegend auf bauliche und konstruktive Barrieren und deren Vermeidung einzugehen. Zur Vertiefung wird das Seminar „Barrierefreies Planen und Gestalten“ angeboten.

Unter diesen Barrieren versteht man alle baulichen und konstruktiven Maßnahmen, die behinderte Menschen z.B. bei der Benutzung einer Verkehrsfläche, eines Verkehrsmittels oder eines Gerätes diskriminieren oder den Zugang zu einem Gebäude oder einer Einrichtung verwehren. Nichtbehinderten Menschen fallen solche Barrieren meist gar nicht auf. Mit den hier angeführten Beispielen soll nicht zuletzt eine Sensibilisierung auf diesem Gebiet erreicht werden.

Für Österreich sind, neben vielen anderen Veröffentlichungen, vor allem maßgeblich und richtungsweisend: ÖNORM B1600: „Barrierefreies Bauen – Allgemeine Planungsgrundsätze“ und ÖNORM B1601: „Spezielle Baulichkeiten für behinderte und alte Menschen – Planungsgrundsätze“. Eine ÖNORM B 1602 für Schulbauten ist in Vorbereitung.

3.1 Allgemeine Regeln

3.1.1 Abmessungen

Planen, Konstruieren und Bauen für behinderte Menschen bzw. die Schaffung einer Umwelt, die möglichst wenige Barrieren aufweist, setzt die Kenntnis der wichtigsten anthropometrischen¹⁰⁵ Regeln und Angaben voraus. Den nachfolgenden Skizzen können die wichtigsten Maße für Platzbedarf, Bewegungsflächen, Handhabungskräfte sowie verschiedene Greif-, Arbeits- und Bedienungshöhen entnommen werden.

a) Horizontaler Platzbedarf

Die Abb. B 3.1 zeigt den horizontalen Platzbedarf für folgende Situationen (v.l.n.r.):

- 70 cm Person mit Stock oder einer Krücke (Breite)
- 90 cm Person mit zwei Stöcken oder zwei Krücken (Breite)
- 110 cm Kleinkind an der Hand eines Erwachsenen (Breite)
- 150 cm Person, die einen Kinderwagen schiebt (Länge)

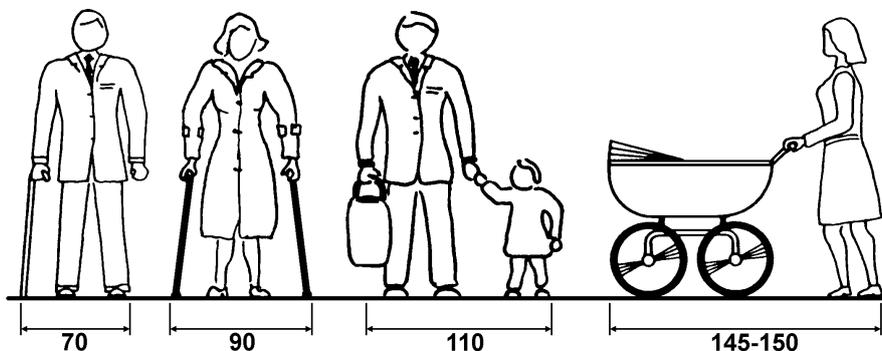


Abb. B 3.1: Platzbedarf [Bma 88].

Der erforderliche Platz für Personen im Rollstuhl ist in Abb. B 3.2 dargestellt (v.l.n.r.) [WOC 94]:

- 90 cm Rollstuhl allein (Breite) – Wege und Gänge sollen jedoch mindestens 120 cm breit sein.
- 150 cm Rollstuhl neben einer Person. Als absolutes Minimum gilt 120 cm.
- 180 cm Begegnung von zwei Rollstühlen.

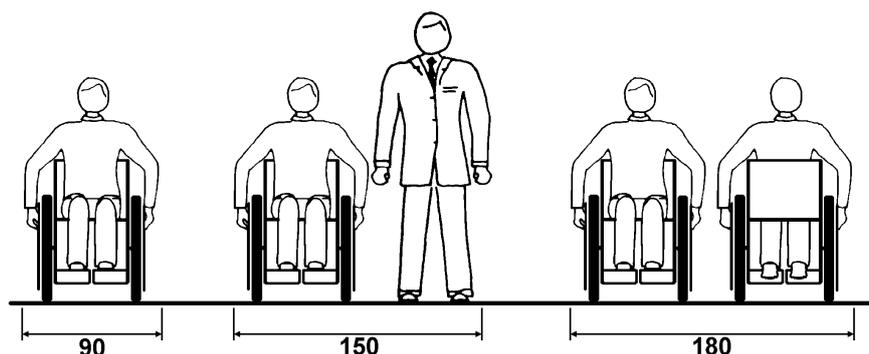


Abb. B 3.2: Platzbedarf für Rollstuhlfahrer / Rollstuhlfahrerinnen; nach [Bma 88].

Die Standardabmessungen für einen mechanischen Rollstuhl (Greifreifen-Rollstuhl; *manually propelled wheelchair*) können der Abb. B 3.3 entnommen werden. Die mindeste Durchfahrtsbreite (80 cm) ergibt sich aus der Breite des Rollstuhles (65 cm bis 70 cm) plus zweimal die Hand auf den Greifreifen. Elektrische Rollstühle (*power wheelchair*) und Spezialrollstühle können größere Abmessungen aufweisen. Die Zeichnung gibt also die Mindestmaße eines Rollstuhls für eine erwachsene Person an.

¹⁰⁵ Anthropometrisch = Auf den Menschen bezogene bzw. vom Menschen her abgeleitete Maße

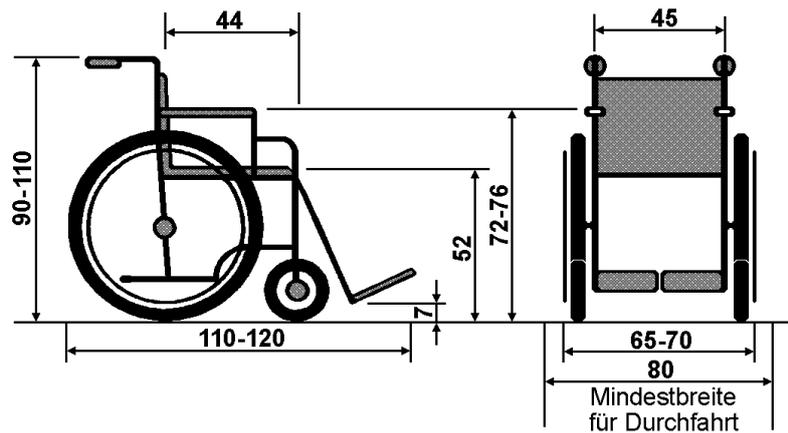


Abb. B 3.3: Standardabmessungen für manuelle Rollstühle
(Elektrische Rollstühle und Spezialrollstühle sind z.T. größer); [Bma 88]

b) Vertikaler Platzbedarf

Die Einhaltung eines von Hindernissen freien Lichtraumprofils ist für sehbehinderte Personen und hier insbesondere für blinde Personen, die einen Langstock benutzen, von Bedeutung. Abb. B 3.4 zeigt die Handhabung des Langstockes und den mit diesem erfassbaren Bereich.

Wegen der Pendelbewegung und der bei zügigem Gehen großen Schrittweite, ist auch Zeit für das Pendeln und das Anhalten beim Erfassen eines Hindernisses einzukalkulieren. Dabei wird erstens deutlich, daß der gesamte Körper ab den Oberschenkeln vor Kollisionen überhaupt nicht geschützt werden kann. Damit der Stock das Hindernis früh genug (also tief genug) treffen kann, dürfen Hindernisse nicht höher als 30 cm über dem Boden beginnen.

Ausragende oder überhängende Hindernisse müssen daher entweder in einer Höhe von mehr als 220 cm ¹⁰⁶ (nach ADAAG ¹⁰⁷ 203 cm, nach DIN 18024 sogar 230 cm) angebracht (Abb. B 3.5) oder gemäß der in den **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.** und **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.** beschriebenen Weise durch einen Bügel oder Sockel abgesichert werden.

Für die Anbringung von Straßenverkehrszeichen am rechten Fahrbahnrand sieht die österreichische Straßenverkehrsordnung (§ 48 StVO) einen Bereich von 60 cm bis 220 cm über Grund vor, sodaß bei einer Montage beim oberen Grenzwert die Forderung nach 220 cm Lichtraum erfüllt werden kann.

Freistehende Tafeln, Vitrinen und dergleichen brauchen dann nicht zusätzlich gesichert zu werden, wenn der Abstand zwischen Unterkante und Boden nicht größer als 30 cm ist (Abb. B 3.5).

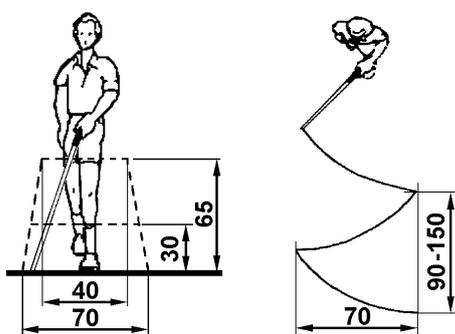


Abb. B 3.4: Erfassungsbereich des Langstockes
(Blindenstocks); nach [Acc 98].

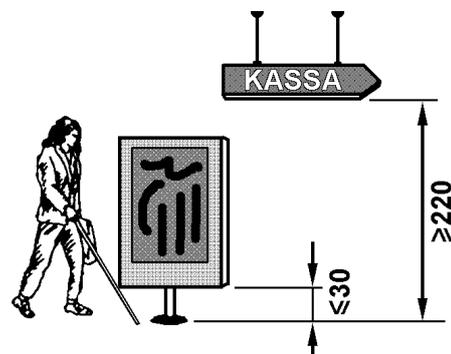


Abb. B 3.5: Freistehende Hindernisse und Hindernisse über Kopf

¹⁰⁶ Die Forderung nach einer freien Höhe von 220 cm bietet auch noch Reserven für Hüte und für Gehwege, die wegen Schneelage oder Baustellenabdeckungen zeitweise etwas höher liegen als im Normalfall.

¹⁰⁷ Americans with Disabilities Act – Accessibility Guidelines

In Parkanlagen stellen auch alle über Wegen auskragende Äste mit einer Höhe von weniger als 220 cm eine Gefährdung dar [Dpi 98].

c) Wendekreis für Rollstühle

Von besonderer Bedeutung ist der für das Manövrieren eines Rollstuhls erforderliche Platz (Bodenfläche). Der übliche Wendekreis beträgt 150 cm, es ist jedoch dabei zu beachten, daß sich der Rollstuhl nur bei geschickter Fahrweise innerhalb dieses Kreises bewegen läßt. Daher wird in den Normen vorgeschlagen, daß für die Ausführung einer 90° Drehung eine Fläche von 150 cm x 150 cm zur Verfügung stehen soll. Ist jedoch eine Wende mit 180° auszuführen, dann sollte die Fläche mindestens 150 cm x 170 cm betragen (Abb. B 3.6)

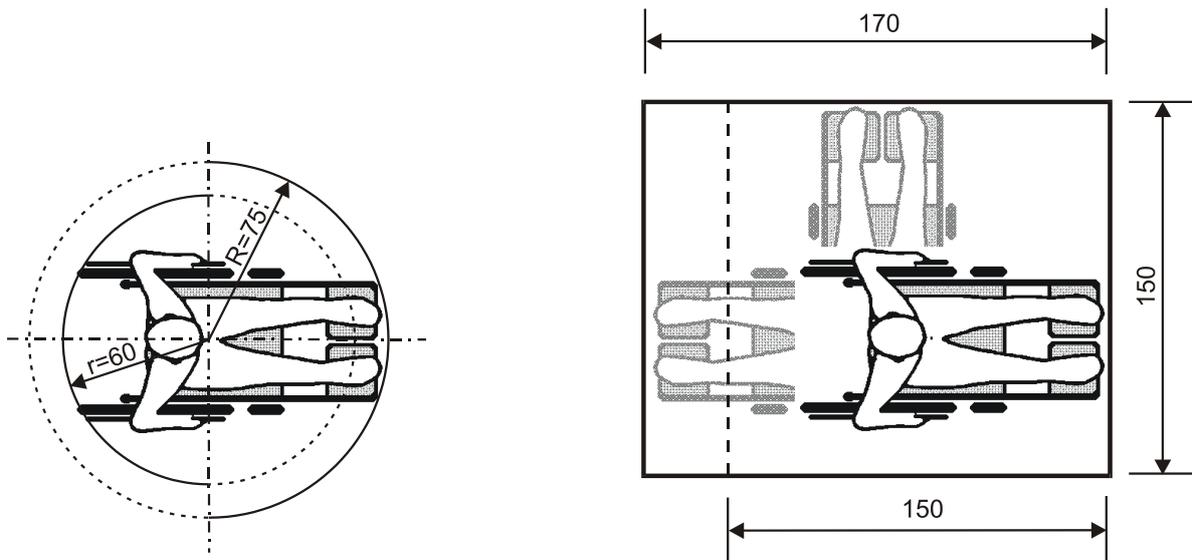


Abb. B 3.6: Wendekreis für Rollstuhl und Platzbedarf für 90° und 180° Drehung [BER 89].

d) Greifbereiche und Erreichbarkeit

Sowohl bei der Einrichtung von Gebäuden wie auch bei der Anbringung von Bedienelementen ist der Greifbereich der betreffenden Person zu beachten. Abb. B 3.7 zeigt die maximalen Greifbereiche v.l.n.r.:

- 40 cm bis 85...120 cm für Kinder (je nach Alter)
- 40 cm bis 130 cm für eine stehende erwachsene Person (wenn der Bereich bequem oder auch für ältere Menschen zu erreichen sein soll).
- 40 cm bis 130 cm für Personen im Rollstuhl.

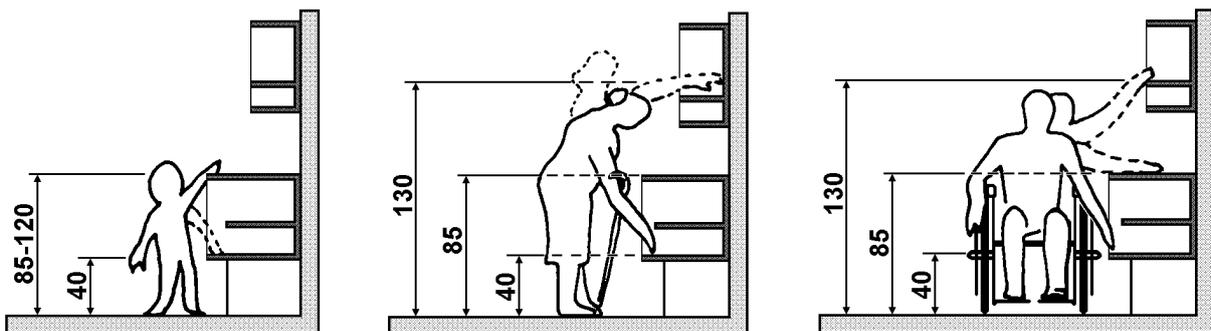


Abb. B 3.7: Greifhöhen; nach [WOC 94]

Wie aus der Abb. B 3.7 ebenfalls deutlich wird, gelten diese Maße meistens nur dann, wenn sich der zu erfassende Gegenstand an der Vorderkante des Regals oder des Kastens befindet. Muß tiefer in einen Kasten hineingelangt werden, reduzieren sich die Maße noch beträchtlich. Außerdem ist es nicht gleichgültig, ob mit dem Rollstuhl frontal oder wie in Abb. B 3.7 seitlich zugefahren wird.

Für seitliche Zufahrt mit dem Rollstuhl geben die ADAAG [Acc 98] für verschieden tiefes Greifen (Erfassen eines Gegenstandes in einem Kasten, Bedienen eines Schalters, der zurückversetzt auf einem Gerät montiert ist) die in Abb. B 3.8 wiedergegebenen maximalen Greifhöhen an. Dabei ist zu beachten, daß nach ADAAG die maximale Greifhöhe ohne ein Hineingreifen mit 137 cm angenommen wird. Die untere Linie von Abb. B 3.8 gibt die für eine der ÖNORM B1600 entsprechende maximale Greifhöhe von 130 cm reduzierten Werte an.

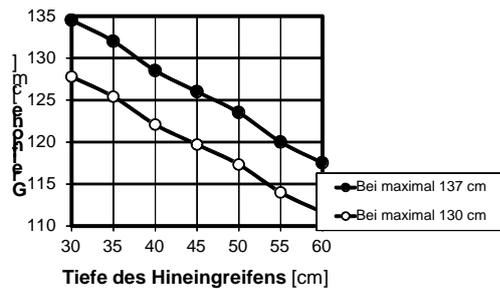


Abb. B 3.8: Maximale Greifhöhen vom Rollstuhl aus bei verschiedener Tiefe des Hineingreifens; nach [Acc 98].

Der Greifbereich kann auch als Bewegungsbereich des Armes, der mit einer Länge zwischen 61 cm und 76 cm angenommen werden kann, um das Schultergelenk herum, das ca. 53 cm über der Sitzfläche liegt betrachtet werden (Abb. B 3.9).

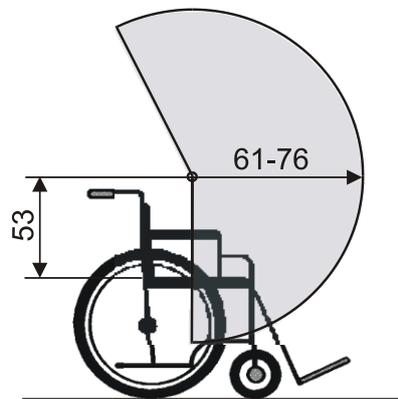


Abb. B 3.9: Bewegungsbereich des Armes vom Rollstuhl aus [Cmh 90].

Die ideale Höhe zur Anbringung von Bedienelementen ist 85 cm (Abb. B 3.10). Der oben angeführte Maximalbereich sollte daher wenn möglich nicht ausgeschöpft werden.

Bei der Anbringung von Bedienelementen (Schaltern, Tastern, Schlösser etc.) muß darauf geachtet werden, daß sich diese nicht so in einer Raumecke oder bei einem Mauervorsprung befinden, daß mit dem Rollstuhl nicht herangefahren werden kann. Als Regel gilt, daß von einer Innenecke ein Abstand von mindestens 40 cm (nach DIN 18024 sogar 50 cm) eingehalten werden muß. Ein allfälliger Sockel soll nicht tiefer sein als 10 cm (Abb. B 3.10).



Abb. B 3.10: Bedienelemente 85 cm hoch und mindestens 40 cm von einer Ecke entfernt anbringen [Siv 89].

Außerdem muß beachtet werden, daß kleine Personen und Personen im Rollstuhl Bedienelemente von unten her erreichen müssen. Die Anbringung z.B. eines Aschenbechers unterhalb des Rufknopfes für den Lift muß daher vermieden werden.

e) Unterfahrbarkeit

Bei Tischen und Arbeitsplatten, die vom Rollstuhl aus verwendet werden, gelten die in Abb. B 3.11 links dargestellten Maße für die Höhe der Arbeitsfläche und für die Unterfahrbarkeit. Wichtig ist dabei die Höhe der Oberschenkel. Die Armstützen sind bei den meisten manuellen Rollstühlen abnehmbar. Bei elektrischen Rollstühlen kann es vorkommen, daß die Steuerungselemente (z.B. Joystick) ein Hindernis für die Unterfahrbarkeit von Tischen darstellen. Aus diesem Grund bieten Tische mit verstellbarer Höhe der Arbeitsplatte für Rollstuhlfahrer / Rollstuhlfahrerinnen einen entscheidenden Vorteil. Das rechte Bild in Abb. B 3.11 zeigt, in welcher Weise der Fußraum freizuhalten ist, um ein möglichst nahes Heranfahren zu gewährleisten.

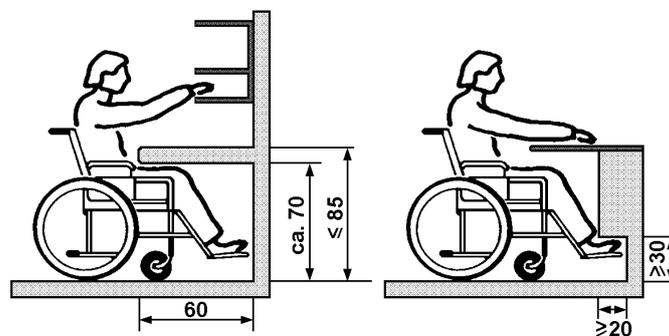


Abb. B 3.11: Arbeitshöhen und Unterfahrbarkeit ; nach [MÜL 91].

3.1.2 **Beschriftungen**

a) Visuelle Beschriftungen

Um Personen mit eingeschränktem Sehvermögen wichtige Information (wie Hinweisschilder, Wegweiser, Abfahrts- und Ankunftsanzeigen) zugänglich zu machen, dürfen die verwendeten Schriften nicht zu klein gehalten werden. Maßgeblich ist dabei die Größe (angegeben als Blickwinkel in Bogenminuten), unter der ein Schriftzeichen gesehen wird. Die Berechnung des Blickwinkels α (in Bogenminuten), kann mit folgender Näherungsformel berechnet werden:

$$\alpha [\text{Bogenminuten}] = 3,44 \frac{\text{Buchstabengröße [mm]}}{\text{Betrachtungsabstand [m]}}$$

Personen mit eingeschränktem Sehvermögen sollte eine Schriftgröße angeboten werden, die mindestens unter einem Winkel von 20 bis 22 Bogenminuten gesehen werden kann. Dabei dürfen 30 cm Leseabstand nicht unterschritten werden.

Die durch die Schweizer Norm SN 521 500 empfohlenen Mindestmaße für Schriftgrößen legen unter Berücksichtigung von Personen mit einem Visus von 0,1 für Beschriftungen sogar einen Betrachtungswinkel von 100 Bogenminuten zugrunde (Abb. B 3.12).

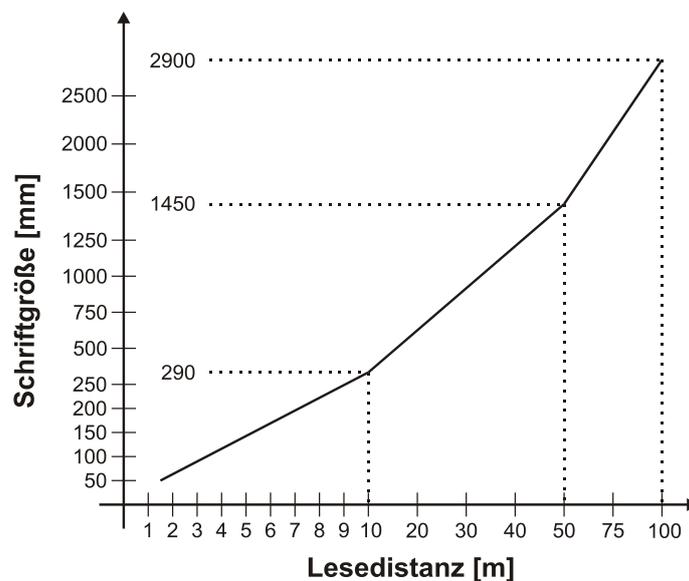


Abb. B 3.12: Empfohlene Schriftgröße in Abhängigkeit von der Lesedistanz (nach Schweizer Norm 521 500)

Zusätzlich gilt, daß die Schrift einen hohen Kontrast (Farbkontrast) zum Hintergrund aufweisen soll und so angebracht ist, daß Blendungen und Spiegelungen vermieden werden.

Die bei Beschriftungen verwendete Linienstärke soll 1/12 der Buchstabenhöhe betragen. Bei nicht-proportionalen Schriften sollen Buchstaben mit einem Höhen-/Breitenverhältnis von 1:0,7 bis 1:0,9 verwendet werden. Der Abstand zwischen den einzelnen Buchstaben soll der Linienstärke entsprechen. Bei proportionalen Schriften soll der Abstand zwischen einzelnen Wörtern so breit wie der Buchstabe "M" sein. Der Zeilenzwischenraum (gemessen von den Unterlängen der ersten Zeile bis zu den Oberlängen der folgenden Zeile) soll zwei Linienstärken nicht unterschreiten, besser aber zwischen 0,5 bis 1,0 der Zeichenhöhe liegen [Mon 96].

Die Augenhöhe einer Person im Rollstuhl wird mit durchschnittlich 125 cm angenommen [BER 89]. Beschriftungen, die aus der Nähe betrachtet werden sollen (wie z.B. Schaukästen, Türschilder) sollen in einer Höhe zwischen 100 cm und 150 cm angebracht werden.

b) Farbkontraste

Beschriftungen müssen, um gut lesbar zu sein, einen ausreichenden Kontrast zwischen Schriftzeichen und Hintergrund aufweisen. In jedem Fall, soll nicht nur ein deutlicher Unterschied in der Farbe sondern auch im Helligkeitswert bestehen. Da immerhin etwa 10% der männlichen Bevölkerung eine Rot-Grün Farbschwäche zeigen, sollen vor allem solche Beschriftungen vermieden werden, deren Kontrast durch die Kombination von Rot mit Grün zustande kommt.

Nach einer Kanadischen Empfehlung für behindertengerechte Orientierungssysteme in öffentlichen Gebäuden sollen neben Schwarz und Weiß maximal 10 deutlich verschiedene Farben zum Einsatz kommen. Die Tabelle B 3.1 gibt die vorgeschlagenen Farben, deren Reflexionsgrad [in %], eine an nähernde Bezeichnung des Farbwertes nach RAL und den Kontrast aller möglichen Farbenpaare an [ART 88]. Die der Kontrastberechnung zugrundeliegende Formel lautet:

$$\text{Kontrast [\%]} = \frac{R_h - R_d}{R_h}$$

R_h = Reflexionsgrad der helleren Farbe in %

R_d = Reflexionsgrad der dunkleren Farbe in %

Farbe	Reflexionsgrad	RAL	Schwarz	Rot	Braun	Purpur	Blau	Grün	Grau	Rosa	Orange	Beige	Gelb	Weiß
Schwarz	6	9004	0	54	54	54	60	65	67	79	81	90	92	93
Rot	13	3000		0	0	0	13	24	28	54	58	78	82	85
Braun	13	8003			0	0	13	24	28	54	58	78	82	85
Purpur	13	4006				0	13	24	28	54	58	78	82	85
Blau	15	5007					0	12	17	46	52	75	79	82
Grün	17	6000						0	6	39	45	72	76	80
Grau	18	7005							0	36	42	70	75	79
Rosa	28	3014								0	10	53	61	67
Orange	31	2008									0	48	57	64
Beige	60	1014										0	17	29
Gelb	72	1016											0	15
Weiß	85	9003												0

Tabelle B 3.1: Kontraste zwischen verschiedenen Farben [ART 88] – Graue Bereiche zeigen Farbkombinationen an, die wegen zu geringen Kontrastes (≤ 70) nicht verwendet werden können; die RAL Angaben sind Beispiele für Farben des angegebenen Reflexionsgrades.

c) Taktile Beschriftungen

Beschriftungen, die auch blinden Personen zugänglich sein sollen (Beschriftungen in Aufzügen, auf Automaten / Bankomaten, Türschilder etc.) sollen in erhabenen (nicht eingravierten) Buchstaben ausgeführt werden. Für sehbehinderte Personen sollen sie einen hohen (Farb-) Kontrast zum Hintergrund aufweisen. Die empfohlenen Abmessungen sind in ISO 9527 festgelegt (Abb. B 3.13) [Iso 94]. Nach US-amerikanischen Normen soll die Größe der Buchstaben zwischen 16 mm und 50 mm und die Höhe 0,8 mm betragen [Acc 99]. Der Normenentwurf ÖNORM V 2105 legt die Größe der Buchstaben einheitlich mit 15 mm und die Reliefhöhe mit 0,8 mm bis 0,9 mm fest [Öno 99a]. Die Anbringungshöhe soll nach ÖNORM B 1600 im Bereich von 85 cm bis 130 cm liegen (nach anderen Quellen wird 140 cm bis 160 cm empfohlen [Dpi 98]).

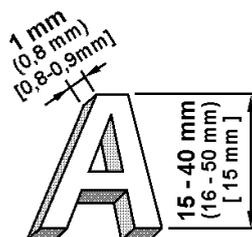


Abb. B 3.13: Ausführung von taktilen Beschriftungen – Zahlenangaben nach ISO 9527, Zahlen in runden Klammern nach ADAAG, Zahlen in eckigen Klammern nach ÖNORM V 2105; nach [Iso 94] und [Acc 99]

Wenn immer es möglich ist, sollten zusätzlich Beschriftungen in Blindenschrift (Punktschrift) angebracht werden. Einen Ersatz für oben erwähnten die Reliefbeschriftungen soll dies aber nicht darstellen, da man davon auszugehen hat, daß nur etwa 15% bis 25% der blinden und hochgradig sehbehinderten Personen in Mitteleuropa der Blindenschrift mächtig sind [LÖT 94]. In den USA wird sogar mit nur 10% gerechnet.

Für taktile Beschriftungen, die in Punktschrift (Braille) ausgeführt werden, legt der Entwurf zur ÖNORM V 2105 die in dargestellten Maße fest [Öno 99a].

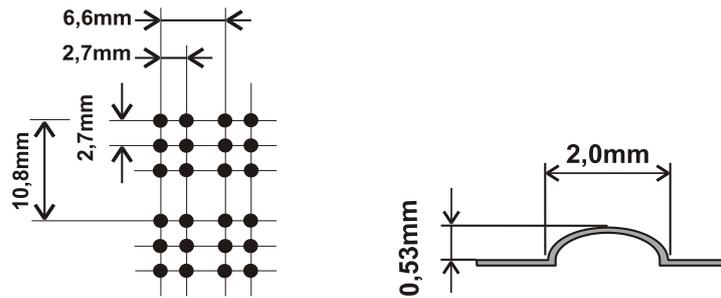


Abb. B 3.14: Maße für Braille-Beschriftungen nach ÖNORM V 2105 [Öno 99a].

3.2 Technische Einrichtungen

3.2.1 Allgemeines

Die Zugänglichkeit technischer Einrichtungen für behinderte Personen läßt sich prinzipiell auf vier verschiedenen Wegen erreichen. Die nachfolgende Liste ist nach steigendem Aufwand bzw. steigenden Kosten sortiert [Tra 99]:

- Das Produkt ist von sich aus zugänglich
- Das Produkt kann durch vorgesehene Einstellungen oder Originalzubehör zugänglich gemacht werden.
- Das Produkt kann unter Verwendung von Hilfsmitteln, die durch Dritte angeboten werden, zugänglich gemacht werden.
- Das Produkt kann nur durch kundenspezifischen Umbau zugänglich gemacht werden.

Das Ziel sollte es sein, unter Anwendung der in den folgenden Kapiteln erwähnten Richtlinien Produkte zu gestalten, die in die ersten der beiden oben genannten Kategorien fallen und somit in der Regel keine oder nur geringe Adaptierungskosten verursachen.

a) Anzeigen

Optische Anzeigen (Bildschirme, Displays, Signalleuchten) sollten in einer Höhe von rund 100 cm über dem Fußboden Boden angebracht werden [Mon 98].

Die Darstellung von bewegtem Text (Laufschriften) sollte entweder grundsätzlich vermieden werden oder dafür eine alternative Darstellungsform angeboten werden (z.B. die Möglichkeit den Text anzuhalten, um ihn nach Bedarf selbst Zeile um Zeile weiterzuschalten).

Optische Anzeigen sollen flimmerfrei sein. Flimmern im Bereich von 3 Hz bis 80 Hz kann bei photosensitiven Epileptikern / Epileptikerinnen durch das alleinige Betrachten Anfälle auslösen. Die kritischste Frequenz ist 20 Hz. Die Wahrscheinlichkeit eines Anfalls steigt mit der Intensität des Lichtes und dem Anteil des Gesichtsfeldes, der dem Flimmern ausgesetzt ist. Große Anzeigeflächen (Bildschirme) sind daher gefährlicher als kleine (Signallampen, kleine Displays). Bei einem Test mit photosensitiven Personen wurde (bei geschlossenen und offenen Augen) gemessen, wieviel Prozent der Versuchspersonen bei einer bestimmten Frequenz einen Anfall erlitten. Das Resultat ist in Abb. B 3.15 dargestellt. Betroffen davon ist etwa eine aus 10.000 bis 25.000 Personen.

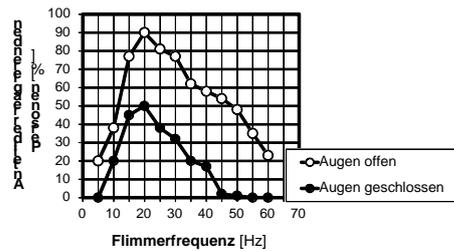


Abb. B 3.15: Reaktion von photosensitiven Personen auf flimmerndes Licht unterschiedlicher Frequenz [Tra 99a]

In diesem Zusammenhang sei darauf hingewiesen, daß auch periodisch wiederkehrende laute Töne und Vibration (periodische Erschütterungen) Auslöser für epileptische Anfälle sein können [Taa 97].

b) Bedienungselemente

Bedienungselemente jeglicher Art sollen so gestaltet sein, daß sie mit einer Hand und mit einem Kraftaufwand von weniger als 22,2 N betätigt werden können [Acc 98]. Dabei sollen festes Greifen (Pinzettengriff) und Drehbewegungen aus dem Handgelenk heraus tunlichst vermieden werden.

Bedienungselemente sollen so angebracht werden, daß sie sich in der Nähe dessen befinden, was durch sie gesteuert wird. Bei der Beschriftung muß auch darauf geachtet werden, daß sie bei üblicher Verwendung des Gerätes nicht durch das Bedienungselement verdeckt ist.

Für verschiedene Funktionen haben sich typische Richtungen und Positionen eingebürgert [Tra 99]:

- ein = (nach) oben, (nach) rechts, (nach) vorne, im Uhrzeigersinn, ziehen
- aus = (nach) unten, (nach) links, (nach) hinten, im Gegenuhrzeigersinn, (hinein) schieben
- warm = links
- kalt = rechts

Nachfolgend sind für einige typische Bedienungselemente die Anforderungen für behindertengerechte Gestaltung und Dimensionierung in Tabellenform zusammengefaßt.

Drucktaster

Drucktaster	min.	max.	Einheit
Hub			
Fingerbetätigung	3		mm
Handflächenbetätigung	35		
Abstand			
Fingerbetätigung	12	50	mm
Handflächenbetätigung	150		
Durchmesser/Diagonale			
Fingerbetätigung	12	25	mm
Handflächenbetätigung	25	75	
Kraft			
Fingerbetätigung	3	6	N
Handflächenbetätigung	3	25	

Tabelle B 3.2: Dimensionierung von Drucktastern [Mon 96]

- Die Kraft, bei der die gedrückte Taste wieder in ihre Ausgangsstellung zurückkehrt soll 40% der Kraft für die Aktivierung betragen [Mon 96]. Damit ergibt sich eine Weg/Kraft-Hysterese, die ein deutliches haptisches Gefühl dafür vermittelt, daß die Taste gedrückt wurde.
- Sensortasten (die auf Berührung ansprechen) sollten grundsätzlich vermieden werden.

- Weglose Tasten, die ohne sich zu bewegen nur auf eine Kraftausübung reagieren, sind ungünstig. Wenn sie sich nicht vermeiden lassen (z.B. in Vandalismus-sicheren Ausführungen), müssen sie in jedem Fall ein deutliches akustisches Feedback liefern.
- Vorsicht ist bei Abdeckungen geboten, die als Spritzwasserschutz über Tastern angebracht werden. Bei niedrigen Temperaturen kann der Kunststoff der Abdeckkappe so steif werden, daß sich die Taste nur mit wesentlich erhöhtem Kraftaufwand betätigen läßt.
- Helle Taster auf dunklem Untergrund mit einem Kontrastverhältnis von 6:1 bis 15:1 sind zu bevorzugen.
- Beschriftungen müssen (dauerhaft) einen hohen (Farb-) Kontrast zur Taste aufweisen. Die Schriftzeichen oder Symbole sollten so groß wie möglich sein und die Tastenfläche voll ausnützen.
- Die Oberfläche soll matt und griffig sein. Spiegelungen, die die Tasten-Beschriftung verschleiern, müssen vermieden werden.
- Konkave Tastenköpfe, die den Finger sicher auf der Taste ruhen lassen, sind zu bevorzugen. Gegebenenfalls können Tasten plan ausgeführt werden, konvexe Formen sollten jedenfalls vermieden werden.

Tastaturen

Tastaturen	min.	max.	Einheit
Hub			
kleine Tasten	1,2		mm
große Tasten	6,0		
Abstand (an der Tastenoberfläche)	6		mm
Durchmesser/Diagonale	10	20	mm
Kraft			
Alphanumerische Tasten	0,3	3,0	N
Numerische Tasten	1,0	4,5	

Tabelle B 3.3: Dimensionierung von Tastaturen [Mon 96]

- Jene Tasten, auf denen in Ruhestellung der Zeigefinger zu liegen kommt, sowie die Taste für die Ziffer 5 bei numerischen Tastaturen, sind mit taktilen Markierungen zu versehen. Die Markierungen müssen auf der Taste (nicht am Gehäuse neben den Tasten) und möglichst in der Mitte der Tasten plaziert werden.
- Bei der Verwendung von Touch-Screens ist darauf zu achten, daß diese so konstruiert sind, daß sie sich von der Konstruktion her entweder auch mit Handschuhen oder Prothesen bedienen lassen, oder daß eine alternative Bedienungsmethode angeboten wird [Taa 97]. Es darf auch nicht vorausgesetzt werden, daß alle Personen den Zeigefinger zur Bedienung von Touch-Screens verwenden. Daher muß z.B. auch die Berührung mit dem Daumen oder mit zwei Fingern zur richtigen Reaktion des Gerätes führen.

Kippschalter

Kippschalter	min.	max.	Einheit
Breite	6	40	mm
Hebellänge	12	60	mm
Kraft	3	10	N

Tabelle B 3.4: Dimensionierung von Kippschaltern [Mon 96]

Drehschalter

Drehschalter	min.	max.	Einheit
Höhe	15	75	mm
Durchmesser	10	100	mm
Länge (wenn Knopf rechteckig)	25	100	mm
Breite (wenn Knopf rechteckig)	25	25	mm
Umfangskraft	3	15	N

Tabelle B 3.5: Dimensionierung von Drehschaltern [Mon 96]

- Knöpfe von Drehschaltern sollten immer deutliche Markierungen (visuell und taktil) haben, durch die ihre Stellung angezeigt wird.
- Sind Skalen erforderlich, sollen sich diese nicht auf dem Drehknopf sondern feststehend auf dem Gerät befinden.
- Die eingebürgerte Konvention, daß eine Drehung im Uhrzeigersinn eine Steigerung bedeutet, sollte immer beibehalten werden.

c) Reaktionszeiten

Bei technischen Einrichtungen entstehen zwischen einer vom Benutzer / der Benutzerin gesetzten Aktion und der Antwort des Systems Wartezeiten, währenddessen das System die Eingabe verarbeitet. Zu lange Zeiten, in denen der Benutzer / die Benutzerin auf eine Reaktion des Systems warten muß, können zur Verwirrung führen bzw. dazu Anlaß geben, die Aktion zu wiederholen, obwohl das System bereits intern aber für den Anwender / Anwenderin unbemerkt an der Abarbeitung der ersten Eingabe arbeitet. Empfohlene maximale System-Reaktionszeiten können der Tabelle B 3.1 entnommen werden.

Aktivität	Zeit [s]	Beispiel
Tastenbetätigung	0,1	Hörbare oder fühlbare Bestätigung eines erfolgreichen Tastendrucks Anzeigen eines eingegebenen Buchstabens am visuellen Display Ein-/Ausschalten von Lautsprecher und Mikrophon
Anzeige kurzer Meldungen und Informationen (die mit einem Blick erfaßt werden sollen)	0,5	Aufforderungen an den Benutzer / die Benutzerin Fehlermeldungen Anzeige der Überschrift eines gewählten Dokuments Anzeige eines aufgerufenen Menüs, Anzeige eines Folgemenüs
Anzeige größerer Textmengen, die gelesen werden sollen	1,0	Öffnen eines Dokuments in einem laufenden Programm Anzeige der nächsten Seite in einem Dokument Aufruf einer komplexen Dialog-Box
Einfache Anfragen	2,0	Reaktionszeit nach dem Einsetzen einer Chip-Karte Abfrage von System Status Anzeige einer beliebigen Seite in einem längeren Dokument
Komplexe Anfragen	5,0	Starten eines Programms und Öffnen eines Dokuments Identifikation eines Benutzers / einer Benutzerin an einem Terminal Datenbankabfragen
Programm laden und ausführen	bis 15,0	Laden umfangreicher Programme Ausführen umfangreicher Programme

Tabelle B 3.1: Empfohlene System-Reaktionszeiten nach [ETS 01a].

3.2.2 Kommunikationseinrichtungen

a) Telephonzellen

Die lichte Grundfläche einer allseits umschlossenen Telephonzelle darf 100 cm x 125 cm (Breite x Tiefe) nicht unterschreiten. Die Tür muß eine Durchgangsbreite von mindestens 80 cm haben. Pendeltüren und insbesondere Doppel-Pendeltüren dürfen nicht verwendet werden. Der maximale Niveauunterschied zur Straße darf 3 cm nicht überschreiten. Alle Bedienungselemente (auch der Geldwurf) dürfen nicht höher als 130 cm liegen (ideal ist 85 cm). Auf die Unterfahrbarkeit des Apparates mit dem Rollstuhl ist zu achten. Die Leitung vom Telephonapparat zum Telephonhörer (Handapparat) soll mindestens 75 cm lang sein [Pwc 85].

Alle öffentlichen Fernsprecher müssen mit Hörgeräten kompatibel sein, das heißt, induktive Kopplung ermöglichen. Lautstärkeregelung zur Einstellung einer Verstärkung um mindestens 12 dB, maximal 18 dB soll vorhanden sein [Acc 98].

b) Schreibtelefone

Je eine öffentliche Fernsprechstelle an zentralen Orten (Postamt, Bahnhof, Flughafen etc.) sollte mit einem Schreibtelefon (Texttelefon) für gehörlose und sprechbehinderte Menschen ausgestattet sein (für das Piktogramm siehe **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.**).

In den USA ist durch den "Americans with Disabilities Act" bzw. durch die Durchführungsbestimmungen (ADAAG) festgelegt, daß in allen öffentlichen Einrichtungen, in denen vier oder mehr öffentliche Fernsprecher aufgestellt sind, mindestens ein öffentliches Schreibtelefon vorhanden sein muß. Für Krankenhäuser gilt sogar die Regel, daß für jede öffentliche Fernsprechstelle (z.B. in Warteräumen) auch ein Schreibtelefon vorhanden sein muß.

Dort wo mehrere öffentliche Fernsprecher aufgestellt werden, sollte zumindest einer so gestaltet sein, daß gehörlose Personen das eigene, portable Texttelefon bequem verwenden können. Das bedeutet, daß eine Netzsteckdose und eine waagrechte Abstellfläche für das Schreibtelefon vorhanden sein soll. Die Zuleitung zum Telephonhörer hat so lang zu sein, daß dieser in den Akustikkoppler des auf der Abstellfläche stehenden Schreibtelefons gelegt werden kann [Acc 98].

Werden Schreibtelefone mittels Akustikkoppler mit dem Telephonnetz verbunden, so kann die Übertragung durch entsprechend laute Störgeräusche und durch schlecht im Koppler sitzende Telephonhörer beeinträchtigt werden. Gerade bei öffentlichen Fernsprechern im Freigelände ist mit Störgeräuschen zu rechnen. Daher wird vorgeschlagen, zusätzlich zu den oben bereits erwähnten Maßnahmen auch noch eine elektrische Kopplung (Steckverbindung) zum Telephon anzubieten [Taa 97].

c) Notrufeinrichtungen

Alle Notrufeinrichtungen (Notrufsäulen, Brandmelder etc.) müssen auch vom Rollstuhl aus und für Kinder erreichbar und bedienbar sein. Die wichtigsten Nummern oder Bedienelemente sollten durch tastbare (1 mm erhaben und 1,5 cm bis 2 cm Schriftgröße) und stark kontrastierende Symbole oder Schrift markiert sein.

Das von einer akustischen Alarmeinrichtung (z.B. Feueralarm) abgegebene Signal soll den durchschnittlichen Schallpegel der Umgebung um 15 dB bzw. den maximalen Schallpegel der Umgebung (sofern dieser länger als 30 sec bis 60 sec besteht) um mindestens 5 dB überschreiten. Eine Begrenzung bei 120 dB soll vorgesehen werden [Mon 96, Acc 98].

Schwerhörige Personen haben Hörverluste oft nur in bestimmten Frequenzbereichen. Um diese Personen trotzdem mit einem Alarmsignal zu erreichen sollte dieses zwei oder mehrere spektrale Komponenten im Bereich zwischen 500 Hz und 3.000 Hz haben [Tra 99].

Für gehörlose und hochgradig hörbehinderte Menschen sollten wichtige Alarmsignale zusätzlich optisch (Blink- oder Blitzlampen) abgegeben werden. Die Leuchtstärke soll dabei mehr als 75 cd betragen. Die Blinkfrequenz wird mit 1 Hz bis 3 Hz empfohlen [Acc 98].

3.2.3 Automaten, Kioske

Unter dem Begriff Kiosk versteht man verschiedene Arten von Kundenterminals, die der Selbstbedienung oder Informationsbeschaffung dienen. Im Gegensatz zu einfachen Automaten findet ein Dialog mit dem Benutzer / der Benutzerin statt. Der Gestaltung der Mensch-Maschine-Schnittstelle kommt daher besondere Bedeutung zu. Vorteilhaft ist in jedem Fall, wenn Ausgaben parallel oder wahlweise

in optischer und akustischer Form erfolgen. Typische Beispiele für Kiosks sind Bankomaten (*Automatic Teller Machines = ATM*) und Informationsterminals (*Information Transaction Machines = ITM*).

a) Anbringung von Bedienelementen

Ideal für Personen im Rollstuhl ist in jedem Fall eine Höhe von Bedienelemente im Bereich rund um 85 cm vom Boden. Bei seitlicher Zufahrtsmöglichkeit (wie in Abb. B 3.16 dargestellt) kann der Bereich zwischen 40 cm und 130 cm liegen. Kann jedoch nur frontal angefahren werden, muß der Bereich auf ca. 60 cm (Kniehöhe) bis 120 cm reduziert werden.

Die Schale oder Tasse, in die Waren, Fahrkarten oder Geldscheine ausgeworfen werden, soll nicht tiefer als 70 mm sein [Csa 99].

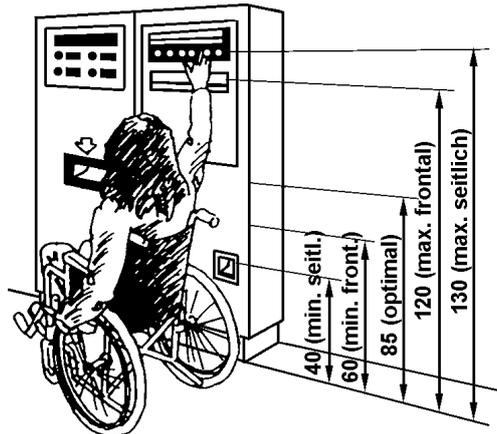


Abb. B 3.16: Bedienung von Automaten vom Rollstuhl aus; nach [Siv 89]

Alle Operationen müssen auch mit einer Hand allein ausführbar sein, wobei rechte oder linke Hand in gleicher Weise möglich sein muß. Jeder Tastendruck (jeder Eingabe) muß sofort visuell und auditiv bestätigt werden. Der Benutzer / die Benutzerin darf in keinem Augenblick im Zweifel darüber gelassen werden, ob eine Eingabe vom Gerät angenommen wurde oder nicht.

Wenn das Gerät beschäftigt ist und dadurch Wartezeiten entstehen, muß dies angezeigt werden. Unklare Totzeiten können zu Mehrfacheingaben und somit zu Fehlbedienungen führen. Ein Abbruch der Transaktion muß zu jedem Zeitpunkt möglich sein, wo dies nicht gegen die Sicherheit verstößt (z.B. nach fehlerhaften PIN-Code Eingaben).

Alle Tasten müssen beim Drücken ein taktiles Feedback liefern (Druckpunkt, *snap action*, *positive tactile registration*). Weiche, schwammige Tastenbewegungen erschweren die Bedienung.

b) Tastaturen

Werden für Kioske numerische Tastaturen verwendet, sollen sie in der Anordnung einer Telefontastatur entsprechen und nicht wie bei Taschenrechnern oder EDV-Geräten ausgeführt werden (Abb. B 3.17).

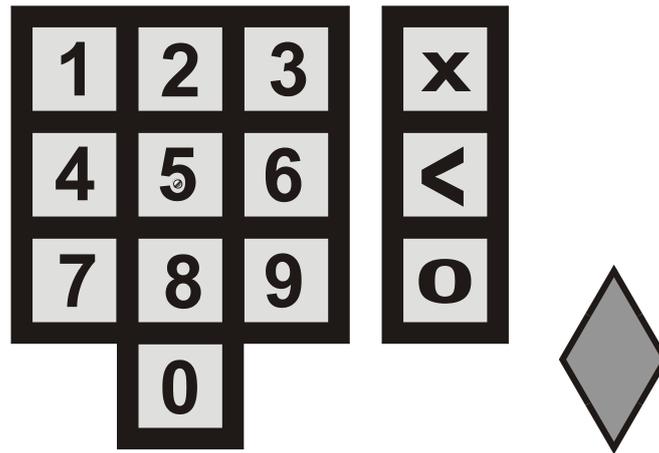


Abb. B 3.17: Beispiel für eine günstige Anordnung der numerischen Tasten für einen Kiosk – Die Taste „5“ trägt einen taktilen Punkt (Die Beschreibung der rautenförmigen Taste folgt in Kapitel 3.2.3f)

Das kleinste Maß einer Tastatur-Taste soll 15 mm nicht unterschreiten und der Abstand der Tasten voneinander soll mindestens 3,2 mm betragen. Neben dem Ziffernblock gelegene Funktionstasten sollen durch einen dreimal so großen Abstand von den numerischen Tasten abgesetzt sein [Csa 99].

Die Tasten müssen mindestens 3 mm aus der Geräteoberfläche herausragen. Die Tastenkanten sollen dabei taktil gut wahrnehmbar sein, ein Verrundungsradius von maximal 0,5 mm wird dafür empfohlen [Csa 99].

Für die taktile Markierung auf der Taste „5“ solle eine Kugelkalotte mit einem Grundkreisdurchmesser von 3 mm und mit einer Höhe von 0,8 mm verwendet werden. Die gesamte Tastatur ist mindestens um 15° gegen die Horizontale zum Benutzer / zur Benutzerin hin zu neigen.

Als Leitgedanke für die Anordnung und Farbgebung der Funktionstasten kann eine Verkehrsampel dienen: Oberste Taste (rot) bedeutet "HALT", "ABBRUCH" oder "BEENDEN". Die mittlere (gelbe) Taste steht für "KORREKTUR". Die unterste Taste (grün) dient für "OK", "BESTÄTIGUNG" oder "EINGABE".

Die in Abb. B 3.17 gezeigte Anordnung sowie die Farbcodierung ist auch in der Norm EN 1332-3 festgelegt.

c) Touch-Screens

Bestimmte Typen von Touch-Screens (bei Verwendung von Infrarot-Lichtschranken vor dem Bildschirm) registrieren die Position des Fingers bereits wenige Millimeter bevor dieser die Bildschirm Oberfläche berührt. Ist der Benutzer / die Benutzerin unschlüssig oder in den Bewegungen unsicher, kann es zu fehlerhaften Eingaben kommen. Besser geeignet sind daher Touch-Screens, bei denen die Registrierung erst in dem Moment erfolgt, wo der Finger die Bildschirm Oberfläche tatsächlich berührt.

d) Anzeigen und akustische Ausgabe

Die visuelle Modalität eines Kiosks sollte so dimensioniert werden, daß sie auch noch von Personen mit einem Visus zwischen 1,0 und 0,1 ohne Zuhilfenahme anderer Modalitäten beherrscht werden kann (ADAAG¹⁰⁸). Dabei muß darauf geachtet werden, daß die Anzeigeelemente bei allen vor Ort vorkommenden Beleuchtungsverhältnissen (z.B. direkte Sonneneinstrahlung bei flachem Sonnenstand oder bei Reflexionen) gut lesbar bleiben. Eine automatische Anpassung der Helligkeit und des Kontrastes der Anzeige an momentane Umgebungshelligkeit ist von Vorteil [Ncr 99]. In jedem Fall muß dafür gesorgt werden, daß Spiegelungen die Lesbarkeit von Bildschirmen oder Displays nicht herabsetzen.

Der Bildschirmkontrast soll mindestens 70% betragen (d.h. die dunklen Elemente dürfen nur 30% jener Leuchtdichte aufweisen, die die hellen Elemente haben). Die für die meisten Personen günstigen Farbkombinationen sind weiße oder gelbe Schrift auf schwarzem Hintergrund. Optimal ist eine

¹⁰⁸ Americans with Disabilities Act – Accessibility Guidelines

Anpassungsmöglichkeit des Farbkontrastes an die individuellen Präferenzen eines Benutzers / einer Benutzerin. Besonders bei wichtigen Meldungen sollte die Farbe Blau nicht verwendet werden, da sie älteren Personen besonders schlecht wahrgenommen werden kann.

Das Display oder der Bildschirm soll keine bewegten oder zeitkritischen Mitteilungen ("Pop-Up-Messages, die gleich wieder verschwinden) zeigen. Der Hintergrund soll keine Muster oder Bilder aufweisen. Texte, die über Bilder gelegt dargestellt werden sind schwer zu lesen. Texte, die mit Groß- und Kleinbuchstaben geschrieben sind, sind leichter zu lesen als solche, bei denen nur Großbuchstaben verwendet werden. Arabische Ziffern sind römischen Ziffern vorzuziehen.

Wenn Sprachausgabe parallel zur visuellen Darstellung angeboten wird, dann muß zwischen den beiden Modalitäten absolute Synchronität und Gleichbedeutung der Aussage gewährleistet sein. Der Lautsprecher sollte an einer sichtbaren und gut zugänglichen Stelle montiert sein, um hörbehinderten Personen die Möglichkeit zu geben, das Mikrophon einer Hörhilfe nahe an den Lautsprecher heran zu bekommen [Tra 99].

Bei visueller Darstellung gilt die Regel, daß die wichtige Aussage in einer Meldung an den Beginn des Textes gestellt werden soll. Bei Sprachausgabe soll vor der wichtigen Aussage ein Ton oder ein Wort stehen, durch das die Aufmerksamkeit des Benutzers / der Benutzerin geweckt wird [Tra 99].

Zum diskreten Hören der Sprachausgabe empfiehlt es sich, einen Hörer (z.B. einen Telephonhörer oder besser noch einen Kopf- oder Ohrhörer, bei dem die Hände frei bleiben) anzubringen oder eine Klinkenbuchse vorzusehen, an die ein Kopfhörer angeschlossen werden kann. Der eingebaute Lautsprecher wird dann in beiden Fällen abgeschaltet [Ncr 99].

e) Smart Cards

Für Kartenleser, die in Automaten und Kiosks verwendet werden, gilt sinngemäß das, was bereits in Kapitel **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.** gesagt wurde.

Die Verwendung von Smart Cards in Verbindung mit Automaten und Kiosks bringt den Vorteil, daß auf der Karte persönliche Parameter des Benutzers / der Benutzerin in Bezug auf die Benutzerschnittstelle gespeichert werden können. Beim Einsetzen der Karte in das Gerät können Eigenschaften wie Schriftgröße am Bildschirm, Lautstärke, geforderte Reaktionszeiten etc. sofort optimal eingestellt werden, ohne daß der Benutzer / die Benutzerin diese Parameter bei jeder Verwendung aufs neue eingeben muß [Ncr 99]. Wie diese Daten auf der Karte gespeichert werden sollen ist in der Norm EN 1332-4 festgelegt.

PIN-Codes¹⁰⁹, die vom Herausgeber der Karte fix vorgeschrieben sind, bereiten besonders älteren und dyslexischen Personen Probleme. Es sollte daher immer die Möglichkeit der freien Wahl des PIN-Codes durch den Kunden / die Kundin vorgesehen werden. Dyslexische Personen werden anstelle einer Ziffernfolge eher eine Folge von Bewegungen des Fingers über die Tastatur bevorzugen, die für sie leichter zu merken ist. Außer einer bestimmten Länge und Komplexität des Codes zur Wahrung der Sicherheit sollte daher keine Einschränkungen auferlegt werden.

Außer den üblichen Karten, bei denen ein direkter Kontakt zwischen Karte und Kartenleser hergestellt werden muß (Lesen des Magnetstreifens oder Kontaktierung des Chips) kann auch die Verwendung von kontaktlosen Karten in Erwägung gezogen werden. Bei dieser Technik genügt es, die Karte in einem Abstand von etwa 10 cm von einer Antenne, die in den Automaten oder den Kiosk eingebaut ist, auf einer Ablagefläche zu plazieren. Der Benutzer/die Benutzerin erspart sich auf diese Weise das korrekte Einschieben der Karte in den Kartenleser, was vor allem für blinde und sehbehinderte Personen einen Vorteil darstellt.

Werden kontaktlose Karten verwendet, besteht für blinde Benutzer / Benutzerinnen sogar die Möglichkeit, ihnen die Orientierung in der Nähe des Gerätes zu erleichtern, in dem z.B. beim Detektieren einer Karte, die einer sehbehinderten Person gehört (der Parameter ist auf der Karte entsprechend gespeichert), ein akustische Leitsignal ausgegeben wird.

f) Die EZ-Access Strategie

Auf den ersten Blick mag es kompliziert erscheinen, am einem Automaten oder Kiosk mehrere Modalitäten der Eingabe und Ausgabe parallel oder alternativ zueinander anzubieten. Die vom Trace-Center (Univ. of Wisconsin) entwickelte EZ-Access Strategie (sprich: *Easy Access* = Einfacher Zugang)

¹⁰⁹ PIN = Personal Identification Number

kommt mit nur einer zusätzlichen Taste (grüne rautenförmige Taste, siehe Abb. B 3.17), einem Sprachsynthesizer und den entsprechenden Erweiterungen der Software aus [VAN 98a].

Der Grundgedanke von EZ-Access ist, daß der Benutzer / die Benutzerin je nach persönlichem Bedarf und je nach gewähltem Betriebsmodus ...

- ... sich die Funktion jedes einzelnen Bedienelements noch vor dessen eigentlicher Betätigung in großer Schrift oder akustisch mitteilen lassen kann. Erst eine zweite Betätigung derselben Taste oder eine Bestätigung führt zur Ausführung der Aktion.
- ... automatisch eine Hilfe-Funktion aufrufen kann, indem eine Taste länger gedrückt gehalten wird.
- ... auf alle Inhalte von Bildschirmen oder Displays akustisch zugreifen kann.
- ... sich alle Funktionen in Form einer Liste darstellen kann, aus der dann mittels eines Scan-Verfahrens ausgewählt werden kann. Diese Auswahl kann z.B. durch das Auf- und Abbewegen eines Fingers am Touch-Screen oder durch das Drehen an einem Knopf erfolgen. Auch die Verwendung der Pfeil-Tasten kann zur Festlegung der Auswahl verwendet werden. Bei Bedarf läßt sich das Gerät daher auch nur mit einer einzigen Taste bedienen.
- ... den Kiosk oder Automaten drahtlos über eine Infrarot-Schnittstelle (üblicherweise im IrDA¹¹⁰ Standard) mit Hilfe eines anderen Hilfsmittels bedienen kann (sowohl Eingabe als auch Ausgabe).

Mit den genannten Möglichkeiten ergeben sich für behinderte Menschen folgende typische Anwendungsformen:

- Sehbehinderten Personen verwenden den Modus "Sprachausgabe und Bestätigung". Alles, was der Benutzer/die Benutzerin am Bildschirm berührt (oder als Taste betätigt), wird zunächst laut ausgesprochen und muß zur Ausführung bestätigt werden. Für die Bestätigung wird eine grüne rautenförmige Taste verwendet.
- Dyslexische Personen und Analphabeten (Personen, die Probleme mit dem Lesen haben oder nicht lesen können) verwenden eine ähnliche Strategie, bei der sie dann, wenn sie eine Taste nicht (sicher) lesen können, vor dem Drücken dieser Taste die grüne rautenförmige Taste betätigen. Dadurch wird für den nachfolgenden Vorgang der oben beschriebene Modus "Sprachausgabe und Bestätigung" aktiviert.
- Blinde Personen verwenden insbesondere dann, wenn Tasten nicht taktil markiert werden können (wie auf Bildschirmen oder Membran-Tastatur) die Darstellung aller Befehle und Antworten in Form einer "akustische Liste", durch die der Benutzer/die Benutzerin navigieren kann. Alle Einträge dieser Liste werden vom Synthesizer vorgelesen. Sobald das gewünschte Element (der gewünschte Befehl) gefunden ist, wird die Ausführung durch Drücken der grünen rautenförmigen Taste bestätigt. Diese Betriebsart ist auch für alle Personen günstig, die aus welchen Gründen auch immer (z.B. Körpergröße) nicht in der Lage sind den Bildschirm zu beobachten.
- Hörbehinderte und gehörlose Personen können sich alle akustischen Signale anzeigen lassen und alle gesprochenen Texte als Untertitel anzeigen lassen.
- Bewegungsbehinderte Personen (Menschen, die Schwierigkeiten mit dem Greifen oder Erreichen haben bzw. nur über unsichere Bewegungen verfügen) verwenden die Betriebsart "Sprachausgabe und Bestätigung". In diesem Fall passiert nichts, wenn aus Versehen eine falsche Taste gedrückt wurde. Erst wenn die gewünschte Taste gedrückt wurde, wird mit der grünen rautenförmigen Taste die Eingabe bestätigt.
- Schwerbehinderte Personen (Lähmungen, Taubblindheit) können, sofern sie in der Lage sind, mittels eines persönlichen Hilfsmittels (z.B. angepaßter Laptop-PC oder PDA¹¹¹) zu kommunizieren, den Automaten oder Kiosk über die Infrarot-Schnittstelle bedienen.

3.2.4 Elektronische Geldbörsen

Motorisch behinderte Personen können mit elektronischen Geldbörsen (Quick, Mondex etc.) in gleicher Weise umgehen wie mit Bargeld, vorausgesetzt, daß die Kartenleser an den Kassenterminals für sie zugänglich aufgestellt sind.

¹¹⁰ IrDA = The Infrared Data Association, Walnut Creek, CA, USA, 1993

¹¹¹ PDA = Personal Digital Assistant

Für intellektuell behinderte Personen stellt das immaterielle Wesen der elektronischen Geldbörse eine Schwierigkeit dar.

Blinde und sehbehinderte Personen könnten dann Vorteile haben, wenn die Kartenleser entsprechend mit Sprachausgabe ausgerüstet sind und auch zur privaten Kontrolle sprechende Kartenleser im Umlauf sind [GIL 98b].

TEIL-C – DIE ANWENDUNGEN

1. SEHEN UND ORIENTIERUNG

1.1 Visuelle Interfaces

Dieses Kapitel befaßt sich mit der Realisierung visueller Interfaces, die der Verbesserung oder der Substitution des Sehvermögens dienen. In Abb. C 1.1 ist ein Gesamtüberblick über die in den zwei folgenden Abschnitten (1.2 und 1.3) besprochenen Anwendungen dargestellt.

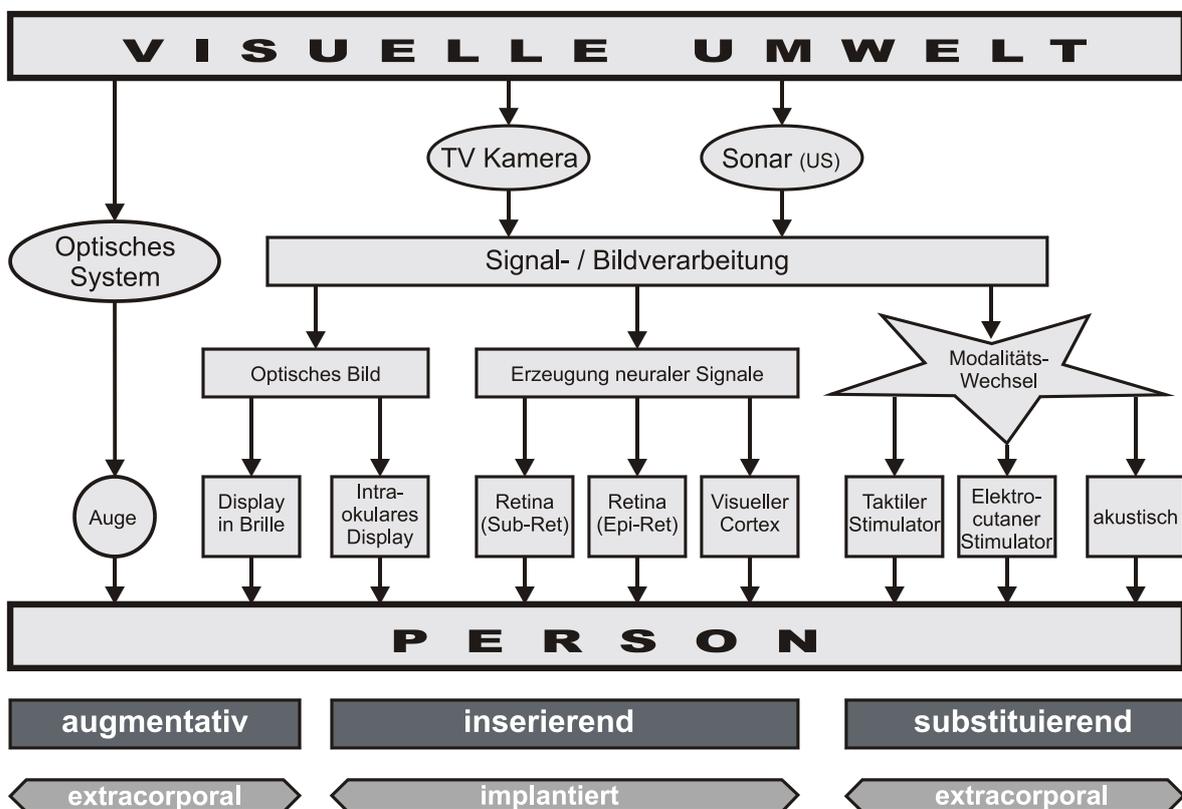


Abb. C 1.1: Die Möglichkeiten zur Verbesserung des Sehvermögens.

Hilfsmittel, die blinden oder sehbehinderten Personen zur Orientierung und Navigation dienen, runden das Kapitel im Abschnitt 1.4 ab.

1.2 Verbesserung des Sehvermögens

1.2.1 Optische augmentative Sehhilfen

Einfache optische Hilfsmittel wie Brillen oder Kontaktlinsen, die nur dem Ausgleich von Refraktionsanomalien dienen, werden hier nicht betrachtet, sondern nur solche, deren Wirkung in einer Verstärkung des visuellen Reizes (Vergrößerung) liegt. Ziel eines vergrößernden Hilfsmittel ist, das zu betrachtende Objekt so abzubilden, daß sein Bild auf einen größeren Bereich der Netzhaut fällt. Dabei werden vier Möglichkeiten unterschieden [FOU 86, COR 96]:

a) Verringerung der Distanz

Die einfachste Möglichkeit, auf der Netzhaut ein größeres Abbild eines Gegenstandes zu erzeugen, ist die Verringerung der Distanz zwischen Objekt und Beobachter / Beobachterin. Da ab Unterschreitung einer bestimmten Mindestentfernung die (altersabhängige) Akkommodationsgrenze des Auges erreicht ist, muß die Brechkraft durch eine zusätzliche Linse (Nahbrille) vergrößert werden, um ein scharfes Bild zu erhalten.

b) Erhöhung der Größe

In manchen Fällen ist es möglich, bei gleichem Betrachtungsabstand die Abmessungen des Objekts zu vergrößern. Ein Beispiel dafür sind Großdruckdokumente.

c) Vergrößerung des Betrachtungswinkels

Der Winkel, unter dem ein Objekt gesehen wird, bestimmt die Ausdehnung des Bildes auf der Netzhaut und somit die Größe, mit der ein Objekt wahrgenommen wird. Wird dieser Winkel durch geeignete optische Instrumente vergrößert, dann wächst das Bild auf der Netzhaut und das Objekt erscheint größer. Ein Beispiel dafür sind alle Arten von Lupen und Ferngläsern (siehe dazu Kapitel 1.2.2).

d) Vergrößerung durch Projektion oder elektronische Maßnahmen

Objekte können auch durch Projektion vergrößert werden (z.B. erscheint ein Diapositiv vielfach vergrößert auf der Leinwand). Aber auch durch elektronische Bildverarbeitung können vergrößerte Abbilder eines Gegenstandes auf einem Bildschirm oder Display erzeugt werden.

1.2.2 Optische Vergrößerungshilfen und deren Grenzen

Die Winkelvergrößerung eines optischen Instruments wird definiert als:

$$\gamma = \frac{\operatorname{tg} \sigma'}{\operatorname{tg} \sigma}$$

wobei σ den Sehwinkel des unbewaffneten Auges und σ' den Sehwinkel unter Verwendung des optischen Instruments bezeichnet [SCH 71].

Das einfachste vergrößernde Hilfsmittel ist die Lupe, eine Konvexlinse, bei der der zu betrachtende Gegenstand (G) innerhalb der Brennweite (Strecke vom Linsenmittelpunkt bis F) liegt (Abb. C 1.2).

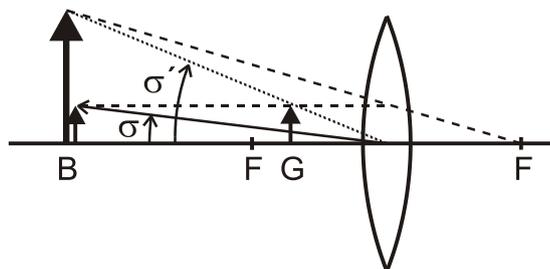


Abb. C 1.2: Strahlengang einer Lupe.

Es entsteht ein virtuelles, vergrößertes Bild (B), das in einer Entfernung liegt, auf die das Auge noch akkommodieren kann. In dieser Entfernung würde der gleiche Gegenstand, wie in Abb. C 1.2 angedeutet, unter dem Winkel σ zu sehen sein. Das virtuelle Bild wird jedoch unter dem vergrößerten Winkel σ' wahrgenommen.

Der bei Lupen angegebenen "Normalvergrößerung" ist zugrundegelegt, daß die Bildweite (Abstand des virtuellen Bildes vom Linsenmittelpunkt) 0,25 m beträgt, also in jener Entfernung liegt, auf die das Auge noch akkommodieren kann. Mit dieser Vorgabe gilt für die Winkelvergrößerung einer Lupe:

$$\gamma = \frac{s}{f} = \frac{0,25}{f}$$

wobei s die Entfernung für Nahakkommodation in m und f die Brennweite in m ist. Verwendet man die für die Brechkraft F von Linsen übliche Bezeichnung Dioptrie (dpt), das ist der Reziprokwert der Brennweite in m, so ergibt sich:

$$\gamma = sF = 0,25 \cdot F$$

Eine Lupe mit einer Brennweite $f = 0,125 \text{ m}$ hat daher eine Brechkraft $F = + 8 \text{ dpt}$ und eine Vergrößerung (Normalvergrößerung) von $2 \times$.

Asphärische Handlupen werden im Bereich 6 dpt bis 20 dpt angeboten, der optisch wirksame Durchmesser liegt im Bereich von 100 mm bis 55 mm (Abb. C 1.3 links). Die Brechkraft achromatischer Einschlaglupen liegt im Bereich von 24 dpt bis 40 dpt (sie werden auch als Doppellupen angeboten). Sie haben einen Durchmesser von ca. 13 bis 22 mm (Abb. C 1.3 rechts)



Abb. C 1.3: links: Handlupe; rechts: Einschlaglupe; (Zeiss).

Sogenannte "Brillenlupen" werden als spezielles Zweistärkenglas ausgeführt. Zusätzlich zur Brechkraft des Trägerglases kommen z.B. 6 bis 16 dpt dazu. Das ergibt Arbeitsabstände zwischen 175 mm und 75 mm. Fernrohrbrillen verfügen über ein eingebautes Galileisches Fernrohr oder Prismenfernrohr (Abb. C 1.4 links).

Ein Problem bei Lupenbrillen und Teleskopen ist der geringe Tiefenschärfenbereich, wodurch es entweder erforderlich ist, einen konstanten Betrachtungsabstand einzuhalten oder die Schärfe laufend nachzustellen. Lupenbrillen mit eingebautem elektronischen Autofokus vermeiden diesen Nachteil. Das in Abb. C 1.4 rechts gezeigte Modell gestattet eine Vergrößerung von 3-fach bis 6-fach und einen Schärfbereich von ca. 30 cm bis unendlich [KRO 97].



Abb. C 1.4: links: Fernrohrbrille (Prismen-Lupenbrille), (Zeiss);
rechts: Fernrohrbrille mit Autofokus (Ocutech).

Die Verwendung herkömmlicher Teleskop-Brillen bedeutet für den Träger / die Trägerin immer eine auffällige und vom kosmetischen Standpunkt aus gesehen unbefriedigende Lösung. Man hat daher Versuche begonnen, das gesamte Teleskop, bestehend aus Objektiv, vier Umlenkspiegeln (zur Erreichung der erforderlichen Brennweite und zur Bildumkehr) und Okular in ein (dickes) Brillenglas zu integrieren (Abb. C 1.5) [PEL 02].



Abb. C 1.5: Teleskop, in ein Brillenglas integriert
links: Strahlengang (nach [PEL 02]);
rechts: Simulation des Aussehens [PEL 02].

1.2.3 Elektronische augmentative Sehhilfen

Im Gegensatz zu den elektronischen Hörhilfen, wo Hörgeräte bereits eine lange und erfolgreiche Tradition haben, steht die Entwicklung von elektronischen augmentativen Sehhilfen noch am Anfang und ist bis heute kaum über das Stadium von Laborgeräten oder Kleinstserien hinausgekommen.

Generelle Aufgabe von elektronischen augmentativen Sehhilfen ist eine Aufbereitung der visuellen Information in einer solchen Weise, daß verschiedenste Defekte der visuellen Wahrnehmung kompensiert werden. Dabei wird das Gesichtsfeld der sehbehinderten Person von einer am Kopf (meist in einem Brillengestell) getragenen Kamera erfaßt, von einer Bildverarbeitungseinheit in geeigneter Weise transformiert und über ein oder zwei in der Brille montierte Miniatur-Displays wiedergegeben (Abb. C 1.6) [MAS 92, MAS 93, MAY 96, ZAG 97b].

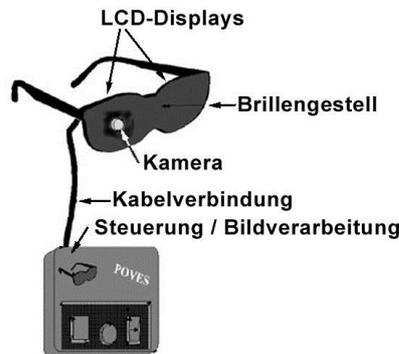


Abb. C 1.6: Konfiguration des POVES [MAY 96]
(Portable Optoelectronic Vision Enhancement System).

Folgende Parameter, die sich positiv auf die Sehleistung auswirken, können durch die Bildverarbeitung beeinflusst werden:

- **Bildhelligkeit:** Davon profitieren vornehmlich nachtblinde Personen (z.B. bei Retinitis Pigmentosa), die unterhalb einer gewissen Beleuchtungsstärke nichts wahrnehmen können. Die hochempfindliche Kamera der elektronischen Sehhilfe liefert auch bei ungünstigen Lichtverhältnissen ein detailreiches Bild, das durch die Bildverarbeitungseinheit in allen Situationen so aufbereitet wird, daß die Displays einen ausreichend hellen Eindruck vermitteln.
- **Kontrast:** Besonders bei Trübungen des Auges aber auch bei Problemen durch Blendung kann durch die individuelle Anpassung des Bildkontrastes an die persönlichen Bedürfnisse die Sehleistung gesteigert werden.
- **Bildgröße:** Bei geringer Sehleistung hilft die Möglichkeit, das Bild des Displays mittels eines elektronischen Zooms vergrößern zu können. Personen mit peripheren Gesichtsfeldausfällen (Tunnelblick) hingegen profitieren von einer Verkleinerung des Bildes, wodurch ein größeres Gesichtsfeld erzielt werden kann.
- **Farbveränderungen:** Für farbenblinde bzw. farbenschwache Personen kann das Displaybild so gestaltet werden, daß eine Neuuzuordnung des Farbspektrums erfolgt (Fehlerfarbendarstellung) oder einzelne Farben bei Bedarf durch andere Attribute (z.B. Blinken, Schraffuren) gekennzeichnet werden.
- **Bildgeometrie:** Es wird angenommen, daß sich durch eine Veränderung der Bildgeometrie lokale Gesichtsfeldausfälle kompensieren lassen. Dazu wird auf dem Display ein zwar verzerrtes, aber den Gesichtsfeldausfällen ausweichendes Bild dargestellt. Mit ausreichendem Training könnte unter Ausnutzung der Plastizität des visuellen Systems nach und nach wieder ein unverzerrtes und lückenloses Gesichtsfeld entstehen (Abb. C 1.7).

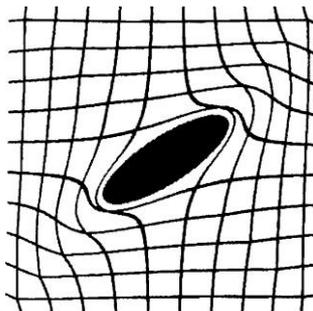


Abb. C 1.7: Verzerrung (remapping) eines Bildes zur Kompensation eines lokalen Gesichtsfeldausfalles (NASA 1989).

Alternativ zu Systemen, die am Kopf getragen werden, wurde ein handgehaltenes Video Teleskop entwickelt, das im Aussehen einem kompakten Camcorder ähnelt (Abb. C 1.8). Das Zoom kann sowohl für Vergrößerungen bis zu + 40-fach (10 x optisch, 4 x elektronisch) als auch zur Erweiterung des Gesichtsfeldes (-2 x) verwendet werden. Das Display bietet eine Auflösung von 600 x 800 Pixel und 24 Bit Farbtiefe. Der eingebaute Autofokus stellt im Bereich von 4 cm bis unendlich scharf, wodurch sich das Video-Teleskop sowohl für Lesen wie auch für Orientierung eignet. Neben der Helligkeits- und Kontrastverstärkung (bis 100:1) bietet die Elektronik auch die Möglichkeit, das Bild "einzufrieren" (Bildspeicherung), besonders um bei hohen Vergrößerungen ein stabiles Bild betrachten zu können [NIC 02].



Abb. C 1.8: VisAble Video Telescope VVT 300 (Betacom).

1.2.4 Elektronische inserierende Sehhilfen

Inserierende Sehhilfen haben die Aufgabe, einen unterbrochenen Teil des visuellen Wahrnehmungspfad zu überbrücken. Die Unterbrechung kann sowohl in der Lichtleitung zur Retina, bei der Umwandlung des Lichtes in neurale Signale (bei den Photorezeptoren) oder im Zuge der Weiterleitung der neurale Signale zum Gehirn auftreten. Art und Ort der Unterbrechung bestimmen daher die Methode, mit der eine Wiederherstellung des visuellen Reizes versucht wird.

Alle hier vorgestellten Implantate befinden sich derzeit noch im Entwicklungsstadium (Tierversuche und einzelne klinische Erprobungen) und es ist damit zu rechnen, daß vielleicht sogar noch mehrere Jahrzehnte erforderlich sein werden, bis Implantate zur Wiederherstellung der visuellen Wahrnehmung dieselbe Ausreifung aufweisen werden, wie sie bei Cochlea Implantaten heute bereits besteht. Es darf ja nicht vergessen werden, daß die Verhältnisse beim Auge doch um einiges komplexer sind als beim Ohr. Ob und in welcher Form visuelle Implantate überhaupt Bedeutung erlangen werden kann schon deshalb nicht vorausgesagt werden, da gleichzeitig auch mit zunehmendem Erfolg an der Transplantation von natürlicher Netzhaut gearbeitet wird. Während es bereits gelungen ist, transplantiertes Netzhaut-Gewebe über Jahre hinaus am Leben zu erhalten, ist das Problem der neuralen Vernetzung des Transplantates bis dato noch ungelöst [RAD 00a]. Ob also der "Chip im Auge" oder die transplantierte Netzhaut in Zukunft die erste Wahl für die Wiedererlangung des Sehvermögens sein werden, muß daher abgewartet werden.

a) Geschichte und Einführung

Der Wunsch, auf technischem Wege die Funktion des Auges nachzubilden und verloren gegangene Sehkraft wieder herzustellen, läßt sich bis in das 18. Jahrhundert zurückverfolgen. So wurde ein "Artificial Vision System" bereits 1751 von Benjamin Franklin als technisch realisierbar vorausgesagt [DOB 79, DOB 00]. In den folgenden 200 Jahren finden sich teils ernstzunehmende Diskussionen aber leider auch jede Menge von mehr oder minder pseudowissenschaftlicher Scharlatanerie. Ein Beispiel dafür ist die in Abb. C 1.9 wiedergegebene Zeichnung aus einer deutschen Patentschrift (Offenlegungsschrift 1943956) aus dem Jahre 1971 mit dem Titel: "Verfahren zur Übermittlung von direkten oder reflektierten Lichtstrahlen zwecks Wahrnehmung durch eine blinde Person sowie Gerät zur Ausführung des Verfahrens". Die wesentlichsten Punkte der Patentschrift sind im Originalwortlaut im Kasten unter Abb. C 1.9 wiedergegeben [MEN 71].

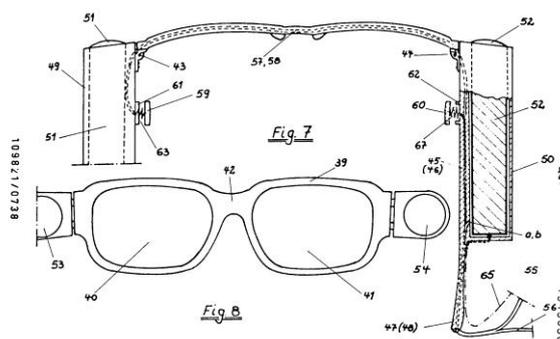


Abb. C 1.9: Brille mit Fernsehkameras und Stimulationselektroden [MEN 71]

Verfahren zur Übermittlung von direkten oder reflektierten Lichtstrahlen in Form von Bildeindrücken auf die Hirnrinde eines Blinden, dadurch gekennzeichnet, daß die von dem Objekt ausgehenden Lichtstrahlen derart auf eine negativ vorgespannte Speicherscheibe gerichtet werden, daß das Objekt auf derselben real abgebildet wird und daß diese Speicherscheibe durch einen positiven Ionenstrahl zeilenförmig abgetastet wird, wobei dieser Ionenstrahl sich durch die Hell-Dunkel-Werte und Farbwerte des Bildes moduliert und daß diese Modulation von einem von der Quelle des Ionenstrahls abfließenden Elektronenstrom übernommen wird, worauf die Trägerfrequenz des auf diese Weise erzeugten Bildsignals auf eine durch die menschliche Sehbahn transportierbare Trägerfrequenz umgewandelt und das so erhaltene neuronale Signal auf zwei an die Schläfen des Blinden anlegbare Elektroden geleitet wird.

Die von den Elektroden abgegebene Wellenlänge liegt bei 700 nm. Eine derart hohe Frequenz vermag der Sehnerv nicht zu transportieren. Transportfähig ist der Sehnerv nur für Frequenzen zwischen 0,3 und 1000 Hertz. Es ist ein durchaus überraschendes Ergebnis, das sich nicht voraussehen ließ, daß bei Erzeugung einer Hochfrequenz von zirka 3×10^{14} , adäquate Bildeindrücke in der Sehrinde erzeugt werden. Daraus ergibt sich, daß die Zellstruktur des Sehnervs befähigt ist, die ihm zugeführten hohen Frequenzen zu transformieren, d.h. zu untersetzen. Die in der Sehrinde aufgenommenen visuellen Eindrücke sind auch farblich entsprechend dem Objekt differenziert, woraus weiter zu folgern ist, daß die vorerwähnte Transformation spezifisch abgestuft entsprechend den Frequenzunterschieden der übertragenen Farbqualitäten erfolgt. Auch diese Wirkung ließ sich in keiner Weise voraussehen.

Patentanspruch 1 und Auszüge aus den Seiten 12 und 13 [MEN 71]

Erst nachdem ab 1950 die wichtigsten neurophysiologischen Vorgänge der Netzhaut erkannt wurden (siehe Teil A, Kap. 2.4.4 ff.) war seit den 1960-er Jahren der Weg frei für ernstzunehmende Arbeiten über die direkte Elektrostimulation der Retina und für den Entwurf von Implantaten [EBE 95, ECK 95, DAG 96, ECK 96, WER 96, WYA 96, LIU 97, WYA 97, NOR 02].

Ein wesentlicher Faktor bei der Entwicklung von visuellen Implantaten ist die Frage nach der erforderlichen Zahl der zu vermittelnden Bildpunkte bzw. der Zahl der dafür erforderlichen Elektroden. Anders als beim Cochlea Implantat, wo im Prinzip bereits eine einzige Elektrode ausreicht, um einen (einfachen) Höreindruck zu vermitteln, würde eine einzige in die Netzhaut oder den visuellen Cortex eingepflanzte Elektrode maximal einen Lichtpunkt (Phosphen) hervorrufen.

Bedenkt man, daß das Auge über rund 125 Millionen Photorezeptoren verfügt, erscheint es auf den ersten Blick illusorisch, auf technischem Weg eine adäquate Stimulationsmatrix zu schaffen (mehr als 10.000 x 10.000 Pixel). Allerdings haben Simulationen gezeigt, daß beispielsweise für das Erkennen eines Gesichtes bereits ein Bild mit 15 x 15 Pixel und 16 Graustufen ausreichend ist und daß für Orientierung und einfaches Lesen bereits 600 Pixel genügen. Daher kann die Stimulation mit nur 200 bis 600 Bildpunkten (Elektroden) für eine blinde Person eine wesentliche Hilfe darstellen, vorausgesetzt, daß sie lernt, diese Punkte zu einem kontinuierlichen Bildeindruck zu verschmelzen [NOR 96, TEO 01, HUM 01, NOR 02].

Die aus heutiger Sicht möglichen Orte für visuelle Implantate sind in Abb. C 1.10 dargestellt und werden in den folgenden Abschnitten einzeln besprochen.

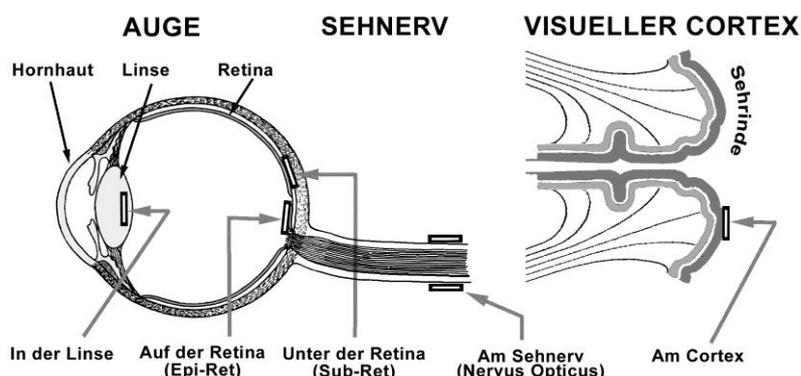


Abb. C 1.10: Implantationsorte im Auge, am Sehnerv und am visuellen Cortex.

Bei der Wahl eines Stimulations- bzw. Implantationsortes muß bedacht werden, daß die Komplexität und die Spezialisierung des neuronalen visuellen Signals im Laufe des visuellen Pfades (von der Netzhaut zu den verschiedenen Schichten des Cortex) drastisch ansteigt (siehe dazu Teil A, Kapitel 2.4.4. bis 2.4.9). Je später in diesem Verlauf also ein Implantat ansetzt, desto mehr dieser Komplexität muß durch technische Signalverarbeitung nachgebildet werden. Inwieweit die Plastizität des Gehirns (insbesondere bei älteren Personen) in der Lage ist, die Deutung auch einfacherer Reize zu erlernen, muß erst erforscht werden [DAG 01].

Der Einsatz von inserierenden Sehhilfen setzt jedoch in jedem Fall ein Funktionieren der visuellen Kognition voraus, die nur dann ausgebildet wird, wenn in der frühen Kindheit visuelle Eindrücke verarbeitet wurden. Geburtsblinde Personen werden (analog zu den Erfolgen beim Cochlea Implantat) wahrscheinlich nur dann profitieren können, wenn die Implantation in den ersten Lebensjahren erfolgt. [VER 92a, CAP 92].

In Zukunft könnte ein zusätzlicher Anreiz für die Implantation einer inserierenden Sehhilfe auch darin bestehen, daß damit ein universelles visuelles Interface geschaffen werden kann, das sehbehinderten Personen nicht nur in Verbindung mit einer Kamera zu visueller Wahrnehmung der Umwelt dient, sondern auch einen direkten Zugang zu visueller Information von anderen Medien herstellt (PC-Bildschirm, TV, Video, Spielkonsole, virtuelle Realität) [DAG 01].

b) Optischer Bypass

Starke Trübungen der Hornhaut, die weltweit etwa 10 Millionen Menschen betreffen (hervorgerufen z.B. durch Infektionen, Verätzungen oder Verbrennungen) führen trotz intakter Netzhaut zum vollständigen Verlust des Sehvermögens. Hier gilt es einen Weg zu finden, der die visuelle Information vor der Hornhaut aufnimmt und direkt in das Auge einspielt, sodaß die Netzhaut wieder mit optischen Reizen versorgt wird.

In Köln, Karlsruhe und Duisburg wird an einem in die Augenlinse einzusetzenden Display (32 x 32 Pixel) gearbeitet, von dem ein Bild direkt auf die Netzhaut projiziert wird. Das Display erhält die Bildinformation auf drahtlosem Wege von einer externen Miniaturkamera (Abb. C 1.10 links) [BUS 01, PRÄ 00, KRE 01, PÜT 01].

c) Retina Implantate

Degenerative Netzhauterkrankungen wie Retinitis Pigmentosa (RP) und altersbedingte Makula Degeneration (AMD) haben gemeinsam, daß es bei den davon betroffenen Personen zu einer Zerstörung der Rezeptorzellen der Retina kommt. Die anderen Schichten der Retina bleiben jedoch verschont und intakt. Eine (post mortem durchgeführte) Zählung von intakten Zellkernen in der Netzhaut von Personen, die an RP erkrankt waren, ergab folgende Verteilung: In den äußeren Schichten (Rezeptorzellen) waren nur 4% der Zellkerne intakt. Bei den inneren neuronalen Schichten stieg die Rate auf 80% und in der Schicht der Ganglienzellen waren es immerhin noch 30%. Das heißt, daß das Auge zwar ganz oder in bestimmten Bereichen die Fähigkeit der Lichtwahrnehmung verloren hatte, daß aber die Reizleitung in den inneren Schichten und von den Ganglienzellen zum Gehirn ungehindert funktionierte [TEO 01].

Diesen Umstand versuchen die Entwickler von Retina Implantaten (RI) dahingehend auszunützen, daß für die Detektion der Lichtreize eine mikro-optoelektronische Baugruppe zum Einsatz kommt, die mittels geeignet codierter Signale eine Stimulation der Nervenzellen der Netzhaut vornimmt.

Wie wir wissen, hat das Auge für ein derartiges Vorhaben die denkbar schlechteste Geometrie. Um die defekten Rezeptorzellen zu ersetzen, müßte der mikroelektronische Schaltkreis genaugenommen zwischen die defekten Rezeptorzellen einerseits und die Bipolar- und Horizontalzellen andererseits, also unter die Retina (subretinal) implantiert werden. Das hat den Vorteil, daß die Stimulation genau an dem Ort vorgenommen wird, wo auch die Stäbchen und Zäpfchen ihre Information abliefern und daß alle Nervenschichten der Netzhaut samt der damit verbundenen Bildvorverarbeitung (Bildung rezeptiver Felder) in unveränderter Weise in Funktion bleiben. Allerdings ist auch eine Positionierung der Elektroden zwischen Rezeptorzellen und Pigmentepithel (zwischen Netzhaut und Aderhaut) möglich. Bei einer Dicke der Netzhaut von 0.25 mm kann man sich trotzdem vorstellen, daß dieses Unterfangen äußerst schwierig ist (Abb. C 1.11 unten) [Rle 97, PEA 99, KAR 02].

Für eine Implantation ist die Innenseite der Retina, also der Platz zwischen Retina und Glaskörper wesentlich leichter zugänglich (Abb. C 1.11 oben). Diese epiretinale Positionierung hat allerdings den Nachteil, daß die Stimulation an einer Stelle erfolgt, an der das neurale Signal bereits ein hohes Maß an Codierung aufweist (Bildung der rezeptiven Felder in den mittleren Nervenschichten der Retina). Epiretinal kann also nicht mehr mit einfachen Matrixbildern stimuliert werden, sondern es ist erforderlich, die gesamte Bildverarbeitung der mittleren Retina-Schichten technisch nachzubilden.

Die Programmierung (das Training) der dafür verwendeten neuronalen Netze kann erst in Zusammenarbeit mit dem Patienten / der Patientin, der/die das Implantat empfangen hat, erfolgen, da es ja bei der Operation vollkommen dem Zufall überlassen ist, auf welcher Type von Ganglienzelle eine bestimmte Stimulator-Elektrode zu liegen kommt. Es muß also nach der Implantation durch geeignete visuelle Reize herausgefunden werden, welcher Natur das rezeptive Feld ist, für das nun eine Elektrode des Implantats die Aufgabe der Reizgenerierung übernommen hat. Aus angebotenen visuellen Reizen, der Wahrnehmung des Patienten / der Patientin und dessen / deren Rückmeldungen müssen die Parameter gewonnen werden, durch die das neurorale Netz

lernt, sich möglichst ähnlich wie jene neuronalen Strukturen zu verhalten, die es nun zu ersetzen hat [BUS 95, WER 96, KOC 96, ECK 96, HÜN 96, RAD 00].

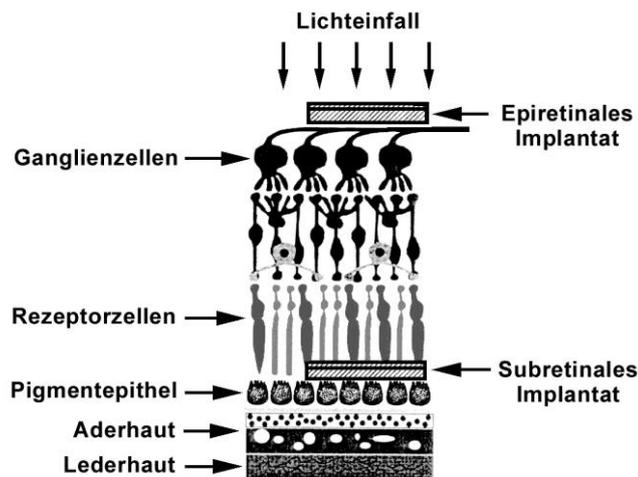


Abb. C 1.11: Positionierung von subretinalen und epiretinalen Implantaten (nach [PEA 99]).

Bei der Entwicklung subretinaler Implantate kann zwischen zweiteiligen und einteiligen Konfigurationen unterschieden werden: Bei der zweiteiligen Lösung befindet sich Kamera, Bildverarbeitung und Energieversorgung außerhalb des Körpers. Das eigentliche Implantat besteht in erster Linie aus der Matrix mit den Stimulations Elektroden und einem Empfänger, der auf drahtlosem Wege Bildinformation und Energie von den außerhalb des Körpers befindlichen Komponenten empfängt. Die Signal- und Energieübertragung kann dabei entweder durch Funksignale oder durch einen von außerhalb des Auges auf den implantierten Chip gerichteten Laserstrahl erfolgen [Rle 97]. Für epiretinale Implantate stellt wegen der erforderlichen Rechenleistung die zweiteilige Form die einzig derzeit realisierbare Variante dar [ECK 96, WYA 97, WEN 97].

Bei einteiligen Ausführungen, wie sie beispielsweise beim bionischen Auge der NASA verfolgt werden, ist der implantierte Chip vollständig autark und ahmt genau die Funktion der ausgefallenen Photorezeptoren nach. In das Auge einfallendes Licht wird vom implantierten Chip am Auftreffpunkt von Photozellen in elektrische Energie umgewandelt, die vom Implantat zur Stimulation verwendet wird. Da hier jede Energieversorgung von außen fehlt, stellt bei diesem Ansatz die Erzielung eines ausreichenden Wirkungsgrades sowie einer befriedigenden Empfindlichkeit und Auflösung die größte Herausforderung dar [NOR 02].

Eine einteilige Ausführung, die ohne eine externe Kamera auskommt, hat noch einen weiteren essentiellen Vorteil. Bei einer Augenbewegung wird auch das gesamte Implantat mitbewegt und es kommt zur üblichen Verschiebung des Bildes auf der Netzhaut bzw. auf der Stimulationsfläche. Ein auf der Netzhaut starr fixiertes Bild führt zu keinen dauernden visuellen Eindrücken (siehe dazu auch Teil A, Kap. 2.4.2.g und Kap. 2.4.5) Bei allen anderen Implantat-Ausführungen müßte die Person entweder lernen, die Augen nicht zu bewegen und alle Änderungen der Blickrichtung allein mit dem Kopf auszuführen, oder es muß aufwendige Technik dafür sorgen, daß die Blickrichtung des Auges exakt und in Echtzeit erfaßt wird und die Kamera bzw. das stimulierte Bild genau den Augenbewegungen folgt [DAG 01].

Bei Retina Implantaten ist es auch durchaus denkbar, daß durch den "Chip im Auge" nur ein Ersatz für defekte Netzhautpartien geschaffen wird und intakte Regionen auch nach der Implantation ihre Aufgabe erfüllen. Gerade bei Makuladegeneration (Bildung eines zentralen Skotoms – siehe dazu Teil A, Kap. 3.2.6) könnte durch das Implantat das zentrale Sehvermögen wieder hergestellt werden ohne daß an der intakten peripheren Wahrnehmung Veränderungen vorgenommen werden müssen [DAG 01].

d) Stimulation am Sehnerv

Bei den Versuchen zur Erzeugung visueller Eindrücke mittels elektrischer Stimulation am Sehnerv (*Nervus opticus*) wurde in Belgien eine spiralförmige Elektrode mit 4 Kontakten am Sehnerv einer erblindeten Versuchsperson angelegt. Es gelang damit die Erzeugung mehrerer meist farbiger Phosphene bzw. von Gruppen von Phosphenen innerhalb eines relativ großen Gesichtsfeldes [VER 98, VER 99, LAL 02]. Nach diesen ersten Versuchen, die die prinzipielle Machbarkeit einer Stimulation am Sehnerv zeigten, muß in Zukunft mit Elektrodenanordnungen experimentiert werden, die nicht nur eine Stimulation einiger weniger an der Oberfläche befindlicher Nervenfasern bewirken, sondern in der Lage sind, im gesamten Querschnitt des *Nervus opticus* wirksam zu sein. Der chirurgische Zugang zur Implantationsstelle ist äußerst kompliziert [NOR 02].

e) Cortex Implantat

Die ersten erfolgreichen Implantationen von Elektrodenmatrizen auf die Oberfläche des visuellen Cortex, mit denen Wahrnehmungen von Lichtpunkten (Phosphene) hervorgerufen werden konnten, wurden bereits seit den späten 1920er Jahren (einzelne Elektroden) und dann in den späten 1960er Jahren (Elektrodenmatrizen) durchgeführt [DOB 79, SCA 00, NOR 02]. Entscheidend dabei waren die Erkenntnisse, daß bei Verwendung mehrerer Elektroden auch mehrere diskret wahrnehmbare Lichtpunkte evoziert werden können und daß zwischen dem Ort der Wahrnehmung und dem Ort der Stimulation eine einigermaßen gute topographische Beziehung besteht. Der topographische Zusammenhang ist allerdings in engeren Bereichen nicht so streng, daß jedes Stimulationsmuster sofort zu einem erkennbaren Bild führen würde. Es entstehen vielmehr ungeordnete Lichtpunkte, deren Lagebeziehung entweder erlernt werden oder durch Veränderung der Elektrodenzuweisung geordnet werden muß (Abb. C 1.12) [DOB 79, POL 77, NOR 96, MEI 02].

Gegenüber Implantationen im Bereich der Retina hat das Cortex Implantat den Vorteil, daß die Elektrodenmatrix leichter an der gewünschten Stelle verankert werden kann (keine störenden Augenbewegungen) und durch den Schädelknochen geschützt ist. Weiters ist auch von Bedeutung, daß ein Cortex Implantat auch bei Personen eingesetzt werden kann, die über keine funktionierende Retina oder funktionierende Sehnerven verfügen. Der Nachteil ist jedoch, daß die Einbringung von Elektroden in das Gehirn einen in höherem Maße invasiven und nicht beliebten Eingriff darstellt [SCA 00]. Die ersten Versuche wurden mit auf den Cortex gelegten Elektroden durchgeführt, wobei allerdings relativ große Stromstärken (1 bis 5 mA) erforderlich sind. Werden die Elektroden aber 1 bis 2 mm tief in den Cortex eingestochen, reduziert sich die zur Auslösung von Phosphenen erforderliche Stromstärke auf 1 bis 10 μA . Ein weiterer wesentlicher Vorteil von tiefer in den Cortex eingestochenen Elektroden besteht darin, daß man einer Reizung jener "Schicht 4" näher kommt, in der die Sehstrahlung (*Radiatio optica*) in das Gehirn einmündet und wo die Komplexität der Nervenzellen noch am geringsten und die visuotopische¹¹² Organisation am höchsten ist (siehe dazu Teil A, Kap. 2.4.9). Elektrodenabstände in der Größenordnung von 0,5 mm führten mit hoher Sicherheit zu zwei voneinander diskriminierbaren Phosphenen [NOR 96, NOR 02].

Über die bisher durchgeführten Implantationen mit Stimulator-Matrizen zwischen 50 und 100 Elektroden wird berichtet, daß die hervorgerufenen Phosphene in einem sehr schmalen Gesichtsfeld (10 bis 20°) liegen und daß Messungen mit Snellen- und Landoldt-Tafeln (siehe dazu Teil A, Kap. 2.4.10) einen Visus zwischen 0,02 und 0,05 ergeben haben. Nach der üblichen Klassifikation von Sehschädigungen liegt das an der Grenze zwischen hochgradiger Sehbehinderung und Blindheit [DOB 79, BRI 77, DOB 00, MEI 02a].

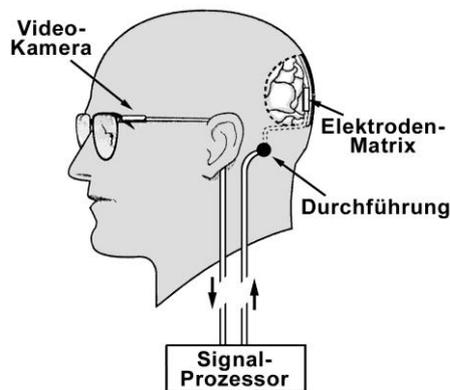


Abb. C 1.12: Implantat im visuellen Cortex (nach [NOR 96]).

1.3 Ersatz für das Sehvermögen

Wie bereits in Abb. C 1.1 gezeigt, können sowohl der Tastsinn als auch das Gehör einzeln oder gemeinsam als Vikariat für eine defekte visuelle Wahrnehmung dienen. Während über den Tastsinn die relative Lage von Objekten im zwei- und dreidimensionalen Raum gut verstanden wird, ist das Gehör besser für die Vermittlung von Konzepten geeignet [KAW 98]. Da blinde Personen diese beiden Sinne bereits auf natürliche Weise zur Kompensation der Sehschädigung verwenden, muß beim Einsatz von technischen Hilfen gut überlegt werden, ob und unter welchen Bedingungen eine Transformierung von visuellen Inhalten in die auditive oder taktile Modalität einen Vorteil bringt oder natürliche Fähigkeiten zudeckt.

¹¹² Geometrische Entsprechung zwischen der Lage einzelner stimulierter Nervenzellen und dem Ort des von ihnen hervorgerufenen visuellen Eindrucks innerhalb des Gesichtsfeldes.

1.3.1 Historischer Rückblick

Seit der Erfindung lichtempfindlicher elektronischer Bauelemente gibt es Bestrebungen, das Bild der Umwelt in geeigneter Weise zu erfassen und umzuformen, sodaß blinde Personen es wahrnehmen können. In einer deutschen Patentschrift aus dem Jahre 1916 wird dargestellt, wie ein optisches Bild so auf eine Elektrodenplatte abgebildet werden kann, daß es auf elektrocutanem Wege (siehe dazu Teil B, Kap. 3.4.5c) tastbar wird (Abb. C 1.13 und Kasten darunter) [THO 16].

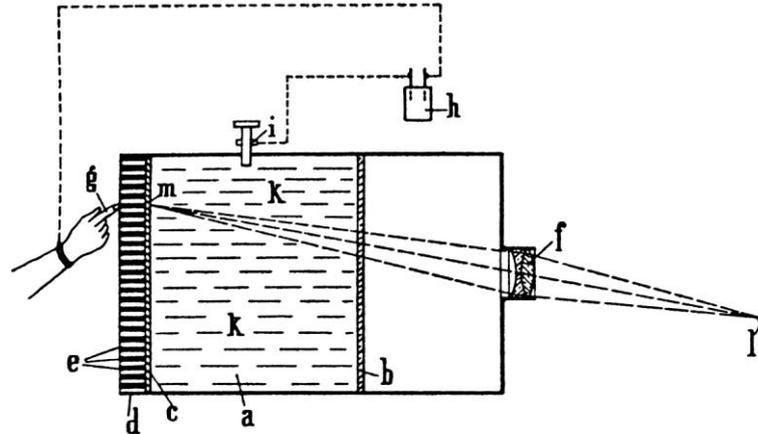


Abb. C 1.13: Erzeugung eines elektrocutan erfaßbaren Rasterbildes der visuellen Umgebung [THO 16].

Vorrichtung zur Wahrnehmarmachung von optischen Bildern durch den Gefühlssinn vermittelt eines durch den Körper geführten elektrischen Stromes, in dessen Leitungskreis eine die Bildebene einer camera obscura bildende Schicht eingeschaltet ist, deren Leitwiderstand sich durch Belichtung ändert, dadurch gekennzeichnet, daß die vom Lichte abgekehrte Seite der Schicht von veränderlichem Leitwiderstand mit einer Abdeckung versehen ist, die punktwise abwechselnd aus isolierenden und leitenden Elementen besteht.

Patentanspruch 1 aus [THO 16]

In einer schweizerischen Patentschrift aus dem Jahre 1954 (offengelegt 1957) wird für die gleiche Aufgabe eine Matrix aus bewegten Stiften verwendet. Die rund 20 Jahre später im Optacon eingesetzte Technik, Taststifte durch piezokeramische Biegeelemente zu bewegen, wurde hier bereits in einem Unteranspruch beschrieben und patentiert (Abb. C 1.14) [RHE 57].

Fig. 1

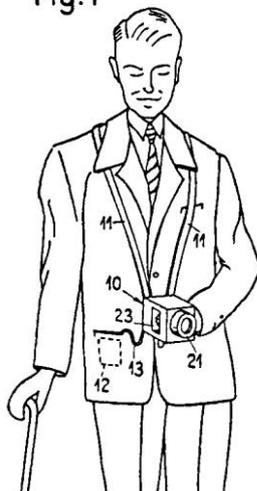


Fig. 2

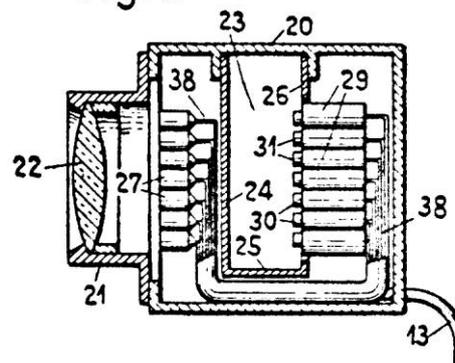


Abb. C 1.14: Erzeugung eines taktiles Bildes der Umwelt durch eine elektromechanisch oder piezoelektrisch bewegte Stiftenmatrix [RHE 57].

Zur Orientierung von Sehbehinderten dienende Einrichtung mit mehreren photoelektrischen Wandlern, dadurch gekennzeichnet, daß die photoelektrischen Wandler mit ihren lichtempfindlichen Teilen in einer Fläche angeordnet sind und mit je einem elektromechanischen Wandler mit einem beweglichen Organ in Verbindung stehen, und daß die beweglichen Organe der elektromechanischen Wandler Endflächen aufweisen, die in einer gemeinsamen Fläche angeordnet sind, in übereinstimmender Lage mit den lichtempfindlichen Teilen der entsprechenden photoelektrischen Wandler, zwecks Erzeugung einer durch die Hand abtastbaren Raster-Abbildung des von den photoelektrischen Wandlern jeweils aufgenommenen Bildes.

Unteranspruch 5: Einrichtung nach Patentanspruch, dadurch gekennzeichnet, daß die elektromechanischen Wandler je ein piezoelektrisches Element aufweisen, das mit einem verschiebbaren Organ gekuppelt ist.

Patentanspruch 1 und Unteranspruch 5 aus [RHE 57]

1.3.2 Taktile Substitution

Die systematische Forschung auf dem Gebiet der taktilen Substitution des Sehannes nahm durch die Arbeiten von Bach y Rita, Collins, Saunders u.a. zwischen 1967 - 1972 konkrete Formen an. Sie beschäftigten sich damit, ein taktilen Substitutionssystem für den Sehsinn (tactile vision substitution system - TVSS) zu entwickeln [BAC 69]. In die Rückenlehne eines Zahnarztstuhls wurden 400 elektromagnetische Stimulatoren (vibrierende Stifte mit 1 mm Durchmesser und 12 mm Abstand) eingebaut.

Ab 1977 folgten Versuche von C.C. Collins am Smith Kettlewell Institute mit einer am Kopf getragenen Kamera und einer mit 1024 elektro-taktilen Reizgebern ausgestatteten Weste. Die aus 32 x 32 koaxialen Elektroden (Innendurchmesser 3 mm, Außendurchmesser 7 mm, Isolation 0,5 mm breit, Raster 8 mm) gebildete Matrix bedeckte dabei eine Fläche von 650 cm². Als Stimulationsmethode wurde Konstantstrom im Bereich zwischen 1 bis 10 mA mit einer Spannungsbegrenzung auf 50 V gewählt (Abb. C 1.15) [COL 77, SAU 77, FOU 86].

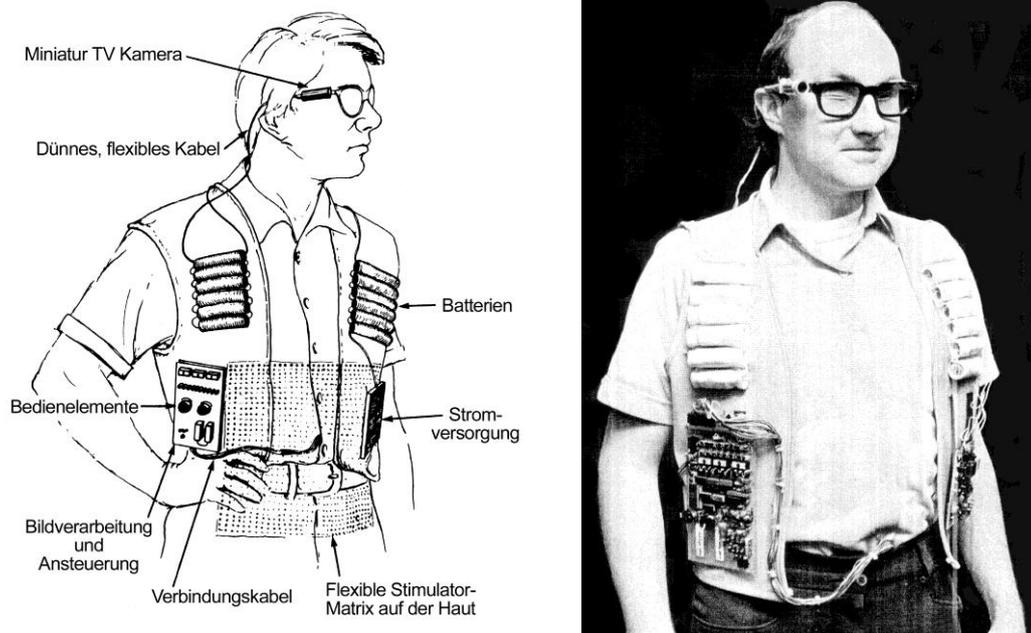


Abb. C 1.15: Taktile Substitution des Sehens mit Reizgebern in einer Weste (nach [COL 77]).

Signale einer Kamera, die von der Testperson gesteuert werden konnte (Steuerung von Funktion, Fokus, Zoom) wurden auf eine taktilen Anzeige abgebildet. Die Erkennung erfolgte meist mit Hin- und Herbewegungen der Kamera, da die taktilen Anzeige nur einen kleinen Ausschnitt an Information darstellen konnte. Die Testpersonen begannen mit dem Versuch, vertikale und horizontale Linien zu erkennen, weiteten dann ihre Lernfähigkeit auf Kreise und andere aus Linien gebildete stereometrische Figuren aus und waren schließlich fähig, dreidimensionale geometrische Formen zu erkennen [BAC 83, PRO 96, MEI 02].

Obwohl man auch in späteren Jahren versucht hat, den Tastsinn als Möglichkeit zu verwenden, die Umgebung zu erkennen und somit Orientierungsaufgaben zu lösen (u.a. 1985 durch die Verbindung einer Kamera mit dem Optacon), ist man dabei nie über das Versuchsstadium hinausgekommen. Die Hautpartien, die für diese Versuche verwendet wurden, waren Rücken sowie Brust und Bauch. Für diese Körperregionen wurde zwar in Laborversuchen ein Mindestabstand für Zweipunktdiskriminierung von 54 bis 68 mm gemessen. Dennoch konnten mit taktilen Bildmatrizen mit rund 20 x 20 Bildpunkten und einem Abstand von nur 12 mm brauchbare Resultate erzielt werden. Für ein praktisches Erkennen der Umwelt müssen aber auch diese Werte als nicht ausreichend angesehen werden. Neuere Versuche zielen darauf ab, die hohe räumliche Auflösung der Zunge mittels eines elektrocutanen Displays auszunützen (siehe dazu Teil B, Kap. 3.4.6a) [BAC 83, SAU 83, FOU 86, BAC 98, MAU 00, MEI 02].

Die praktische Verwendung des taktilen Reizes für Orientierungsaufgaben hat sich daher bislang auf ganz einfache Hindernismelder beschränkt. Dabei handelt es sich um verschiedenartige Sensoren, die das Vorhandensein eines im Weg befindlichen Hindernisses durch Vibrationen melden (siehe Kapitel 1.4.2).

1.3.3 Auditive Substitution

Ziel aller einschlägigen Forschungsprojekte ist es, eine Form der akustischen Codierung zu finden, mit der sich visuelle Eindrücke in einer möglichst verständlichen Form mit den Ohren wahrnehmen lassen.

Einen Lösungsansatz zur akustischen Darstellung von Bildinformation beschreibt P. Meijer [MEI 92, PRO 96, MEI 02, MEI 02b]. Das von einer handgehaltenen CCD Kamera erfaßte Bild besteht hier aus 16 x 16 Bildpunkten in 16 Graustufen. Die akustische Konvertierung erfolgt derart, daß jeder der 16 Zeilen der Bildmatrix ein Sinustongenerator zugeordnet wird. Der untersten Zeile wird die tiefste Frequenz zugeordnet. In aufsteigender Reihenfolge folgen ganzzahlige Vielfache dieser tiefsten Frequenz. Unterschiedliche Grautöne (Helligkeitswerte) werden durch unterschiedliche Amplituden der einzelnen Sinussignale zum Ausdruck gebracht. Jede aus 16 Bildpunkten zu 16 Grauwerten bestehende Spalte der Bildmatrix läßt also einen bestimmten (harmonischen) Akkord erklingen. Wird die Matrix nun von links nach rechts abgetastet, erklingt eine zeitliche Abfolge aus 16 Akkorden, mit der eine Interpretation des Bildes erfolgen kann.

Bei einem anderen Ansatz wurde versucht, anstelle einer zeitlichen Abfolge von Tonsignalen ein statisches akustisches Abbild der Umwelt zu schaffen. Nach einer dem Auge nachempfundenen Bildvorverarbeitung (Kantenextraktion, laterale Inhibition) wird jedem Bildpunkt eine Sinusschwingung zugewiesen, deren Amplitude der Helligkeit des Bildpunktes entspricht. Dabei wurde davon ausgegangen, daß visuelle und akustische Reize zwar unterschiedlicher Natur sind und auch physiologisch unterschiedlich aufgenommen werden, im Gehirn aber schließlich zu vergleichbarer Erkennung von Raum und Mustern führen (Abb. C 1.16) [VER 89, FAI 94, VER 92a].

Die Aufgabe bei der technischen Substitution eines Wahrnehmungskanals kann nach [VER 89] darin bestehen, sowohl vom ausgefallenen als auch vom funktionierenden System ein mathematisches Modell zu formulieren. Beide Modelle beschreiben dann die Signalverarbeitung, die zwischen der physikalischen Umwelt und der physiologischen Wahrnehmung liegt.

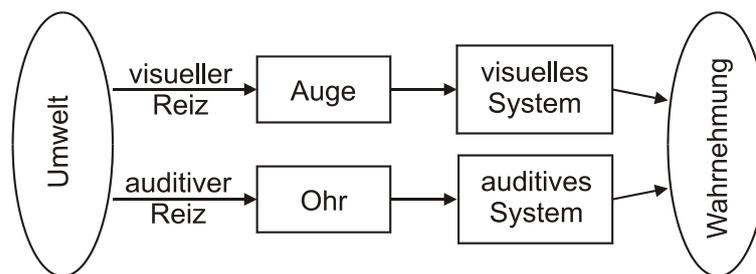


Abb. C 1.16: Einfaches Modell für visuelle und auditive Wahrnehmung (nach [VER 89]).

Unter der Annahme, daß in beiden Fällen auf der Wahrnehmungs-Ebene vergleichbare Verhältnisse vorliegen, lassen sich die beiden Modelle so miteinander verbinden, daß nach Durchlaufen des Modells für die defekte Modalität und dem anschließenden Durchlaufen eines inversen Modells der intakten Modalität eine ideale Transformation stattgefunden hat. Das geschieht mit dem Ziel, daß einer behinderten Person ein visueller Reiz auf akustischem Wege so angeboten werden kann, daß dieser leicht interpretiert werden kann. Die Verhältnisse bei dieser Art von visueller Substitution sind stark vereinfacht in Abb. C 1.17 dargestellt.

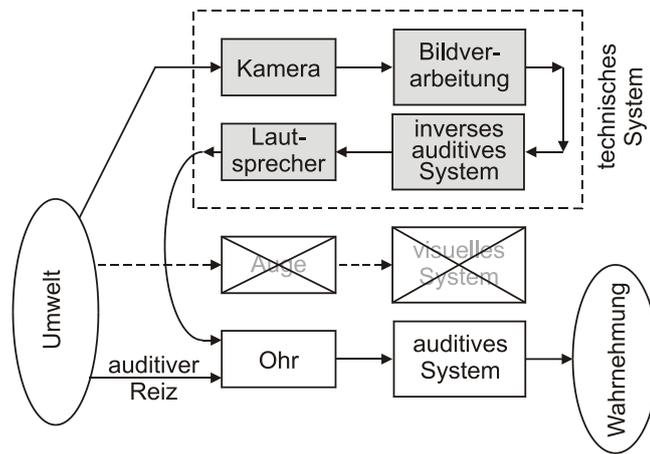


Abb. C 1.17: Substitution des defekten visuellen Kanals durch die Bildung eines auditiven Signals mittels eines Modells für den visuellen Kanal und eines in Serie geschalteten inversen Modells für den auditiven Kanal (nach [VER 89] und [VER 92b]).

Bei den Experimenten, ein geeignetes akustisches Abbild der Umwelt zu schaffen, wurde auch versucht, das unterschiedlich hohe Auflösungsvermögen des menschlichen Auges nachzuempfinden. Der zentrale Bereich wird feiner gerastert als die Peripherie, um so einen Kompromiß aus großem Gesichtsfeld, Detailreichtum im Zentrum und geringer Datenmenge zu erhalten (Abb. C 1.18) [VER 92, VER 92a, CAP 92, CAP 98].

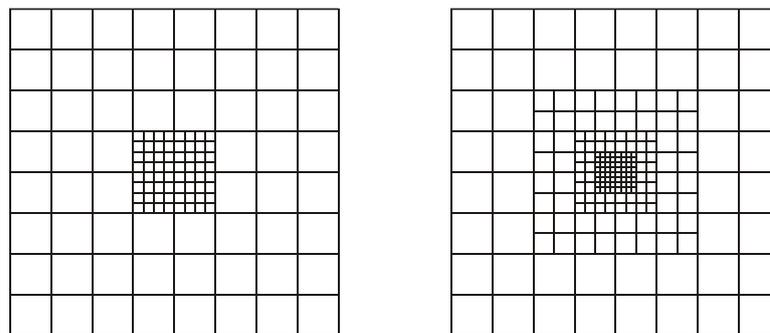


Abb. C 1.18: Auditive Retina mit hoher Auflösung im Zentrum [VER 92a, CAP 92, CAP 98]
links: Zweistufige Auflösung (124 Pixel); rechts: graduelle Auflösung (208 Pixel).

Die Abbildung einer visuellen Szene auf ein akustisches Muster aus zeitlich veränderlichen Tönen und Akkorden ist nur beschränkt und mit viel Übung zu interpretieren. Da das Gehör aber gut geeignet und geschult ist, Sprache zu verstehen, hat man einen Lösungsansatz darin gesehen, eine Abbildung der Szene auf eine Folge von Phonemen vorzunehmen. Wird das Bild zeilenweise angetastet, entsteht für jede Zeile eine dem Bildinhalt entsprechende Phonemfolge, also ein Kunstwort. Das ganze Bild besteht aus mehreren derartigen "Wörtern" die zusammen einen Satz ergeben. Die visuelle Umwelt wird somit also in einer Art synthetischen Sprache beschrieben [DEW 97].

1.4 Hilfen zur Orientierung und Navigation

In diesem Abschnitt werden Hilfsmittel besprochen, durch die blinden und hochgradig sehbehinderten Personen die Orientierung in ihrer Umgebung erleichtert oder ermöglicht wird und mit deren Hilfe Navigationsaufgaben, für die sehende Menschen die visuelle Wahrnehmung verwenden, gelöst werden können. In diesem Sinn stellt jedes Hilfsmittel in dieser Gruppe ein spezielles Interface zwischen der physikalischen Umwelt und einer blinden Person dar, das einen (oft nur kleinen) Teil jenes Informationsflusses wieder herstellt, der durch die Sehschädigung unterbrochen wurde.

Bei den Hilfen zur Orientierung und Navigation wird in der Literatur meist zwischen primären und sekundären Hilfsmitteln unterschieden. Primäre Hilfsmittel sind solche, die für sich allein verwendet werden können, um zumindest den Grundanforderungen für eine selbständige Mobilität gerecht zu werden (z.B. ein Langstock). Sekundäre Hilfsmittel sind als Ergänzungen für primäre Hilfen gedacht. Sie schließen (Sicherheits-) Lücken der primären Hilfen, können aber für sich allein nicht verwendet werden (z.B. ein Hindernismelder warnt nicht vor einem offenen Schacht).

Für dieses Kapitel wurde folgende Einteilung zur Gruppierung der Hilfsmittel getroffen:

- Abschnitt 1.4.1 bespricht die klassischen nicht-technischen (nicht-elektronischen) Hilfen wie Blindenstock, Führhund und die Verwendung des eigenen Gehörs zur Auswertung natürlicher akustischer Umweltsignale. Die Kenntnis dieser Hilfsmittel ist für das Verständnis der technischen Hilfen unbedingt nötig, da diese ja praktisch immer nur im Zusammenspiel mit und in Ergänzung zu diesen einfachen Hilfen gesehen werden können.
- Abschnitt 1.4.2 behandelt die vielen Möglichkeiten und Spielarten von elektronischen Orientierungs- und Navigationshilfen (im Englischen mit ETA = Electronic Travel Aid bezeichnet) [CRA 02].
- Im Abschnitt 1.4.3 finden sich alle in der Umwelt eingebauten Hilfsmittel, die auf direktem akustischen Wege Orientierungshinweise liefern (sei es dauernd oder nach Anforderung durch die blinde Person). Taktile Markierungen in der Umwelt wurden bereits in Teil B, Kap. 4.3.3.b und akustische Verkehrsampeln in Teil B, Kap 4.3.4. besprochen.
- Im Abschnitt 1.4.4 befassen wir uns mit Orientierungs- und Informationssystemen, bei denen ein Dialog zwischen einem in der Umwelt montierten Gerät einerseits und einem vom Benutzer / der Benutzerin mitgeführten Gerät andererseits stattfindet und wo Information zu diesem tragbaren Gerät hin übermittelt wird.
- Abschnitt 1.4.5 widmet sich den Möglichkeiten zum Einsatz von Satellitennavigation und anderen Verfahren der Funkpeilung zur Ortsbestimmung.
- Abschnitt 1.4.6 ergänzt die Beschreibungen noch um einige Sonderlösungen für spezielle Anwendungsfälle.

Alle Systeme, die sowohl sehgeschädigten als auch in anderer Weise mobilitätsbehinderten Personen bei der Planung und Vorbereitung einer Reise dienen, sind das Thema von Kapitel 2.2. Robotische Mobilitätshilfen werden im Kapitel 2.3 besprochen.

1.4.1 Langstock, Führhund und akustisches Feld

Das einfachste und zugleich auch wirkungsvollste Hilfsmittel, das blinde Personen zur Orientierung verwenden, ist der "Blindenstock" (richtige Fachausdrücke sind: "Kurzstock" – reicht etwa bis zur Hüfte; "Langstock" – reicht etwa bis Brusthöhe). In der heutigen Form wurde der Langstock in den späten 1940er Jahren eingeführt. Seine weiße (reflektierende) Farbe soll außerdem andere Verkehrsteilnehmer auf die blinde Person aufmerksam machen [FOU 86].

Der Langstock wird von der blinden Person mit der Spitze gegen den Boden weisend und im Schrittrhythmus pendelnd verwendet (siehe auch Teil B, Abb. B 4.4). Bei konsequenter und konzentrierter Verwendung können damit Stürze über Stiegen und in Gruben sowie Kollisionen mit Hindernissen (etwa 1 m vor der Person) hundertprozentig vermieden werden, sofern das Hindernis in Bodennähe auszumachen ist. Alle überhängenden Hindernisse (z.B. zu tief montierte Verkehrsschilder, Maste von Surfbrettern am Autodach, unsachgemäße Baustellenabsicherungen) kommen entweder nicht oder zu spät in den Bereich des Stockes und können zu Verletzungen im Kopf und Brustbereich führen [LAC 98]. Mittels des Langstockes können aber nicht nur größere Hindernisse, sondern auch Veränderungen in der Textur des Bodens (Teppiche vor Geschäften, Kanalgitter, unterschiedliche Pflasterungen etc.) wahrgenommen werden.

Wird der Langstock pendelnd geführt und wird am Ende jeder Pendelbewegung mit der Stockspitze (sollte für diesen Zweck aus Metall sein) auf den Boden getippt, entsteht ein impulsartiges Geräusch, das von den in der Nähe befindlichen Gegenständen reflektiert wird. Neben der haptischen Komponente kommt also bei richtiger Verwendung des Langstockes auch noch eine akustische Komponente hinzu, die von geübten blinden Menschen zur Orientierung ausgenutzt werden kann [FOU 86].

Die bewußte oder oft auch unbewußte Wahrnehmung des akustischen Umfeldes ist für blinde Personen ein nicht zu unterschätzender Beitrag zur Orientierung. Neben den vielen uns umgebenden aktiven Schallquellen (Personen, Fahrzeuge, Maschinen) trägt die Reflexion von breitbandigen Geräuschen (eigene Schritte, Langstock) an Gegenständen oder auch die Abschattung von Geräuschen durch Objekte zur Orientierung bei. Eine besondere Situation entsteht vor großflächigen Hindernissen (z.B. vor einer Wand). Bei Vorhandensein von Hintergrundgeräuschen baut sich etwa 0,5 m vor dem Hindernis ein höherer Schalldruck im niederfrequenten Bereich auf, der über das Gehör wahrgenommen werden kann. Blinde Personen verwenden diesen Effekt, um parallel zu einer Wand zu gehen oder um rechtzeitig vor einem Hindernis anzuhalten [IFU 98, ASH 99].

Führhunde (Blindhunde) werden nur von einem geringen Prozentsatz der blinden Bevölkerung verwendet (in den USA rund 1%), denn die Kosten für ein gut ausgebildetes Tier liegen immerhin zwischen 12.000 und 20.000 € (bzw. \$), die Unterhaltskosten werden mit etwa 30 € / Monat veranschlagt und die Dienstzeit beträgt zwischen 5 Jahre bis maximal 9 Jahre. Die mit einem Führhund erreichbare Gehgeschwindigkeit wird mit 1,4 m/s angegeben [LAC 98, TEO 01].

1.4.2 Elektronische Hindernismelder und Orientierungshilfen

Unter einer elektronischen Mobilitätshilfe (ETA = Electronic Travel Aid) wollen wir ein Gerät verstehen, das *"Energiewellen zur Erkundung der Umgebung innerhalb eines bestimmten Bereichs bzw. einer bestimmten Entfernung ausstrahlt. Die reflektierte Information wird verarbeitet und dem Benutzer / der Benutzerin in einer verständlichen und brauchbaren Form zur Verfügung gestellt"* (nach Farmer und Smith in [GRO 99]).

Solche mit Infrarot oder Ultraschall arbeitenden Geräte dienen in erster Linie zum Schutz der Brust und Kopfregion vor Kollisionen mit Hindernissen in dieser Höhe. Je nach Komplexität liefern sie auch noch zusätzliche differenzierte Information über die Umgebung in der sich die blinde Person gerade bewegt. Es werden daher drei Kategorien unterschieden:

- Hindernismelder weisen nur auf das bloße Vorhandensein eines Hindernisses hin und vermitteln gegebenenfalls Angaben über dessen Entfernung.
- Navigationshilfen arbeiten räumlich bezogen (z.B. stereophon) und liefern somit auch direkt eine Aussage über die Richtung eines erfaßten Objekts.
- Umfeldsensoren machen darüber hinaus auch noch "Aussagen" über die Art und Beschaffenheit eines Objektes. Eine Stange wird anders angezeigt als eine Mauer (Objektgröße). Es kann unterschieden werden, ob das Objekt glatt oder rau, hart oder weich ist, je nachdem das Ultraschall-Signal gebündelt oder diffus reflektiert wird. Diese Klasse von Geräten kann auch mehrere Objekte, die sich im Erfassungsreich befinden differenziert anzeigen und somit auch ein "Hindurchnavigieren" zwischen zwei Hindernissen ermöglichen.

Eine weitere Klassifikationsmöglichkeit unterscheidet die Art und Komplexität der gelieferten Information [GRO 99]:

- Typ I: Ein einfaches (monomodales) Ausgangssignal zur Erkennung eines Hindernisses.
- Typ II: Ein mehrfaches (multimodales) Ausgangssignal zur Erkennung eines Hindernisses (z.B. liefert der unten angeführte Laser-Cane über den Langstock ein haptisches Signal und über die eingebauten Laser-Lichtschranken ein akustisches Signal).
- Typ III: Liefert neben der Hindernismeldung zusätzliche Informationen über die Beschaffenheit der Umgebung.
- Typ IV: Verfügt zusätzlich über komplexe Signalverarbeitung (Künstliche Intelligenz) um die Information vor der Ausgabe entsprechend zu filtern und aufzubereiten.

Keines der elektronischen Systeme kann derzeit als wirklich "populär" bezeichnet werden und die Verwendung beschränkt sich auf einen eher kleinen Anwenderkreis und bestimmte Anwendungsfälle. Bei einer Umfrage unter 298 Besitzern von ETAs in den USA geben nur 140 (47%) an, das Gerät in den letzten 30 Tagen verwendet zu haben. Nur 62 (21%) hatten es auf ihren Wegen immer bei sich [FOU 86, GRO 99].

Zu den größten Nachteilen der meisten Systeme zählen, daß sie ein aktives Absuchen der Umgebung nach Hindernissen erfordern, daß es dem Benutzer / der Benutzerin überlassen wird, eine geeignete Strategie zur Umgehung des Hindernisses zu finden und daß sie über den momentanen Standort und die einzuschlagende Richtung keine Aussage machen. ETAs sollten außerdem so konzipiert sein, daß sie die natürlich vorhandenen Navigationsinformationen nicht ersetzen oder verdecken sondern sinnvoll ergänzen [FOU 86, BOR 97, Mob 97, RAT 99, TEO 01].

Die folgende detaillierte Besprechung einzelner Systeme erfolgt nach dem Ort ihrer Anbringung bzw. der Art der Verwendung:

a) Am oder im Langstock montierte Hindernismelder

Geräte dieser Art (z.B. Laser-Cane, Typ II oder Teletact) arbeiten mit einem oder mehreren schräg nach oben und vorne gerichteten Laserstrahlen (Reflexlichtschranken oder Laser-Telemetrie mittels Triangulation) und melden Hindernisse oberhalb des Langstockes. Durch die Kopplung mit der Pendelbewegung des Stockes kann der Benutzer / die Benutzerin auf die Richtung und die Entfernung des Hindernisses schließen und eine geeignete Strategie zum Ausweichen entwickeln (Abb. C 1.19) [BOR 97, BEL 02, BEL 02a].

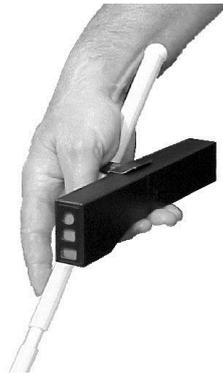


Abb. C 1.19: Teletact Hindernismelder am Langstock befestigt; arbeitet nach dem Laser-Triangulierungsverfahren (nach Bellik 2002).

b) Handgehaltene Hindernismelder

Handgehaltene Hindernismelder auf Ultraschall-Basis (Typ I) wurden schon früh (ab 1959) entwickelt (z.B. Ultra Sonic Torch, Russels Pathsounder, Nottingham Obstacle Detector, Mowat-Sensor - Wormald, Neuseeland) und werden ähnlich wie eine Taschenlampe in der Hand getragen. Hindernisse im Erfassungsbereich des Gerätes werden meist taktil (z.B. durch Vibration, Frequenz verkehrt proportional zur Entfernung zum Hindernis) gemeldet (Abb. C 1.20 links und Mitte) [FOU 86, MIL 98c]. Neuere Entwicklungen verwenden mehrere Ultraschall-Empfänger, die in verschiedene Richtungen weisen, sodaß der Benutzer / die Benutzerin auch Information über die Richtung bzw. Höhe eines Hindernisses erhalten kann [FIN 00].

Ein Beispiel für ein mit einem Laserentfernungsmesser (Triangulationsprinzip) arbeitendes Gerät ist Teletact, das wahlweise mit akustischer oder taktiler/haptischer Ausgabe (entweder mit mehreren Vibratoren oder einem Schieber mit Kraftrückwirkung) ausgestattet werden kann. Mit Laser-Triangulation arbeitende Geräte gestatten Reichweiten bis über 10 m [BEL 02, BEL 02a, DAH 03].

c) Auf der Brust getragene Hindernismelder

Diese Geräte werden ähnlich wie ein Umhänge-Mikrofon um den Hals getragen. Die Meldung eines Hindernisses erfolgt akustisch oder durch einen Vibrator (z.B. im Nacken). Abb. C 1.20 rechts zeigt das deutsche Ultraschall Hindernis Warngerät "Ultra Body Guard" in Verbindung mit dem Langstock.

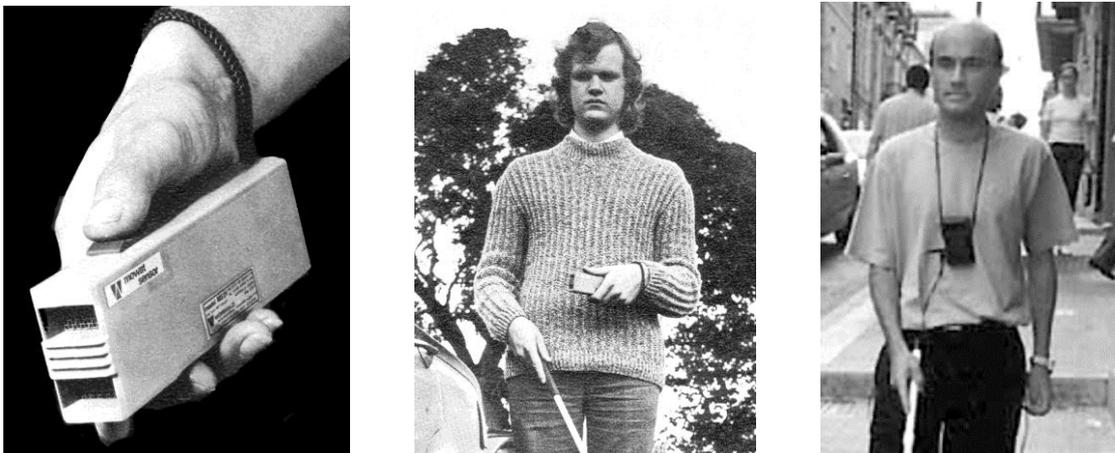


Abb. C 1.20: Hindernismelder auf Ultraschall-Basis:
links und Mitte: Handgehaltene Gerät (Mowat-Sensor von Wormald);
rechts: Auf der Brust getragen (Ultra Body Guard von RTB).

d) Am Kopf zu tragende Navigationshilfen und Umweltsensoren

Nicht nur zum Schutz vor Kollisionen im Kopf- und Brustbereich sondern auch als Mittel, um auf akustischem Weg Informationen über die Beschaffenheit der näheren Umgebung zu gewinnen, wurden seit Mitte der 1960-er Jahre zahlreiche am Kopf zu tragende (Stirnband, Brillengestell) Navigationshilfen und Umweltsensoren entwickelt und auf den Markt gebracht (Typ III Geräte). Neben dem am Kopf befestigten Teil, der die Ultraschall-Wandler trägt, ist meist noch ein kleines Kästchen für die Elektronik und die Stromversorgung erforderlich [FOU 86].

Durch stereophon übermittelte Klangbilder können nicht nur die Richtung und die Entfernung von Objekten (Hindernissen) auditiv vermittelt werden, sondern auch gewisse Hinweise auf deren Oberflächenbeschaffen-

heit und Textur gewonnen werden (sofern sich das in den Reflexionseigenschaften für Ultraschall niederschlägt). Die erzielten Genauigkeiten sind durchaus beachtlich. So lassen sich im Nahbereich (Greifbereich) Gegenstände auf 5° und ± 5 cm genau ausmachen. Im Fernbereich (5 m) ist immerhin noch mit 6° und ± 30 cm Genauigkeit bei der Ortung zu rechnen. Mit speziellen Ultraschall Techniken lassen sich selbst kleinste Hindernisse wie z.B. ein gespannter Draht von nur 2 mm Durchmesser im Abstand von 1 m (also rechtzeitig, um eine Kollision zu vermeiden) noch ausmachen [IFU 91, IFU 98]. Durch die geeignete Kombination mehrerer Ultraschall Sender und Empfänger kann auch direkt ausgemessen werden, ob der für eine sichere Passage erforderliche Korridor frei von Hindernissen ist [KOW 98, RAF 99].

Bekannte Beispiele für diesen Typ sind der Sonicguide (Wormald, Neuseeland) (Abb. C 1.21 links), der Tri-sensor und der auf einem Stirnband zu tragende Sonic Pathfinder, der mit einer aufwendigen Signalverarbeitung ausgestattet ist und somit in die Klasse der Typ IV Geräte fällt. Es werden sowohl frontale als auch seitliche Objekte erkannt, jedoch werden hier nur solche Objekte akustisch an den Benutzer / die Benutzerin gemeldet, die sich auf einem Kollisionskurs befinden (also nur solche, die sich nähern). Das hat den Vorteil, daß der Benutzer / die Benutzerin nicht mit akustischer Information überschwemmt wird [HEY 97, HEY 97a, MIL 98c, GRO 99, MEI 02].

Neueste Forschungsarbeiten versuchen mittels Kamera und Bildverarbeitung Informationen, die für die Navigation wichtig sind, zu extrahieren. In einem Japanischen Projekt wurde versucht, mittels Bildverarbeitung aus dem typischen Streifenmuster die Lage und die Länge eines Zebrastrreifens zu ermitteln, die zugehörige Fußgängerampel in der Szene zu finden und mittels Farbanalyse der blinden Person mitzuteilen, ob die Ampel Rot oder Grün zeigt [SHT 02a].

e) Als Gürtel getragene Navigationshilfen und Umweltsensoren

Der NavBelt (Navigations-Gürtel) besitzt 8 Ultraschall-Sensoren, die in einer halbkreisförmigen Anordnung an einem Gürtel des Benutzers / der Benutzerin getragen werden. Entwickelt wurde er aus Elementen für den Kollisionsschutz von mobilen Robotern. Er kennt zwei Betriebsarten: Führung der blinden Person durch ein einfaches akustisches Signal, mit dem das Beibehalten einer eingegebenen Bewegungsrichtung und das Ausweichen um Hindernisse bewerkstelligt wird. Hier sind Gehgeschwindigkeiten zwischen 0,6 bis 0,9 m/s zu erzielen. Im wesentlich komplexeren "Bild-Modus" wird eine akustische Abbildung der von den Ultraschallsensoren in einem Winkel von 120° erfaßten Umwelt angeboten. Da dieses Klangmuster allerdings schwer zu interpretieren ist, gelingen in diesem Fall nur Gehgeschwindigkeiten von maximal 0,3 m/s. Die Nachteile beim Interpretieren der akustischen Information führten zur Entwicklung des GuideCane (siehe folgenden Abschnitt) [BOR 97, MIL 98c, TEO 01].

Der tiefe Anbringungsort am Gürtel sorgt dafür, daß auch tiefliegende Hindernisse erfaßt werden können (Abb. C 1.21 rechts) [BOR 96].

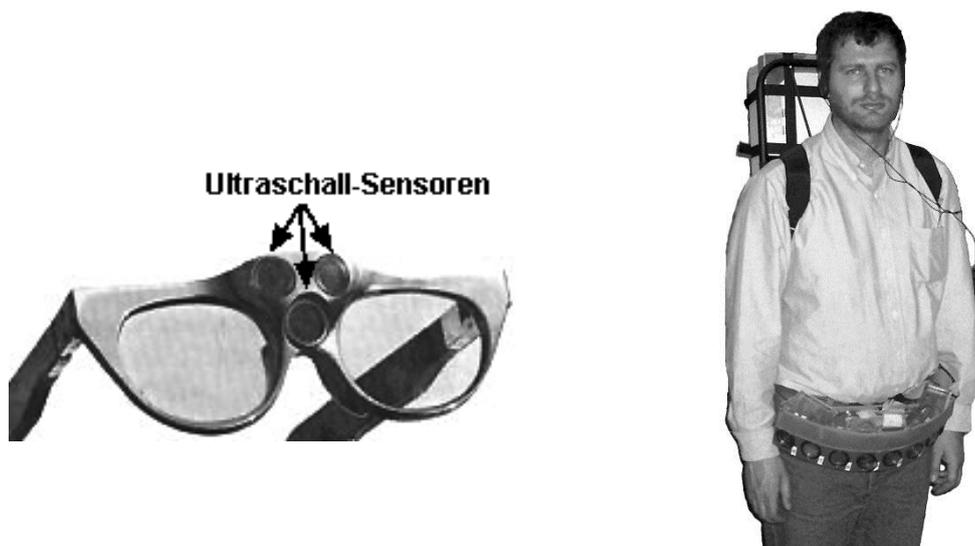


Abb. C 1.21: Ultraschall-Navigationshilfen:
links: In die Brille integriertes Navigationsgerät (Sonicguide von Wormald);
rechts: NavBelt [BOR 96].

f) Haptisch leitende Navigationshilfen

Da bisherige elektronische Navigationsgeräte den Langstock nur ergänzen aber nicht ersetzen konnten, wurden Versuche unternommen, Stock und Navigationsgerät zu einer funktionellen Einheit zusammenzufassen.

Der in Abb. C 1.22 gezeigte "GuideCane" wird wie ein Langstock gehalten und beim Gehen vor sich hergeschoben [BOR 97, POB 97, MIL 98c, TEO 01].

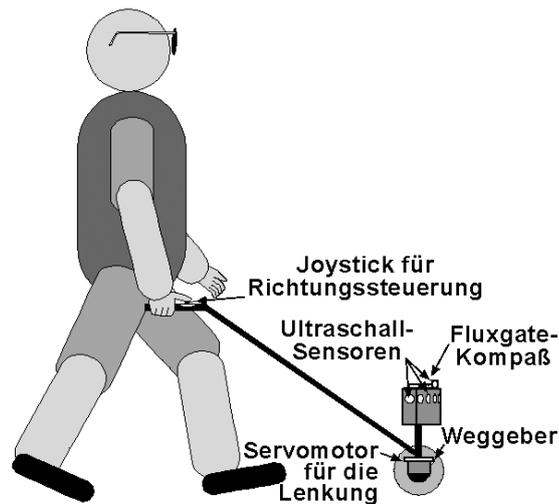


Abb. C 1.22: Der GuideCane [BOR 97].

Das Besondere an dieser Lösung ist, daß die von den Ultraschall-Sensoren ausgemachten Hindernisse nicht wie bisher üblich akustisch oder durch Vibration angezeigt werden, sondern, daß der GuideCane eine Lenkbewegung ausführt. Durch einen Servomotor werden die beiden Räder so gestellt, daß das Gerät und somit auch der Benutzer / die Benutzerin um das Hindernis herum gelenkt wird (Abb. C 1.23 links). Ist ein Ausweichen nicht möglich, werden Bremsen aktiviert.

Vom Benutzer / von der Benutzerin wird die gewünschte Marschrichtung mittels eines Joysticks im Handgriff eingestellt. Durch den eingebauten Fluxgate-Kompaß behält der GuideCane solange die Richtung bei, bis er entweder auf ein Hindernis trifft oder mittels des Joysticks in eine neue Richtung gesteuert wird. Mit Prototypen wurde eine Gehgeschwindigkeit von 1,0 m/s bis 1,5 m/s erreicht [BOR 97].

Durch die Anordnung der 8 Ultraschall-Sensoren in zwei Ebenen kann der GuideCane durch Auswertung der Signallaufzeiten Stufen erkennen (Abb. C 1.23 rechts). Allerdings bleibt es dem Benutzer / der Benutzerin nicht erspart, das Gerät dann eigenhändig über die Stufen zu tragen, wodurch die Koppelnavigation (Odometrie) für dieses Wegstück ausfällt [MIL 98c].

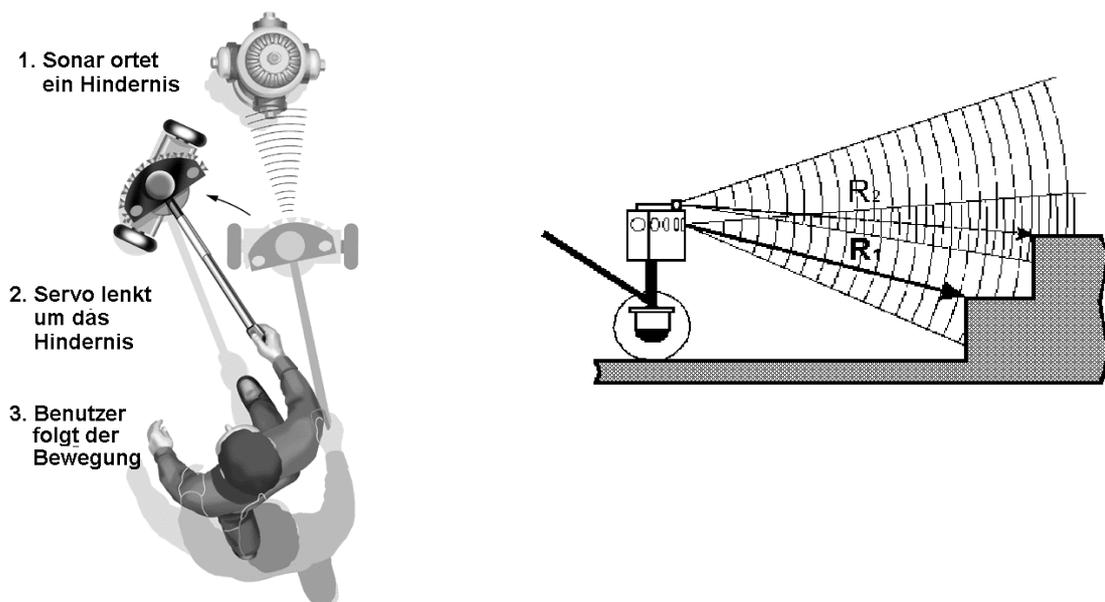


Abb. C 1.23: GuideCane

links: Ausführung eines Ausweichmanövers; rechts: Erkennen einer Stufe [BOR 97].

1.4.3 Akustische "Bojen" oder "Leuchttürme"

Wenn es darum geht, einen bestimmten, vorher definierten Punkt im Raum zu lokalisieren, können sogenannte akustische "Bojen" oder "Leuchttürme" (*acoustic beacon, sound buoy*) eingesetzt werden. Dabei handelt es

sich um Tongeneratoren, die entweder dauernd oder durch ein Funksignal aktiviert, ein deutliches akustisches Signal abgeben, auf das sich die blinde Person zubewegen kann [FOU 86, EVA 96a, BLE 97].

Typische Anwendungsfälle sind:

- Akustische Markierung von Türen, Hindernissen, Fluchtwegen etc.
- Ansage des Liniensignals und der Fahrtrichtung bei öffentlichen Verkehrsmitteln (in der Tschechischen Republik wurden 1.200 Busse und 800 Straßenbahnen so ausgestattet. Die Aktivierung erfolgt über einen Handsender oder durch einen im Langstock integrierten Sender).
- Abrufen von gesprochenen Informationen von einem Display (z.B. Anzeigetafel am Bahnsteig oder bei einer Haltestelle).
- Richtungsanzeige bei sportlicher Betätigung. Z.B. kann der "Leuchtturm" am Ufer plaziert werden, wenn die blinde Person ohne fremde Hilfe schwimmen möchte. Der Tongenerator zeigt den Weg zurück zum Ufer.
- Blinde Mütter oder Väter können kleine Schallgeber ihrem Nachwuchs um das Handgelenk binden. Der Tongenerator wird durch Funk ausgelöst und auf diese Weise kann der "Stand- oder Krabbelort" des Kindes festgestellt werden.

Für die Auslösung akustischer Hilfseinrichtungen wurden in der ÖNORM V 2103 folgende Eckdaten festgelegt: Frequenz: 433,92 MHz, Sendeleistung 10 mW, Modulationsart: AM [Öno 97]. Für das seit 1999 in der Tschechischen Republik im öffentlichen Nahverkehr eingesetzte System wurde die Frequenz 86,79 MHz reserviert.

Anstelle eines Senders, der auf Knopfdruck aktiviert wird, können auch kontaktlose Smart Cards eingesetzt werden, wie sie von Zutrittssystemen her bekannt sind. Ein derartiges System wurde von GEC-Marconi unter dem Namen „REACT“ entwickelt. Der blinde Benutzer / die blinde Benutzerin trägt die Smart Card bei sich und löst beim Annähern an einen REACT Empfänger eine sprachliche Meldung aus, durch die die blinde Person z.B. vor Gefahren gewarnt, auf Gebäude oder Eingänge hingewiesen oder über Verkehrsmittel und Fahrpläne informiert wird. Im Gegensatz zu den Systemen, die über einen Sender bewußt vom Benutzer / von der Benutzerin ausgelöst werden (müssen), erfolgt hier die Auslösung automatisch bei jeder Annäherung und ist nicht beeinflussbar.

Per Funk aktivierbare "akustische Leuchttürme" und Ansagen können auch solchermaßen codiert werden, daß beispielsweise in einem Hotel zwar alle akustischen Markierungen im allgemeinen Bereich (Eingang, Rezeption, Lifttüren) von allen ausgegebenen Handsendern angesprochen werden können, aber die Markierung an einem bestimmten Hotelzimmer nur auf den zu diesem Zimmer gehörenden Sender anspricht [EVA 00a].

1.4.4 *Dialog- und Informationssysteme*

Im Folgenden werden einige Ansätze vorgestellt, bei denen ähnlich wie im vorangehenden Abschnitt Informationsgeber in der Umwelt installiert werden, um blinden Personen Nachrichten über Position, Richtung oder eine bestimmte Situation zukommen zu lassen. Der Unterschied zum bisher Gesagten besteht darin, daß hier die Information nicht unmittelbar akustisch angesagt wird, sondern zuerst auf drahtlose Weise an ein von der blinden Person mitgeführtes Empfangsgerät übermittelt wird. Das hat zwar den Nachteil, daß diese Informationen nur solchen Personen zugänglich sind, die über ein derartiges Empfangsgerät verfügen, hat aber den enormen Vorteil, daß die Information in diskreter Weise übermittelt wird und andere Personen weder belästigt noch auf die Anwesenheit einer blinden Person aufmerksam macht. Eine diskrete Übertragung ist besonders in jenen Fällen unumgänglich, wo es sich um die Übermittlung persönlicher Daten (wie z.B. das Abrufen des eigenen Kontostandes von einem Bank-Terminal) handelt [ZAG 92a, MAY 95, CRA 99a].

Eine direkte Übertragung der Information zum Benutzer / zur Benutzerin ist außerdem völlig unabhängig vom momentan herrschenden Schallpegel des Umgebungsgerausches. Bei einem so gestalteten System kann ohne Probleme auch eine große Fülle an Informationsmaterial angeboten werden (z.B. Name der Straße, Name der Querstraße, Ampelphase, Hinweise auf besondere Verkehrs- und Gefahrensituationen, Hinweise auf in der Nähe haltende Verkehrsmittel), weil jeder Benutzer / jede Benutzerin den eigenen Empfänger so konfigurieren kann, daß nur die in der momentanen Situation relevante Information wiedergegeben wird. Systeme, die mittels Lautsprecher ein für alle Passanten hörbares Signal abstrahlen, müssen sich verständlicherweise auf ein Minimum an Information beschränken [BEN 98].

Die Zielgruppe für derartige Systeme geht weit über den Kreis der blinden und hochgradig sehbehinderten Personen hinaus. Eine nicht zu unterschätzende Zahl von Menschen hat Probleme damit, in der Ferne gut zu sehen (also Hinweisschilder zu lesen). Hinzu kommen alle Personen, die z.B. durch einen Schlaganfall, Dyslexie oder Autismus lesebehindert sind und daher von sprachlich wiedergegebenen Mitteilungen enorm profitieren [CRA 99a].

a) Talking Signs

Beim "Talking Signs" System, entwickelt am Smith Kettelwell Institute, trägt die blinde oder hochgradig sehbehinderte Person einen Infrarotempfänger Abb. C 1.24. An allen Stellen, wo eine sprachliche Mitteilung zur Orientierung oder Information ausgegeben werden soll, werden in der Umwelt einfache und preiswerte Infrarotsender mit gespeicherter (digitalisierter und komprimierter) Sprache installiert [FOU 86, WHI 98].



Abb. C 1.24: Empfänger des "Talking Signs" Systems.

Wird der Empfänger des Benutzers / der Benutzerin vom Strahl eines IR-Senders erreicht (950 nm Wellenlänge, 25 kHz Trägerfrequenz), wird die sprachliche Nachricht über den im Empfänger eingebauten Lautsprecher ausgegeben. Durch Bewegen des Empfängers kann der Benutzer / die Benutzerin auch die Richtung bestimmen, aus der das Signal kommt und so eine weitere Orientierungshilfe bekommen [LOU 79, LOU 86, CEA 98]. Ähnlich arbeitet auch das japanische "Pedestrian Information and Communication System" PICS [TAJ 02]. Allein in San Francisco wurden innerhalb von 4 Jahren 800 Talking Signs Sender an strategischen Punkten installiert [CRA 99a].

b) PERSONA System

Das in Israel entwickelte PERSONA System ist für die Orientierung in Gebäuden konzipiert worden. Die Infrarotsender mit geringer Reichweite (2 m) werden in regelmäßigen Abständen bzw. an strategischen Punkten an der Decke des Raumes oder Korridors installiert. Im Gegensatz zum Talking Signs System strahlen diese Sender keine Nachrichten ab, sondern lediglich ihre Adresse. Es ist die Aufgabe der Empfänger, diese Adresse (Ortskoordinate) in eine verständliche Sprachmitteilung umzuformen. Diese zum Talking Signs System spiegelbildliche Strategie (Text im Empfänger und nicht im Sender gespeichert) wurde gewählt, weil die Zielgruppe dieses Systems blinde und mehrfachbehinderte Kinder einer Schule sind. Für jedes Kind kann der Empfänger vollkommen individuell konfiguriert werden, sodaß nur an jenen Stellen, die für das betreffende Kind von Bedeutung sind, eine Meldung gesprochen wird und obendrein der Text der Meldung auf die persönlichen Bedürfnisse des einzelnen Kindes zugeschnitten werden kann [SON 98].

c) IRIS – Infrarot Informationssystem

Die Vorteile der beiden oben genannten Systeme wurden in dem an der TU Wien entwickelten "InfraRot InformationsSystem" (IRIS) vereinigt. Die sprachlichen Informationen werden dabei nicht wie bei „Talking Signs“ (im Sender) oder bei "PERSONA" (im Empfänger) als digitalisierte Sprache abgelegt. Die sprachliche Mitteilung wird hier durch Phrasen in synthetischer Sprache im Empfänger gebildet. Jeder dieser zahlreichen Phrasen ist ein eindeutiger digitaler Code zugeordnet. Wird von einem in der Umwelt installierten Infrarot Sender eine Sequenz von Codes ausgesendet, wird sie im Empfänger decodiert und zu einer sprachlichen Mitteilung zusammengesetzt. Diese Vorgehensweise hat eine Reihe von Vorteilen. Erstens ermöglicht sie es dem Benutzer / der Benutzerin, selbst auswählen zu können, in welcher Sprache die Meldungen erfolgen sollen. Zweitens kann im Empfänger ein genaues Profil festgelegt werden, welche der vielen empfangenen Codes in eine sprachliche Mitteilung umgeformt werden soll und in welcher Ausführlichkeit (Stichworte bis ganze Sätze) die Mitteilung erfolgen soll [MAY 91, ZAG 92a, MAY 92, MAY 95].

In erster Linie wird durch die Übertragung von Codes, die Zusammenstellung und Wiedergabe von fix vorgegebenen Phrasen ausgelöst. Aus drei Codes kann z.B. die Phrase: "der Eingang" – "zum Bahnhof" – "befindet sich links" gebildet werden. Ist der Empfänger auf Englisch eingestellt, werden dieselben Codes aus der Tabelle für englische Phrasen aufgerufen, was beispielsweise zu einem Text wie: "the entrance" – "to the station" – "is to the left" führt.

Um auch beliebige Meldungen ausgeben zu können, für die das System über keine voreingestellten Phrasen verfügt, wurden zwei weitere Übertragungsmodi eingeführt:

- Bei Eigennamen, die in den verschiedenen Sprachen des Systems keiner Übersetzung bedürfen, wird das entsprechende Wort in Form von codierten Phonemen (also in Lautschrift) übertragen. Ein auf Deutsch eingestellter Empfänger gibt z.B. die Nachricht: "nächste Haltestelle" – "karlsplatz" wieder, während in der Einstellung auf Englisch "next stop" – "karlsplatz" in korrekter Aussprache zu hören ist.

- Freie Texte, wie sie z.B. bei der Übertragung des Bildschirminhaltes einer Anzeigetafel oder eines Informationskiosks vorkommen, werden als ASCII-Sequenz übertragen und im Empfänger in synthetische Sprache umgeformt. Eine Übersetzung in eine andere Sprache ist in diesem Fall nicht möglich.

Der Empfänger ist zum Teil in eine Brillenfassung integriert, sodaß die IR-Daten immer aus jener Richtung empfangen werden, in die der Benutzer / die Benutzerin blickt. Der Empfänger ist außerdem stereophon ausgestattet, sodaß der Benutzer / die Benutzerin den Eindruck hat, es mit einer realen im Raum befindlichen Schallquelle zu tun zu haben. Das ermöglicht einem Fußgänger / einer Fußgängerin, auf einen IR-Sender wie auf eine im Raum befindliche Schallquelle zuzugehen.

Die Anbringung von IRIS in einem Verkehrsmittel zeigt Abb. C 1.25 links. Es können Hinweise auf die Liniennummer, die Route und das Fahrziel übermittelt werden.

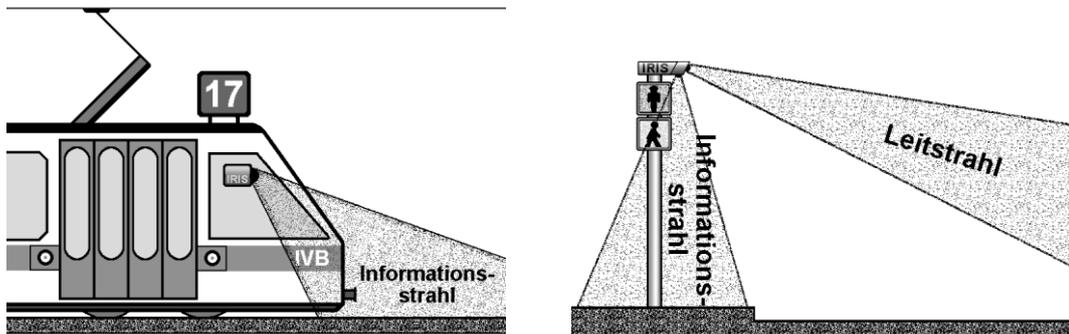


Abb. C 1.25: Das IRIS Leit- und Informationssystem [ZAG 92a].

In Verbindung mit einer Fußgängerampel dient IRIS nicht nur zur Meldung der Grünphase (Informationsstrahl) sondern hilft auch beim Auffinden des Fußgängerüberganges (der Informationsstrahl markiert den Ausgangspunkt am Gehsteig) und beim Zugehen auf den Zielpunkt (der Leitstrahl führt die blinde Person zum Zielpunkt am gegenüberliegenden Gehsteig) (Abb. C 1.25 rechts).

d) Informationssysteme mit Funkübertragung

Es sind auch einige Ansätze für Informationssysteme bekannt, bei denen eine Funkverbindung als Übertragungskanal gewählt wurde. In einem Fall konnte auf diese Weise auch ein Notrufsystem realisiert werden, bei dem die miteinander vernetzten Funkbaken die letzte Position der Person, die den Notruf abgegeben hat, speichern und an eine Notrufzentrale weiterleiten. Der Vorteil von Systemen, die Funk verwenden, liegt darin, daß es zu keiner Abschattung des Signals kommen kann, wie das bei Infrarot leicht möglich ist. Allerdings ist bei Funk eine Peilung des Senders und eine damit verbundene Richtungsbestimmung nicht gut möglich [KEM 98, HIN 98].

e) Systeme mit optischen Markierungen

Unter Verwendung der im "Laser-Cane" (siehe 1.4.2a) verwendeten Strategie, bei der ein am Langstock befindlicher Laser aufgrund der Pendelbewegungen des Stockes die Umwelt nach Hindernissen abtastet, wurde eine Ergänzung zum Erkennen von Wegpunkten entwickelt. Beim Talking Cane werden an strategischen Stellen etwa DIN A4 große Flächen mit einem groben Strichcode vorgesehen. Trifft ein vom pendelnden Langstock in horizontaler Richtung abgestrahlter und mittels einer Optik zu einer vertikalen Linie aufgeweiteter Laserstrahl auf einen derartigen Strichcode, wird die diesem Code zugewiesene und in der Elektronik des Stockes gespeicherte Meldung ausgegeben. Die erzielbare Reichweite wird mit 10 bis 15 m angegeben [LÖF 99].

1.4.5 Satelliten- und Funk-Navigationssysteme

Satellitennavigation ermöglicht an jedem Punkt der Erde die Bestimmung der geographischen Länge und Breite sowie der Höhe. Die Lagebestimmung erfolgt durch die Triangulierung der Laufzeiten der Signale von mindestens vier Satelliten. Soll die Höhe der eigenen Position nicht bestimmt werden, genügen die Signale von drei Satelliten. Derzeit stehen zwei Systeme zur Verfügung¹¹³:

- GPS (Global Positioning System, U.S. Department of Defense): Es besteht aus 24 Satelliten, die in einer Höhe von 20.200 km die Erde in 12 Stunden umkreisen. Die Sendefrequenzen sind rund 1,575 GHz und 1,227 GHz, spread spectrum.
- GLONASS (Verteidigungsministerium der Russischen Föderation): Es besteht ebenfalls aus 24 Satelliten. Der Orbit ist 19.100 km mit einer Umlaufzeit von 11h 15 min. Die Sendefrequenz liegt bei ca. 1,6 GHz (Zeitmultiplex).

¹¹³ Der Aufbau eines europäischen Systems wurde 2002 beschlossen.

Satellitennavigationssysteme wurden ursprünglich für den militärischen Gebrauch geschaffen. Sowohl das GPS-System als auch das GLONASS-System wurden in einen für die Allgemeinheit freigegebenen Bereich mit niedriger Präzision (*Low Precision Mode*) und einen für den militärischen Gebrauch reservierten und nur über entsprechende Entschlüsselung zugänglichen hoch präzisen Modus (*High Precision Mode*) geteilt. Diese Teilung wurde beim GPS mittels des sogenannten SA-Verfahrens (*Selective Accessibility*) eingerichtet. Das bedeutet, daß für zivile Anwendungen das Signal bewußt mit einer zeitlich veränderlichen zufälligen Verschiebung der Positionssignale versehen wurde. Nur über einen längeren Zeitraum gemittelt ist die exakte Position ermittelbar.

Im Low Precision Mode kann man mit einer Genauigkeit von rund 50 m bis 100 m rechnen, obwohl wegen der bewußten Störung der Signale keine absolute Garantie dafür gegeben werden kann (es wird nur eine Wahrscheinlichkeit angegeben, mit der eine gemessene Position innerhalb einer bestimmten Abweichung liegt).

Mit einer Verfügung des US-Präsidenten Clinton wurde am 1. Mai 2000 die *Selective Accessibility* des GPS-Systems abgeschaltet und damit die volle Genauigkeit von 10 bis 20 m für die Allgemeinheit zugänglich gemacht. Der angekündigte Start 18 weiterer GPS Satelliten und die Verwendung zusätzlicher Frequenzen werden die Genauigkeit in den kommenden Jahren noch deutlich steigern [CLI 00].

Eine deutliche Verbesserung der Positionsgenauigkeit ist durch das sogenannte "Differential-GPS"-Verfahren (DGPS-Verfahren) zu erzielen. An einer genau vermessenen Position wird ein Referenz-GPS Empfänger aufgebaut. Für diesen Ort kann für jeden Zeitpunkt bestimmt werden, welche bewußte oder auch durch atmosphärische Störungen verursachte Positionsabweichung vorliegt. Diese Differenz wird per Funk (z.B. über RDS-Daten im UKW-Radio) in einer beschränkten Region rund um die Referenz-Station verbreitet. Alle DGPS-Empfänger, die sich in diesem Bereich befinden, können die Differenz aus der gemessenen Position und dem Differenz-Signal bilden und so den Positionsfehler auf wenige Meter reduzieren. Ähnliche Korrekturmöglichkeiten können auch über geostationäre Satelliten (z.B. EGNOS über Inmarsat) oder über das Internet (SISNET) bereitgestellt werden.

Eine Alternative zur satellitengestützten Ortsbestimmung stellt die Triangulierung des eigenen Standortes aus den Feldstärken von Mobiltelefon Basis-Stationen dar. Gerade dort, wo im dicht besiedelten Gebiet die Abschattung von Satellitensystemen am stärksten ist, ist die Dichte von Mobiltelefon-Zellen am größten und gestattet die Auswertung ausreichend vieler Signale [MOB 97].

Gegenwärtig sind mehrere Navigationshilfen für blinde Personen in Erprobung, die unter Verwendung von DGPS und einer digitalen Landkarte (Stadtplan, Lageplan) Standortbestimmung und Navigation ermöglichen (z.B. MOBIC¹¹⁴, Victor Escort, und Strider¹¹⁵). Da sie für sich allein nur die Position aber nicht die Richtung angeben können, müssen sie mit einem (elektronischen) Kompaß kombiniert werden. Um Strecken zu überbrücken, wo das GPS abgeschattet ist, kann mittels Kompaß und Schrittzähler Koppelnavigation (*Odometrie, dead reckoning*) durchgeführt werden. Solche Systeme können kein Ersatz für Langstock und Hindernismelder sein, aber das Auffinden einer bestimmten Adresse auch ohne vorherige Ortskenntnis ermöglichen [TYS 95, Mob 97, STR 98a, KOP 98, LAG 02, MAE 02].

1.4.6 **Spezielle Orientierungshilfen**

a) **Rückrufsystem für Führhunde**

Blindenhunde benötigen ausreichenden Auslauf. Das hat aber zur Folge, daß der blinde Besitzer / die blinde Besitzerin leicht in die Situation kommen kann, nicht rechtzeitig zu erkennen, daß sich das Tier außerhalb Rufweite entfernt hat. Der "Guide Dog Recall Collar" (Rückruf-Halsband für Führhunde) verfügt über einen Funkempfänger und einen Signaltongeber. Solange sich das Tier in einem Umkreis befindet, innerhalb dessen das Signal eines vom Besitzer / der Besitzerin mitgeführten Senders empfangen wird, bleibt der Schallgeber stumm. Verläßt der Hund diesen Radius, ertönt das akustische Signal. Das gibt einerseits die Möglichkeit, das Tier sofort zurückzurufen, andererseits kann der Hund auch darauf trainiert werden, bei Ertönen des Signals von selbst zurückzukehren. Mittels variabler Stärke des Senders kann der Radius für den Auslauf eingestellt werden [EVA 00a].

b) **Sport**

Zahlreiche sportliche Aktivitäten wie Laufen, Skifahren, Wassersport), die von blinden Personen ausgeführt werden, verlangen üblicherweise eine mehr oder minder feste Verbindung (körperlicher Kontakt, Zuruf, Sprechfunkverbindung) mit einer sehenden Person. Über ein geeignetes vibrotaktiler Interface (z.B. zwei vibrierende Manschetten) können der blinden Person die wenigen erforderlichen Angaben (üblicherweise beschränken sich diese auf rechts, links und stop) vom Betreuer / von der Betreuerin über Funk vermittelt werden [EVA 00a]. In ähnlicher Weise funktionieren auch Leiteinrichtungen für den Laufsport. Entlang der beiden seit-

¹¹⁴ Mobility of Blind and Elderly People Interacting with Computers, EU.

¹¹⁵ Arkenstone, USA.

lichen Begrenzungslinien der (geraden) Laufbahn werden zwei Lichtschranken aufgestellt. Weicht der blinde Läufer / die blinde Läuferin von der geraden Richtung ab, wird eine der beiden Lichtschranken unterbrochen und per Funk ein Signal an einen vom Sportler / von der Sportlerin getragenen Vibrator gesendet [KLE 01b].

2. MOBILITÄT

Die persönliche Fortbewegung setzt sich nach [JAN 99b] aus den zwei Teilaufgaben "Orientierung" und "Mobilität" zusammen. Unter Orientierung wird das Wissen um Ziel, Richtung und Entfernung aber auch die Erlangung dieses Wissens verstanden. Mobilität ist hingegen kleinräumig zu verstehen und betrifft den Umgang mit der momentanen näheren Umgebung sowie das Vermeiden von Hindernissen und anderen Gefahren auf dem eingeschlagenen Weg.

Abgesehen von den bereits unter "Visuelle Interfaces" im Kap. 1.4 besprochenen "Hilfen zur Orientierung und Navigation", die sich ausschließlich auf die Verwendung durch blinde und sehbehinderte Personen beschränkt haben, werden hier die "Interfaces zur Mobilität" in einem umfassenderen Sinn betrachtet (Abb. C 2.1).

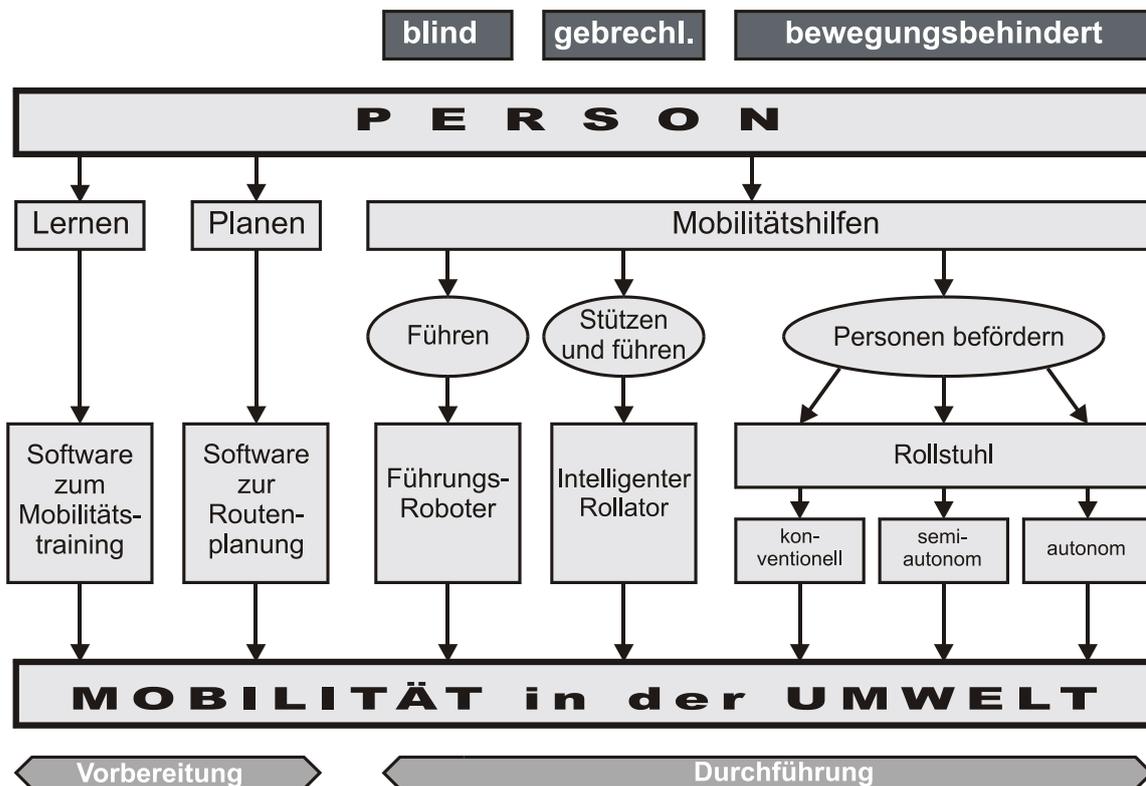


Abb. C 2.1: Interfaces, die der Mobilität dienen.

2.1 Mobilität lernen und trainieren

Mobilität ist für die frühkindliche Entwicklung fast genauso wichtig wie sensorische Reize. Hochgradig bewegungsbehinderte Kinder können bei Mangel an Mobilität (Deprivation von Mobilität) Entzugerscheinungen zeigen, die sich in apathischem Verhalten, fehlender Neugier und Antriebslosigkeit äußert. Die Möglichkeit, schon im Alter von 20 bis 40 Monaten einen Elektrorollstuhl zu verwenden und damit den Horizont zu erweitern, kann diesem Mangel entgegenwirken und Kinder früh zur unabhängigen Mobilität führen [COX 99, SIM 02].

Die Verwendung eines Elektrorollstuhls ist aber weder einfach noch ungefährlich. Um abzuklären, ob ein Elektrorollstuhl überhaupt sinnvoll verwendet werden kann, bedarf es normalerweise erst eines gewissen Trainings, das aber immer mit Risiken für Personen, Material und Mobiliar verbunden ist. Trainingssoftware ermöglicht es, in einer gefahrlosen VR-Umgebung (Virtuelle Realität) die Eignung für den Elektrorollstuhl festzustellen und mit der Steuerung eines Elektrorollstuhls vertraut zu werden. Es erfolgt sowohl Simulation von Wohnung und Freigelände. Die Steuerung erfolgt wie bei einem Rollstuhl über einen Joystick. Alle Kollisionen werden multimodal (optisch, akustisch und auch haptisch) rückgemeldet, um einen möglichst hohen Lerneffekt zu erzielen [COX 99].

Aber auch für behinderte Menschen (vornehmlich solche mit einer intellektuellen Behinderung), die als Fußgänger und Fußgängerinnen unterwegs sind, ist es nicht einfach, einen Weg sicher und zuverlässig in einer komplexen Umwelt zurückzulegen. Auch hier ist es vorteilhaft, sich zunächst in einer gefahrlosen virtuellen Welt die erforderliche Kompetenz anzueignen. Abb. C 2.2 zeigt dazu einen Screenshot aus einem an der Nottingham Trent University entwickelten Programm, mit dem ein bestimmter, für eine behinderte Person wichtiger Weg (Schulweg, Weg zur Arbeit oder zur Therapie) am PC nachgebildet werden kann. Der behinderte Anwender / die behinderte Anwenderin soll sich mit der am Bildschirm gezeigten Figur identifizieren und es lernen, diese sicher an das vorgegebene Ziel zu bringen. Es kann dabei nicht nur die Orientierung, also das Finden der korrekten Gehrchtung und das Benützen des zum Ziel führenden Verkehrsmittels geübt werden (Einsteigen und Aussteigen bei der richtigen Haltestelle). Auch das in Abb. C 2.2 dargestellte Überqueren einer Straße an einer geregelten Kreuzung wird in allen Details nachgebildet: Betätigen der Drucktaste für die Grün-Anforderung am Ampel-Tableau (Mausklick), warten auf die Grünphase und den Stillstand des Querverkehrs. Bei Mißachtung der Regeln kommt es zur Kollision zwischen den dargestellten virtuellen Kraftfahrzeugen und der Figur, um der behinderten Person auch die Konsequenzen von Fehlverhalten visuell und akustisch zu vermitteln [SHO 02].



Abb. C 2.2: Lernen eines Weges in einer VR-Umgebung [SHO 02].

2.2 Planung von Routen und Informationssysteme

Wegen der zahlreichen noch immer in unserer Umwelt existierenden Barrieren können behinderte Menschen leider nicht davon ausgehen, daß ein bestimmtes Ziel für sie ohne Einschränkungen zugänglich ist. Das kann bedeuten, daß unter mehreren möglichen Routen der vielleicht einzige barrierefreie Weg gefunden werden muß oder daß Routen mit besonderen Schwierigkeiten oder Gefahrenquellen ausgeschieden werden müssen. In allen diesen Fällen ist eine gewissenhafte Planung von Wegen in unbekanntes Gebiet erforderlich. Planung aber kann nur mit geeigneter Information stattfinden.

2.2.1 Routenplanung für bewegungsbehinderte Personen

Bewegungsbehinderte Personen, unabhängig davon, ob sie auf Gehhilfen oder gar einen Rollstuhl angewiesen sind oder nicht, benötigen vor dem Antritt eines Weges oder einer Reise zuverlässige Angaben darüber,

ob der vorgesehene Weg für sie zu bewältigen ist oder ob mit Schwierigkeiten und Hindernissen gerechnet werden muß. Lange Zeit waren behinderte Menschen auf persönliche Auskünfte oder Broschüren wie "Stadtführer für behinderte Reisende" angewiesen. Der Nachteil dieser Art von Informationsquellen liegt aber auf der Hand: Die Daten wurden meist zwar wohlmeinend zusammengetragen, aber es fehlte an einheitlichen Kriterien, an denen Zugänglichkeit objektiv gemessen werden konnte. Viele Hotelzimmer waren dann eben nur in den Augen des Hotelpersonals rollstuhlgerecht und in der Praxis untauglich oder nur mit ganz kleinen und wendigen Rollstühlen befahrbar. Information in gedruckten Broschüren kann nie besonders aktuell sein und auch die Art der Darstellung ist so unterschiedlich, daß die Vergleiche von alternativen Angeboten nur schwer möglich sind.

Computerseinsatz in Verbindung mit dem WWW hat es in den letzten Jahren möglich gemacht, mit dem Aufbau von systematischen Datenbanken zu beginnen, in denen die Zugänglichkeit von Objekten und die Eigenschaften von Zugangswegen nach streng vorgegebenen Kriterien erfaßt sind. Da eine solche Datenbank über das WWW angeboten werden kann, ist Aktualität und einheitliche Darstellung kein unüberwindliches Problem mehr.

In einem mehrere europäische Länder umfassenden Projekt wurde unter dem Titel "Barrier Info" (später "you-too" genannt) mit dem Aufbau einer solchen multinationalen und vielsprachigen Datenbank begonnen. Die Struktur der Datenbank erlaubt die Erfassung von 250 unterschiedlichen Objekttypen (z.B. Hotelzimmer, Parks, Kinos, Ordinationen, Bildungseinrichtungen, Wohnungen) nach durchgängigen, einheitlichen Kriterien. Dabei werden, von Objekttyp zu Objekttyp verschieden, nicht weniger als insgesamt 750 zugänglichkeitsrelevante Merkmale mittels eines software-gestützten Erhebungswerkzeuges ermittelt.

Die Zugänglichkeit eines Objektes wird von der Datenbank selbst in keiner Weise bewertet. Ob und mit welchen Schwierigkeiten ein Ziel zu erreichen ist, wird erst dadurch individuell festgestellt, daß jeder Benutzer / jede Benutzerin ein Profil mit persönlichen Daten (Art und Schwere der Behinderung, Maße des Rollstuhls etc.) erstellt und dieses Profil als Filter auf die Datenbank angewendet wird [ZAP 99, PET 99, ZAP 00, ENZ 01].

Auch für die Abfrage der Zugänglichkeit von öffentlichen Verkehrsmitteln und gesamten Verkehrsverbindungen einschließlich der Haltestellen und Umsteigestellen sind Datenbanken aufgebaut worden [IWA 00].

2.2.2 Routenplanung für blinde und sehbehinderte Personen

Während die Routenplanung für bewegungsbehinderte Personen in erster Linie die Zugänglichkeit und Barrierefreiheit betrifft, stehen für blinde und sehbehinderte Personen die Fragen nach der Sicherheit und Erkennbarkeit eines Weges im Vordergrund. Vor Antritt eines Weges muß dieser in Gedanken erarbeitet werden, wozu auch das Einprägen von markanten Wegpunkten, die für die Orientierung dienen können, gehört.

Hierzu werden auditive GIS (Geographic Information System) eingesetzt. Mit sprachlichen Meldungen wird die Landkarte bzw. der Stadtplan erarbeitet und eine Route festgelegt. Es besteht auch die Möglichkeit, eine taktile Karte auszudrucken und diese dann auditiv zu erkunden [JAN 99b].

Wenn nach der Vorbereitung des Weges die Reise beginnt, besteht die Möglichkeit, das System (bzw. die mit dem GIS festgelegten Daten der Route) auch unterwegs zu verwenden und daraus Navigationshinweise abzurufen (Richtungen, Entfernungen, markante Wegpunkte). Das System verfügt dazu über Navigationseinrichtungen wie DGPS, Fluxgate-Kompaß und Schrittzähler. Ein Beispiel für ein derartiges System zeigt Abb. C 2.3 [Mob 97].

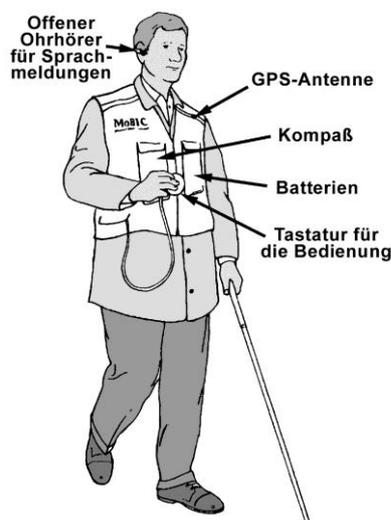


Abb. C 2.3: MoBIC Navigationssystem (RNIB).

2.3 Führungs-Roboter

Orientierungshilfen, die von einer blinden oder sehbehinderten Person getragen werden, und die als Ersatz für das fehlende visuelle Wahrnehmungsvermögen Information aus der Umwelt beschaffen, haben wir schon in Kap. 1.4 behandelt. Den hier vorgestellten Ansätzen ist gemeinsam, daß sie den Weg selbst suchen und sich autonom fortbewegen. Die blinde Person hat nach Festlegung des Ziels genaugenommen keine andere Aufgabe, als dem Gerät zu folgen.

Die hohen Kosten für Führhunde aber auch die Tatsache, daß für zahlreiche blinde Personen wegen ihres Alters oder einer Allergie auf Tierhaare Führhunde nicht geeignet sind, haben schon früh zu Versuchen mit elektronischen Lösungen geführt. Der 1977 in Japan entwickelte MELDOG orientierte sich in einer mit Strichcode-Marken versehenen Umgebung. Spätere Versuche verwendeten ein in mobilen Robotern eingesetztes Kollisionsschutzsystem (OAS = Obstacle Avoidance System), um blinde Personen entlang eines Weges und um Hindernisse herum führen zu können [MIL 98c, TEO 01].

Gegenwärtige Entwicklungen, wie RoTA (Robotic Travel Aid der Yamanashi Universität in Japan), setzen komplexe Bildverarbeitungsprogramme und GPS ein, um sich in einer nicht strukturierten und nicht mit Marken präparierten Umgebung zurechtfinden zu können (Abb. C 2.4). Bei HITOMI wird sogar versucht, mittels automatischer Szenenanalyse das Verkehrsgeschehen (Autos und Fußgänger) zu analysieren und Gefahrensituationen zu erkennen. [MOR 98, MIL 98c].



Abb. C 2.4: Roboter zum Führen blinder Personen (Yamanashi Universität).

Ein wesentlicher Nachteil gegenüber Führhunden ist den bisher entwickelten Führungs-Robotern allerdings gemeinsam: Da ein Mindestmaß an Stabilität gefordert werden muß, sind groß (ca. 1 m) und schwer (60 kg), sodaß sie sich nur in vollkommen stufenfreiem Gelände bewegen können [MOR 98]. Eine leichtere Alternative, den GuideCane, haben wir schon früher (Kap. 1.4.2f) kennengelernt.

Dem in Abb. C 2.4 gezeigten Führungs-Roboter wurden von seinen Entwicklern typisch menschliche Formen gegeben, obwohl der angedeutete Kopf und die Hände keinerlei Funktionen haben, die diese Formgebung fordern würden. Den Hang zur humanoiden (androiden) Formgebung finden wir bei vielen Entwicklungen aus japanischen Laboratorien. Ganz im Gegensatz dazu zeigte eine Umfrage in Schweden, daß nur 19% der Befragten einen humanoiden Roboter bevorzugen würden, während sich 57% das Aussehen einer Maschine wünschten (der Rest hatte keine Präferenz) [KHA 98].

2.4 Rollatoren

Personen, die wegen einer Beeinträchtigung im Bereich der unteren Extremitäten mit einfachen Gehhilfen wie Stock oder Krücke nicht auskommen (das betrifft vor allem alte und gebrechliche Menschen) können mit einem Gehgestell (*walking frame*) oder einem sogenannten Rollator zumindest in einem engerem Rahmen etwas Mobilität zurückgewinnen. Kommt aber zur Gehbehinderung noch eine Abnahme der Sehkraft oder der Orientierung (z.B. zufolge Demenz) hinzu, ist auch diese bescheidene Mobilität nicht mehr aufrechtzuerhalten. Da im Alter erblindete Personen kaum Chancen haben, sich Mobilitätstechniken wie Langstock oder die Verwendung eines Führhundes zu eigen zu machen, ist Bettlägerigkeit unabwendbar [MOR 98, LAC 98, ONE 98, LAC 99, ONE 99].

Das Personal von Pflegeeinrichtungen verbringt einen nicht unerheblichen Teil seiner Zeit damit, alte Menschen von einem Ort zu einem anderen zu bringen (Arzt, Therapie, Friseur, Besucherraum, Kino etc.). Gehen ist außerdem als tägliche körperliche Übung für alte Menschen von Bedeutung. Der Zeitaufwand für die erforderliche Begleitung wird deutlich, wenn bedacht wird, daß viele alte Menschen sich nur extrem langsam bewegen können (z.B. 3 m/min) [POL 02a, MON 02].

Bei dieser Situation setzt die Entwicklung von intelligenten (robotischen) Rollatoren an. Im Prinzip funktionieren sie wie die im Kap. 2.3 beschriebenen Führungs-Roboter, doch müssen sie zusätzlich zur physischen Unterstützung der Person beitragen. Sie sind in erster Linie für den Gebrauch innerhalb von Gebäuden (Pfleger Einrichtungen) gedacht und benötigen ein einfaches, leicht zu verstehendes, intuitives und bedienungssicheres User-Interface. Aufgrund der Sehbehinderung der Benutzer / Benutzerinnen erfolgen die Rückmeldungen des intelligenten Rollators mittels synthetischer Sprache.

Typische Betriebsarten für derartige Rollatoren sind [LAC 98, ONE 98, DUB 00, LAC 00, MOR 02a]:

- Fortbewegung in der vom Benutzer / von der Benutzerin vorgegebenen Richtung und Vermeidung von Kollisionen bzw. Stürzen über abwärtsführende Stufen und Stiegen.
- Suchen einer Wand und Entlangfahren an dieser Wand, um sich in Gängen bewegen zu können.
- Finden eines bestimmten Raumes bzw. einer Tür, um besonders auch dementen Personen eine sichere Orientierungshilfe zu geben.
- Mit komplexerer Bilderkennung ausgestattete Rollatoren sollen in Zukunft nicht nur Hindernisse in unklassifizierter Form feststellen, sondern auch in der Lage sein, bestimmte typische Objekte zu erkennen, um darauf zuzusteuern. So könnte der Benutzer / die Benutzerin dem Rollator z.B. den Befehl geben, den nächsten freien Sessel im Raum anzusteuern.
- Auch an der Realisierung eines "follow-me" Modus wird gearbeitet. In diesem Fall legt der Benutzer / die Benutzerin eine Strecke des Weges ohne die Hilfe des Rollators zurück, der Rollator folgt der Person aber in geringem Abstand. Möglich wird das durch einen kleinen vom Benutzer / der Benutzerin getragenen Sender, der vom Rollator angepeilt wird. Diese Betriebsart ist für Personen interessant, die noch ausreichende Mobilität haben, um beispielsweise Einkäufe erledigen zu können, die der Rollator auf diese Weise nach Hause transportiert. Werden Stöcke oder Krücken als Gehilfen verwendet, hat die betreffende Person keine Hand frei, um auch noch eine Tasche tragen zu können.

Ein derartiger Rollator kann sowohl passiv sein (wird vom Benutzer / der Benutzerin geschoben und hat nur die Möglichkeit zu lenken und zu bremsen) oder mit aktivem Antrieb und gegebenenfalls auch mit einer Aufstehhilfe ausgestattet sein.

Erste praktische Ausführungen für intelligente Rollatoren (Guido von Haptica und PEARL von der Univ. of Michigan) zeigt Abb. C 2.5.



Abb. C 2.5: links: Der intelligente Rollator Guido (Haptica);
rechts: Der Pflegeroboter PEARL (Univ. of Michigan) [POL 02].

Außer den Funktionen "Stützen" und "Leiten" können von einem intelligenten Rollator auch noch weitere Funktionen erfüllt werden. So können nicht nur Umgebungssteuerungen oder Hilfen zur Gedächtnisstützung (Tages-Management-Funktionen, Terminplaner etc.) in den Rollator integriert werden, sondern auch Funktionen, die in den Bereich der Telemedizin, des Monitorings oder der Telekommunikation fallen [BOR 99, BAL 00, LAC 00, ROY 00, BÜH 01, POL 02].

2.5 Rollstühle

2.5.1 Definitionen und Nomenklatur

Abgesehen von rein mechanischen Rollstühlen (die ausschließlich durch Muskelkraft fortbewegt werden und die wir hier nicht betrachten) wollen wir drei Typen von elektrisch angetriebenen Rollstühlen unterscheiden:

- Konventionelle elektrisch angetriebene Rollstühle, die meist mittels eines Joysticks gesteuert werden.
- Semi-autonome und autonome Rollstühle, die dem Benutzer / der Benutzerin das Steuern teilweise oder ganz abnehmen und sich mittels Sensoren frei in einer beliebigen Umgebung bewegen können.
- Rollstühle, die sich mittels Markierungen und gespeicherten Karten bewegen.

2.5.2 Konventionelle Rollstühle

Konventionelle elektrisch angetriebene Rollstühle werden mit den unterschiedlichsten Steuerungen (Mensch-Maschine-Schnittstellen) angeboten. Am häufigsten ist der Joystick anzutreffen. Aber auch Steuerungen mittels Einzelschalter und Scanning, mit linearen (analogen) Saug-Blas-Schaltern oder Kopfbewegungen (siehe dazu auch das Bild in Teil B, Abb. 3.15) werden gebaut, um das Steuern des Rollstuhls auch solchen Personen zu ermöglichen, die über nur geringe oder keine Feinmotorik verfügen [JAF 93, GAR 99a, BAR 02]. Eine Statistik über die Häufigkeit verschiedener Steuerungsmethoden ist in Tabelle C 2.1 wiedergegeben [FEH 00].

Steuerungsmethode	Häufigkeit
Joystick	81%
Kopf- oder Kinnsteuerung	9%
Saug/Blas-Steuerung	6%
Andere (Fuß, Augen ...)	4%

Tabelle C 2.1: Häufigkeit der Verwendung verschiedener Methoden der Steuerung von Elektrorollstühlen [FEH 00].

Auch bei konventionell gesteuerten Rollstühlen geht die Entwicklung weiter, vor allem in dem Bestreben, die Beweglichkeit zu erhöhen. Als Beispiele seien hier nur omnidirektionale Rollstühle, die nach allen Seiten fahren und sich um die eigene Achse drehen können [BÜH 97, BOR 98a, BRI 99, HOY 99] (Abb. C 2.6 links) und der Rollstuhl, der auf zwei Rädern balancieren und Stiegen steigen kann (IBOT, Abb. C 2.6 rechts), genannt.



Abb. C 2.6: links: Omnidirektionaler Rollstuhl "OMNI" (FernUni Hagen); rechts: Balancierender Rollstuhl IBOT 3000 TRANSPORTER (Johnson & Johnson).

Verfügt eine behinderte Person für die Bedienung des Rollstuhls nur über eine geringe "Bandbreite", resultiert daraus, daß eine Steuerung des Rollstuhls entweder nur mit sehr geringer und unbefriedigender Geschwindigkeit oder hohem Risiko erfolgen kann. Der Schwerpunkt der künftigen Entwicklungen muß daher darauf abzielen, die Navigation eines Elektrorollstuhls einfacher zu gestalten, das User-Interface zu entlasten ("schmalbandiger" zu machen) und damit den elektrischen Rollstuhl einem größeren Personenkreis zugänglich zu machen (z.B. durch Einsatz von Ultraschall- Video- und Neigungs-Sensoren für Kopfbewegungen, Videoauswertung von Lidschlag und Lippenbild, Steuerung mit EOG) [JAF 94, ADA 98, MIL 98c, BER 99b, KUN 99a, KUN 99b, NAK 99, FEH 00, MAT 01, BAR 02, CHE 03].

2.5.3 Semi-autonome und autonome intelligente Rollstühle

a) Definitionen und Bedarf

Unter einem *autonomen* (intelligenten) Rollstuhl (*smart wheelchair*) wollen wir eine Mobilitätshilfe verstehen, die in der Lage ist, eine bewegungsbehinderte Person von einem Ort zum anderen zu bringen, ohne daß außer der Vorgabe des gewünschten Zieles irgendwelche Steuerbefehle gegeben werden müßten.

Semi-autonom bedeutet dann, daß der Rollstuhl dem Benutzer / der Benutzerin zwar ein bestimmtes Maß an Steuerungsaufgaben abnimmt, daß aber dennoch eine laufende User-Interaktion im Sinne von "shared-control" (Mensch und Maschine teilen sich die Aufgabe) stattfindet [PRU 91]. Intelligente Rollstühle können ihre Umgebung mit Sensoren und die Mobilitätswünsche des Benutzers / der Benutzerin über ein Interface erfassen und diese beiden Vorgaben in eine sichere und zügige Bewegung umsetzen [MIL 98c].

Rehabilitationseinrichtungen sind Jahr für Jahr mit einer Reihe von Patienten konfrontiert, die einen elektrischen Rollstuhl wegen ihrer geringen motorischen Fähigkeiten (schlechte Feinmotorik, geringe Kraft), wegen geringer kognitiver Fähigkeiten oder wegen ihres geringen Sehvermögens nicht verwenden können. Probleme mit dem Sehvermögen können auch daraus resultierten, daß die Person aufgrund der Behinderung gezwungen ist, im Rollstuhl eine Sitzposition einzunehmen, die keine freie Sicht nach vorne gewährleistet. Es wird geschätzt, daß ungefähr 50% dieser Personen von einem Rollstuhl mit Navigationshilfe profitieren könnten. Allein in den USA könnten etwa 15 Millionen Menschen von intelligenten Rollstühlen profitieren (Abb. C 2.7) [GRI 98, MIL 98c, RAO 02].

Aber auch von den Personen, die auf einen konventionellen Elektrorollstuhl eingeschult wurden, geben etwa 10% an, daß die Verwendung für sie schwierig oder fast unmöglich ist. Was die Steuerung anbelangt, geben sogar 40% der Benutzer und Benutzerinnen an, daß sie damit schlecht oder nicht zurechtkommen. Nach einer Studie der Europäischen Kommission könnten etwa 2 Millionen Menschen in der EU von einem intelligenten Rollstuhl profitieren [BOR 98a, SIM 99, FEH 00].

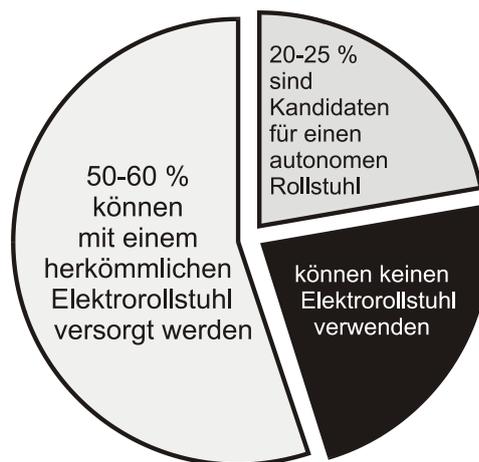


Abb. C 2.7: Bedarf an herkömmlichen und autonomen Elektrorollstühlen [FEH 00].

Werden durch den Rollstuhl Teile der Navigationsaufgaben übernommen, dann kann die Mensch-Maschine-Schnittstelle auf einer höheren Ebene ansetzen (high level commands). Die Bedienung über wenige Drucktaster, Touch-Screens oder auch durch Zielvorgabe über Spracheingabe anstelle des üblichen Joysticks wird möglich [MIL 98c, GAR 99a, LAN 00a, SIM 02a].

Eine weitere Möglichkeit zur Entlastung des Benutzers / der Benutzerin von schwierigen Navigationsaufgaben stellt die (odometrische) Aufzeichnung des gefahrenen Weges dar (*Reverse Path Recording*). Bei Bedarf kann sich der Rollstuhl selbsttätig kurze Strecken im Rückwärtsgang entlang der zuvor gefahrenen Strecke zurückbewegen, was besonders in engen Passagen eine wirksame Hilfe darstellt [BÜH 97, RIO 97, HOY 99].

b) Steuerung von intelligenten Rollstühlen

Intelligente Rollstühle befinden sich zur Zeit noch im Experimentalstadium und sind keine Serienprodukte. Die kritischen Punkte sind dabei die noch nicht zur Gänze gelösten Sicherheitsfragen und die Zuverlässigkeit. Während man sich in vielen Labors bemüht, diese offenen Fragen durch Hinzunahme besserer Sensoren und Vergrößerung der Rechenleistung in den Griff zu bekommen, setzen einige Entwicklungen auch bewußt bei einfacheren Lösungen an. Zwar verzichtet man dann auf die vollkommen freie Beweglichkeit in einer unbekanntem Umgebung, bekommt aber durch Bindung des Rollstuhles an fixe Routen und verbindlich gespeicherte Landkarten die Sicherheitsfragen schneller in den Griff [KAT 97, RÖF 98a, LAN 00a].

Ein Beispiel dafür, daß es nicht trivial ist, Sicherheitsaspekte in den Griff zu bekommen, ist die folgende Situation: Intelligente Rollstühle werden darauf programmiert, mit keinen Hindernissen zu kollidieren. Im Falle eines

Brandes aber kann dichter Rauch von optischen Sensoren als Hindernis interpretiert werden. Der Rollstuhl wäre dann nicht dazu zu bewegen, eine Flucht durch den Rauch hindurch ins Freie zuzulassen [LAN 01a].

Intelligente Rollstühle, die für Versuchszwecke gebaut werden, setzen üblicherweise auf konventionellen elektrischen Rollstühlen auf, da die verwendeten Steuerungen neben der Eingabe über den Joystick bereits auch über Schnittstellen für die Vorgabe von Fahrbewegungen durch externe Zusätze verfügen [RÖF 01]. Insbesondere bei komplexen Rollstühlen werden zur Vernetzung der zahlreichen Komponenten Bussysteme wie Serieller Bus, Feldbus, M3S¹¹⁶, LonWorks eingesetzt. Die Vernetzung der einzelnen Module eines intelligenten Rollstuhls kann wie folgt aussehen (Abb. C 2.8) [GAR 99]:

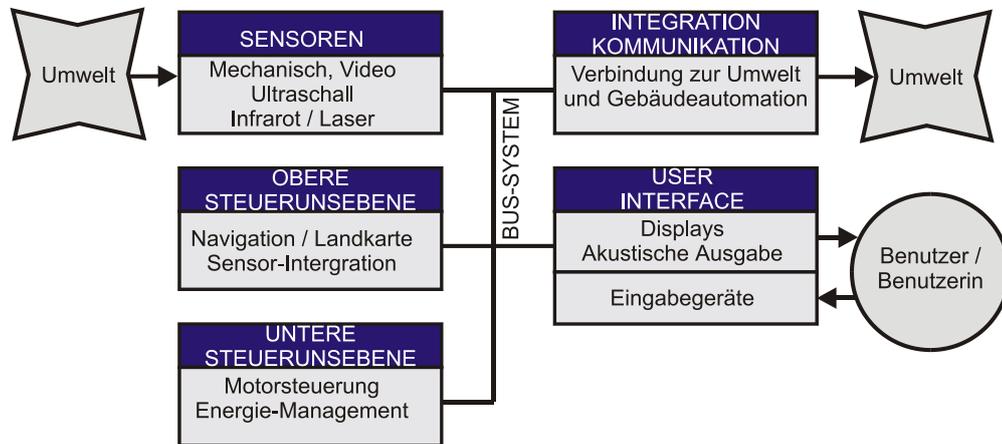


Abb. C 2.8: Bussystem für einen intelligenten Rollstuhl (nach [GAR 99]).

Die Kosten für intelligente Rollstühle liegen derzeit noch extrem hoch. Für die Entwicklung eines Prototypen veranschlagt [GOM 01] 200.000 \$. Der Preis für die Fertigung weiterer Einzelstücke wird mit rund 30.000 \$ angegeben.

c) Semi-autonome Rollstühle (ohne Routenbindung)

Das erklärte Ziel zahlreicher Projekte ist es, einen Rollstuhl zu entwickeln, der sich selbständig und sicher in einer vollkommen unbekanntem Umgebung bewegt und mit einem Minimum an Vorgaben durch den Benutzer / die Benutzerin auskommt. Das soll sowohl für den Innen- wie auch für den Außenbereich gelten, wobei Kollisionen - auch mit bewegten Hindernissen (Personen, Fahrzeuge) - und Stürze nach unten mit Sicherheit vermieden werden müssen. Dieses hochgesteckte Ziel ist verständlicherweise nur mit einem hohen Aufwand an Sensoren und hoher Rechenleistung zu erzielen [GRI 98, KAT 98, SCH 98, FIO 00, ROU 00].

In experimentellen Rollstühlen werden üblicherweise Kombinationen aus folgenden Sensoren verwendet:

- Mechanische Sensoren in den Stoßfängern die auf eine Berührung mit einem Hindernis reagieren (bumper). Sie werden meist als letzte Instanz für einen Not-Stop verwendet, wenn ein Hindernis nicht rechtzeitig von anderen Sensoren erfaßt werden konnte.
- Odometrie (Wegmessung über die Räder). Mit der darauf basierenden Koppelnavigation (dead reckoning) können zurückgelegte Entfernungen relativ gut bestimmt werden. Winkelorientierungen des Rollstuhls im Raum lassen sich aber eher schlecht bestimmen und es muß mit einer beträchtlichen Summierung von Fehlern gerechnet werden [ABA 01, RÖF 01].
- Ultraschallsensoren (Sonare) sind preiswerte und robuste Entfernungsmesser. Sie weisen eine gute Diskriminierung hinsichtlich der Entfernung aber (besonders in größerer Entfernung) nur eine geringe räumliche Auflösung auf. Bei den laufenden Experimenten werden hauptsächlich zwei Arten von Ultraschallsensoren verwendet: der piezoelektrische Transducer von Polaroid und der wesentlich kleinere elektrostatische Transducer von Murata [GAR 99a].

Sonare sind meist in einer ringförmigen Anordnung um den ganzen Rollstuhl herum aufgebaut, sodaß eine lückenlose rundum Messung erfolgen kann (siehe Abb. C 2.9). Der Versuchs-Rollstuhl "Rolland" aus Bremen verwendet dazu nicht weniger als 27 Sensoren. [LAN 00a, RÖF 01].

Ultraschall-Sensoren haben im Nahbereich eine tote Zone von 12 cm, in der keine Messungen möglich sind. Das resultiert in Problemen beim Vermessen enger Durchfahrten. Türen können nur dann sicher durchfahren werden, wenn sie rund 24 cm breiter als der Rollstuhl sind – was aber in der Praxis nur selten der Fall ist. Beispielsweise benötigt "Rolland" mit einer Breite von 72 cm eine lichte Türweite von 94 cm [RÖF 98]. Manche Hindernisse liefern kein Echo und können nicht erkannt werden [PRU 99].

¹¹⁶ M3S (Multiple Master Multiple Slave) ist ein speziell für Anwendungen im Bereich der Rehabilitationstechnik entwickeltes Bussystem [Tno 97].

Um das Übersprechen zwischen zwei Sensoren zu vermeiden, dürfen nie zwei Sonare aktiviert werden, die in benachbarte Raumsektoren abstrahlen. Eine "Feuerstrategie" muß dafür sorgen, daß z.B. gleichzeitig nur entgegengesetzt ausgerichtete Sensoren aktiviert werden [RÖF 99].

- Videokameras mit nachfolgender Bildverarbeitung (*artificial vision*) dienen der Analyse der gesamten Szene und somit sowohl der Erkennung von Hindernissen als auch der Lagebestimmung des Rollstuhls im Raum [LAN 00a]. Versuche mit bis zu 5 TV-Kameras sind bekannt [ROU 00].
- Infrarot-Entfernungsmesser nach dem Reflexionsprinzip können Hindernisse in schmalen Raumsektoren erfassen.
- Laser-Scanner nach dem Triangulationsprinzip oder mit Laufzeitmessung erfassen zuverlässig und genau die Entfernung von Oberflächen in einem sehr breiten Winkel (auch rundum Messungen mit 360° sind möglich). Industrielle Laser Scanner sind aber extrem teuer und werden daher nur selten eingesetzt [LAN 00a]. Diese Sensoren eignen sich auch besonders zur Erkennung von nach unten führenden Stiegen oder von Vertiefungen bzw. Löchern im Boden um einen Absturz des Rollstuhls zu verhindern [KUI 01, SIM 02].
- Zur Lagekontrolle des Rollstuhls können Kompaß und Neigungssensoren eingesetzt werden [GOM 01]. Außerhalb von Gebäuden kann auch noch GPS/DGPS Navigation hinzukommen.

Intelligente Rollstühle, wie sie derzeit erprobt werden, arbeiten größtenteils mit "shared control" (*task sharing*). Die im Rollstuhl sitzende Person steuert zwar selbst, die intelligente Steuerung des Rollstuhls greift aber immer dann ein, wenn es gilt, Unzulänglichkeiten der menschlichen Steuerung auszugleichen oder um Kollisionen zu verhindern (Abb. C 2.9).

Dieses Eingreifen kann für den Benutzer / die Benutzerin entweder vollkommen unbemerkt geschehen oder auch mittels Krafrückmeldung (*force feedback*) an den Joystick. Der Joystick setzt einer unzureichenden oder gar gefährlichen Steuerbewegung eine kompensierende Kraft entgegen, sodaß der Benutzer / die Benutzerin die vom Rollstuhl durchgeführten Kurskorrekturen direkt auf haptischem Wege spürt [LEV 94, ROU 00].

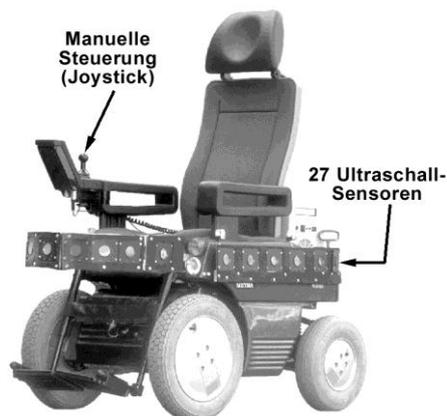


Abb. C 2.9: Autonomer Versuchs-Rollstuhl "Rolland" (Uni Bremen).

Zusätzlich zum Joystick können auch noch Schalter zum Aufrufen bestimmter vorgegebener grundlegender Verhaltensmuster wie Türdurchfahrt (rechts, links) und fahren entlang einer Wand (links, rechts oder mittig) eingesetzt werden. Komplexe Wege können aus einer Aneinanderreihung von solchen einfachen Verhaltensmustern zusammengesetzt werden [RÖF 98, LEV 99, SIM 99].

Neben der Vermeidung von feststehenden Hindernissen kommt dem Ausweichen von Personen, die sich auf einem Kollisionskurs mit dem Rollstuhl befinden besondere Bedeutung zu. Dabei müssen die Bewegungen von mehreren Objekten gemessen und vorausgesagt werden, um daraus einen kollisionsfreien Pfad für den Rollstuhl berechnen zu können [PRA 99, MUR 00a, KUN 01, MUR 01].

Ultraschall-Sensoren auf einem Rollstuhl können auch zur Realisierung von Konvoi-Fahrten (der Rollstuhl folgt einer Person oder einem andern Rollstuhl) verwendet werden [SCH 98]. Auch das Herbeirufen eines im gleichen Raum geparkten Rollstuhls mittels Gesten wurde experimentell erprobt. Der mit Videokameras und Bildverarbeitung ausgestattete Rollstuhl "beobachtet" den Raum, erkennt das Gesicht des Benutzers / der Benutzerin und folgt bestimmten vorher vereinbarten Handzeichen dieser Person [KUN 99, KUN 99a, KUN 00, KUN 00a].

d) Intelligente Rollstühle mit Routenbindung

In vielen, wenn nicht sogar in der Mehrzahl, der Anwendungsfälle ist es überhaupt nicht erforderlich, daß sich der Rollstuhl in einer unbekanntem und unberechenbaren Umgebung bewegen muß. Hier muß man an Personen denken, die selbst für einfache Bewegungen des Rollstuhls von einem Zimmer zum anderen innerhalb der eigenen Wohnung oder einer Pflegeeinrichtung auf fremde Hilfe angewiesen sind. Für diese Art von eng be-

grenzten Umgebungen kann unschwer im Rechner des intelligenten Rollstuhls eine Landkarte mit den Fahrwegen und Zielen gespeichert werden. Noch einfacher und zugleich sicherer erfolgt die Navigation durch das Verlegen von Linien (sichtbar oder verdeckt), denen der Rollstuhl mittels eines Sensors wie auf Schienen folgt. Mit dieser Art der Steuerung, verbunden mit einem geeigneten Sensorsystem zur Vermeidung von Kollisionen mit unerwarteten Hindernissen, kann ein hoher Sicherheitsstandard erreicht werden, da der Rollstuhl sofort gebremst wird, sollte aus irgendeinem Grund der Kontakt zur Führungslinie unterbrochen werden [WAK 92, MEL 98a, BRO 00b].

Noch haben sich mit Landkarten und Linien geführte Rollstühle nicht allgemein durchgesetzt, sie werden aber für Personen (vornehmlich Kinder) mit schwerer motorischer Behinderung und Mehrfachbehinderung im Sinne einer Fahrschule eingesetzt, um den Umgang mit dem Elektrorollstuhl zu erlernen (in der Schule, im Tageszentrum oder zu Hause). Dieser Rollstuhl hat nur einen Schalter für vorwärts. Solange der Schalter gedrückt wird, fährt der Rollstuhl der Linie entlang. Bei Kreuzungspunkten bleibt er stehen und wartet auf eine Richtungsanweisung vom Benutzer / von der Benutzerin, die über zwei Richtungstaster eingegeben werden kann [ODO 94, MEL 98, SIM 02]. Anstelle eines eigenständigen Rollstuhls kann für Kinder die erste Erfahrung mit motorisierter Mobilität auch darin bestehen, daß der gewohnte orthopädische Sitz auf eine motorisierte Plattform montiert wird. Die in Abb. C 2.10 gezeigte Akkaplaten kann einer Linie auf dem Boden folgen und wird im Minimalfall mit nur einem einzigen Taster (im Bild die vor dem Sitz montierte Scheibe) gesteuert.

Anstelle von Linien wurde auch versucht, optische Markierungen mit einem typischen, leicht zu erkennendem Muster zu verwenden, nach denen sich der Rollstuhl durch Triangulierung orientiert. Verwendet wurden dabei 4 Kameras, die das Orientierungsmuster (z.B. Schachbrett mit 4 Flächen 6 cm x 6 cm) bei VGA Auflösung auf 15 m Entfernung erkennen können. Zusätzlich dient ein Strichcode für die Adresse der Markierung, der auf 5 m Distanz gelesen werden kann [GAR 99a, ABA 01, FEH 02].



Abb. C 2.10: "Akkaplaten" zur Anbahnung motorisierter Mobilität.

Karten können entweder von einer Person programmiert bzw. eingegeben werden oder der Rollstuhl baut sich die Karten in einem teach-in Verfahren (Erkundungsfahrten) unter Verwendung seiner Sensoren selbst auf [LAN 00a, ABA 01, RÖF 01a, FEH 02, LAN 02, RÖF 02].

Werden Karten vom System selbst erstellt, muß bei den Erkundungsfahrten zunächst auf der Odometrie (Ortsbestimmung durch Wegmessung über die Räder) aufgebaut werden. Odometrie liefert zwar brauchbare Entfernungsmessungen, die Bestimmung des Winkels nach einer Richtungsänderung des Rollstuhls ist aber mit großen Fehlern behaftet. Wegen dieser Ungenauigkeiten entstehen dabei nicht unwesentliche Fehler bei der Landkartenerstellung. Eine Abhilfe besteht darin, daß bei der Umsetzung der Sensor-Messungen in die Landkarte davon ausgegangen wird, daß im Raum zahlreiche Flächen, die zueinander parallel oder im rechten Winkel stehen, existieren. Abweichungen von diesen Grundrichtungen in einem Raum werden daher den Meßfehlern (also einer nicht genau bekannten Stellung des Rollstuhls im Raum) zugeschrieben und kompensiert. Auch das Kalibrieren neuer Messungen an bereits von früher bekannten Punkten ist eine Methode, um durch Erkundung zu genauen Karten zu gelangen [KOL 00, RÖF 01, LAN 02a].

3. HANDHABEN (AGIEREN, MANIPULIEREN)

3.1 Umgebungssteuerung

3.1.1 Grundlagen

Umgebungssteuerungen (engl. *Environmental Control Systems* = ECS, im Deutschen oft fälschlicherweise mit Umweltkontrollgeräte übersetzt) werden vornehmlich von bewegungsbehinderten Personen eingesetzt. Damit lassen sich Tätigkeiten in der Wohnung oder am Arbeitsplatz ausführen, die ohne ein technisches Hilfsmittel außerhalb der funktionellen Reichweite der Person liegen würden. Hauptanwendungsgebiet ist die Fernsteuerung von Lampen, Fenstern, Türen, Geräten der Unterhaltungselektronik und der Telekommunikation. Aber auch Spielzeug, medizinische Geräte oder ein PC lassen sich in das Konzept einbinden.

Besonders flexibel und vielseitig können ECS gestaltet werden, wenn als zentrales Element ein PC eingesetzt wird. Dabei sollte eine Verbindung zwischen ECS und AAC (Alternative und augmentative Kommunikation) realisiert werden [SIM 96, ZAG 98d]. Die geplante Normung von Umgebungssteuerungen durch ISO (ISO/CD 16021 – Remote control systems) und CEN (prEN/ISO 16201 – Requirements and test methods for environmental control systems) empfiehlt sogar ausdrücklich, daß ECS Systeme auch zur Kommunikation verwendet werden können [Iso 02, Cen 02].

Umgebungssteuerungen bestehen aus folgenden Teilen:

- Mensch-Maschine-Schnittstelle (Eingabe über Schalter, Touch-Screen, Spracheingabe etc.; Ausgabe über Töne, Sprache, Bildschirm etc.).
- Steuerung (spezielles Gerät oder PC mit entsprechender Software).
- Sender.
- Übertragungskanal (drahtlos oder drahtgebunden).
- Empfänger.
- Zielgerät (Gerät oder System, das ferngesteuert werden soll, *Target Device*).
- Rückmeldung (nur selten vorhanden).

Das Blockschaltbild Abb. C 3.1 zeigt die Komponenten einer Umgebungssteuerung und deren Zusammenwirken.

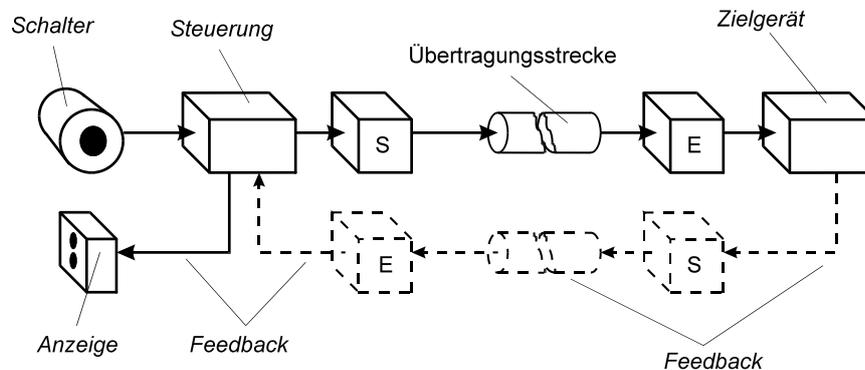


Abb. C 3.1: Blockdiagramm einer Umgebungssteuerung.

3.1.2 Mensch-Maschine-Schnittstelle

Auf der Eingabeseite der Mensch-Maschine Schnittstelle finden wir die in Teil B, Kap. 3.1 und 3.2 ausführlich besprochenen Interfaces für augmentative und alternative Eingabe. Die Ausgabe kann sich bei einfachen ECS auf einige Kontroll-Lampen zur Statusanzeige beschränken. Bei komplexen und flexiblen Systemen werden die zu steuernden Geräte zu Gruppen zusammengefaßt, die durch getrennte Untermenüs auf einem Bildschirm repräsentiert werden. In Abb. C 3.2 ist das Hauptmenü und ein Untermenü des ECS und AAC Systems "AUTONOM" dargestellt [ZAG 99e, MAY 02a, PAN 02a]. Das Hauptmenü links im Bild zeigt ein Beispiel für typische Gruppen von Zielgeräten, die zur Auswahl stehen: Fernseher, Videorecorder, Radio, Ventilator, Beleuchtung und Spielzeugeisenbahn. Nach Anwählen des Icons für Videorecorder erscheint dessen Untermenü (rechts im Bild), über das alle Grundfunktionen des Videorecorder ansteuerbar sind.

Bei einigen ECS, die für alte Menschen konzipiert wurden, wird bewußt das Fernsehgerät als Display verwendet, denn der Fernsehempfänger stellt, im Gegensatz zu einem PC, ein dieser Zielgruppe vertrautes Gerät dar. Nachteilig ist dabei, daß die Bildqualität gegenüber PC Monitoren geringer ist [FEL 99].

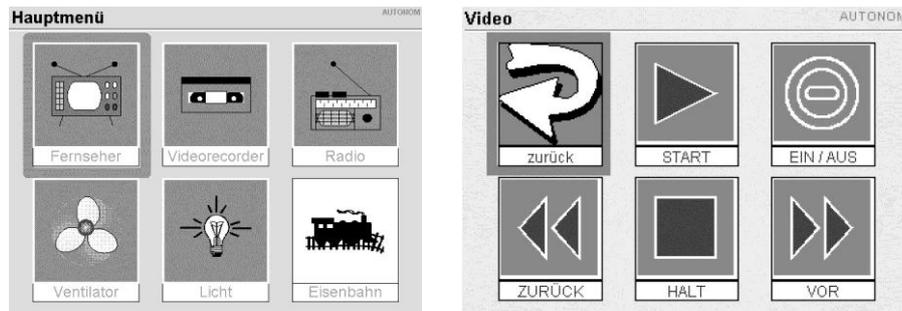


Abb. C 3.2: Hierarchisch strukturierte Umgebungssteuerung (AUTONOM)
links: Hauptmenü; rechts Untermenü "Videorecorder".

Die Bedienung einer Umgebungssteuerung mit Sprachkommandos ist besonders für hochgradig bewegungsbehinderte Menschen mit nicht beeinträchtigter Stimme interessant. Bei der Spracheingabe geht der Trend in Richtung natürlichsprachlicher Formulierung, sodaß anstelle von zu lernenden Kommandowörtern die Möglichkeit zur freien Formulierung besteht (Beispiel: "Bitte die Deckenlampe auf halbe Helligkeit einstellen"). Auch an der Auswertung von Gesten (Zeigebewegungen) in Verbindung mit Spracheingabe wird gearbeitet, sodaß Zielgeräte dadurch angesprochen werden können, indem man auf sie zeigt und dazu beispielsweise sagt: "Schalte *diese* Lampe ein" [BEK 97].

Der Einsatz einer Umgebungssteuerung kann auch für Menschen ohne Bewegungsbehinderung vorteilhaft sein und zwar dann, wenn eine Person durch die Vielfalt der Bedienoberflächen der im Haus verwendeten Geräte schlichtweg überfordert ist. In einem intelligenten ECS können die bestehenden Steuerungen und Fernsteuerungen zahlreicher Geräte so zusammengefaßt werden, daß sich für alle diese Geräte eine konsistente und leichter verständliche Bedienoberfläche ergibt [ZIE 97a].

3.1.3 Sender, Übertragungskanal und Empfänger

Bei der Einrichtung einer Umgebungssteuerung wird man einerseits auf Zielgeräte zurückgreifen können, die bereits von vornherein über eine Fernsteuerung verfügen (praktisch alle Fernseher, die meisten HiFi Komponenten aber auch manche Klimageräte). In diesen Fällen ist der Übertragungskanal (meist Infrarot, manchmal Funk) bereits vorgegeben.

Für die Einbindung anderer Zielgeräte in ein ECS bieten sich neben einzeln einzurichtenden Infrarot- und Funkverbindungen auch Netzwerktechniken an, die speziell für die Automatisierung von privaten Haushalten oder Bürogebäuden geschaffen wurden, wie z.B.: EIB (Konnex), BatiBus, European Home System (EHS), LonWorks, X10, CE-Bus. Abb.C 3.3 zeigt eine Zusammenstellung der für ECS verwendeten Übertragungsmedien [DUT 99, FEL 99, FEL 99a, DEW 01a].

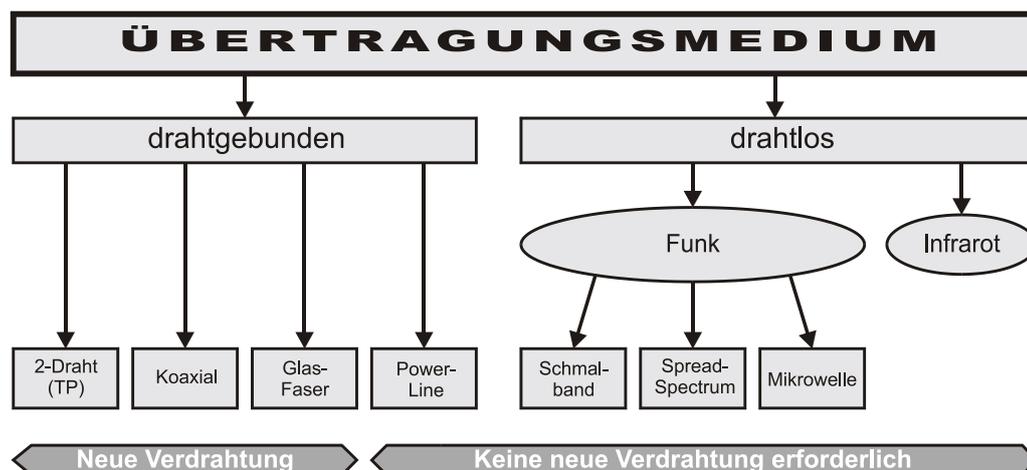


Abb. C 3.3: Übertragungsmedien, die für ECS eingesetzt werden (nach [FEL 99a]).

In Tabelle C 3.1 sind die wichtigsten Charakteristika (verwendete Frequenz, Datenrate und überbrückbare Entfernung) verschiedener Übertragungskanäle zusammengefaßt [BER 99].

	2-Draht (TP)	Koaxial-Kabel	Glas-Faser	Power-Line	Schmal-band	Spread-Spectrum	Mikro-welle	Infrarot (IR)
Frequenz	< 500 kHz	< 400 MHz	< 1000 GHz/km	3 - 148,5 kHz	433 MHz	*) s.u.	18,8-19,2 GHz	-
Datenrate	10 Mbit/s	10 - 800 Mbit/s	0,2 - 2,0 Gbit/s	9,6 kbit/s	1 kbit/s	2 Mbit/s	15 Mbit/s	4 - 16 Mbit/s
Entfernung	2 - 10 km	1 - 10 km	10 - 100 km	< 500 m	< 1000 m	30 - 250 m	10 - 50 m	< 25 m

*) mehrere Bereiche: 902 - 928 MHz; 2,40 - 2,48 GHz; 5,72 - 5,82 GHz

Tabelle C 3.1: Charakteristika verschiedener Übertragungsmedien (nach [BER 99]).

Drahtlose Übertragung hat den Vorteil, daß praktisch keinerlei Umbauarbeiten in der Wohnung erforderlich sind und es somit zu keiner "Betriebsunterbrechung" kommt. Der Nachteil liegt darin, daß keine Sicherheit gegen Störungen und Abhören besteht. Bei der Verwendung von Spread-Spectrum Technik (2,4 GHz) fallen diese Nachteile weg, allerdings sind Störungen durch Mikrowellen-Herde bekannt [FEL 99a].

Bei der Verwendung des Leitungsnetzes der Elektroinstallation (Power-Line Technik) wird jede vorhandene Steckdose zu einem Anschlußpunkt für Daten. Probleme treten bei Schwankungen der Netzspannung und bei überlagerten Störungen auf. Aus diesem Grund können bei Power-Line nur geringe Bandbreiten realisiert werden. Durch die Norm CENELEC-EN 50065 ist die Übertragungsfrequenz auf den Bereich 3 bis 148,5 kHz (entspricht 9600 bit/s) und der Pegel auf 116 dB (µV) begrenzt. Installationsbereiche, innerhalb derer ein Power-Line System eingesetzt wird, sollten mittels eines Tiefpaßfilters gegen Störungen von außen abgeschirmt werden. Bei mehrphasigen Installationen (Drehstrom) müssen alle Sender und alle Empfänger auf der gleichen Phase liegen. Kann das nicht gewährleistet werden, muß durch Phasenkoppler (Hochpaßfilter) eine Verbindung zwischen den einzelnen Phasen des Netzes hergestellt werden. Zu beachten ist auch, daß alte Installationen geringere Leitfähigkeit und daher höhere Signaldämpfung aufweisen [FEL 99a].

3.1.4 Zielgerät – Vom Einzelgerät zum Smart Home

Im einfachsten Fall arbeitet eine Umgebungssteuerung nur auf ein einziges Zielgerät wie z.B. auf den Fernseher oder, wie in Abb. C 3.4 dargestellt, auf ein Telefon.

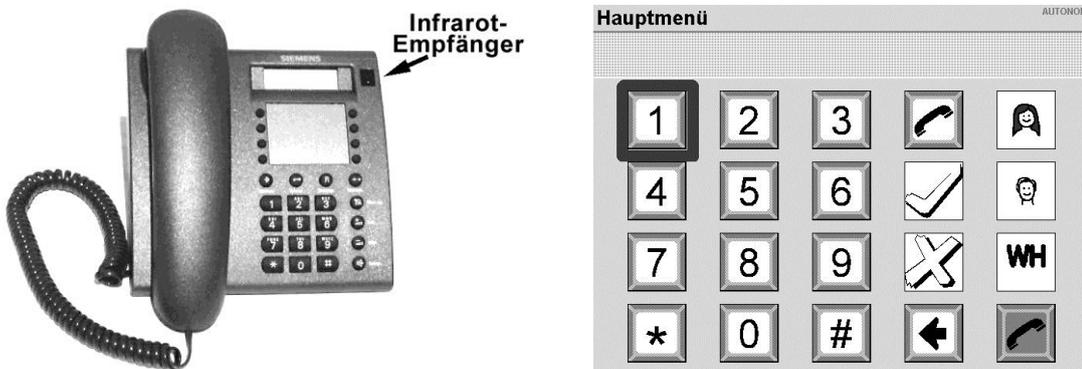


Abb. C 3.4: links: Infrarot steuerbares Telefon als Zielgerät eines ECS (Siemens); rechts: Bildschirmmenü zur Steuerung des Telefons (AUTONOM).

Den Gegenpol zur Ansteuerung einzelner Geräte stellt die Vernetzung einer ganzen Wohnung oder eines Hauses dar, wofür die Begriffe "Smart Home" aber auch "Domotik" (Domotique, Domotica) gebräuchlich sind [POC 98, BER 98, EKB 98, BER 99a, KUB 01].

Smart Home bedeutet die Integration von Technologien und Diensten in die häusliche Umgebung, mit dem Ziel, diese zu automatisieren und damit die Lebensqualität, den Komfort, die Sicherheit, das technische Management und die Kommunikation mit der Außenwelt zu steigern [BER 99a, FEL 99, DEW 02d].

Die zahlreichen Sensoren und Aktoren eines vernetzten Hauses sind (meist) über eine Zentraleinheit intelligent miteinander verbunden und funktionell verknüpft. Manche Systeme verteilen die Intelligenz auch auf die einzelnen Sensoren und Aktoren, wodurch die Zuverlässigkeit gesteigert werden kann, weil keine Zentrale vorhanden ist, bei deren Versagen gleich das ganze System lahm gelegt wäre [BER 99a].

Die derzeitige Situation bei Smart Homes kann jedoch aus der Sicht der Rehabilitationstechnik in keiner Weise als befriedigend angesehen werden. Das Angebot der Industrie richtet sich eher an junge, von Technik begeisterte Menschen oder an den professionellen Bereich der Großgebäude-Automatisierung. Alte und behinderte

Menschen stellen jedoch andere Anforderungen: Das System muß preiswert und zugleich extrem zuverlässig sein. Der Ergonomie (das System soll leicht zu verstehen, leicht zu bedienen und flexibel anpaßbar sein) muß ein hoher Stellenwert eingeräumt werden. Die Integration in bestehende Wohnungen und Häuser muß ohne tiefgreifende Umbauarbeiten möglich sein [FEL 99a].

Für jede Erleichterungen im Umgang mit der eigenen Wohnung und jede damit verbundene Steigerung der Sicherheit der Bewohner / Bewohnerinnen gibt es gute Gründe. Smart Home Technologie schafft für alte Menschen die Möglichkeit, länger im eigenen Haushalt zu leben und den Zeitpunkt des Wechsels in eine Pflegeeinrichtung hinauszuzögern. Neben dem damit erzielten Gewinn an persönlicher Lebensqualität (ageing in place) ergibt sich ein nicht zu unterschätzendes Einsparungspotential [EDG 00, SAM 02].

Many people blame the aging process for problems they encounter with daily activities, when instead quite often it is the design of the home itself that creates unnecessary disabilities.

Rosemary Bakker in [BAK 99a].

Untersuchungen in den USA haben ergeben, daß der Wechsel vom eigenständigen Wohnen in eine Pflegeeinrichtung zu 80% von den Angehörigen einer alten Person betrieben wird, weil sie Sorge um deren Sicherheit haben. Smart Homes bilden eine ideale Struktur für ein diskretes Monitoring, sodaß bei Unregelmäßigkeiten im Tagesablauf ein Alarm ausgelöst werden kann [HAI 02].

Für dieses Monitoring können unterschiedlichste Sensoren eingesetzt werden. Diese reichen von einfachen aktiven oder passiven Infrarot-Bewegungsmeldern, über Ultraschall-Sensoren, Tür- und Fensterkontakten sowie Lichtschranken bis zu komplexen und intelligent vernetzten Multisensor-Konzepten. Hierbei können Sensoren im Fußboden (Registrierung und Analyse von Gangmustern, intelligent floor) oder in der Bett-Matratze integrierte Sensoren einbezogen werden. Auch die Analyse der Verwendung von Geräten im Haushalt sowie die Benützung von Telekommunikationseinrichtungen können zur Erfassung von typischen Verhaltensmustern und von Abweichungen verwendet werden. In Mehrpersonenhaushalten ist es erforderlich, die registrierten Aktivitäten der betreffenden Person zuordnen zu können, was durch Mikrowellen-Transponder (smart labels) aber auch durch die bereits erwähnten Boden-Sensoren geschehen kann, die das für eine Person typische Gangmuster als Identifikationsmerkmal heranziehen [CHA 95, CHA 98d, CHA 98e, KID 99, ORR 00, GUR 02].

Das Erfassen und Bewerten von Verhaltensmustern kann in einem Smart Home nicht nur zur Erkennung von Unregelmäßigkeiten und Gefahrensituationen dienen, sondern auch dazu, das User Interface kontextabhängig und somit intelligenter zu gestalten. Unter Berücksichtigung des Kontexts (vorangegangene Aktivitäten) und unter Verwendung von agent-basierten Systemen können Befehle an das Smart Home (selbst wenn sie unvollständig oder zweideutig sind) wesentlich besser erkannt, die Fehlerrate gesenkt und der Bewohner / die Bewohnerin optimal unterstützt werden [KID 99, HAI 02a, HAI 02b, MIH 02].

Werden vom Smart Home akustische Rückmeldungen mittels synthetischer Sprache gegeben, so sollten vorzugsweise digitalisierte Männerstimmen verwendet werden (siehe auch Teil B, Kap. 3.4.2c) [LIN 02b]. Wegen der bei alten Menschen mit Demenzercheinungen häufig vorkommenden akustischen Halluzinationen, empfiehlt es sich außerdem, eine der Person vertraute Stimme zu verwenden, da es sonst zur Verdrängung des Gehörten kommen kann [ZAG 02d].

Einen wesentlichen Bestandteil von Smart Homes stellt die Verbindung mit Notrufeinrichtungen dar, die im Kapitel 4.5.1 näher besprochen werden [HAM 99]. Auch das Markieren häufig verlegter Gegenstände (Brille, Schlüssel etc.) mittels Transpondern und aktive Unterstützung beim Finden kann Bestandteil einer umfassenden Smart Home Technologie sein [KID 99].

Die Verwendung der Smart Home Technologie (meist in Form eines speziell eingerichteten Smart Rooms) in sonderpädagogischen Einrichtungen und Therapiezentren hat einen nicht zu unterschätzenden pädagogischen und therapeutischen Nutzen gezeigt. Hochgradig behinderte Kinder erleben sich in einer solchen Umgebung unter Umständen zum erstenmal "selbst wirksam" (sie können trotz Behinderung etwas in ihrer Umgebung bewirken) und lernen das Prinzip von Ursache und Wirkung anhand der von ihnen selbst ausgelösten Ereignisse [PAN 01d, PAN 02].

Die Planung und Einrichtung eines Smart Homes stellt eine komplexe und schwierige Aufgabe dar, wenn man bedenkt, daß für behinderte und alte Menschen keine Lösungen "von der Stange" eingesetzt werden können, da die persönlichen Anforderungen und Vorlieben einerseits und die bauliche Situation andererseits individuell verschieden sind. Durch eine geeignete Simulation, in der verschiedene Konfigurationen und Funktionen realitätsnahe durchgespielt werden können und die auch von Laien und vornehmlich von den künftigen Bewohnern/innen eines Smart Homes verstanden werden können, lassen sich Planungsfehler auf ein Minimum reduzieren [MAR 00].

- *Technology cannot compensate for poor architectural design*
- *Technology should be considered as augmenting the care process, not as an alternative to the care process.*
- *Technology should enhance the quality of life for all in the home not just the older or disabled person.*

Guy Dewsbury in [DEW 02]

Bei allen Chancen, die die Smart Home Technologie behinderten und alten Menschen bieten kann, darf nicht vergessen werden, daß es sich dabei im Gegensatz zu herkömmlichen Wohnformen immer um ein vernetztes und somit eng verkoppeltes System handelt. Das bedeutet, daß sich Fehler in einer einzelnen Komponente zu Systemfehlern ausweiten können, die zum Zusammenbruch des ganzen Systems mit unvorhersehbaren Folgen für die Bewohner führen können. Für ausreichende Schutzmaßnahmen ist daher zu sorgen [TAY 01].

3.1.5 Konfiguration und Interfaces einer Umgebungssteuerung

Umgebungssteuerungen gehören zu jenen Systemen in der Rehabilitationstechnik, bei denen einwandfreie und effektive Funktion nur durch das fachgerechte Zusammenspiel zwischen Anwender/in auf der einen Seite und Experten/innen auf der anderen Seite gewährleistet ist (damit soll aber nicht ausgeschlossen werden, daß Anwender/innen nicht auch gelegentlich gleichzeitig Experten oder Expertinnen sein können). Bei einem ECS wird es üblicherweise in der näheren Umgebung der behinderten Person eine oder mehrere andere Personen geben (Familienangehörige, Therapeuten / Therapeutinnen, Pädagogen / Pädagoginnen), die über die Bedürfnisse und Fähigkeiten des behinderten Anwenders / der behinderten Anwenderin genauestens Bescheid wissen und auch in der Lage sind, Unterstützung beim Erlernen des ESC zu geben. Diese Betreuungspersonen sind daher ideal geeignet, die Konfiguration des User Interfaces vorzunehmen.

Im allgemeinen wird eine Betreuungsperson aber nicht die technischen Kenntnisse haben, die Installation eines Netzwerkes (Anbringung von Sensoren und Aktoren) vorzunehmen und die Verbindungen (Hardware und Software) zum PC einzurichten. Hier ist also ein weiterer Experte / eine weitere Expertin (Administrator) gefragt, der / die unter Vorgabe der funktionellen Anforderungen an das ECS die technische Realisierung durchführt (Abb. C 3.5) [FLA 97, ZAG 98c, PAN 01].

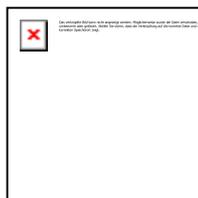


Abb. C 3.5: Schema einer Umgebungssteuerung (Assistenzsystem) mit getrennten User-Interfaces (MMI) für behinderte Person, Betreuer und Administrator; Verdeutlichung der Aufgaben der einzelnen Personen und der Wechselbeziehung zwischen ihnen (AUTONOM) [ZAG 98c].

Bei der Realisierung des Assistenzsystems "AUTONOM" wurde diesen unterschiedlichen Rollen dadurch Rechnung getragen, daß jeder Person für ihre jeweilige Aufgabe ein gesondertes User Interface (MMI) zur Verfügung gestellt wird (Abb. C 3.5).

3.1.6 Universelle, interaktive Fernsteuerung

Bei der Realisierung herkömmlicher Umgebungssteuerungen ist man gezwungen, das Interface zwischen der Steuerung und dem Zielgerät manuell und der jeweiligen Situation entsprechend zu konfigurieren. Gemäß Abb. C 3.5 ist es die Aufgabe des Administrators / der Administratoren, anhand der funktionellen Anforderungen, die an das System gestellt werden, jene Steuerkanäle zu implementieren und für das User-Interface bereitzustellen, die vom Anwender / der Anwenderin gefordert werden. Jede Änderung der Situation (z.B. neue Zielgeräte, die angesprochen werden sollen oder eine Veränderung des Aufenthaltsortes des Anwenders / der Anwenderin) macht im allgemeinen einen Eingriff in das Applikations-Interface erforderlich.

Um die Flexibilität von Umgebungssteuerungen zu erhöhen wurde unter den Begriffen "Universal Remote Console" und "Universal Control Interface" ein Dialog-Protokoll zwischen intelligenten Zielgeräten und Umgebungssteuerungen (ECS) entwickelt, die ein automatisches Konfigurieren des Applikations-Interfaces und des

MMI gestatten. Über einen gemeinsamen (üblicherweise drahtlosen) Kanal nehmen Zielgerät und ECS automatisch miteinander Kontakt auf, sobald sie innerhalb der Reichweite des Übertragungskanal kommen. Unter Verwendung einer standardisierten Beschreibungssprache teilt das Zielgerät dem ECS alle seine Interface-Funktionen mit. Diese Beschreibung stellt die Funktionen des Zielgerätes allerdings vollkommen abstrakt und ohne Bezugnahme auf eine bestimmte Konfiguration eines User-Interfaces dar. Die ECS, in der ja die Kenntnis über die Fähigkeiten und Präferenzen des Benutzers / der Benutzerin vorliegen, kann damit vollautomatisch diese allgemeine Beschreibung auf ein konkretes User Interface abbilden, das vom Benutzer / der Benutzerin beherrscht werden kann (je nach Art der Behinderung z.B. visuell, auditiv, taktil, multimodal) [ZIM 02].

Das dafür erforderliche "Alternative Interface Access Protokoll" (AIAP) wurde durch das InterNational Committee for Information Technology Standards (INCITS) entwickelt [Inc 02].

Ein ähnliches Ziel verfolgen auch geplante "Universal Access Devices", über die ein breit gefächertes, bidirektionaler drahtloser Zugang zur Umwelt geschaffen werden soll. Das mobile Gerät ist modular konzipiert, sodaß individuelle Benutzerschnittstellen für die unterschiedlichsten Arten von Behinderungen aufgesetzt werden können (visuelle Displays, Sprachsynthese, Braille). Das Gerät soll der behinderten Person in möglichst allen Situationen (Wohnung, Arbeitsplatz, Straße, Verkehrsmittel) zur Verfügung stehen und für alle Anwendungsfälle ein einheitliches, konsistentes User-Interface anbieten. Als typische Einsatzgebiete sind unter anderem vorgesehen: Umgebungssteuerung in der eigenen Wohnung, Steuerungen an Fahrzeugen (z.B. Türverriegelung, Bedienung einer Hubplattform), Aufzüge, Bankomaten und Informationsterminals, diverse Automaten, sowie Einsatz für Orientierung und Navigation [ROS 96].

3.2 Service-Roboter für behinderte Menschen

3.2.1 Grundlagen

Service Roboter für behinderte Personen (*assistive robots, augmentative manipulators*) wurden ursprünglich aus Manipulatoren, wie sie in der Nukleartechnik eingesetzt werden, entwickelt und sind seit den 1960er Jahren in Erprobung [DAL 95, HAR 95, BOR 99a, ABD 01]. Schätzungen gehen davon aus, daß allein in den USA 100.000 bis 500.000 behinderte Menschen vom Einsatz eines Roboters profitieren könnten [BUS 99, KRO 00, SCH 00].

Die Unterstützung durch einen Roboter kann auf zwei unterschiedliche Arten erfolgen [KAZ 96, BOR 99a, KRO 00]:

- Erweiterung der persönlichen Fähigkeiten: Der Roboter wird in allen einzelnen Bewegungen von der behinderten Person gesteuert (*low level control*) und agiert wie eine Prothese. Diese Art der Interaktion ist für die behinderte Person meist mit hohem Zeit- und Konzentrationsaufwand verbunden.
- Erbringung von Assistenzleistungen: Der Roboter führt Aufträge größerer Komplexität selbständig und intelligent aus (*high level control*) und verhält sich ähnlich wie eine menschliche Assistenz. Derartige Assistenzleistungen benötigen beim heutigen Stand der Technik eine gut strukturierte Umgebung. Der Anwendungsbereich beschränkt sich dabei auf sehr spezielle Aufgaben (siehe dazu auch die in Kap. 3.2.2 beschriebenen Aufgaben).

Wegen der Nachteile, die jeder der beiden oben geschilderten Herangehensweisen anhaftet, sind Kombinationen erfolversprechend, bei denen sich das Maß der Selbständigkeit des Roboters nach der jeweils zu bewältigenden Aufgabe richtet [BOR 99a].

Roboter dienen dazu, die sensorischen und die motorischen Funktionen einer Person zu ergänzen oder zu ersetzen. Wenn es darum geht, eine Person mit einem Gegenstand in Verbindung zu bringen, können zwei Möglichkeiten unterscheiden werden: Bringe die Person zum Ort X, von wo aus der gewünschte Gegenstand manipuliert werden kann, oder bringe den Gegenstand zur Person. Den ersten Fall haben wir bereits im Kapitel 2.5.3 (Semi-autonome und autonome intelligente Rollstühle) besprochen. In diesem Abschnitt geht es um die direkte Manipulation von Objekten durch den Roboter [MIL 98c].

Roboter, wie sie in der Industrie verwendet werden, sind so programmiert, daß sie eine Person als nichts anderes als ein Hindernis betrachten, dem es auszuweichen bzw. vor dem es zu stoppen gilt. Ein Service-Roboter für behinderte Menschen muß aber eine Person als ein Gegenüber betrachten, mit dem eine Interaktion zu erfolgen hat [GRÄ 98, TEO 01]. Die Hilfestellung des Roboters kann sich dabei direkt an den Menschen mit Behinderung oder auch an das Pflegepersonal richten [KRO 00].

Neben der direkten Manipulation von Objekten (Holen und Bringen eines Gegenstandes) können Roboter auch in anderen Zusammenhängen für behinderte Menschen bedeutsam sein. Die ersten beiden Lebensjahre eines Menschen (die auch "sensimotorische" Periode genannt werden) sind für das Sammeln von Grundlagentenerfahrungen (Verstehen von Objekten, Raum, Zeit, Ursache-Wirkung) von Bedeutung. Daher ist für die Entwicklung von Kindern die spielerische Betätigung so ungemein wichtig. Diese Möglichkeit ist aber für

schwer motorisch behinderte Kinder nicht gegeben. Da sie spielend nicht die gleichen Erfahrungen sammeln können wie nichtbehinderte Kinder, kann es zur "play deprivation" kommen [COO 99, COO 02].

Im Gegensatz zu Bildschirm-Spielen kann der Roboter Kindern spielerische Möglichkeiten im dreidimensionalen Raum bieten, bei denen die Aktivität vom Kind ausgeht und es sich nicht nur in der Rolle des Zuschauers / der Zuschauerin befindet, auch wenn das Kind den Roboter nur mit einem Einzelschalter und nur in wenigen Freiheitsgraden bewegen kann [COO 99, WER 01].

Typische Möglichkeiten sind das Aufstapeln von Bauklötzen, das Ausgießen von Wasser aus einem Becher, mit dem Roboter nach einem Keks greifen (und es dann auch essen) oder das Graben nach einem in Schüttgut versteckten Gegenstand. Dabei kann auch ein Spielen in verteilten Rollen realisiert werden [COO 00].

Auch für direkte therapeutische Aufgaben können Roboter herangezogen werden. Ein Beispiel dafür ist das Wieder-Erlernen von Bewegungen nach Schlaganfall, wobei die Bewegungen des Patienten / der Patienten vom Roboter unterstützt werden und gleichzeitig eine Analyse des Therapieerfolges durchgeführt wird [HAR 01a].

3.2.2 Ortsfeste Roboter

Ein Beispiel für die Kategorie ortsfeste Roboter ist der in Abb. C 3.6 links dargestellte Roboter "Handy"¹¹⁷, der in seiner ursprünglichen Konzeption als Hilfe beim Essen und Trinken entwickelt wurde. Er dient Personen ohne Bewegungsmöglichkeiten in den (oberen) Extremitäten aber mit ausreichender Beweglichkeit im Kopf- und Halsbereich zum Aufnehmen und Zureichen von Nahrungsmitteln, die auf einem speziellen Teller oder Tablett angerichtet werden (Abb. C 3.6 rechts) [MAH 96a, TOP 97, TOP 98, TOP 99, TOP 99a, TOP 01].

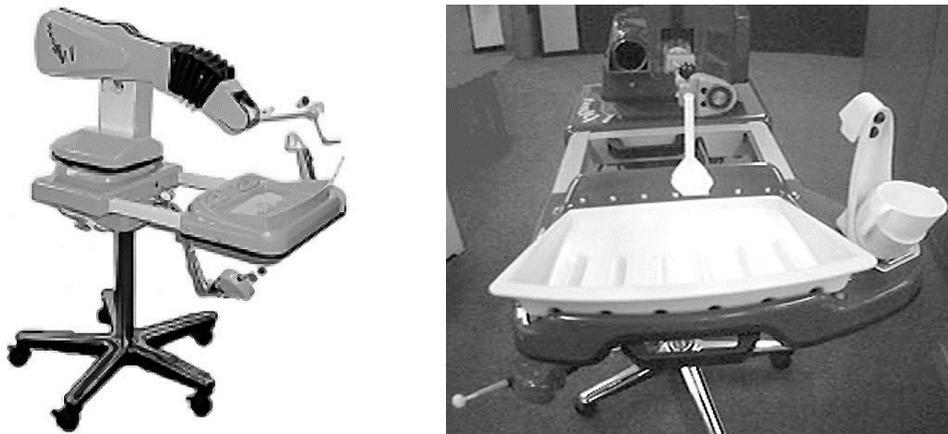


Abb. C 3.6: Roboter Handy 1: links: Gesamtansicht; rechts: Ansicht von vorne, Tablett für Speisen, darüber der Löffel am Roboterarm und rechts ein Becher [TOP 97, TOP 98].

Die Aufgabe, einer Person Essen und Trinken zuzureichen, kann gut strukturiert werden und ist daher auch von einfacheren Robotern zu bewältigen. Trotzdem muß die Interaktion mit dem Anwender / der Anwenderin gut koordiniert werden, sodaß Auswahl der Nahrung und Geschwindigkeit der Zureichung dem Wunsch des Anwenders / der Anwenderin entspricht [MIL 98c]. Die Ansteuerung erfolgt über einen Einzelschalter und Scanning, Rückmeldungen des Roboters erfolgen über synthetische Sprache [TOP 01].

Neben der Ausstattung für essen und trinken wurden auch Einsätze für Körperpflege hergestellt: Waschen (Präsentation eines nassen Schwammes vor dem Gesicht, trocknen mit warmer Luft), Zahnpflege (elektrische Zahnbürste), Rasieren (elektrischer Trockenrasierer) und Make-Up (z.B. Puder, Lidschatten, Lippenstift) [TOP 97, TOP 99, TOP 01]. Für die Freizeitgestaltung wurde auch ein Zeichenbrett entworfen. Nach Aufnahme eines Filzstiftes mit der gewünschten Farbe kann der Roboter wie ein Plotter verwendet werden, der Linien auf ein Blatt Papier zeichnet. Auch hier erfolgt die Auswahl des Stiftes und die Wahl der Bewegungsrichtung mittels Einzelschalter und Scanning [TOP 99].

Für Büroarbeitsplätze aber auch zur Erleichterung der Küchenarbeit wurde eine andere Art von ortsfesten Robotern entwickelt, bei der sich der Roboterarm auf einem Schienensystem bewegen kann. Das schafft den großen Arbeitsbereich, der notwendig ist, um die typischen Manipulationen in einem Büro ausführen zu können: Holen von Dokumenten und Büchern aus der Ablage (Regal), Auflegen auf ein Lesepult und Umblättern, Wechseln von Datenträgern in einem PC und Abholen von Dokumenten aus einem Drucker. Wo immer es wirtschaftlich sinnvoll und machbar ist, wird mit elektronischen (eingescannten) Dokumenten gearbeitet. Der Roboter kommt nur dort zum Einsatz, wo das nicht geschehen ist und Dokumente aus Papier befördert wer-

¹¹⁷ Handy wurde im Projekt RAIL (Robot Aid to Independent Living) für weitere Funktionen weiterentwickelt.

den müssen. Der in Abb. C 3.7 dargestellte Roboter des Projektes MASTER / RAID hat 6 Freiheitsgrade (DOF = degrees of freedom) und kennt sowohl komplett vorprogrammierte komplexe Abläufe, als auch Bewegungen, die mit Einzelbefehlen direkt durch den Benutzer / die Benutzerin angesteuert werden [DAL 93, BUS 99].

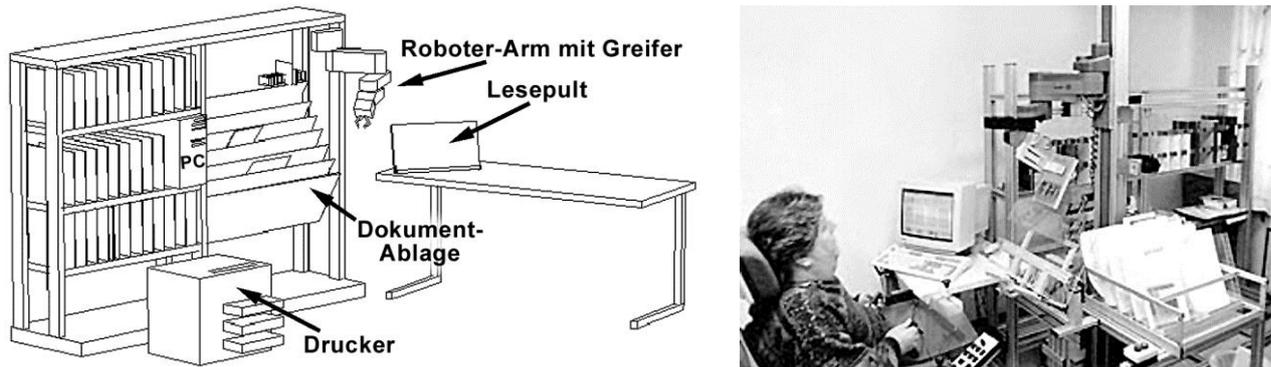


Abb. C 3.7: MASTER / RAID Workstation: links: Schematischer Aufbau [DAL 93]; rechts: Praktische Ausführung in Verwendung (Univ. Cambridge).

3.2.3 Mobile Roboter

Bei mobilen Robotern können zwei Kategorien unterschieden werden. In der ersten finden sich Manipulatoren (Roboter-Arme), auf einem Rollstuhl befestigt sind und sich gemeinsam mit der im Rollstuhl sitzenden Person bewegen (Abb. C 3.8) [MOK 98, BOR 99a, HOP 01, MAR 01, MAR 01c].



Abb. C 3.8: MANUS-Arm auf einem Rollstuhl montiert [BOR 99a].

Roboter-Arme, die mit dem Rollstuhl verbunden sind, benötigen mindestens 6 Freiheitsgrade (DOF), da sonst bei der Manipulation von Gegenständen auch Bewegungen des Rollstuhls erfolgen müssten [MIL 98c].

Die Hauptaufgabe des Roboters ist hier das Erfassen von Gegenständen, die sich außerhalb des Greifbereiches der Person im Rollstuhl befinden (z.B. vom Boden aufheben, aus einem Regal nehmen). Aber auch das Öffnen von Türen und das Betätigen von Lichtschalten kann mittels des Manipulators vorgenommen werden, wobei das aber Aufgaben sind, die auch mit einer ECS zu lösen sind. Eine Verbindung zwischen dem mobilen Roboter und der Hausautomatisierung (Smart Homes, Domotik, ECS) erweitert die Funktionalität beträchtlich [MAT 98, TET 00].

Bei der zweiten Kategorie mobiler Roboter handelt es sich um frei fahrende mobile Plattformen, auf denen ein Manipulator montiert ist. In Abb. C 3.9 sind drei Vertreter dieser Kategorie zu sehen. Die vorgesehenen Aufgaben reichen vom Bringen von Gegenständen (im Haushalt, im Bürobereich aber auch in einer Labor- oder Werkstättenumgebung) über das Aufwärmen vorbereiteter Speisen im Mikrowellenherd und anschließendem Servieren an das Bett bis zum Entfernen von leeren Verpackungen und anderen Abfällen in der Küche und dem Reinigen der Oberflächen [GRA 01b, HAN 02]. Das Andocken an eine Ladestation zum Auftanken der Batterien erfolgt vollautomatisch [NEV 95, DAR 99]. Für einfache Dienstleistungen zur Unterstützung von Pflegepersonal wie das Abziehen von Bettwäsche (Leintuch) und Ablegen im Behälter für Schmutzwäsche wurde der in Abb. C 3.9 rechts gezeigte Roboter URMAD konzipiert [DAR 96].



Abb. C 3.9: Drei Mobile Service-Roboter:
links: Roboter WAKLY [RAS 98a]; Mitte: Care-o-Bot 2 (Fraunhofer IPA);
rechts: Roboter URMAD in einem Krankenzimmer [DAR 96].

3.2.4 Steuerung von Robotern

Für die erfolgreiche Zusammenarbeit zwischen Mensch und Roboter ist es nicht nur erforderlich, daß der Roboter intelligent ist und von der Person, der er dienen soll, sozial akzeptiert wird, sondern daß ein User Interface vorhanden ist, über das sich ein natürlicher und vor allem effektiver Dialog mit der Maschine entwickeln läßt [KAW 94]. Eine Steuerung des Roboters auf der Ebene einzelnen Bewegungen ist generell zu zeitraubend. Es wurde festgestellt, daß unter diesen Bedingungen die Ausführung von typischen Manipulationen, wie sie im Büroalltag vorkommen, mit einem Roboter um den Faktor 20 bis 700 (!) mal so lange dauern als bei der Ausführung durch eine nichtbehinderte Person [SCH 00, TEO 01]. Das Zusammenspiel zwischen Mensch und Roboter kann auf unterschiedlichen Ebenen erfolgen [CAM 94, DAL 96, MCE 96, WIL 97]:

- Der Roboter wird als "Teleoperator" eingesetzt, was bedeutet, daß für jede einzelne Bewegung (jeden Freiheitsgrad) des Roboters ein eigenes Kommando gegeben werden muß.
- Der Roboter erfüllt die ihm gestellte Aufgabe vollständig autonom, in dem geeignete Sensoren und Programme zum Einsatz kommen.
- Es findet eine Aufgabenteilung zwischen Mensch und Maschine statt (shared control bzw. "Human Directed Local Autonomy"). Der Mensch wird hierbei vornehmlich die groben Bewegungen (*high-level commands*) steuern während der Roboter selbsttätig die Endphase eines Greif-Vorganges ausführt.

Da beim Betrieb eines Roboterarms mindestens 6 (aber meistens noch mehr) Freiheitsgrade bedient werden müssen, bedeutet das, daß mit einem Joystick nur ein Teil der möglichen Bewegungen (z.B. 2 Gelenke) angesteuert werden kann. Um die weiteren Bewegungen des Roboterarmes zu steuern, muß die Funktion des Joysticks auf andere Gelenke umgeschaltet werden. Mit anderen Worten bedeutet das, daß die Ausführung einer komplexen Bewegung entweder das Betätigen mehrerer Joysticks oder das Umschalten von Joystick-Funktionen bzw. des Interface-Modus ("steuere Arm", "steuere Handgelenk", "steuere Greifer") erforderlich macht. Beide Möglichkeiten sind für Personen mit Bewegungsbehinderungen nicht gerade attraktiv [HEC 99]. Oft wiederkehrende Standardaufgaben, wie das Ergreifen von Gegenständen, die sich an bekannten Positionen befinden, können mittels eines Datenhandschuhs durch ein "*Programming by Demonstration*" festgelegt werden, sodaß sie später mit einem einfachen Kommando abgerufen werden können [BAR 99a, MOK 99].

Die Verwendung von automatischer Spracherkennung (ASR) ist immer noch mit Unzuverlässigkeiten verbunden. Besonders für das Stoppen von Roboter-Bewegungen (im Notfall) ist sie zu unsicher. Die Methode, daß bei jedem gesprochenen Kommando immer nur eine kurze Bewegung ausgeführt und danach sofort wieder gestoppt wird, es sei denn, daß das gesprochene Kommando laufend wiederholt wird, ist zeitraubend und anstrengend. Die Kombination mit einem Schalter ist daher vorteilhaft. Mit ASR wird dem Roboter mitgeteilt, welche Bewegung ausgeführt werden soll. Solange der Schalter betätigt wird, wird die Bewegung ausgeführt, beim Loslassen stoppt der Roboter sofort [HEC 99].

Besondere Bedeutung haben daher Sensoren, die es gestatten, einen Teil der Roboterbewegungen autonom steuern (also z.B. das automatische Greifen eines Gegenstandes mit der richtigen Kraft durchführen, sobald sich der Greifer in der Nähe des Objektes befindet). Intuitiven Interfaces, die mittels Blickrichtungs- oder Gestik-Erkennung (Schauen oder Zeigen mit der Hand bzw. mit einem Laser-Pointer auf einen zu ergreifenden Gegenstand oder Ort) und Sprachkommandos ("stelle das dorthin") die Bedienung vereinfachen, wird in Zukunft große Bedeutung beigemessen [KAZ 96, MAT 98a, MIL 98c, BOR 99a, MAT 99, IVL 01]. Bei Verwendung von Sprachkommandos sollte der Roboter aus dem Zusammenhang heraus bewerten können, was mit Ausdrücken wie "ein Wenig höher" oder "mehr nach links" (Fuzzy-Sprachsteuerung) gemeint ist [KAW 95].

Bei einer Umfrage nach der bevorzugten Methode mit einem Roboter zu kommunizieren, erhielt "Sprechen in natürlicher Sprache" die höchste Bewertung gefolgt von "Zeigen auf einem Touch-Screen" und "Kommunikation mit Gesten". Die geringste Wertung erhielt "Schreiben auf einer Tastatur" [KHA 98].

Müssen von einem Roboter Aufgaben, die er nicht vollkommen autonom lösen kann, außerhalb des Sichtbereiches des Anwenders / der Anwenderin ausgeführt werden, ist ein Video-Feedback zum Benutzer / zur Benutzerin erforderlich. Dabei kann im einfachsten Fall das Videobild einer am mobilen Roboter befestigten Kamera übertragen werden. Eine fortgeschrittene Methode besteht darin, aus verschiedenen Sensordaten ein virtuelles Bild des Roboters und seiner momentanen Umgebung zu erzeugen. Das hat den Vorteil, daß auch Blickwinkel dargestellt werden können, die mit einer am Roboter befindlichen Kamera nicht möglich sind. Diese virtuellen Darstellungen können für den Benutzer / die Benutzerin unter Umständen wesentlich besser zu interpretieren sein und die Steuerungsaufgabe leichter machen [DAR 99, SCH 98d].

4. TECHNISCHE ALLTAGS- UND ARBEITSPLATZHILFEN

4.1 Sehbehinderte und blinde Personen

4.1.1 Taschen- und Tischrechner

Für blinde Personen ist selbst das Ausführen einfacher Berechnungen nicht mit Papier und Bleistift sondern nur über den Umweg einer Braille Bogenmaschine möglich. Schreibschablonen können hier praktisch nicht eingesetzt werden, da ja zwischen Schreiben und Lesen das Blatt erst ausgespannt und gewendet werden müßte.

Tischrechner für blinde Personen sind sowohl mit Sprachausgabe (Abb. C 4.1 links) als auch mit Braille-Display (Abb. C 4.1 rechts) verfügbar. Modelle mit Braille-Display haben zwar den Nachteil, daß sie bedeutend größer und teurer sind als solche, die mit Sprachausgabe ausgestattet sind, weisen aber den Vorteil auf, daß die schriftliche Ausgabe allfällige Hörfehler vermeidet und auch diskreter eingesetzt werden kann. Im Schulbetrieb wäre (z.B. bei einer Prüfung) bei Verwendung von Sprachausgabe ein Kopfhörer erforderlich.



Abb. C 4.1: Tischrechner für blinde Menschen:
links: Tischrechner mit Sprachausgabe; rechts: Tischrechner mit Braille-Display.

Wie Abb. C 4.1 (links) zeigt, ist es durchaus möglich, von vorhandenen Taschenrechnern (hier TI 30) als Grundgerät auszugehen. Da (abgesehen von wenigen Ausnahmen) Taschenrechner über keine Schnittstellen verfügen, ist der Anschluß des Sprachsynthesizers bzw. des Braille-Displays keine triviale Angelegenheit. In Zukunft wäre es sicher wünschenswert, wenn auch solche Geräte über ein Standard-Interface (z.B. über Infrarot - IrDA) verfügen würden.

Abb. C 4.2 zeigt einen der wenigen verfügbaren echten Taschenrechner mit Sprachausgabe, der vom Hersteller (Sharp) von Anfang an für blinde und sehbehinderte Personen konzipiert wurde.



Abb. C 4.2: Sprechender Taschenrechner (Sharp).

4.1.2 Uhren, Wecker, Schaltuhren

a) Blindenuhren

Die klassische Blindenuhr ist eine mechanische Armband- oder Taschenuhr, bei der sich das Uhrglas aufklappen lässt, sodaß die Zeiger mit den Fingern ertastet werden können. Das Zifferblatt erhält Markierungen mit Braille-Punkten, die Zeiger sind massiver ausgeführt als bei herkömmlichen Armbanduhren. Sekundenzeiger gibt es keinen. Auch heute noch werden mechanische Blindenuhren (sowohl mit Federwerk wie auch mit Quarzwerk) gefertigt. Der Umgang mit einer derartigen Uhr erfordert Sorgfalt und gutes Fingerspitzengefühl.

Während noch vor wenigen Jahren Digitaluhren mit eingebauter Sprachausgabe nur als teure Sonderanfertigungen für blinde und schwer sehbehinderte Personen gefertigt wurden, ist die Armband- oder Tischuhr mit gesprochener Zeitanzeige heute ein preiswertes Massenprodukt (Abb. C 4.3). Auch sehende Menschen haben in der Dunkelheit Bedarf nach einer nicht-optischen Zeitauskunft.



Abb. C 4.3: Sprechende Armbanduhr.

Bei den sprechenden Uhren für den Massenmarkt muß allerdings auf zwei Punkte geachtet werden, bevor ein solches Produkt auch als "blindengerecht" angesehen werden darf:

- Es sollten *alle* am Display verfügbaren Angaben in Sprache zugänglich sein (Datum, Stopzeit, Weckzeit etc.).
- Es müssen *alle* zum Stellen und Bedienen erforderlichen Vorgänge auch ohne Blick auf das Display möglich sein. Gerade das ist bei den meisten Produkten nicht der Fall und die Zuhilfenahme einer sehenden Person ist dann unabdingbar.

b) Wecker, Kurzzeitmesser, Schaltuhren

Neben den üblichen Armband- Taschenuhren und Tischuhren sind auch spezielle Uhren verfügbar. Abb. C 4.4 zeigt einen Wecker mit freiliegenden, tastbaren Zeigern. Ebenso sind Kurzzeitmesser (für Küche und Dunkelkammer) und adaptierte Schaltuhren erhältlich.

Für taubblinde Personen sind auch Taschen-Wecker und Armbanduhren mit eingebautem Vibrator erhältlich.



Abb. C 4.4: Tastbarer Wecker (AFB).

4.1.3 Lichterkennung

Lichterkerungsgeräte sind kleine, batteriebetriebene „Tastköpfe“, die einfallendes Licht in ein akustisches Signal umwandeln, dessen Tonhöhe meist proportional der Lichtintensität ist.

Typische Anwendungsfälle sind:

- Feststellen, ob die Raumbeleuchtung eingeschaltet ist.
- Überprüfen von Kontroll-Lampen auf Elektrogeräten und Telefonen.
- Orientierung nach bekannten Lichtquellen (nur bedingt einsetzbar).

Lichterkerungsgeräte sollten daher einen weiten Meßbereich abdecken (eventuell mehrere Bereiche durch Umschalten), punktförmiges Messen erlauben und einen kleinen Meßwinkel aufweisen. Manche Lichterkerungsgeräte (z.B. der in Abb. C 4.5 links dargestellte LumiTest von Caretec) verfügt zusätzlich über eine eingebaute Lichtquelle, sodaß der Grauwert von nicht-leuchtenden Gegenständen im Reflexverfahren festgestellt werden kann. Damit kann z.B. die Helligkeit von Kleidungsstücken (weiße oder dunkle Strümpfe) bestimmt werden. Durch Bewegen des Tastkopfes über die zu messende Oberfläche können Grauwertunterschiede erkannt werden (konstanter Ton: Oberfläche ist uni, modulierter Ton: gemusterte Oberfläche). Das dient nicht nur zum Identifizieren von gemusterten Kleidungsstücken sondern auch, um die bedruckte Seite eines Blattes vor dem Kopieren oder Scannen feststellen zu können.

4.1.4 Farberkennung

Neben einigen Laborprototypen sind derzeit zwei Produkte zur elektronischen Farberkennung (aus Österreich und Japan) am Markt erhältlich, die etwa 30 Farben bzw. Farbtöne erkennen und über Sprachsynthese ansagen können. Für eine grobe Orientierung in der Farbenwelt ist das durchaus ausreichend. Zum genauen Vergleichen von zwei Farben können zusätzlich die Farbkomponenten der Messung (rot / grün / blau) und die Helligkeit in Prozentstufen angesagt werden [ZAG 92a]. Farberkennung ist auch für farbenblinde Personen interessant. Das japanische Gerät zeigt Abb. C 4.5 rechts.

Probleme entstehen bei durchsichtigen und durchscheinenden Gegenständen (Gläsern) und bei Oberflächen mit tiefer Struktur (Schattenbildung, gemessener Farbwert meist wesentlich dunkler als vom Auge empfunden). Eine Referenzmessung zur Bestimmung des Reflexionsgrades kann zur Kompensation von Meßfehlern verwendet werden [BOW 00].

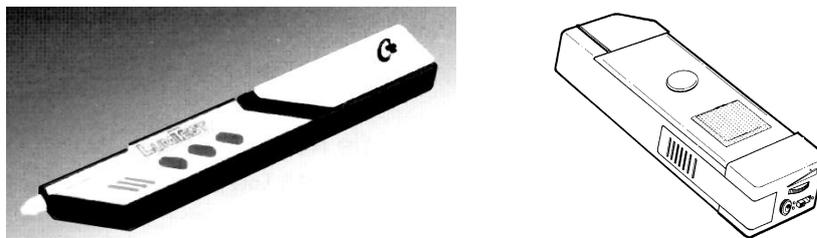


Abb. C 4.5: links: Lichterkennung (LumiTest von Caretec);
rechts: Gerät zur Farberkennung mit Sprachausgabe.

4.1.5 **Tonbandgeräte, Digital Recorder**

a) **Kassettenrecorder**

Für blinde und hochgradig sehbehinderte Personen ist der Kassettenrecorder nicht nur ein wichtiges Hilfsmittel zum raschen Erstellen von Notizen sondern dient auch zum Wiedergeben sogenannter Hörbücher. Vor allem diese zweite Anwendung prägt die technische Ausstattung der speziell als Hilfsmittel gefertigten Kassettengeräte (Abb. C 4.6):

- Zwei Bandgeschwindigkeiten (4,75 cm/s und 2,4 cm/s = Verdopplung der Laufzeit).
- Vierspurtechnik (Verwendung von Stereo-Tonköpfen für einzelne Spuren = Doppelte Kapazität).
- Möglichkeiten mit höherer (bis zu doppelter) Geschwindigkeit wiederzugeben (ggf. mit Tonhöhenkorrektur - Pitch Control).
- Cue und Review (Vor- und Rückspulen mit Ton).
- Tongenerator für die Aufbringung von Index-Tönen (z.B. 70 Hz, bei Cue und Review deutlich hörbar, aber kaum im Normalbetrieb).
- Fenster zum Ertasten der Antriebswelle der Aufwickelspule als Funktionstest.



Abb. C 4.6: Spezial-Kassettenrecorder (APH).

b) **Digital Voice Recorder / Sprechende Etiketten**

Die Zukunft gehört Geräten mit digitaler Sprachaufzeichnung, die nicht nur ohne bewegliche Teile auskommen, sondern auch wahlfreien Zugriff ohne Umspulzeiten ermöglichen.

Zur „Beschriftung“ von Gegenständen gibt es selbstklebende / ablösbare Etiketten mit einer Tonspur oder einem Chip. Mit einem speziellen Recorder können diese Etiketten besprochen und abgehört werden.

4.1.6 **Elektronische Nachschlagewerke**

Insbesondere als Übersetzungshilfe für Fremdsprachen werden von zahlreichen Herstellern elektronische Wörterbücher im Taschenrechner-Format angeboten. Für blinde und hochgradig sehbehinderte Personen wurden diese Produkte vor einigen Jahren dadurch interessant, daß Modelle mit Sprachsynthesizer auf den Markt kamen. Zunächst sollte die Sprachausgabe dazu dienen, dem Benutzer auf einfache Weise die richtige Aussprache eines Vokabels zu vermitteln. Zur Adaptierung an die Bedürfnisse blinder Kunden war dann nur ein kleiner Schritt bzw. eine Änderung in der Bedienung erforderlich.

Als Beispiel sie hier der „Speaking Language Master - Special Edition“ von Franklin vorgestellt (Abb. C 4.7).

- Buchstabieren und Aussprechen von über 110.000 Wörtern.
- 300.000 Definitionen und 500.000 Synonyme.
- Aussprache einzelner Wörter oder des gesamten Bildschirms.
- Punktmatrixdisplay mit einstellbarer Zeichengröße (für sehbehinderte Anwender/innen).
- Tasten mit großen Buchstaben und hohem Kontrast.

Neben diesem Wörterbuch werden auch noch eine Enzyklopädie und die Bibel als elektronisches Buch angeboten.



Abb. C 4.7: Sprechendes Wörterbuch (Franklin).

4.1.7 Erkennung von Einkäufen

Verständlicherweise stellt das Auswählen von Waren im Supermarkt aber auch das später Unterscheiden von Lebensmitteln und anderen Einkäufen, die gleichartig oder ähnlich verpackt sind, blinde Personen vor Probleme. Getränkepackungen (Milch, Fruchtsaft etc.) und Konserven liefern bei vollkommen verschiedenem Inhalt ein völlig identisches taktilen Bild.

Eine Unterscheidungsmöglichkeit besteht gegebenenfalls in der Farbe der Verpackung (z.B. Milch meist blau, Fruchtsäfte oft grün oder orange) und könnte mittels eines Farberkennungsgerätes (siehe Kapitel 4.1.4) bewältigt werden.

Eine andere Möglichkeit besteht in der Auswertung der auf fast allen Verpackungen als Strichcode (Barcode) aufgedruckten eindeutigen Artikelnummer (UPN = Universal Product Number bzw. EAN = Europäische Artikel Nummer). Es werden daher Kombinationen aus Barcode-Lesestift, Datenbank und Sprachsynthesizer angeboten, mit der der aufgedruckte Strichcode erkannt und als gesprochene Artikelbezeichnung ausgegeben werden kann. Das Auffinden jener Stelle, an der sich der Barcode befindet, ist jedoch nicht immer einfach und daher erfordert der Umgang mit diesem Hilfsmittel einige Übung bzw. Erfahrung [LAU 94, MOD 00].

Für Gegenstände, bei denen es möglich ist, ein Etikett mit Transponder-Chip anzubringen, wie beispielsweise auf Medikamentenpackungen, Vorratsbehältern, Büroartikeln, bietet ein elektronisches Lesegerät (NOSCO) die Möglichkeit der sprachlichen Identifizierung, auch wenn der Gegenstand (das Etikett) einige cm vom Lesegerät entfernt ist. Im Gegensatz zum Lesen von Barcodes entfällt bei dieser auf Funkübertragung basierenden Methode die Notwendigkeit, die Oberfläche des Gegenstands nach dem Barcode absuchen zu müssen.

4.1.8 Banknotenerkennung, Geldverkehr

Der Umgang mit jeder Art von Zahlungsmitteln stellt für blinde Personen ein nicht zu unterschätzendes Risiko dar, da meist die Ehrlichkeit des Geschäftspartners / der Geschäftspartnerin vorausgesetzt werden muß. Geeignete Hilfsmittel können nicht nur zu mehr Selbständigkeit sondern auch zu höherer Sicherheit im Zahlungsverkehr führen.

a) Mechanische Banknotenerkennung

In den meisten Ländern steht die Größe einer Banknote in direktem Zusammenhang mit ihrem Wert. Das eröffnet die Möglichkeit, den Wert einer Banknote durch Vergleichen ihrer Größe mit einer tastbaren Schablone zu bestimmen. Die meisten Schablonen vermessen die Breite des Geldscheins, die sich allerdings von Wert zu Wert (wenn überhaupt) oft nur um wenige Millimeter unterscheidet. Deutlicher sind die Größenunterschiede in der Längsrichtung, was die in Abb. C 4.8 dargestellte Schablone (CashTest von Caretec) ausnützt. Probleme entstehen dann, wenn im Zuge einer Umstellung der Banknoten keine ein-eindeutigen Größen im Umlauf sind.

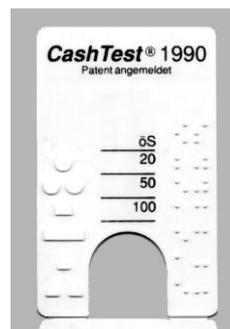


Abb. C 4.8: Mechanischer Banknotenerkennung (CashTest von Caretec).

b) Elektronische Banknotenerkennung

Besonders schwierig gestaltet sich die Unterscheidung von Dollarnoten, die ja bekanntlich alle die gleiche Größe haben und sich nur durch Farbe und Aufdruck unterscheiden. Hierfür werden eigene Banknoten-Leser mit Sprachausgabe angeboten. Die verwendete Technik stammt aus Automaten, die in der Lage sind, Wert und Echtheit einer Banknote zu überprüfen (Abb. C 4.9).

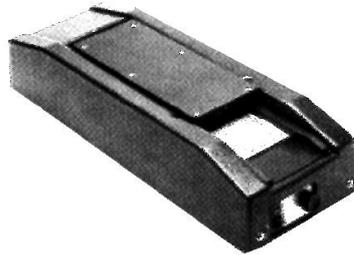


Abb. C 4.9: Elektronischer Banknotenerkennung.

c) Scheckschemblone

Zum selbständigen Ausfüllen und Unterschreiben von Schecks werden für blinde und sehbehinderte Menschen geeignete Schablonen angeboten.

d) Markierungen auf Banknoten und Münzen

Versuche, dauerhafte tastbare Markierungen auf Banknoten anzubringen, erwiesen sich bis heute als unzureichend. Auch Braille-Prägungen auf Münzen (500 Lira) wurden versucht, haben sich aber wegen der verwendeten Größe als nicht brauchbar erwiesen. Hier sind Größenunterschiede und unterschiedliche Rändelungen zu bevorzugen.

4.1.9 Verwendung von Smart Cards

Maschinenlesbare Plastikkarten finden in einer Vielzahl von Situationen Anwendung: Telefonwertkarte, Scheckkarte, Kreditkarte, Zutrittsberechtigung, Kundenkarte und neuerdings auch als „Bargeldkarte“ (Quick, Mondex ...).

a) Orientierungshilfen auf Wertkarten

Da das Einschieben der Karten in den Kartenleser (Automaten) im allgemeinen in einer bestimmten Ausrichtung erfolgen muß, sind taktile Markierungen für blinde Personen äußerst wichtig. Weil es vier Möglichkeiten gibt, eine solche Karte in den Kartenleser einzuschieben, kann es im Extremfall zu drei erfolglosen Versuchen kommen.

Im Rahmen des EU Programms COST 219 wurde ein Vorschlag erarbeitet, wie taktile Markierungen auf Plastikkarten europaweit eingeführt und vereinheitlicht werden sollen. Die österreichischen Telefonwertkarten sind bereits seit Jahren mit der in Abb. C 4.10 dargestellten Kerbe versehen, Euroscheck- und Kreditkarten lassen taktile Markierungen bis heute vermissen.

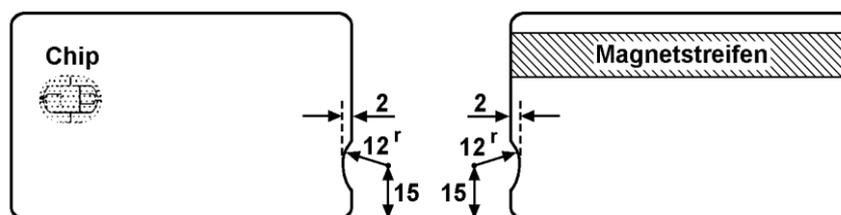


Abb. C 4.10: Markierung von Smart-Cards.

b) Weitere (mögliche) Vorteile von Smart Cards

Maschinenlesbare Karten, insbesondere solche mit eingebautem Chip, sind in der Lage, eine Fülle von Informationen zu speichern. Da die Kartenleser bzw. die damit verbundenen Endgeräte in der Regel über irgend einen Prozessor für die Abwicklung der Transaktion verfügen, wäre es leicht machbar, den Benutzerdialog (die Mensch-Maschine Schnittstelle) an die besonderen Bedürfnisse des jeweiligen Benutzers / der jeweiligen Benutzerin anzupassen. Dazu müßten lediglich die Präferenzen des / der (behinderten) Karteninhabers / Karteninhaberin auf der Karte gespeichert werden. Unter anderem könnte für sehbehinderte Personen automatisch

die Schriftgröße auf dem Bildschirm den Erfordernissen angepaßt werden. Für blinde Benutzer / Benutzerinnen kann von Bildschirm- auf Sprachausgabe umgeschaltet werden (siehe auch die Norm EN 1332-4).

4.1.10 **Medizinische Geräte**

Nachfolgend werden einige medizinische Meßgeräte angeführt, die für blinde Personen durch den Einbau eines Sprachsynthesizers verwendbar gemacht wurden:

a) **Blutdruckmesser**

Die erforderlichen Modifikationen eines herkömmlichen Blutdruckmesser umfassen: Auslesen des Displays über Sprachausgabe und Beschriftung der Tasten in Braille oder mit tastbaren Symbolen (Abb. C 4.11).



Abb. C 4.11: Sprechendes Blutdruckmeßgerät.

b) **Blutzuckermeßgerät**

Das Blutzuckermeßgerät ist für viele blinde bzw. schwer sehbehinderte Personen deshalb von großer Bedeutung, da Zuckerkrankheit (Diabetes mellitus) sehr oft zu Augenerkrankungen führt, und zahlreiche Diabetiker daher nicht in der Lage sind, die unbedingt erforderliche Selbstkontrolle des Blutzuckerspiegels mit den herkömmlichen Meßgeräten durchzuführen.

Die geräteseitigen Modifikationen sind gleich denen des Blutdruckmeßgerätes, allerdings muß das für die Blutprobenentnahme und Probenplatzierung erforderliche Zubehör auch blindengerecht ausgeführt werden. Fehler in der Probengröße und Platzierung müssen vom Meßgerät zuverlässig erkannt werden, da Fehlmessungen zu kritischen Situationen führen können. Künftige nicht-invasive Meßverfahren werden hier zu deutlichen Erleichterungen führen.

Für das Injizieren des Insulins stehen für blinde Personen geeignete Spritzen (mit automatischer Dosierung) zur Verfügung.

c) **Tropfenzähler**

Das Fläschchen mit den medizinischen Tropfen wird in eine Halterung des Gerätes eingelegt und der Löffel auf eine unter der Fläschchen-Öffnung befindliche Fläche plaziert. Eine zwischen Tropföffnung und Löffel angebrachte Lichtschranke registriert jeden herabfallenden Tropfen und das Gerät gibt ein akustisches Signal aus.

d) **Fieberthermometer**

Sowohl für die Selbstmessung als auch für die Pflege von Familienangehörigen ist ein sprechendes Fieberthermometer hilfreich. Austauschbare Meßspitzen ermöglichen es, auch andere Temperaturmessungen (Raumtemperatur, Außentemperatur) durchzuführen.

4.1.11 **Interfaces zum Lesen von Displays**

Viele Geräte im Haushalt und am Arbeitsplatz verwenden Siebensegmentanzeigen zur Darstellung von Meßwerten oder Einstellungen. Mit anderen Worten, die optisch dargestellte Information liegt intern in digitaler Form vor, ist aber nicht von außen zugänglich.

a) **Modulares Sprachausgabesystem**

Eine Möglichkeit, Geräte für blinde Personen zugänglich zu machen, ist in Abb. C 4.12 dargestellt. In Geräte wie Küchenwaage, Personenwaage, Thermometer, Blutdruckmesser, Digitalmultimeter oder Schaltuhr wird ein Standard-Interface eingebaut, über das ein Sprachsynthesizer angeschlossen werden kann. Der Vorteil gegenüber den Einzellösungen besteht darin, daß der Sprachsynthesizer nur einmal angeschafft werden muß. Unbefriedigend ist dennoch, daß jedes einzelne Gerät einer Modifikation unterzogen werden muß.



Abb. C 4.12: Modulares Sprachausgabesystem.

Bei Laborinstrumenten für Physik und Chemie, wie sie in Schulen, beim Studium und im Beruf Verwendung finden, kommen auch für nicht-behinderte Personen heute mehr und mehr Geräte zum Einsatz, die mit einem PC in Verbindung stehen und bei denen die Darstellung der Meßwerte am PC-Monitor erfolgt. Hier ist es dann besonders einfach und effektiv, ein Interface mit Sprachausgabe (z.B. auf der Basis von LabVIEW) einzurichten [LOY 99].

b) Display Reader

In Großbritannien wurde ein Prototyp eines „Display-Reader“ für Siebensegmentanzeigen entwickelt. Das batteriebetriebene, tragbare Gerät verfügt über eine Kamera, die das Displaybild aufnimmt und einem Zeichenerkennungsprogramm zuführt. Da das Aussehen der Siebensegment-Ziffern weitgehend einheitlich ist, kann mit geringer Rechnerleistung (gemessen an OCR Systemen) das Auslangen gefunden werden. Die so erfaßten Ziffern werden über einen Sprachsynthesizer ausgegeben. Einzig erforderliche Modifikation ist eine Haltevorrichtung, die als Rahmen um das Display herum angebracht werden muß, um die exakte Platzierung des Display Readers zu gewährleisten [EVA 94, GIL 00b].

c) Mobiltelephone und Displays

Die Verwendung von Mobiltelefonen gestaltet sich für blinde und sehbehinderte Personen äußerst problematisch, da viele Funktionen eine Interaktion mit dem Display erfordern (Einstellungen im Menu, Statusanzeigen, Verwendung von Nummern, die im internen Telefonbuch gespeichert sind, Senden und Empfangen von SMS-Nachrichten, Verwendung der CLIP Rufnummernanzeige etc.). Neben experimentellen Ansätzen [ZAG 99c, ZAG 00] bieten solche Mobiltelephone, die gleichzeitig einen PDA (Personal Digital Assistant) darstellen, die Möglichkeit, den Inhalt des Displays über synthetische Sprache zu vermitteln [REU 01].

4.1.12 *Diverse Alltagshilfen*

Abschließend zum Punkt „Alltagshilfen für blinde Personen“ soll noch eine nicht näher kommentierte Liste weiterer Hilfsmittel angeführt werden:

- Akustischer Batterietester (Abb. C 4.13 links).
- Sprechendes Multimeter.
- Rollmaßstab mit Sprachausgabe (Abb. C 4.13 rechts).
- Digitale Schiebelehre / Mikrometerschraube mit Interface für Sprachausgabe.
- Akustische Wasserwaage.
- LötKolben für blinde Elektrotechniker (!).
- Akustischer Füllstandmesser für Gläser und Töpfe (insbes. für heiße Flüssigkeiten).
- Sprechendes Badewannen-Thermometer mit integriertem Füllstandsmelder.
- Schablone, die blinden und hochgradig sehbehinderten Personen das vollkommen selbständige Ausfüllen des Stimmzettels bei einer Wahl ermöglicht.

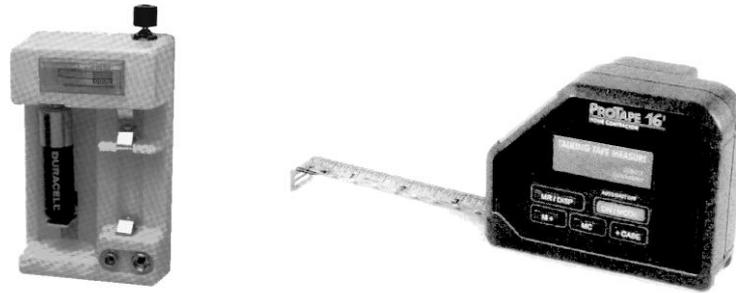


Abb. C 4.13: Alltagshilfen für blinde Menschen:
links: Akustischer Batterietester; rechts: Bandmaß mit Sprachausgabe (ProTape 16').

4.2 Hörbehinderte und gehörlose Personen

4.2.1 Monitor für Geräusche

Monitore für Geräusche bilden für gehörlose und hochgradig hörbehinderte Personen ein Interface zur akustischen Umwelt, indem sie Schallereignisse erkennen, gegebenenfalls klassifizieren und auf optischem oder (vibro-)taktilem Weg ausgeben. Beim Tactile Acoustic Monitor (TAM) vom RNID¹¹⁸ werden Umgebungsgeräusche durch Vibrationen eines Armbands wiedergegeben. Andere Systeme verwenden eine Signal-Armbanduhr, bei der Vibration und optische Anzeigen auf verschiedene Schallereignisse aufmerksam machen (Türglocke, Feueralarm, Baby schreit usw.) [OKS 00, AHG 02].

Die Lokalisierung (räumliche Ortung) von Schallquellen ist nicht nur für vollkommen gehörlose Personen, sondern auch für Personen mit einseitigem Hörverlust (z.B. Personen mit einseitiger CI-Versorgung) unmöglich.

Ein Hilfsmittel zur Richtungsbestimmung von Schallereignissen ist daher hilfreich und wichtig, um beispielsweise:

- innerhalb einer Gruppe die momentan sprechende (für das Lippenlesen) oder gebärdende Person rasch zu finden.
- ein herannahendes Fahrzeug wahrzunehmen und korrekt zu reagieren.
- akustische Gefahrenhinweise einer Richtung zuordnen zu können.

Besonders wichtig ist dies für taubblinde Personen bzw. für gehörlose Personen, die nur über ein sehr eingeschränktes Gesichtsfeld (Tunnelblick) verfügen und daher keine visuellen Eindrücke aus der Peripherie wahrnehmen können.

Bei der in (Abb. C 4.14) gezeigten Lösung wird das Schallereignis über mehrere auf einem Brillengestell montierte Mikrophone aufgenommen und seine Richtung mittels Kreuzkorrelation ermittelt. Vier Vibratoren, die ebenfalls auf dem Brillengestell (je zwei über den Augen und den Ohren) angebracht sind, gestatten die Übermittlung des Richtungseindrucks in 45 Grad Schritten [BOR 01, BOR 01a].

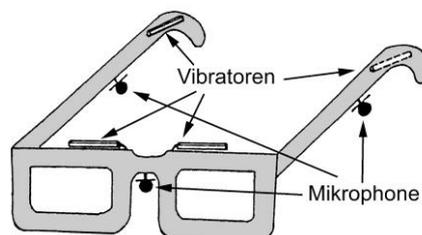


Abb. C 4.14: Brille mit Mikrofonen und Vibratoren zur Bestimmung der Richtung von Schalleindrücken [BOR 01].

4.2.2 Lichtsignalanlagen

Zur Signalisierung ankommender Telephonanrufe werden für hörbehinderte Personen Telefonklingel-Verstärker und Zusatzklingeln eingesetzt. Bei hochgradiger Schwerhörigkeit und Gehörlosigkeit kommen Lichtsignalanlagen zum Einsatz, die das Telefonklingeln (Texttelefon), die Türglocke oder das Schreien ei-

¹¹⁸ RNID = Royal National Institute for the Deaf, Großbritannien.

nes Babys in unterschiedliche Lichtsignale umsetzen. Zur Erregung der Aufmerksamkeit werden entweder gut sichtbare Blitzlampen verwendet (Abb. C 4.15) oder es wird eine Invertierung der Raumbelichtung vorgenommen (bei ausgeschalteter Raumbelichtung, blitzen die Lampen mehrmals kurz auf, bei eingeschalteter Beleuchtung werden sie mehrmals kurz abgedunkelt).



Abb. C 4.15: Lichtsignaleinrichtungen
links und Mitte: AVISO; rechts: Bellux phone-flash relay von LicAudio.

4.2.3 Wecker

Anstelle der sonst üblichen akustischen Wecker stehen für gehörlose und hochgradig schwerhörige Personen Vibrationswecker zur Verfügung. Dabei wird entweder ein Vibrationskissen unter das Kopfkissen gelegt (Abb. C 4.16 links) oder das gesamte Bett auf einen (kräftigen) Vibrator gestellt. Für unterwegs sind Vibrations-Reisewecker als Taschengert (Abb. C 4.16 rechts) oder für das Handgelenk erhältlich.

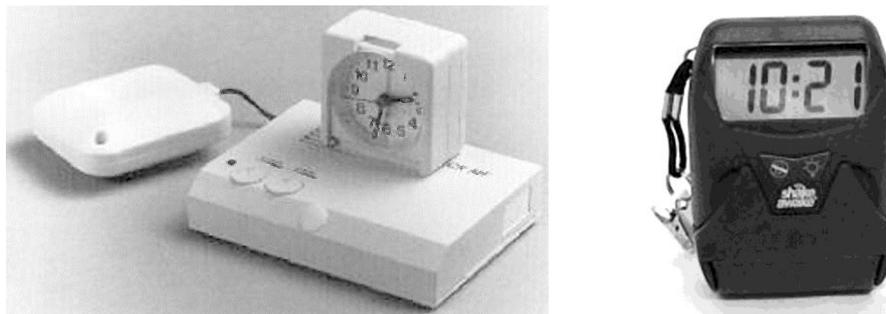


Abb. C 4.16: Vibrations-Wecker
links: Allväck; rechts: Shake-Awake; beide von Lic Audio.

4.3 Motorisch behinderte Personen

4.3.1 Rufsysteme

Für bewegungsbehinderte Personen, die mit dem eigenen Kraftfahrzeug unterwegs sind, ist das Tanken an Selbstbedienungs-Tankstellen in jedem Fall äußerst mühsam oder sogar unmöglich (z.B. wenn dazu erst der Rollstuhl ausgeladen werden muß oder die Zapfsäule vom Rollstuhl aus nicht zugänglich ist).

Da in manchen Gebieten das Tankstellennetz praktisch vollständig auf Selbstbedienung umgestellt wurde, mußte eine Möglichkeit gefunden werden, die es mobilitätsbehinderten Autofahrern / Autofahrerinnen gestattet, auf diskrete Weise (als ohne einfach nur lange genug die Hupe zu betätigen) eine Bedienung zum Fahrzeug zu rufen. Während in Skandinavien Rufsysteme auf Infrarot-Basis eingeführt wurden (ServoLink), kommt in Deutschland mehr und mehr das mit Funk betriebene DRS (Dienst-Ruf-System) zum Einsatz. Die Reichweite des im Auto mitgeführten Senders beträgt rund 150 m. DRS ist derzeit schon an 600 Tankstellen in Deutschland im Einsatz (Abb. C 4.17).

Auch andere Branchen (z.B. Apotheken) bieten vereinzelt die Möglichkeit an, einen Kunden / eine Kundin nach Signalisierung durch Funk direkt am vor dem Geschäft geparkten Kraftfahrzeug zu bedienen.

Modifizierte NC-Werkzeugmaschinen, die über Einzelschalter bedient werden können, gestatten es, auch für hochgradig bewegungsbehinderte Personen qualifizierte Arbeitsplätze einzurichten [ODE 01].

Für bewegungsbehinderte Eltern würden Hilfsmittel zur Pflege von Kleinst- und Kleinkindern dringend benötigt werden, sind aber noch äußerst selten [TUL 99].



Abb. C 4.17: Dienstrufsystem "DRS"
links: Handsender; rechts: Empfangsstation.

4.4 Intellektuell beeinträchtigte Personen

4.4.1 Umgang mit der Zeit

Das Verstehen von Zeit und der Umgang mit der Uhr kann Personen mit intellektueller Beeinträchtigung Schwierigkeiten bereiten. Bei der „Viertelstunden-Uhr“ gibt es für alle Tätigkeiten, die zum geregelten Tagesablauf gehören (Mahlzeiten, Therapiestunde etc.) je eine Piktogramm-Karte, auf der vorher vom Betreuer / der Betreuerin die zugehörige Uhrzeit einprogrammiert wurde. Nach Einschieben der Karte in die „Viertelstunden-Uhr“ zeigt ein Display mit großen Punkten an, wieviele Viertelstunden bis zum entsprechenden Ereignis noch Zeit ist (Abb. C 4.18).

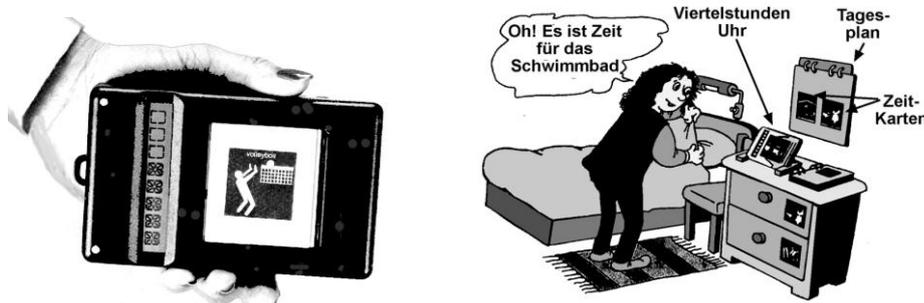


Abb. C 4.18: links: Viertelstunden-Uhr; rechts: Anwendung.

4.4.2 Bewältigung von Abläufen des Alltags

Intellektuell behinderten Personen kann es schwer fallen, bei alltäglichen Abläufen die Reihenfolge der Ausführung einzuhalten. Ein Beispiel dafür kann das Ankleiden sein; die Strümpfe müssen zuerst angezogen werden und erst danach folgen die Schuhe – und nicht umgekehrt. Bei solchen und ähnlichen Abläufen des täglichen Lebens oder auch am Arbeitsplatz kann eine intellektuell beeinträchtigte Person von einem PC (vorteilhaft ein leicht transportabler Palmtop Computer) angeleitet werden, der bei Bedarf mit Bildern und/oder Sprache einen Hinweis auf den nächsten auszuführenden Schritt gibt (*engl.: prompting*).

Im Normalfall wird nach Beendigung eines Arbeitsschrittes der nächste Schritt von der behinderten Person selbst durch Druck auf einen Taster aus dem Rechner abgerufen. Wird eine festgelegte Zeit überschritten, erinnert zunächst der Rechner von sich aus an den nächsten Schritt. Reagiert die Person auch nach einer weiteren Wartezeit noch immer nicht, wird durch den PC eine Betreuungsperson gerufen. Wichtig ist dabei das Aufteilen des Arbeitsablaufs in ausreichend kleine Schritte und die Präsentation der Aufgabe mittels möglichst vieler Modalitäten [BAR 98, KUR 98, FUR 99].

Unter der Bezeichnung ISAAC wurde in Schweden ein speziell auf die Bedürfnisse von kognitiv beeinträchtigten Personen zugeschnittener „PDA“ (Personal Digital Assistant) entwickelt. Das portable Gerät (auf der Basis des Apple-Newton) beinhaltet neben dem Touch-Screen und dem Rechner noch ein Mobiltelefon (für Sprach-, Daten- und Still-Video-Kommunikation) und ein GPS Satellitennavigationssystem. Eine Telefonverbindung lässt sich dabei einfach und verständlich durch das Berühren eines Bildes am Touchscreen herstellen. In Verbindung mit einer Service-Zentrale sollen damit alltägliche Aufgaben gelöst werden, die die behinderte Person sonst vor unlösbare Probleme stellen könnten. Als Illustration der Möglichkeiten siehe Abb. C 4.19.

Das Festhalten von Bildern und Situationen mit der Digitalkamera und das spätere Betrachten unterstützt das Gedächtnis [BAU 95a, JÖN 95, SVE 98].

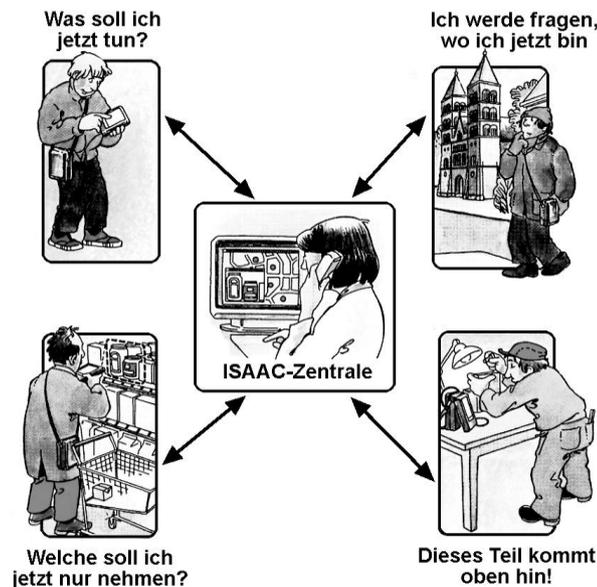


Abb. C 4.19: ISAAC – Ein PDA für behinderte Menschen.

4.4.3 Benennen von Gegenständen

Im Schweizer Projekt B.A.Bar wurde versucht, Personen mit Wortfindungs- und Assoziationsproblemen, wie sie beispielsweise bei Down Syndrom, Autismus, Aphasie oder anderen intellektuellen Behinderungen auftreten können, eine Hilfe beim Benennen von Gegenständen in die Hand zu geben (funktionell ähnlich wie die in Kap. 4.1.7 beschriebenen Hilfen zur Erkennung von Einkäufen und anderen Gegenständen durch blinde Personen). Die zu benennenden Gegenstände werden mit Strichcode-Etiketten versehen. Ein mit Datenbank und Sprachausgabe versehener Barcode-Leser spricht Namen oder Funktion des Gegenstandes aus und stellt damit die Verbindung zwischen einem Objekt und seiner verbalen Bezeichnung her [GAB 02].

4.4.4 Fiebermesser mit Bereichsanzeige

Analoge Skalen bereiten Probleme, weil sie erst vom Anwender / der Anwenderin bewertet werden müssen. Daher ist für Personen mit intellektueller Behinderung auch ein üblicher Fiebermesser nicht direkt verwendbar, da die gemessene Temperatur (Skalenanzeige oder Ziffern) erst interpretiert werden müssen, um eine Aussage zum Gesundheitszustand machen zu können. Viel einfacher und für eine erste Diagnose durchaus ausreichend ist eine Einteilung der Körpertemperatur in drei Bereiche: gesund, geringfügiges Fieber und hohes Fieber. Der Entwurf für ein Fieberthermometer mit diesen Eigenschaften, das nur drei Leuchtdioden mit zugehörigen Bildsymbolen aufweist, ist in Abb. C 4.20 dargestellt [SVE 98].

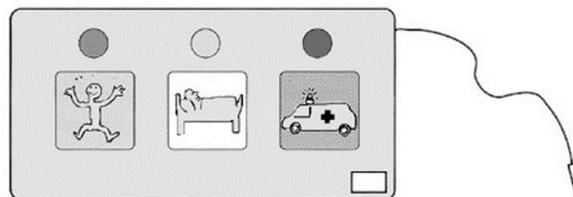


Abb. C 4.20: Fiebermesser ohne "diffuse Grenzen" [SVE 98].

4.4.5 Alarm mit Sprachausgabe

Brandmelder, die nur einen Sirenton abgeben, führen bei intellektuell behinderten Personen meist nicht zur richtigen Reaktion. Sie können eher in Panik versetzen oder zum Versuch führen, das Gerät zum Schweigen zu bringen, anstatt die gewünschte Reaktion auszulösen. Besser ist es daher, den Alarm mit einer Sprachausgabe zu verbinden, durch die (wenn möglich sogar durch eine vertraute Stimme) klare Anweisungen zum Verlassen des Gebäudes gegeben werden. Diese Strategie sollte generell überall dort zum Einsatz kommen, wo mit Menschen zu rechnen ist, die auf ein allgemeines Warnsignal möglicherweise nicht oder falsch reagieren [SVE 98].

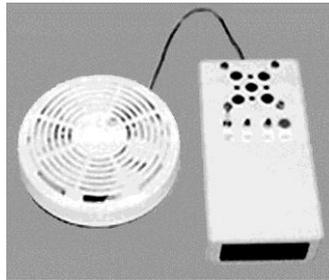


Abb. C 4.21: Brandmelder mit Sprachausgabe (certec).

4.4.6 Hilfen bei Dyslexie

Bei der Textverarbeitung am PC können Menschen mit Dyslexie (Legasthenie) in vielfältiger Weise durch geeignete Software zusätzlich unterstützt werden. Abgesehen von allgemein üblichen Einrichtungen wie Rechtschreib- und Grammatikprüfung sowie Bereitstellung eines Thesaurus mit Vokabelvorschlägen haben sich folgende Möglichkeiten bewährt [RID 99, BER 02]:

- Begleitende Sprachausgabe, bei der das momentan gesprochene Wort im Text (farblich) hervorgehoben wird.
- Begleitende Darstellung des momentan markierten bzw. gesprochenen Wortes durch ein Bild, eine Graphik oder ein Tonsignal.
- Anzeige der zu einem Wort existierenden Homophone (gleichklingende Wörter) zusammen mit Erklärungen bzw. Definitionen.
- Wort bzw. Textvorhersage (siehe dazu auch Teil B, Kap. 2.6.3)
- Buchstabieren des Wortes oder Zerlegung in Silben und silbenweise Darstellung, gegebenenfalls auch Anzeige des Lippenbildes der einzelnen Silben.

Derartige Unterstützung ist nicht nur für Texte, die von der dyslexischen Person selbst erstellt werden, hilfreich sondern kann auch für Texte aus Büchern (die über OCR eingelesen werden müssen) oder elektronische Medien eingesetzt werden.

4.5 Alte Menschen

Für die Aufrechterhaltung der Selbständigkeit von alten Menschen bietet die Technik im Prinzip zahlreiche Möglichkeiten. Dabei treten allerdings zwei gegensätzliche Probleme auf: Einerseits sind auf der Seite der Techniker und Technikerinnen die wirklichen Probleme der älteren Generation nicht in ausreichendem Maße bekannt bzw. es existiert zumindest derzeit noch kein realer Markt für derartige Produkte, der eine natürliche Stimulation der Entwicklung durch Angebot und Nachfrage fördern würde. Andererseits orientiert sich Forschung und Entwicklung sehr oft nur am technisch Machbaren, sodaß Projekte und Produkte entstehen, für die entweder kein Bedarf besteht oder durch die die Nutzer solcher Produkte schlichtweg überfordert sind und zu einer Ablehnung der Entwicklung führen [FRI 99c]. Dabei gilt es aber als gesichert, daß eine Ablehnung von technischen Hilfen durch alte Menschen nicht aufgrund einer allgemeinen Technikverdrossenheit oder gar Technikfeindlichkeit erfolgt, sondern hauptsächlich deshalb, weil das Produkt entweder objektiv keinen entscheidenden Nutzen bringt oder der Nutzen nicht hinreichend vermittelt werden und subjektiv erkannt werden konnte. Nichtsdestotrotz hat Technik für alte Menschen eine große Chance in der Zukunft [WIL 94a, HAI 02].

4.5.1 Notrufeinrichtungen und Monitoring-Systeme

Notrufeinrichtungen, durch die im Falle von kritischen Situationen Hilfe von außen herbeigerufen werden kann, gehören zu den ältesten und heute am meisten verbreiteten technischen Hilfen für alte Menschen. Die Entwicklung hat bereits mehrere Phasen durchlaufen und geht derzeit in Richtung intelligente Notrufsysteme weiter [RUD 01]:

- **Erste Generation:** Einfache drahtgebundene Klingelsysteme, mit denen Hilfe aus der Nachbarschaft gerufen werden kann (ähnlich wie der Schwesternruf in Krankenhäusern und Pflegeeinrichtungen).
- **Zweite Generation:** Weiterleitung des Notrufs über das Telefonsystem (Festnetz oder Mobilnetz); Auslösung eventuell mittels eines portablen Senders (Funk-Taster, Funk-Finger) aber immer durch ein bewußtes, aktives Handeln der um Hilfe rufenden Person.
- **Zukünftige Systeme:** Auslösung durch Sensoren, also auch unanhängig von bewußten Aktionen der Person. Sensoren können dabei einerseits Bestandteil eines "Smart Homes" sein (siehe dazu auch Kapi-

tel 3.1.4), die das Verhalten der Person überprüfen (activity monitor) und bei Abweichungen Alarm geben. Besonders wichtig ist dabei die Erkennung von Stürzen. Andererseits wird in Zukunft am Körper getragenen Sensoren, die wesentliche Vitalparameter (Puls, EKG, Temperatur, Sauerstoffsättigung und Glukosegehalt des Blutes etc.) und Bewegungen sowie Beschleunigungen messen, große Bedeutung zukommen [BER 98a, VLA 98, WIL 98c, WEB 99, DOU 00, MYN 00, MAY 01, MAY 01a, BRA 02, KAU 02, MAY 02, MAY 02b, KAU 03].

Der typische Ablauf eines Notrufs, sowohl für manuelle Auslösung als auch für eine Auslösung über Sensoren oder mittels Auswertung von Parametern aus der Umwelt, ist in Abb. C 4.22 dargestellt [HAM 02].

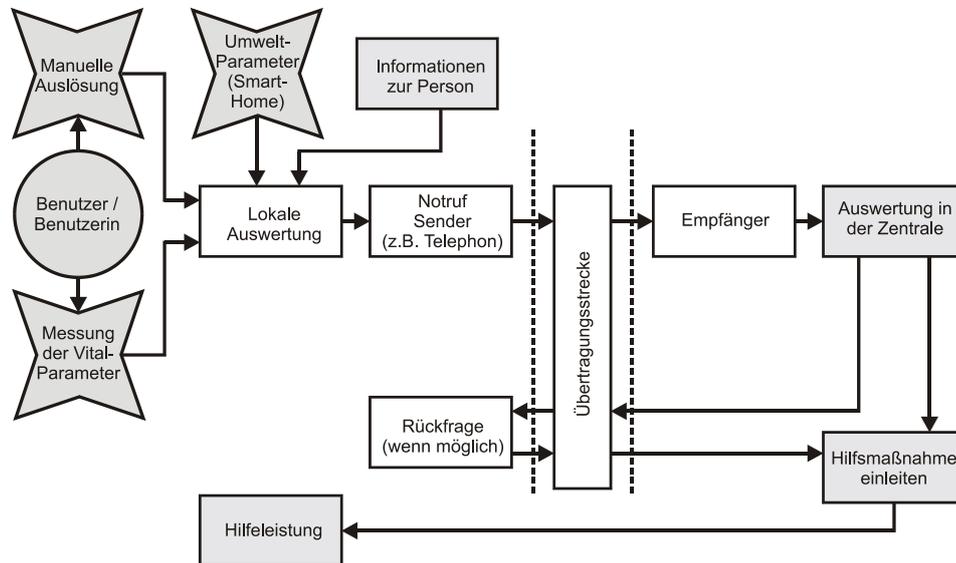


Abb. C 4.22: Ablauf eines Notrufs; nach [HAM 02].

Notrufsysteme sind seit den späten 1970er Jahren (Holland) bzw. frühen 1980er Jahren (Deutschland) in Verwendung. In Österreich bestehen Notrufzentralen seit 1984.

Nach dem Ziel der Rufweiterleitung können folgende Organisationsformen unterschieden werden [WIL 94a]:

- Die Notrufverbindung wird immer und direkt zu einer Rettungszentrale hergestellt. Diese Form ist für Notfälle gut geeignet, da der Notruf ohne Umwege das Ziel erreicht. Da jedoch Notrufsysteme auch sehr oft für soziale Kontakte und Anfragen verwendet werden, würde es rasch zu einer unnötigen Blockierung von Notrufnummern kommen.
- Die Notrufverbindung läuft immer über eine Servicezentrale (Call Centre). Nach dem Entgegennehmen des Anrufes wird entschieden, ob es sich um einen Notfall handelt, der an einen Rettungsdienst weitergemeldet werden soll, oder ob der Anrufer / die Anruferin andere Bedürfnisse hat.
- Die Notrufverbindung erfolgt zu einer privaten Kontaktperson (Verwandte, Nachbarn).
- Es besteht auch die Möglichkeit, mehrere Ziele nacheinander anzuwählen. Meldet sich beispielsweise die private Kontaktperson nicht, wählt das Gerät weitere eingespeicherte Nummern. Kommt noch immer keine Verbindung zustande, wird eine Notrufzentrale mit 24-Stunden Bereitschaft angerufen.

Echte Alarme auf Grund von Notfällen machen den weitaus geringsten Teil der über ein Notrufsystem geführten Anrufe aus. Am häufigsten sind Anrufe zu organisatorischen Fragen, die Suche nach menschlichem Kontakt und ungewollte Fehlalarme. Dazu kommen automatische Anrufe des Systems zur Selbstprüfung oder zur Meldung eines technischen Fehlers (z.B. schwache Batterie im Handsender). Notrufzentralen sollten darauf eingerichtet sein, daß nur etwa 1 % der Anrufe echte Alarme sind [WIL 94a].

a) Stationäre Notruffeinrichtungen

In Europa leben weit mehr als 80% der pflegebedürftigen Personen zu Hause und werden von Angehörigen oder durch mobile Dienste betreut. Die Gewährleistung der persönlichen Sicherheit auch zu Zeiten des Alleinseins ist daher eine bedeutende Frage.

Ein typisches Notrufsystem der zweiten Generation zeigt Abb. C 4.23. Im Falle eines Alarmes wird die in der Zentraleinheit gespeicherte Telefonnummer der Alarmzentrale oder einer Pflegeperson angerufen. Nach Absenden einer Kennung wird zwischen Alarmzentrale und der Zentraleinheit eine Freisprechverbindung eingerichtet. Das Zustandekommen eines Dialoges zwischen der um Hilfe rufenden Person und der Alarmzentrale setzt allerdings voraus, daß die Person in der Lage ist, ein Gespräch zu führen (bei Bewußtsein etc.) und daß sie sich in Ruf- und Hörweite der Zentraleinheit befindet.



Abb. C 4.23: Notruftelefon: links Zentraleinheit; rechts: Handsender (Tiptel Ergovoice CR).

Eine Untersuchung in den Niederlanden ergab, daß zwar rund 3% der alten Menschen über eine Notrufeinrichtung verfügen, aber nur 40% davon den Sender auch tatsächlich immer bei sich tragen. Diese Quote relativiert die Wirksamkeit solcher Systeme wesentlich [BER 98].

b) Mobile Notrufeinrichtungen

Der oben beschriebene Typ von Notrufeinrichtungen ist aufgrund der in der Wohnung fix installierten (und an das PSTN angeschlossenen) Zentraleinheit und der geringen Reichweite des Notrufsenders nur innerhalb der Wohnung oder bestenfalls innerhalb des Grundstückes (Garten, Garage etc.) wirksam.

Um auch solchen alten oder behinderten Menschen, die aufgrund ihrer Mobilität in der Lage sind, das Haus zu verlassen (Einkäufe, Spaziergänge, Besuche etc.), im Gefahrenfalle die Möglichkeit zum Absetzen eines Notrufes zu geben, wurde im EU-Projekt MORE (Mobile Rescue Phone) eine Notrufeinrichtung in ein Mobiltelefon eingebaut (Abb. C 4.24). Um eine rasche und exakte Lokalisation zu ermöglichen, wurde ein GPS Satelliten-Navigationssystem in das Mobiltelefon eingebaut [VLA 98, ZAG 99c, MAY 00, ZAG 00].



Abb. C 4.24: MORE Mobiltelefon mit Notrufeinrichtung und GPS Satellitennavigation.

c) Intelligente Notrufeinrichtungen

Zahlreiche Notfälle können deshalb nicht über ein herkömmliches Notrufsystem gemeldet werden, weil die betroffene Person wegen eines akuten Ereignisses (Sturz, Ohnmacht, Verwirrung etc.) nicht in der Lage ist, den (aktiven) Alarm selbst auszulösen oder weil die kritische Situation nicht rechtzeitig erkannt wurde [BOE 99].

Man bemüht sich daher, ein Monitoring der wichtigsten Vitalparameter und/oder der Aktivitäten im Haushalt (Verknüpfung mit der Smart Home Technologie) in ein Notrufsystem miteinzubeziehen. Typische Aktivitäten, die einfach registriert werden können, sind z.B. das Betreten eines Raumes (Lichtschranke oder Kontaktmatte), das Öffnen des Kühlschranks oder die Betätigung der Wasserspülung. Das Ausbleiben einer solchen Aktivität über eine vorher eingestellte Zeitspanne hinaus, löst das (passive) Alarmsignal aus [STE 93a, VLA 98, WEB 99, MAY 01, MAY 01a, MAY 02, MAY 02b].

Das Absetzen eines Notrufes stellt in gewisser Weise bereits die Extremsituation dar, auf die unbedingt und sofort reagiert werden muß. Für (pflegende) Angehörige ist es aber durchaus auch angenehm und beruhigend, in geeigneter Weise darüber informiert zu werden, daß bei der älteren Person allem Anschein nach alles in Ordnung ist und in den gewohnten Bahnen verläuft.

Während es bei einem Wohnen Tür-an-Tür leicht möglich ist, auf natürliche positive oder alarmierende Zeichen (der Briefkasten wurde ausgeleert, das Licht brennt am Abend, der Fernseher ist aus der anderen Woh-

nung zu hören etc.) richtig zu reagieren, geht diese Möglichkeit bei größerer räumlicher Trennung der Familienmitglieder verloren.

Smart Home Technologie, mit ihrer Fähigkeit, die Bewegungen und das Verhalten einer Person diskret zu monitoren, schafft eine Möglichkeit verschiedene Aspekte des Lebens quantitativ zu bewerten. Dazu zählen insbesondere Aktivität bzw. Mobilität (Welche Bewegungen konnten in Haus registriert werden? Wurden die üblichen Geräte zu den gewohnten Zeiten verwendet? Stimmt der Schlafrhythmus?) und soziale Kontakte (Wurden Telefonate geführt? Hat die Person das Haus verlassen?).

Bei einer Pilotstudie in den Vereinigten Staaten wurden diese Parameter in den Wohnungen von alten Menschen ausgewertet, über das Internet übertragen und auf einem Bildschirm bei den entfernt lebenden Verwandten dargestellt. Um eine elegante aber auch übersichtliche Form der Darstellung anzubieten, zeigt der Bildschirm (LCD-Monitor) im mittleren Bereich ein Portrait der betreffenden Person. Die Bewertungen für die Parameter Gesundheit, Beziehungen, Aktivität und besondere Ereignisse werden am Rand als Icons dargestellt. Aus der Größe des Icons kann auf den Wert des jeweiligen Parameters geschlossen werden. Der Rand des Bildes bietet Platz für 28 an aufeinanderfolgenden Tagen übermittelte Icons, sodaß der Trend eines Parameters über vier Wochen leicht erkannt werden kann (Abb. C 4.25) [MYN 00a, MYN 02, MYN 02a, SAN 02a].



Abb. C 4.25: Digital Family Portrait: Darstellung des Verlaufes des Parameters "Aktivität" in den letzten vier Wochen [MYN 01].

4.5.2 Sicherheits- und Alarminrichtungen

Nicht nur komplexe Lösungen, wie sie die Smart Home Technologie bieten kann, sondern auch einfache Einzelgeräte können zur Sicherheit im Senioren-Haushalt beitragen. Hier seien als Beispiel Vorrichtungen gegen das Überfüllen der Badewanne, gegen falsche (zu hohe) Temperatur und die Überwachung von Herdplatten genannt. Beleuchtungen, die sich automatisch einschalten (über eine Dimmerschaltung, um plötzliche Blendung zu vermeiden), wenn in der Nacht die Toilette aufgesucht werden muß, und die sich bei der Rückkehr ins Bett wieder automatisch ausschalten, können einen entscheidenden Beitrag zur Verringerung des Sturzrisikos leisten [HAG 01, ORP 01].

Auch an eine angemessene Alarmierung bei drohenden allgemeinen Gefahren (Zivilschutz) für jene Personen, die aufgrund von Behinderung und Alter wahrscheinlich nicht von den allgemeinen Alarminrichtungen erreicht werden können, sollte gedacht werden [ISR 93].

4.5.3 Kognitive Orthesen, Gedächtnisstützen

Unter "kognitiven Orthesen" versteht man alle jene (elektronischen) Hilfsmittel, die dazu dienen sollen, das Gedächtnis einer Person zu unterstützen. Zielgruppe sind vornehmlich Personen mit (leichten) Demenzercheinungen, die sich in Form von Vergeßlichkeit bei der Verrichtung von Aktivitäten des täglichen Lebens (ADL und IADL)¹¹⁹ bemerkbar machen.

Wenngleich eine geringfügige Demenz ein selbständiges Wohnen und Leben nicht von vornherein ausschließt, stehen doch die betroffenen Personen oft vor Situationen, in denen sie ohne fremde Hilfe einfach nicht weiterwissen oder die Reihenfolge durcheinanderbringen. Eine Tätigkeit wurde begonnen, kann aber nach einer Unterbrechung selbständig nicht weitergeführt werden. Hier können geeignete Einrichtungen ("Cueing-" oder "Prompting-Devices"), die an den nächstfolgenden Schritt einer Tätigkeit erinnern, besonders bei Routineabläufen wie Benutzung der Toilette, Waschen oder Essenszubereitung Hilfestellung geben [MYN 00, KAU 02, MCC 02, ZAG 02d, KAU 03].

¹¹⁹ Unter dem Begriff ADL = "Activities of Daily Living" werden essentielle Tätigkeiten wie Essen, Trinken, Baden, Benutzung der Toilette, Anziehen, zu Bett gehen etc. verstanden. Mit IADL = "Instrumental Activities of Daily Living" werden weiterreichende Tätigkeiten, die für die praktische Alltagsbewältigung erforderlich sind, bezeichnet, z.B. Essen zubereiten, Geschirr abwaschen, Einkaufen, Betten machen, Fenster putzen, Umgang mit Geld und Medikamenten [WIL 94a, POL 02].

Einfache Systeme, die in jedem Fall ein Erinnerungssignal abgeben (z.B. in Form eines gesprochenen Textes), unabhängig davon, ob es nötig ist oder nicht, und die nach der Ausführung der Aktion eine Bestätigung erwarten, eignen sich eher für jüngere intellektuell behinderte Menschen. Bei dementen Personen sollte durch geeigneten Einsatz von Sensoren und durch "context-aware design" nur dann eine Erinnerung erfolgen, wenn diese auch wirklich nötig ist. Zu frühes, oftmaliges oder gar überflüssiges Erinnern führt zu einem Vertrauensverlust und bewirkt unnötige Abhängigkeit. Auch die Bestätigung der erfolgreichen Aktion sollte über Sensoren ermittelt werden (agent oriented software, künstliche Intelligenz) und nicht von der Person selbst verlangt werden. Bei Nichtbeachten der Erinnerung oder bei Fehlschlagen der Aktion sollte aus dem Kontext heraus geeignete Hilfe angeboten werden [MIH 00, MIH 02, SAN 02a, WHI 02, KAU 03].

Besondere Bedeutung kommt jenen Vorrichtungen zu, die eine zuverlässige Medikamenteneinnahme gewährleisten sollen. Hier kann bei Nichtentnahme des Medikaments bzw. Ausbleiben der erwarteten Reaktion nach einer Aufforderung durch das System auch ein Notruf (siehe Kap. 4.5.1c) ausgelöst werden. Auch an intelligenten Systemen, die mittels Funk-Transpondern das Auffinden von wichtigen, aber häufig verlegten Gegenständen (Schlüssel, Brille etc.) erleichtern sollen, wird gearbeitet [STE 93a, MYN 00, HAG 01, ORP 01, KEM 02].

Einige der im Versuchsstadium stehenden kognitiven Orthesen wurden in Service Roboter (intelligente Rollatoren) integriert, sodaß neben der Funktion des Leitens und Stützens auch das Erinnern wahrgenommen wird (siehe auch Kapitel 2.4) [POL 02, POL 02a].

5. LERNEN, TRAINING, THERAPIE UND SERVICE

5.1 Sprache und Stimme

5.1.1 Sprechtraining, Intonation

Die Zielgruppe für technische Hilfen zur Verbesserung der Artikulation und der Intonation sind vornehmlich gehörlose Kinder und Jugendliche aber auch Personen mit Dysarthrie und Apraxie. Die Aufgabe dieser Hilfsmittel ist es, die verschiedenen Aspekte der Aussprache in einer geeigneten visuellen Form darzustellen und somit einen Ersatz für ein fehlendes auditives Feedback herzustellen. Das ist besonders für die Tonhöhe der Artikulation wichtig, da diese praktisch allein über die Wahrnehmung der eigenen Stimme geregelt wird.

Zu den Funktionen, die auf diese Weise trainiert werden können zählen [VIC 02]:

- Stimmgebung (Phonation, Vokalisation).
- Tonhöhe (Pitch).
- Stimmeinsatz (Intonation).
- Deutlichkeit und Flüssigkeit der Aussprache (Artikulation).
- Betonung und Satzmelodie (Prosodie).

Die visuelle Darstellung dieser Parameter (üblicherweise auf dem Bildschirm eines Computers) wendet sich an zwei Personengruppen:

- Die Personen, die ihr Sprechen verbessern sollen, vornehmlich Kinder.
- Die Therapeuten/innen, die mit diesen Personen arbeiten [WOH 99].

Für übende Kinder ist eine einfache, altersgerechte und die Aufmerksamkeit weckende Form der Darstellung zu wählen. So werden die Parameter entweder in ein Bild oder eine Bildergeschichte eingebaut (Abb. C 5.1) oder dienen zur Steuerung eines Computerspieles. Einige typische Beispiele dafür sind:

- Die Größe eines am Bildschirm gezeigten Luftballons wird proportional zur Lautstärke der Stimme dargestellt. Dadurch entsteht die Assoziation, daß durch laute Aussprache der Ballon stärker aufgeblasen werden kann.
- Steigende Tonhöhe läßt einen Ballon steigen, sinkt der Ton, dann bewegt sich auch der Ballon am Bildschirm nach unten. Durch Variation der Tonhöhe muß ein am Bildschirm fliegender Ballon über Berge und Täler gesteuert werden.
- Eine am Bildschirm dargestellte Cursor-Marke muß durch ein Labyrinth zum Ziel bewegt werden. Anstelle der Verwendung Cursortasten wird jeder der vier möglichen Bewegungsrichtungen ein bestimmter phonetischer Laut zugewiesen. Die Aufgabe besteht nun darin, diese Laute mit möglichst genauer Artikulation in das Mikrophon zu sprechen, sodaß sich die Cursor-Marke in die gewünschte Richtung bewegt (Abb. C 5.2).
- Darstellung eines virtuellen Gesichtes, bei dem einerseits die für die korrekte Artikulation wesentlichen Gesichtszüge und Bewegungen dargestellt werden, andererseits auch (quasi wie in einem Röntgenbild) jene Teile des Vokaltraktes gezeigt werden, die sonst dem Blick entzogen sind [VIC 02].

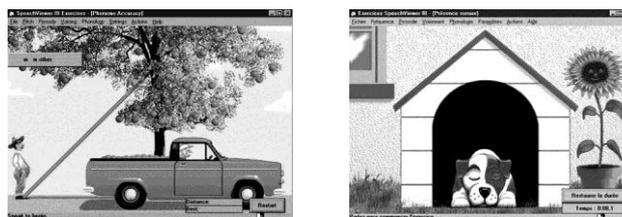


Abb. C 5.1: Bildliche Darstellung von Sprechparametern für Kinder (Speech-Viewer / Sprechspiegel von IBM).

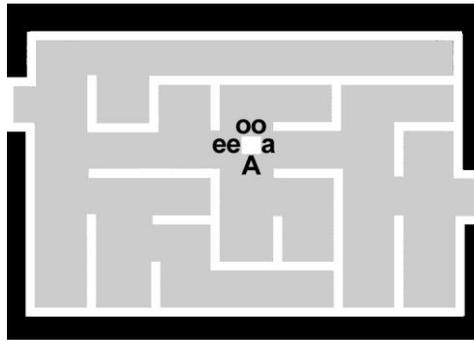


Abb. C 5.2: Phonetisches Labyrinth-Spiel (Speech-Viewer / Sprechspiegel von IBM).

Für den Therapeuten / die Therapeutin sind wissenschaftliche Darstellungen der Sprechparameter vorgesehen, wie Sonogramm, Spektrogramm, Oszillogramm, sowie dynamische Spektren und Hüllkurven. Dabei kann auf einem geteilten Bildschirm ein visueller Soll-Ist-Vergleich vorgenommen werden, indem sowohl die Aussprache des Therapeuten / der Therapeutin und der üben Person übereinander dargestellt werden (Abb. C 5.3) [WOH 99].

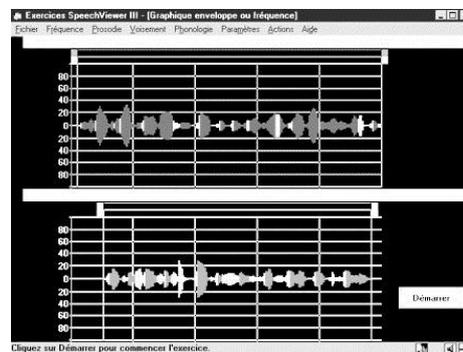


Abb. C 5.3: Vergleichende Darstellung der Oszillogramme des Therapeuten / der Therapeutin und der üben Person (Speech-Viewer / Sprechspiegel von IBM).

Bei prälingual erlaubten Kindern tritt meistens ein unnatürlich hoher Tonfall sowie das Fehlen der sprachlich bedeutsamen Tonvariationen (Prosodie) auf. Beim "Intonation-Meter" erfolgt eine visuelle Darstellung der Tonhöhenkurven in stark vereinfachter und geglätteter Form, sodaß sie leicht erkannt werden können [SPA 94].

Einfachere Geräte dienen zum Üben einzelner Parameter, wie z.B. das S-Meter, mit dem die Phonation von "s"-Lauten geübt werden kann (Abb. C 5.4).



Abb. C 5.4: Trainingsgerät für "s"-Laute, S-Meter von Novel.

Außer dem meist verwendeten visuellen Feedback ist Sprechtraining auch mit vibrotaktilen Feedback möglich [IFU 98].

5.1.2 Unterstützung des Spracherwerbs, Sprachheilunterricht

Durch den Einsatz von Multimedia-PCs kann das im Sprachheilunterricht übliche Tonträgermaterial nicht nur leicht adressierbar verwaltet werden, sondern es können durch Programmierung leicht Übungen zusammengestellt werden, die dann auch ohne die persönliche Anwesenheit des Therapeuten / der Therapeutin einsetzbar sind [WOH 99].

Typische Aufgaben dienen:

- der akustischen Wahrnehmungsschulung.
- der Begriffserweiterung.
- dem Erwerb der Schriftsprache.

Bei gehörlosen Jugendlichen ist es nicht selten, daß auch nach dem üblichem Schulabschluß die Sprachkompetenz und Leseleistung deutlich unter dem Durchschnitt liegen und für den Alltag und den Arbeitsmarkt nicht ausreichend sind.

Eine Verbesserung der Sprachkompetenz und der Leseleistungen, insbesondere die Erweiterung des Wortschatzes von gehörlosen Kindern und Jugendlichen ist das Ziel verschiedener multimedialer Sprachkurse. Bei "GEBILEX" werden Begriffe nicht nur in Form eines Bildwörterbuches und durch Textbeispiele erklärt, sondern zusätzlich durch Darstellung des Lippenbildes und der Übersetzung in Gebärde. Für Personen mit Hörrest wird der Text mit gesprochener Sprache hinterlegt. [REH 99, WOH 99, KRO 00a].

Für Kinder mit spezifischen Sprachbehinderungen (SLI = *specific language impairment*) steht der Erwerb von Zeitwörtern (Verben) im Zentrum der therapeutischen Intervention. Weil mittels Computeranimation Tätigkeiten, die durch Verben ausgedrückt werden, besonders gut dargestellt werden können, ist der PC ein hervorragendes Hilfsmittel, um diesen Aspekt der Sprache zu veranschaulichen und zu trainieren [WIL 98].

Eine weitere Ursache für Sprachstörungen von Kindern wird in einer mangelnden Fähigkeit bei der Segmentierung und zeitlichen Diskrimination bei der Wahrnehmung schneller Phoneme vermutet. Dies führt über ein schlechtes auditives Sprachverständnis zu verzögertem und mangelhaftem Spracherwerb. Für diese Kinder empfiehlt sich ein Sprachtraining mit Hören von gesprochenen Texten, bei denen zuvor durch elektronische Sprachsignalverarbeitung eine Verdeutlichung bei den schnellen lautlichen Elementen vorgenommen wurde (z.B. zeitliche Dehnungen, Modifikation in der Hüllkurve) [NAG 98].

Bei Aphasie (insbesondere zum Wiedererwerb der Sprache nach Verlusten durch einen Schlaganfall) bewähren sich PC-gestützte Übungen zu Themen wie [WOH 99]:

- Syntax und Präpositionen, ordnen von Wörtern und Sätzen.
- Finden von gegensätzlichen Adjektiven.
- Zuordnung von Wörtern zu dargestellten Bildern.
- Finden von logischen Zusammenhängen.
- Füllen von Lückentexten.
- Heraussuchen von zueinander passenden bzw. unpassenden Begriffen.

5.1.3 Lippenlesen und Gebärdensprachen

Die Fähigkeiten beim Lippenlesen und bei der Verwendung einer Gebärdensprache können mittels Training am Multimedia-PC verbessert werden. Programme, die zu bestimmten Vokabeln eines Lexikons oder zu frei eingegebenen Texten auf dem Bildschirm ein animiertes virtuelles Gesicht darstellen, auf dem die zugehörigen Lippenbilder gezeigt werden, gestatten ein systematisches Verbessern des Lippenlesens [BOT 92, BOT 94, SPR 01].

Multimediale Unterstützung beim Lernen von Gebärden dient einerseits dazu, das Gebärden-Vokabular zu erweitern und sich bestimmte Fachausdrücke anzueignen, andererseits auch um Betreuungspersonen und Familienangehörigen von gehörlosen Personen einen leichteren Einstieg in die Gebärdensprache zu ermöglichen [DOT 96, IKE 96]. Es werden dabei entweder aufgezeichnete Videosequenzen [GEO 96] oder virtuelle Personen (Avatars) verwendet [LOS 00]. Das ÖGS-Gebärdenlexikon "MUDRA" enthält z.B. etwa 10.000 ausgewählte und als Video-Sequenz aufgezeichnete Gebärden. Solche Gebärden-Lexika können auch einen "bidirektionalen" Zugang zum Lexikon gestatten. Das bedeutet, daß nicht nur die Gebärden zu einem als Text eingegebenen Wort der Lautsprache nachgeschlagen werden können, sondern daß auch nach Eingabe einer Gebärdensbeschreibung der zugehörige Begriff der Lautsprache gefunden werden kann [GEO 01]. Die Abb. C 5.5 zeigt ein Beispiel für die Deutsche Gebärdensprache (DGS).



Abb. C 5.5: Gebärdenkurs und Lexikon (DGS Kurs 777).

5.2 Kognition und Assoziation verbessern

Der Einsatz von Computern als therapeutisches Hilfsmittel für intellektuell beeinträchtigte Personen gehört mit Sicherheit in das Gebiet der Medizintechnik. Andererseits sind es praktisch dieselben Hilfsmittel, die als Trainingsprogramme auch am PC zu Hause Anwendung finden und somit sehr wohl auch der Rehabilitationstechnik zuzuordnen sind, da sie ja eine Hilfe zur Selbsthilfe bzw. ein Hilfsmittel innerhalb der Familie darstellen.

Besondere Bedeutung haben hier natürlich alle interaktiven und auf Multimedia-Technik aufbauenden Programme, da damit eine Stimulation über mehrere Kanäle erfolgt. Virtuelle Realität (VR) wird gerade auf diesem Gebiet in Zukunft eine bedeutende Rolle spielen.

Der Computer als Trainer hat den Vorteil, daß er zu jeder beliebigen Zeit verfügbar ist, daß er objektiv und vor allem geduldig reagiert und daß in vielen Fällen das Fehlen einer Beobachtung durch einen Lehrer / eine Lehrerin oder einen Therapeuten / eine Therapeutin zum Abbau von Hemmschwellen beiträgt und eine höhere Kommunikationsbereitschaft bewirkt. Trotzdem werden von vielen Programmen Erfolgsprotokolle angefertigt, die dem Therapeuten / der Therapeutin Einblick in die Fortschritte des Patienten / der Patientin gestatten.

Von den vielfältigen Aufgaben, die von Therapie- und Trainingsprogrammen erfüllt werden, seien hier nur einige explizit angeführt [GRI 94, ADL 96, GAD 96, CRE 98, BLE 00, BLE 01c, PRA 01, PRA 02]:

- Entwicklung kognitiver Fähigkeiten, Bewußtmachung der visuellen Umwelt, Verbesserung der Farbwahrnehmung.
- Visuelle Aufmerksamkeit, visuelles Gedächtnis, visuelles Unterscheidungsvermögen, Raumerfahrung (wo ist links, wo ist rechts?).
- Reaktionsvermögen, Zuordnungen, Ereignisse in die korrekte zeitliche Reihenfolge bringen.
- Hand-Auge-Koordination, Lokalisation von (bewegten) Objekten - Verwendung eines Touch-Screens.
- Verständnis von Ursache und Wirkung, Zeitbegriffe, die Uhr.
- Erinnerungsvermögen, Konzentration (Abb. C 5.6).

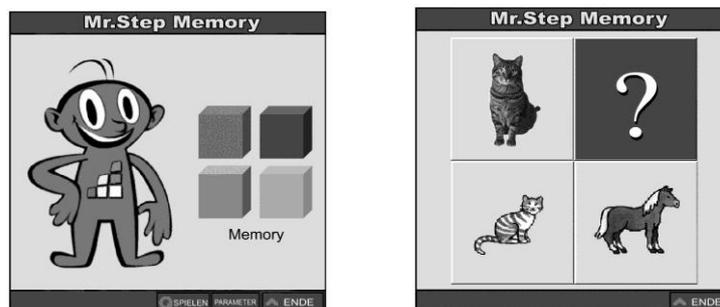


Abb. C 5.6: Beispiel für ein Trainingsprogramm (Mr. Step von ARCS).

Besondere Erwähnung soll hier das PC-gestützte visuelle Restitutionstraining finden, das für Personen mit Gesichtsfeldausfällen (Hemianopie, Skotom, Tunnelblick) nach Hirnläsionen entwickelt wurde. Bis 1980 galten solche Sehschädigungen als irreversibel und nicht heilbar.

Nach einer individuellen Gesichtsfeldmessung wird das Trainingsprogramm für die Übungen am PC zu Hause so konfiguriert, daß die Übergänge zwischen den normalsichtigen und den gestörten Bereichen durch visuelle Reize vom Bildschirm gezielt stimuliert werden. Dabei wird die Neuroplastizität des visuellen Systems ausgenutzt und es kommt zur Aktivierung von Neuronen in teilgeschädigten Bereichen und wahrscheinlich auch zur Beteiligung von horizontalen neuralen Verbindungen, wodurch sonst unterschwellige Reize über die Wahrnehmungsschwelle angehoben werden. Damit kann nach zweimonatigem Training im Schnitt eine Vergrößerung des Gesichtsfeldes um 5° erreicht werden [SUS 98, BOO 02].

Die Raumvorstellung von blinden Kindern läßt sich durch ein Spiel verbessern, bei dem das Kind Bauklötze aufgrund von gesprochenen Anweisungen des Computers zusammenstellen muß. Über eine Kamera und ein Bilderkennungssystem bewertet der Computer den Erfolg des Kindes und gibt ein entsprechendes auditives Feedback [SHI 99].

5.3 Tinnitus

Etwa 50 bis 60% aller hörbehinderten Personen sind von Tinnitus (Ohrgeräuschen) betroffen, etwa 90% der Personen, die unter Tinnitus leiden, verzeichnen irgend eine Art von Hörverlust. Die Folge der dauernden Ohrgeräusche sind Streß und Schlaflosigkeit (siehe auch Teil A, Kap. 3.4.15).

Die technische Methode zur Bekämpfung von Tinnitus ist die Maskierung des Ohrgeräusches durch einen anderen externen Schall, der angenehmer als der Tinnitus selbst ist, sodaß dieser auf diese Weise leichter oder sogar automatisch ignoriert werden kann. Dazu bieten sich drei Möglichkeiten an [VER 95, LEB 01]:

- Liegt die Tonhöhe des Tinnitus unter 4 kHz und weist die betroffene Person einen Hörverlust auf, dann kann bereits ein korrekt angepaßtes Hörgerät durch die natürliche Verstärkung von Umweltgeräuschen zu einer Maskierung des Tinnitus führen.
- "Tinnitus Masker" sind elektronische Schallquellen, die üblicherweise im Gehäuse eines HdO (BTE) oder ITE Hörgerätes Platz finden. Sie erzeugen einen Ton, der etwa 8 dB über der Hörschwelle für die betreffende Frequenz liegt.
- "Tinnitus Instrumente" sind Kombinationen aus Hörgerät und Tinnitus Masker, sie dienen also sowohl der Kompensation des Hörverlustes und der Maskierung des Tinnitus durch ein aktives Tonsignal.

Für die korrekte Einstellung eines Tinnitus Maskers muß die Intensität und die Tonhöhe des empfundenen Hörgeräusches möglichst genau festgestellt werden, wofür sich computergestützte Testverfahren anbieten [HEN 01].

Bei Versuchen mit Cochlea Implantaten wurde festgestellt, daß bestimmte elektrische Stimulationen ebenfalls dämpfend auf den Tinnitus wirken können [IFU 98].

5.4 Telematisches Service, Telebetreuung

Viele technische Hilfen für Menschen mit Behinderungen haben den Vorteil, daß sie kosteneffizient und flexibel mit mehr oder minder herkömmlichen PCs und der für die Anwendung passenden Software realisiert werden können. Das bedeutet einerseits, daß ein derartiges Hilfsmittel für die private Anwendung im eigenen Haushalt oder am Arbeitsplatz bestens geeignet ist, andererseits daß durch den PC-Einsatz leicht Anpassungen des User-Interfaces oder der gesamten Anwendung vorgenommen werden können.

Besonders Hilfsmittel für Kommunikation, Umgebungssteuerung und Training sollten mehr oder minder laufend an die sich verändernden Anforderungen des Benutzers / der Benutzerin angepaßt werden. Bei Kommunikationshilfen wird vor allem eine permanente Anpassung des Wortschatzes oder der zur Verfügung gestellten Phrasen oder Symbole erforderlich sein, während die Konfiguration von Umgebungssteuerungen bei allen Veränderungen der eingesetzten Zielgeräte modifiziert werden muß.

Bei Hilfsmitteln für Therapie und Training muß üblicherweise in regelmäßigen Abständen der Therapieerfolg aus dem Logbuch angefragt werden und es müssen die späteren Übungseinheiten auf diesen erzielten Erfolg hin abgestimmt werden.

Am Beispiel der Umgebungssteuerung von Abb. C 3.5 ist ersichtlich, daß zwar gewisse Einstellungen am System durch die betreuende Person bzw. durch den behinderten Menschen selbst vorgenommen werden kön-

nen, daß aber für tiefere Eingriffe in das Applikations-Interface die Hilfe des System-Administrators / der System-Administratorin erforderlich sein wird.

Für solche Tätigkeiten wird jedoch in der Regel niemand vor Ort sein, der diese Arbeiten kurzfristig und ohne nennenswerte Wegekosten verrichten kann. Somit sind Anpassungen der Konfiguration, Fehlerbehebungen und technische Hilfestellungen an Hilfsmitteln mit oft nicht unerheblichen Kosten verbunden und in vielen Fällen sind solche Kosten in einem solchen Maße prohibitiv, daß die erforderlichen Arbeiten unterbleiben, das Hilfsmittel mehr und mehr an Effizienz verliert und schließlich nicht mehr verwendet wird.

Eine Lösung dieses Problems kann durch telematische Fernbetreuung des Hilfsmittels und seiner Anwender/innen erreicht werden. In ähnlicher Weise, wie das auch bei Industrieanlagen heute praktiziert wird, wird durch eine telematische Verbindung (PSTN / Modem, ISDN oder Internet) gewissermaßen das Interface (oder die Interfaces) des Hilfsmittels von einem anderen Ort aus zugänglich gemacht (Desktop-Sharing, Application-Sharing) [PAN 00b, HOC 01a, PAN 01b, PAN 01c, HIN 02].

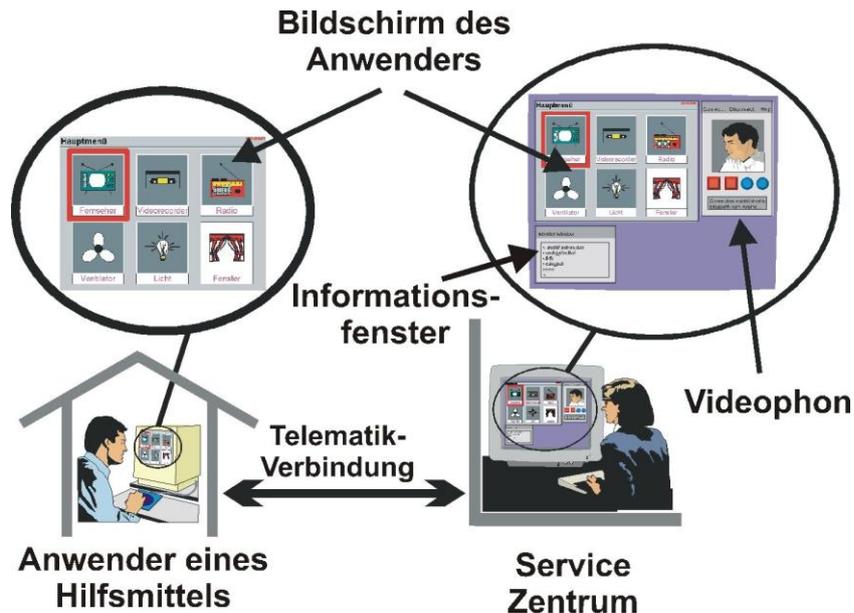


Abb. C 5.7: Telematische Fernbetreuung von Rehabilitationstechnik im Projekt RESORT [ZAG 02e].

Es muß aber dabei bedacht werden, daß jede Art von Fernbetreuung von reha-bilitationstechnischen Produkten eine sensible Angelegenheit ist, bei der in hohem Maße auf die Anwender/innen und ihre Behinderung Rücksicht genommen werden muß. Aus diesem Grund muß die Kontaktaufnahme mit jener Stelle, von der aus die Fernbetreuung durchgeführt wird, für die behinderte Person oder deren Betreuung transparent, einsichtig und verständlich sein. Es muß in jedem Fall vermieden werden, daß Arbeiten am System ohne Auftrag und Einwilligung des Anwenders / der Anwenderin erfolgen können und daß sensible Daten auf diese Weise in unbefugte Hände gelangen.

Als vorteilhaft hat es sich erwiesen, zwischen dem PC des Anwenders / der Anwenderin und der Servicestelle eine Videotelephonverbindung einzurichten. Das Sehen-Können der Gegenstelle schafft auf der einen Seite eine viel bessere Vertrauensbasis und gewährt auf der Seite der Service-Stelle einen besseren Einblick in die Situation auf der Anwender(innen)-Seite [PAN 02b, PAN 02c, PAN 02d, PAN 02e].

Die Erfahrung aus einschlägigen Pilot-Installationen zeigt, daß es für erfolgreiche technische Hilfsmittel nicht allein ausreicht, optimal gestaltete User-Interfaces für die Personen vor Ort – also die behinderten Menschen und deren Betreuer/innen – zu schaffen, sondern daß es auch erforderlich ist, Vorkehrungen zu treffen, daß entsprechende telematische Interfaces eingerichtet werden, über die eine Betreuung über räumliche Entfernungen hinweg effizient und kompetent sichergestellt werden kann.

TEIL-D – ANHÄNGE

1. MEDIZINISCHES GLOSSAR

In diesem Abschnitt sollen einige typische medizinische Fachvokabel bzw. in medizinischen Begriffen verwendete Silben und Wortteile angeführt, erklärt und anhand von Beispielen illustriert werden. Die Listen erheben keinerlei Anspruch auf Vollständigkeit sondern sollen bei der Besprechung von Behinderungen bzw. deren Ursachen das Verständnis für die dabei verwendeten Fachbegriffe erhöhen. Gerade die Kenntnis häufig verwendeter Silben und Wortteile macht eine Einordnung der medizinischen Fachbegriffe leichter.

1.1 Häufig verwendete Wörter und Wortteile

1.1.1 Typische medizinische Vorsilben und Wortteile

Wort-(teil)	Bedeutung	Beispiel	Bedeutung
a...	miß..., un..., (Negation)	Amelie	Fehlen von Gliedmaßen
acu..., aku...	Nadel	Akupunktur	Behandlung mit Nadelstichen
aku(st)...	hören	Presbyakusis	Altersschwerhörigkeit
all(o)...	anders (beschaffen), verschieden	Allästesie	Wahrnehmung eines Reizes in ungewöhnlicher, fremder Form
ambly...	schwach	Amblyopie	Schwachsichtigkeit
angin...	beengen	Angina pectoris	Brust-, Herzenge
angio...	Gefäß	Angiographie	rönt. Gefäßdarstellung
arthri.../arthro...	Gelenk	Arthritis	Gelenksentzündung
asthen...	kraftlos	Myastenie	Muskelschwäche
audio...	hören	Audiometrie	Messung der Hörleistung
blast...	wachsen	Blastom	Geschwulst
brady...	langsam, träge	Bradykinese	Verlangsamte Bewegungen
cerebro..., zerebro	Gehirn	Zerebralparese	Gehirnschaden (Lähmung)
chrom(at)o...	Farbe	Achroma(top)sie	Farbenblindheit
cortico...	Rinde	visueller Cortex	Sehrinde (Großhirn)
cyto..., zyto...	Zelle, Höhle	Zytoplasma	Zellplasma
daktyl...	Finger, Zehe	Adaktylie	Fehlen von Fingern
dendr...	Baum	Dendriten	baumförmige Nervenverästelungen
derm(at)...	Haut	Epidermis	Oberhaut, Deckhaut
dys...	übel..., miß...	Dysmelie	Mißbildung von Gliedmaßen
ektro...	frühgeboren	Ektrodaktylie	unvollständige Entwicklung oder Fehlen von Fingern oder Zehen
encephal..., encephal...	Gehirn	Enzephalographie	Aufzeichnung von Gehirnströmen
gero(nto)...	alt, Greis	Gerontechnologie	Technik für alte Menschen

Wort(-teil)	Bedeutung	Beispiel	Bedeutung
gloss..., glott...	Zunge	Glossospasmus	Krampf der Zungenmuskulatur
haem(o)...	Blut	Hämoglobin	roter Blutfarbstoff
hapto...	anheften, berühren	haptische Wahrnehmung	Wahrnehmung über den Tastsinn
helico...	Gewinde, Spirale	Helikotrema	Ende der Cochlea (Schnecke im Ohr)
hemi...	halb	Hemiparese	(inkomplette) halbseitige Lähmung
hist(i)o...	Gewebe	Histologie	Lehre von den Geweben
ideo...	begrifflich, mit einer Idee im Zusammenhang stehend	Ideogramm	Schriftzeichen, das einen ganzen Begriff darstellt
idio...	eigentümlich, eigen, spezifisch, zu einer bestimmten Art gehörend	Idiolalie idiopathisch	eigenständig, individuell ausgebildete (eigentümliche) Sprache ohne erkennbare Ursache entstanden
infant...	sehr jung, kleines Kind	infantile Zerebralparese	zerebrale Kinderlähmung
kephal..., zephal...	Kopf	Hydrozephalus	Wasserkopf
kerat(o)...	Horn	Keratoplastik	Hornhauttransplantation
kines..., kinet...	Bewegung	Akinese	Bewegungslosigkeit, Starre
kutan...	Haut	subkutan	unter die Haut
lalo...	sprechen, plaudern	Dyslalie	Stammeln, Artikulationsstörung
melus..., melie...	Glied	Dysmelie	Mißbildung von Gliedmaßen
my(o)...	Muskel	Myastenie	Muskelschwäche
myel...	Mark	Poliomyelitis	spinale Kinderlähmung
neur(o)...	Sehne, Nerv	Neuritis	Nervenentzündung
nystagm(o)...	Nicken	Nystagmus	Augenzittern
oculo..., okulo...	Auge	Okulomotorik	Augenbewegungen
olig(o)...	wenig, klein	Oligoarthritis	Arthritis weniger Gelenke
op..., opt...	Auge, Sehen	Nervus opticus	Sehnerv
ophthalm...	Auge, Augenkrankheit	Ophthalmologe	Augenarzt
ost(eo)...	Knochen	Osteoporose	Verlust von Knochensubstanz
ot(o)...	Ohr	Otitis media	Mittelohrentzündung
par(a)	neben, abweichend, teilweise, wechselseitig	Paraparese	unvollständige (teilweise) Lähmung
pero...	verstümmelt	Peromelie	Verstümmelung von Extremitäten
phot...	Licht, Helligkeit	photopisches Sehen	Sehen bei Tageslicht
polio...	grau	Poliodystrophie	Degeneration der grauen Substanz
poly...	viel, zahlreich	Polyarthrose	Arthrose vieler Gelenke
prax...	Tätigkeit	Apraxie	Störungen von Handlungen/Tätigkeiten
presby...	alt	Presbyakusis	Altersschwerhörigkeit
skler...	hart	Sklerose	krankhafte Verhärtung eines Organs
skot...	Dunkelheit	skotopisches Sehen	Sehen bei Dämmerung
spasmo..., spast...	Zuckung, Krampf	Laryngospasmus	Stimmritzenkrampf

Wort-(teil)	Bedeutung	Beispiel	Bedeutung
sthen...	Kraft, Stärke	Asthenie	schnelle Ermüdbarkeit, Kraftlosigkeit
tomo...	Schnitt, Schneiden	Laryngektomie	operative Kehlkopfentfernung
ton(o)...	Spannung, Kraft	Hypertonie	Bluthochdruck
vas...	Gefäß	Vasodilatation	Gefäßdehnung
viscer...	Eingeweide		
vitro...	Glas	Corpus vitreum	Glaskörper des Auges
xero...	trocken	Xerodermie	Trockenheit der Haut

1.1.2 Typische medizinische Nachsilben

Nachsilben	Bedeutung	Beispiel	Bedeutung
...gen	erzeugen	karzinogen	Krebs hervorrufend
...grad	schreiten	retrograde Amnesie	Gedächtnisverlust für Ereignisse vor der Schädigung
...itis	Entzündung	Meningitis	Hirnhautentzündung
...lepsie	Ergreifung, Anfall	Epilepsie	Anfallsleiden
...lexie	Sprechen, Reden	Dyslexie	Leseleistungsschwäche
...melie	...gliedrigkeit, auf Gliedmaßen bezogen	Dysmelie	Fehlbildung von Extremitäten
...om(a)	Geschwulst	Hämatom	Bluterguß
...opsia	Sehen	Hemianopsie	halbseitiger Gesichtsfeldausfall
...ose, ...osis	Krankheit	Toxikose	durch Gift verursachte Krankheit
...pathia	Leiden	Retinopathie	nichtentzündl. Netzhauterkrankung
...phobie	Furch, Flucht, Scheu	Photophobie	Lichtscheu

1.2 Bezeichnungen für Richtungen, Bezüge, Verhältnisse

Richtung, Bezug, Verhältnis etc.	Bedeutung	Beispiel	Bedeutung
afferent	(hin)zuführend	afferenter Nerv	Nerv von der Peripherie zum ZNS
akut	plötzlich auftretend	akute Galle	Spontanschmerz im Oberbauch
ante...	vor		
anterior	vorderer		
anti...	entgegen		
apo...	(von...) weg, ab		
ascendens	aufsteigend		
auti.../auto...	selbst, unmittelbar		
chronisch	sich langsam entwickelnd		
co..., com..., con...	mit		
contra	gegen(über)	contralateral	auf der gegenüberliegenden Körperseite

Richtung, Bezug, Verhältnis etc.	Bedeutung	Beispiel	Bedeutung
cranial	kopfwärts		
deferent	hinabführend		
descendens	absteigend		
dext(e)ro...	rechts		
dia...	hindurch, während, auseinander		
distal	ferne, vom Rumpf entfernt gelegen		
dominant	hervortretend	dominant vererbt	Manifestation eines Merkmals möglich, auch wenn es nur von Vater ODER Mutter vererbt wurde
dorsal	nach dem Rücken hin		
e..., ex..., eff...	aus, heraus		
efferent	herausführend	efferenter Nerv	Nerv vom ZNS zur Peripherie
ek...	aus, heraus	Ektomie	operative Entfernung, Herausschneiden
end(o)...	innen, darinnen	Endoprothese	implantierte Prothese
epi...	darauf, an, neben, während	Epithese	außen aufgesetztes (kosmetische) Prothese
exo...	außen, heraus		
hyp(o)...	darunter, unterhalb	Hypotonie	niederer (Blut-) Druck
hyper...	über (hinaus), übermäßig, oberhalb	Hypertonie	Bluthochdruck
in...	an, auf, in // un..., nicht, ohne	Insuffizienz	ungenügende Leistung eines Organs
inferior	der untere		
infra...	unten, unterhalb		
inter...	zwischen, während		
intra...	innerhalb, hinein	intramuskulär	(Injektion) in den Muskel
ips...	selbst, von selbst	ipsilateral	auf der selben Körperseite
iso...	gleich, ebensogroß	isotonisch	gleicher osmotischer Druck
kaudal	fußwärts oder abwärts liegend		
kongenital	angeboren		
lateral	seitlich		
lord(o)...	vorwärts gekrümmt		
lumbal...	Lende		
magno..., mega...	groß	magnozellulär	aus großen Zellen bestehend
medial	nach der Mittelebene des Körper hin		
mes(o)...	mittlerer, mitten	mesopisch	Bereich zwischen photopischem und skotopischem Sehen
met..., meta...	inmitten, zwischen, hinten		
ortho...	aufgerichtet, gerade		
pan...	ganz, gesamt, alles		
par(a)...	(da)neben, darüber hinaus	Paraplegie	vollständige Lähmung symmetrischer Extremitäten
parvi..., parvo...	klein	parvozellulär	aus kleinen Zellen bestehend

Richtung, Bezug, Verhältnis etc.	Bedeutung	Beispiel	Bedeutung
per...	durch, hindurch, ganz, gänzlich		
peri...	ringsum, um .. herum	Perilymphe	
poly...	viel, groß, zahlreich		
posterior	der hintere		
postnatal	nach der Geburt		
prae...	vor		
pränatal	vor der Geburt		
pro...	vor, vorher, anstatt		
progredient	fortschreitend	Progredienz	Das Fortschreiten einer Krankheit
proximal	nahe, rumpfwärts gelegen		
re...	zurück, entgegen, wieder, erneut		
Remission	das Zurückgehen, das Nachlassen		
retro...	zurück, nach hinten	retrograde Amnesie	
rezessiv	zurücktretend	rezessiv erblich	Manifestation des Merkmals (der Krankheit) nur, wenn von Vater und Mutter vererbt
rezidivierend	wiederauftretend		
sinist...	links		
spinal	zum Rückgrat/ Rückenmark gehörend	Spinalnerven	Rückenmarksnerven
steno...	eng, schmal		
sub...	unter, unterhalb	subkutan	(Injektion) unter die Haut
super...	oben, drüber		
superior	der obere		
supra...	oberhalb, oben, darüber hinaus		
syn..., sym...	zusammen, zugleich		
tachi..., tachy..., tacho...	schnell	Tachykardie	Anstieg der Herzfrequenz
tard...	langsam	Retardierung	Verlangsamung einer Bewegung oder Entwicklung
tele..., telo...	fern, Endpunkt, Ziel		
trans...	jenseits, über		
transversal	horizontal verlaufend	Transversalebene	horizontale Ebene durch den Körper

1.3 Schädigungen

Medizinischer Fachausdruck	Englisch	Auswirkung	Vorkommen / Ursache / Ätiologie
Abasie	abasia	Vollkommene Unfähigkeit zu gehen	z.B. bei Ataxie, Paraplegie, Chorea Huntington
Abulie	abulia	Krankhafte Willensschwäche, Entschlußunfähigkeit	bei depressiven Zuständen, schizophrenen Psychosen, Hirntrauma
Achromatopsie (Farbenblindheit)	achromatopsie (colour blindness)	Vollständige Unfähigkeit der Farbwahrnehmung; nur Unterscheidung von Helligkeitswerten	z.B. Netzhauterkrankungen, Schädigungen der Sehbahn oder des visuellen Cortex
Agenesie	agenesis	Vollständiges Fehlen einer Gewebe- oder Organanlage; Hemmungsfehlbildung	Mechanische und genetische Faktoren
Agnosie	agnosia	Störung des Erkennens trotz intakter Wahrnehmung; auditiv, visuell oder taktil (auch: "Seelenblindheit", "Seelentaubheit")	Schädigungen verschiedener Hirnregionen
Agoraphobie (Platzangst)	agoraphobia	Angst sich auf Straßen, Plätzen bzw. in öffentlichen Verkehrsmitteln aufzuhalten	
Agrammatismus	agrammatism	Störung der Grammatik (Satzbau) nach abgeschlossener Sprachentwicklung; einfache, kurze und oft fehlerhafte Satzstrukturen; "Telegrammstil"	z.B. bei geistiger Behinderung, Aphasie
Agraphie	agraphia	Verlust oder schwere Störung der Schreibfähigkeit, die nicht motorisch oder intellektuell bedingt ist	Schädigung bestimmter Hirnregionen
Akalkulie	acalculia, anarithmia	Rechenschwäche	z.B. bei Aphasie
Akathisie	acathisia	Unvermögen, ruhig zu sitzen	z.B. bei Erkrankungen des extrapyramidalen Systems
Akinese	akinesia	Bewegungslosigkeit, Bewegungsstarre; bei akinetischem Mutismus: Fehlen aller Bewegungen bis auf Blickbewegungen	z.B. bei Parkinson-Syndrom, Chorea Huntington
Alexie	alexia	Leseunfähigkeit; Form der Agnosie; literale Alexie: Unfähigkeit Buchstaben zu erkennen; verbale Alexie: Unfähigkeit Buchstabengruppen bzw. Wörter zu erkennen	Schädigung bestimmter Hirnregionen
Amaurose	amaurosis, blindness	totale Erblindung, Ausfall sämtlicher optischer Funktionen, keine Lichtempfindung	z.B. bei Rindenblindheit, = beidseitige Zerstörung des visuellen Cortex
Amblyopie	amblyopia	Einseitige (seltener beidseitige) Schwachsichtigkeit des visuellen Systems bei intakten Augen (früher: Seelenblindheit); Deprivationsamblyopie (Amblyopia ex anopsia); Refraktionsamblyopie (Amblyopia ex anisometropia); Schielamblyopie	Sehr schlechte Abbildungsleistungen eines oder beider Augen; Unterdrückung wegen mangelnder Bilddeckung (Strabismus); Veränderungen im Corpus geniculatum laterale und in der Sehrinde
Amelie	dysmelia	Fehlen einer ganzen Extremität	Pränatale Schädigung

Medizinischer Fachausdruck	Englisch	Auswirkung	Vorkommen / Ursache / Ätiologie
Ametropie	ametropia	Fehlsichtigkeit des Auges zufolge Brechungsfehler des optischen Systems (Refraktionsanomalie); Das scharfe Bild liegt bei Myopie vor und bei Hypermetropie hinter der Netzhaut	Abnormer axialer Augendurchmesser; seltener abnorme Brechkraft von Linse und Hornhaut
Amimie	amimia; mask-like face	mimische Unbewegtheit; Maskengesicht	Störung der extrapyramidalen Motorik (z.B. bei Parkinson-Syndrom und Multipler Sklerose)
Amnesie	amnesia	Zeitlich oder inhaltlich definierte Erinnerungsbeeinträchtigung	z.B. bei Hirntrauma, Epilepsie, Demenz
Amnesie, passagere		Vorübergehender Gedächtnisverlust	
Amnesie, retrograde	retrograde amnesia	Gedächtnisverlust in Bezug auf Ereignisse vor der Schädigung	
Amnesie, transitorisch-globale	transitory global amnesia	Vorübergehender totaler Gedächtnisverlust	
Amputation	amputation	Traumatische oder operative Entfernung von Gliedmaßen(teilen) – auch als Exartikulation bezeichnet	z.B. Unfall
Amusie		Unfähigkeit Melodien aufzufassen	
Anarthrie	anarthria	Sprechstörung; Unfähigkeit zur Artikulation; keine (verständliche) lautliche Äußerung möglich; Sprachverständnis und Wortbildungsfähigkeit ("innere Sprache" ist intakt)	
Anästhesie	anaesthesia	Vollständige Unempfindlichkeit gegen Schmerz-, Temperatur- und Berührungsreize	Peripher- oder zentralnervöse Störung (auch: Ergebnis einer Nakose)
Anosmie	anosmia	Vollkommenes Fehlen der Geruchswahrnehmung	Schädigung bestimmter Gehirnregionen
Apathie	apathy	Teilnahmslosigkeit, Leidenschaftslosigkeit	z.B. Gehirnschädigung
Aphakie	aphakia	Fehlen der Augenlinse	Congenital, traumatisch oder operativ
Aphasie	Aphasia	Zentrale Sprachstörung nach abgeschlossener Sprachentwicklung, jedoch ohne Vorliegen einer Störung der Sprachlautbildung (Artikulation); verschiedene Ausprägungen (Phonologie, Syntax, Lexikon, Semantik)	Schädigung der Sprachregion im Gehirn; evtl. Kombination mit Apraxie, Agnosie oder Dysarthrie; sprachabhängige Leistungen können mitbeeinträchtigt sein: Alexie, Agraphie, Akalkulie
Aphonie	aphonia	Stimmlosigkeit	Tumore, Stimmlippenlähmungen
Aplasia	aplasia	Gewebeanlage mit unterbliebener Entwicklung	z.B. Aplasia von Hirnnervenkernen beim Moebius-Syndrom
Apraxie	apraxia	Störung von Handlungen und Bewegungsabläufen; Unfähigkeit, Gegenstände trotz erhaltener Mobilität und Wahrnehmung sinnvoll zu verwenden. Fragmentarische oder fehlerhafte Bewegungen, Unfähigkeit Bewegungen aneinanderzureihen. evtl. zusätzlich Aphasie	Erkrankungen und Schädigungen des Gehirns und der Kommissurenbahnen

Medizinischer Fachausdruck	Englisch	Auswirkung	Vorkommen / Ursache / Ätiologie
Astasie	astasia	vollständige Unfähigkeit zu stehen	
Asthenie	asthenia	Schwäche, Ermüdbarkeit, Kraftlosigkeit	
Astigmatismus	stigmatism	Nicht-rotationssymmetrische Brechkraft des Auges; parallel einfallende Strahlen treffen sich nicht in einem Brennpunkt	
Ataktile		Fehlen der Tastempfindung	
Ataxie	ataxia	Störung der Koordination von Bewegungsabläufen, Balance Störungen, Tremor, Nystagmus	Erkrankung des Kleinhirns, Läsionen des Rückenmarks oder peripherer Nerven, Schädigungen des Vestibularapparates
Athetose	athetosis	langsame, unwillkürliche, geschraubte und regellose Bewegungen der Gliedmaßen; besonders rumpferne Gelenke sind oft übermäßig gestreckt oder gebeugt; Unmöglichkeit, gezielte Bewegungen durchzuführen	Zu den extrapyramidalen Syndromen gehörendes Krankheitsbild. Geburtsschäden, Kernikterus bei Rhesusfaktorunverträglichkeit und dadurch bewirkter Schädigung bestimmter Stammganglien des Gehirns. Auftreten in den ersten Lebensjahren.
Atrophie	atrophy	Rückbildung eines Organs oder Gewebes	Alterungsprozeß, Unterernährung, Durchblutungsstörungen, (neurale) Inaktivität
Autismus	autism	Kontaktstörung mit Rückzug in die eigene Vorstellungs- und Gedankenwelt; Isolation von der Umwelt	z.B. bei Schizophrenie, Neurose; Ursache bei frühkindlichem Autismus unklar
Ballismus	ballism	Schleuderbewegungen der Arme und Beine (Hyperkinese der proximalen Extremitätenmuskulatur); einseitig: Hemiballismus; beidseitig: Paraballismus	Schädigung bestimmter Gehirnregionen
Brachybasie	brachybasia	trippelnder, kleinschrittiger Gang	z.B. bei Parkinson, als Alterserscheinung
Bradyarthrie (Bradylalie)	bradyarthria	Verlangsamung der Artikulation	
Bradykinese	bradykinesia	Verlangsamung der Bewegungsabläufe	organische Hirnerkrankungen, Parkinson
Chorea	chorea	Bewegungsstörungen mit unwillkürlichen und unregelmäßigen Muskelkontraktionen	bei Chorea Huntington: Defekt des 4. Chromosoms
Delir(ium)	delirium	Rückbildungsfähige Psychose, Orientierungslosigkeit, Halluzinationen, Tremor	Intoxikation, Infektionen, Entzugerscheinungen
Demenz	dementia	Progressive, degenerative Veränderung des Gehirns mit Verlust erworbener kognitiver Fähigkeiten (Gedächtnis, Urteilsfähigkeit, Intelligenz, Orientierung)	z.B. als Alterserscheinung, bes. auch bei Alzheimer Krankheit, Chorea Huntington, Creutzfeldt-Jacob-Krankheit, Parkinson-Syndrom, HIV-Erkrankung
Desorientierung	disorientation	Mangelnde bzw. fehlende Fähigkeit sich in Raum und Zeit zu orientieren	z.B. bei Demenz, Psychosen
Diplegie	diplegia	Beidseitige Lähmung desselben Körperabschnittes	Beidseitige Schädigung der Pyramidenbahn bzw. peripherer motorischer Fasern

Medizinischer Fachausdruck	Englisch	Auswirkung	Vorkommen / Ursache / Ätiologie
Diplopie	diplopia	Doppeltsehen; Auftreten von Doppelbildern	z.B. bei Strabismus oder unregelmäßige Brechung im Auge
Dysarthrie	dysarthria	Sprechstörung infolge Störung der an der Sprechmotorik beteiligten neuromuskulären Strukturen; Sprache verwaschen, explosionsartig, näselnd, gepreßt, hauchig; zunehmende Sprechgeschwindigkeit	z.B. Schäden der Hirnnerven V, VII, IX, X und XI; Störung des strio-pallidären Systems; spastische Lähmungen
Dysbasie	dysbasia, gait disturbance	Einschränkung des Vermögens zu gehen. Gehstörung	
Dyschromatopsie – Farbenfehlsichtigkeit	dyschromatopsia (defective colour vision)	Verminderte Leistung des Farbensehens; verschiedene Formen; herabgesetzte Empfindlichkeit für einzelne Farben; Fehlen eines der drei Zapfensysteme	angeboren, rezessiv vererbt; erworben durch Netzhauterkrankungen oder Schädigungen der Sehnerven oder des visuellen Cortex (Neuritis, Intoxikationen)
Dysglossie	dysglossia	Artikulationsstörung; mangelnde oder fehlende Fähigkeit bestimmte Laute hervorbringen zu können	Mißbildung oder Erkrankung der Artikulationsorgane (Lippen, Zähne, Kiefer, Zunge, Gaumen oder Nase) oder deren Innervation
Dysgrammatismus	dysgrammatism	Sprachstörung im Sinne grammatikalischer und Syntaxfehler	z.B. bei zentraler Sprachstörung, Hörstörungen oder geistiger Behinderung
Dyskinese	dyskinesia	Motorische Fehlfunktion (allg.); Störung oder schmerzhafte Fehlfunktion eines Bewegungsablaufes	
Dyslalie	dyslalia	Sprechstörung (Artikulationsstörung); einzelne Lautverbindungen fehlen ganz oder werden durch andere ersetzt bzw. abartig gebildet	Meist nicht organisch bedingte Störung der Lautbildung.
Dyslexie	Dyslexia	Krankhaftes Unvermögen, Schrift zu erfassen (z.B. nur Teile eines Textes können fließend gelesen werden oder manche Wörter werden nicht erkannt oder verwechselt). Oft kombiniert mit Sprachschwäche.	Erblich oder durch Gehirnerkrankung erworben
Dysmelie	dysmelia	Fehlbildung von Extremitäten; siehe auch Amelie, Phokomelie und Peromelie	Pränatale Schädigung
Dysosmie	dysosmia	Gestörte Geruchswahrnehmung	z.B. bei Schädigung bestimmter Gehirnregionen
Dysphasie	dysphasia	Sprachausdrucksstörung (Diktionsstörung) im Sinne einer leichten Aphasie; auch für Verzögerungen in der Sprachentwicklung	Schädigung bestimmter Gehirnregionen
Dysphonie	dysphonia	Störungen und Einschränkungen des Stimmklanges und der Stimmleistung; rauhe, heisere Stimme	Erkrankungen und Fehlbildungen im Bereich des Kehlkopfs
Dysphrasie	dysphrasia	Sprachtempo und Rhythmusstörungen, Wiederholungen und Neologismen; in der Summe der Störungen zum "Wortsalat" führend	Zentralnervös bedingt

Medizinischer Fachausdruck	Englisch	Auswirkung	Vorkommen / Ursache / Ätiologie
Dysplasie	dysplasia	Fehlbildung oder Fehlentwicklung eines Gewebes oder Organs	
Dyspraxie	dyspraxia	Störung des sequentiellen Ablaufes von Einzelbewegungen; leichte Apraxie	z.B. Erkrankungen und Schädigungen des Gehirns und der Kommissurenbahnen
Dystonie	dystonia	Störung der Muskelspannung (Muskeltonus); z.B. Abwechseln zwischen Hypertonie und Hypo-/Atonie	Fehlregulation des vegetativen Nervensystems;
Dystrophie	dystrophy	Mit oft schweren Funktionsstörungen einhergehende Störung oder Veränderung einzelner Körperteile, Gewebe oder des ganzen Organismus; Muskeldystrophie: verschiedene Formen	Verschieden; z.B. genetisch (progressive Muskeldystrophie, Duchenne Dystrophie), Ernährungsstörungen, Nahrungsmangel (Hungerdystrophie)
Echolalie	echolalia	Wiederholung gesprochener oder gehörter Wörter ohne Rücksicht auf die Situation	Bei Aphasie und geistigen Behinderungen
Echopraxie	echopraxia	Nachahmung von Bewegungen anderer Personen	z.B. nach Gehirntrauma, Tourette-Syndrom
Hemianop(s)ie	hemianop(s)ia	Halbseitenblindheit mit Ausfall einer Gesichtsfeldhälfte (links oder rechts); entweder für beide Augen gleich oder gekreuzt	Schädigungen im Verlauf des Tractus opticus, der Sehstrahlung und des visuellen Cortex
Hemiparalyse	hemiparalysis	Vollständige Lähmung einer Körperhälfte	z.B. Schlaganfall, Schädigung der zentralen motorischen Neuronen des Großhirns
Hemiparese	hemiparesis	Inkomplette Lähmung einer Körperhälfte	z.B. Schlaganfall, Schädigung der zentralen motorischen Neuronen des Großhirns
Hemiplegie	hemiplegia	Lähmung einer Körperhälfte; vollständig: Hemiparalyse; unvollständig: Hemiparese	z.B. Schlaganfall, Schädigung der zentralen motorischen Neuronen des Großhirns
Hyperakusis	hyperacusis	Gesteigertes (übersteigertes) Hörempfinden	z.B. bei Lähmung des Nervus facialis
Hyperkinese	hyperkinesia, hyperactivity	Pathologisch gesteigerte Motorik (v.a. der Extremitäten); unwillkürlich ablaufende Bewegungen	z.B. Erkrankungen des extrapyramidalen Systems, Athetose, Ballismus, Chorea, Psychosen
Hyperosmie	hyperosmia	Gesteigertes Geruchsvermögen	Epilepsie, Psychosen, Schwangerschaft
Hypertonie	hypertonia, hypertension	Erhöhte Spannung oder erhöhter Druck; erhöhte Muskelspannung; erhöhter Blutdruck; erhöhter Hirndruck	
Hypoplasie	hypoplasia	Unterentwicklung eines Organs bei vorhandener Organanlage	
Hypotonie	hypotonia, hypotension	Verminderte Spannung oder verminderter Druck; verminderte Muskelspannung (herabgesetzter Ruhetonus); verminderter Blutdruck	
Ideokinese	ideokinesis	Koordinierter Bewegungsablauf, der auf einem Vorstellungsbild (Idee) beruht	Störungen bei z.B. Apraxie

Medizinischer Fachausdruck	Englisch	Auswirkung	Vorkommen / Ursache / Ätiologie
Katalepsie	catalepsy	Anhaltendes Verharren in einer bestimmten Körperhaltung; Unvermögen spontaner Bewegungen trotz intakter Körperfunktionen	z.B. bei extrapyramidalen motorischen Störungen, Schlaganfall
Koma	coma	Schwerster Grad der Bewusstseinsstörung; Person durch äußere Reize nicht mehr zu wecken	z.B. bei Diabetes (hyperglykämisches und hypoglykämisches Koma)
Konfabulation	confabulation	Überspielung von Gedächtnislücken durch oft zusammenhangloses Erzählen	z.B. bei Hirnatrophie, Korsakow-Syndrom
Läsion	lesion	allgemeiner Begriff für eine Schädigung, Störung oder Verletzung	
Legastenie	legasthenia	Lese- Rechtschreibschwäche bei normaler Gesamtintelligenz, Verwechslung von Graphemen der Schriftsprache, Umgang mit Zahlen in der Regel nicht betroffen. evtl. Sprach- und Sprechstörungen	mögl. Vererbung, minimale zerebrale Dysfunktion, Entwicklungsverzögerung, soziale Faktoren
Locked-in-Syndrom	locked-in-syndrome	Unfähigkeit einer Person sich bei erhaltenem Bewußtsein durch Sprache oder Bewegungen (außer Augenbewegungen) verständlich zu machen	z.B. Querschnittläsionen bei Thrombosen in der Arteria basilaris
Mutismus	mutism	Stummheit bei intakter Wahrnehmung, erhaltenem Sprachvermögen und intakten Sprechorganen	z.B. Depression, Schreck, Schizophrenie, Demenz
Myasthenie	myasthenia	Krankhafte Muskelschwäche bzw. Muskelermüdbarkeit; als Myasthenia laryngis: bei Überanstrengung auftretende Stimmchwäche, Tonlosigkeit	Autoimmunkrankheit, Erkrankung der quergestreiften Muskulatur; bei Muskeldystrophie, Lateralsklerose
Noxe	noxa	Schadstoff, schädigende Substanz oder Einwirkung, krankheitserregende Ursache	chemische Noxen = z.B. durch Giftstoffe
Nyktalopie (Nachtblindheit)	nyctalopia (night blindness)	Eingeschränkte Sehfähigkeit in der Dämmerung und im Dunkeln	z.B. vererbter Ausfall der Stäbchen, Retinopathia (Retinitis) pigmentosa, Vitamin A Mangel
Nystagmus	nystagmus	Augenzittern, unwillkürliche rhythmische Augenbewegungen; okuläre Oszillationen; Rucknystagmus oder Pendelnystagmus; horizontal, vertikal, diagonal oder rotierend	z.B. bei multipler Sklerose, Gehirnläsionen, Labyrinth- oder Vestibularstörung
Paralyse	paralysis	Vollständige Lähmung	z.B. bei Schädigungen im Gehirn, Vergiftungen
Paraparese	paraparesis	Leichte bzw. unvollständige Lähmung zweier symmetrischer Extremitäten	z.B. bei Querschnittläsion unterhalb von Brustwirbel Th1 (Lähmung der untere Extremitäten)
Paraplegie	paraplegia	Schlaffe oder spastische Lähmung beider Beine (inferior) oder beider Arme (superior)	z.B. bei Querschnittläsionen
Parese	paresis	Leichte bzw. unvollständige Lähmung; Einschränkung des aktiven Bewegungsumfanges oder Verminderung der Kraftentfaltung	

Medizinischer Fachausdruck	Englisch	Auswirkung	Vorkommen / Ursache / Ätiologie
Parosmie	parosmia	Geruchstäuschung	z.B. bei Schädigungen im Gehirn, Epilepsie, Schwangerschaft
Peromelie	peromelia	Extremitätenfehlbildung, bei der nur ein Stumpf ausgebildet ist	Pränatale Schädigung
Perseveration		Beharrliches Haftenbleiben an Vorstellungen bzw. Wiederholen von Wörtern oder Bewegungen	z.B. bei Epilepsie oder hirnklokalen Syndromen
Phokomelie	phocomelia	Extremitätenfehlbildung, bei der Hände bzw. Füße direkt an Schulter bzw. Hüfte ansetzen	Pränatale Schädigung
Plegie (i.A. als Wortteil ...plegie) = Lähmung	...plegia	Minderung (Parese) oder Ausfall (Paralyse) der Funktion eines Körperteils oder Organs; insbes. bei motorischen Ausfällen: spastische Lähmung (hyperton) und schlaffe Lähmung (hypoton bis atonisch)	Schädigung des Nervensystems; Zentrale (spastische) Lähmungen: 1. Motoneuron (Cortex, Pyramidenbahn bis Vorderhorn des Rückenmarks); periphere (schlaffe) Lähmungen: 2. Motoneuron (Vorderhorn des Rückenmarks, peripherer Nerv, motorische Endplatte)
Retardierung	retardation	Verzögerung oder Verlangsamung einer Bewegung oder Entwicklung; Verzögerung der körperlichen oder intellektuellen Entwicklung	z.B. frühkindliche Hirnschädigung
Rigor	rigor	Steifigkeit der Muskulatur zufolge Erhöhung des Muskeltonus; bleibt bei passiven Bewegungen im Gegensatz zur Spastik während des gesamten Bewegungsablaufes bestehen	Erkrankungen des extrapyramidalen Systems, Parkinson-Syndrom
Skotom	scotoma (Mz. scotomae)	teilweiser, umschriebener Gesichtsfeldausfall	bei Glaukom, Sehnervenkrankungen
Somnolenz	somnolence	Form der quantitativen Bewusstseinsstörung, schläfriger Zustand, Person durch äußere Reize weckbar	
Sopor		Form der quantitativen Bewusstseinsstörung, schlafähnlicher Zustand, Person durch äußere Reize kaum weckbar, starke Stimuli (z.B. Schmerz) können Abwehrreaktionen auslösen	
Spastik	spasticity	Krampfartig erhöhter Muskeltonus, der im Gegensatz zum Rigor proportional zur Geschwindigkeit einer passiven Bewegung zunimmt (oder auch nachlassen kann)	Schädigungen des 1. Motoneurons, Schlaganfall, Hirntrauma, Rückenmarkstrauma
Strabismus (Schiefen)	Strabismus	Fehlstellung eines Auges; das fixierende Auge ist auf das Objekt gerichtet, das nicht-fixierende Auge weicht von dieser Blickrichtung ab	meist erblich bedingt, angeboren
Stupor	stupor	Erstarrungszustand ohne erkennbare psychische und körperliche Aktivität bei wachem Bewußtsein; Akinese, Mutismus	z.B. bei Depression, Epilepsie, Intoxikation

Medizinischer Fachausdruck	Englisch	Auswirkung	Vorkommen / Ursache / Ätiologie
Tetraparese	tetraparesis	Unvollständige Lähmung aller vier Extremitäten	z.B. bei Querschnittläsion oberhalb von Brustwirbel Th1
Tetraplegie	tetraplegia	Vollständige Lähmung aller vier Extremitäten	z.B. bei Querschnittläsion oberhalb von Brustwirbel Th1
Tinnitus	tinnitus	Ohrgeräusche; Sausen, Rauschen, Brummen, Zischen, Pfeifen oder Klingeln; konstant oder anfallsweise; entweder nur subjektiv wahrgenommen oder auch audiologisch nachweisbar	z.B. bei Erkrankungen des Innenohres, Hörsturz, Intoxikation, Durchblutungsstörungen, Tumor
Tremor	tremor	Unwillkürlich auftretende, rhythmische Kontraktionen antagonistisch wirkender Muskeln	z.B. bei Parkinson Syndrom
Vigilanz	vigilance	Wachheit als höchste quantitative Qualität des Bewußtseins	
Zerebralparese, infantile (Zerebrale Kinderlähmung)	infantile cerebral palsy	Spastische Lähmungen (Hemi-, Di- oder Paraplegie, Athetose)	Frühkindlicher Hirnschaden

2. WICHTIGE NORMEN

2.1 AFNOR – Frankreich

Nummer	Adoptions	Titel
NF P 98-351		Footways, provisions for disabled persons – Warning for caution, characteristics and testing of pedotactile warning devices for the blind or partially sighted (1989).
NF S 32-002		Acoustics, adaptations for the handicapped, audible traffic signals for the blind and partially sighted (1983).

2.2 ANSI – American National Standards Institute

Nummer	Adoptions	Titel
ANSI A117.1		Accessible and Usable Buildings and Facilities
ANSI PC63-19-199x		Kompatibilität zwischen drahtloser Kommunikation und Hörgeräten

2.3 AS - Standards Australia

Nummer	Adoptions	Titel
AS 3769		Automatic teller machines – User access (1990)

2.4 CCITT – Comité Consultatif International Télégraphique et Téléphonique (jetzt ITU-T)

Nummer	Adoptions	Titel
Rec. P.37		Magnetic field strength around the earcap of telephone handsets which provide coupling to hearing aids
Rec. E.161		Arrangement of figures, letters and symbols on telephones and other devices that can be used for gaining access to a telephone network

2.5 CEN

Nummer	Adoptions	Titel
TC170		Low vision aids – TV assisted devices
EN 272		Packaging – Tactile danger warnings – Requirements
EN 726		Requirements for IC cards and terminals for telecommunications use
EN 742		Identification card Systems – Intersector ID-1 card location of contacts for cards and devices in Europe (1993)
prEN 1332-1		Machine readable cards, related device interfaces and operations – Part 1: Design principles and symbols for the user interface
prEN 1332-2		Machine readable cards, related device interfaces and operations – Part 2: Dimensions & location of tactile identifier for ID ₁ cards
prEN 1332-3		Machine readable cards, related device interfaces and operations – Part 3: Keypads
prEN 1332-4		Machine readable cards, related device interfaces and operations – Part 4: Coding of user requirements for people with special needs
prEN 1970 (level 2/3 standard)	ÖNORM EN 1970	Adjustable beds for disabled persons – Requirements and test methods Verstellbare Betten für behinderte Menschen – Anforderungen und Prüfverfahren
EN 1985 (level 2 standard)	ÖNORM EN 1985	Walking aids – General requirements and test methods Gehhilfen – Anforderungen
prEN 12182 (level 1 standard)	ÖNORM EN 12182	Technical aids for disabled persons – General requirements and test methods Technische Hilfen für behinderte Menschen – Allgemeine Anforderungen und Prüfverfahren
EN 12183 (level 2/3 standard)	ÖNORM EN 12183	Manually propelled wheelchairs – Requirements and test methods Rollstühle mit Muskelkraftantrieb – Anforderungen und Prüfverfahren
EN 12184 (level 2/3 standard)	ÖNORM EN 12184	Electrically powered wheelchairs and their chargers – Requirements and test methods Elektrorollstühle und –mobile und zugehörige Ladegeräte – Anforderungen und Prüfverfahren
EN 12523 (level 2/3 standard)	ÖNORM EN 12523	External limb prostheses and external orthoses – Requirements and test methods Externe Gliedmaßenprothesen und externe Orthesen – Anforderungen und Prüfverfahren
EN 29999		Klassifikation

Nummer	Adoptions	Titel
prEN 60318-2		Elektroakustik – Simulation des menschlichen Kopfes und Ohres – Teil 2: Ein akustischer Zwischenkuppler zur Kalibrierung audiometrischer Kopfhörer im erweiterten Hochtonbereich (1998)

2.6 CSA – Canadian Standards Association

Nummer	Adoptions	Titel
CAN/CSA-B651		Barrier-Free Design
CAN/CSA-B651.1-99		Barrier-Free Design for Automated Banking Machines (Draft 1999)

2.7 DIN

Nummer	Adoptions	Titel
DIN 6160		Anomaloskope zur Diagnose von Rot-Grün-Farbenfehlsichtigkeiten (1996)
DIN 18024-1		Barrierefreies Bauen – Teil 1: Straßen, Plätze, Wege, öffentliche Verkehrs- und Grünanlagen sowie Spielplätze – Planungsgrundlagen (1998)
DIN 18024-2		Barrierefreies Bauen – Teil 2: Öffentlich zugängliche Gebäude und Arbeitsstätten – Planungsgrundlagen (1896)
DIN 18025-1		Barrierefreie Wohnungen – Wohnungen für Rollstuhlnutzer – Planungsgrundlagen (1992)
DIN 18025-2		Barrierefreie Wohnungen – Planungsgrundlagen (1992)
DIN 32971		Technische Hilfen für Behinderte – Begriff, Einteilungsmerkmale (1985)
DIN 32977-1		Behindertengerechtes gestalten – Begriffe und allgemeine Leitsätze (1992)
DIN 32978-1		Gehböcke – Sicherheitstechnische Anforderungen, Prüfung (1991)
DIN 32980	ÖNORM DIN 32980	Zuordnung der 8-Punkt-Brailleschrift zum 7-Bit-Code
DIN 32981		Zusatzeinrichtungen für Blinde an Straßenverkehrssignalanlagen (SVA) – Anforderungen (1994)
DIN 32982		8-Punkt-Blindenschrift für die Informationsverarbeitung – Identifikatoren, Benennungen und Zuordnung zum 8-Bit-Code (1994)
DIN 32984		Bodenindikatoren im öffentlichen Verkehrsraum (1996)
DIN 33942		Barrierefreie Spielplatzgeräte – Sicherheitstechnische Anforderungen und Prüfverfahren (1998)

Nummer	Adoptions	Titel
DIN 45620		Audiometer zur Hörschwellenbestimmung
DIN 45627		Audiogramm-Formblatt für Reintonaudiometer
DIN 66079-4		Graphische Symbole zur Information der Öffentlichkeit – Teil 4: Graphische Symbole für Behinderte
DIN 75077		Kraftomnibusse für mobilitätsbehinderte Personen – Begriffe, Anforderungen , Prüfung (1992)
TRA 1300		Technische Regeln für Aufzüge – Vereinfachte Personenaufzüge

2.8 ETSI

Nummer	Adoptions	Titel
DTR/HF 02015		Text telephone user needs (1995)
TC-TR 001		Generic handsfree procedures (1991)
TC-TR 002-1		Human factors in videotelephony – Part 1 (1992)
TC-TR 003		Human factors aspects in pan-European numbering (1992)
TC-TR 004		Harmonisation of code schemes as minimum man machine interface (MMI for telecommunication terminals) (1992)
TC-TR 005		Study of Integrated Services Digital Network (ISDN) videotelephony for conference interpreters (1994)
TC-TR 006		Satellite Personal Communication Network (S-PCN) – Statement of user aspects for a S-PCN service (1995)
TC-TR 023		Assignment of alphabetic letters to digits on push button dialling keypads (1994)
ETR 029		Access to telecommunications for people with special needs – Recommendations for improving and adapting telecommunication terminals and services for people with impairments (1991)
ETR 039		Human factors standards for telecommunications applications (1992)
ETR 051		Usability checklist for telephones – Basic requirem. (1992)
ETR 051		Usability checklist for telephones – Basic requirem. (1992)
ETR 160		Human factors aspects of multimedia telecommunications (1995)
ETR 068		European standardisation situation of telecommunication facilities for people with special needs (1993)
ETR 070		The multiple index approach (MIA) for classification of pictograms (1993)
ETR 095		Guide for usability evaluations of telecommunication systems and services (1993)
ETR 096		Human factors guidelines for the design of minimum phone based user interface to computer services

Nummer	Adoptions	Titel
ETR 113		Results of an evaluation study of pictograms for point to point videotelephony (1993)
ETR 116		Human factors guidelines for ISDN terminal equipment design (1994)
ETR 147		Usability checklist for integrated services digital network (ISDN) telephone terminal equipment (1994)
ETR 160		Human factors aspects of multimedia telecommunications (1995)
ETR 165		Recommendation for a tactile identifier on machine readable cards for telecommunication terminals (1995)
ETR 166		Evaluation of telephones for people with special needs – An evaluation method (1995)
ETR 167		User instruction for public telecommunications services – Design guidelines (1995)
ETR 170		Generic user control procedures fur telecommunication terminal and services (1995)
ETR 175		User procedures for multipoint videotelephony (1995)
ETR 187		Recommendation of characteristics of telephone services tones when locally generated in telephone terminals (1995)
ETR 196		Human factors guidelines for the design of minimum phone based user interface to computer services
ETR 198		User trials of user control procedures in ISDN videotelephony (1995)
ETR 208		Human factors aspects of universal personal Telecommunications (UPT) (1995)
DTR/HF 02003		The implication of human ageing for the design of telephone terminals (1996)
DTR/HF 02009		Characteristics of Telephone keypads (1996)
DTR/HF 02011		Telephone prepayment cards – Tactile identifier (1996)
DTR/HF 03002		Usability checklist for telephones
DE/TE 04092		Telephony for the hearing impaired – Characteristics of telephone sets that provide additional amplification
DE/TE 04093		Electrical coupling
ETS 300375		Pictograms for point-to-point videotelephony (1994)
ETS 300381		Telephony for hearing impaired people – Inductive coupling of telephone earphones to hearing aids – Performance requirements and testing methods.
ETS 300488		Telephony for hearing impaired people – Characteristics of telephone sets that provide additional receiving amplification for the benefit of hearing impaired
ETS 300679		Telephony for the hearing impaired – Electrical coupling of telephone sets to hearing aids

2.9 IEC

Nummer	Adoptions	Titel
IEC 7810	ISO/IEC 7810 EN ISO/IEC 7810	Identification cards – Physical characteristics (1996)
IEC 7811-1	ISO/IEC 7811-1 EN ISO/IEC 7811-1	Identification cards – Recording technique – Part 1: Embossing (1996)
IEC 7811-2	ISO/IEC 7811-2 EN ISO/IEC 7811-2	Identification cards – Recording technique – Part 2: Magnetic stripe (1995)
IEC 7811-3	ISO/IEC 7811-3 EN ISO/IEC 7811-3	Identification cards – Recording technique – Part 3: Location of embossed characters on ID-1 cards (1996)
IEC 7811-4	ISO/IEC 7811-4 EN ISO/IEC 7811-4	Identification cards – Recording technique – Part 4: Location of read-only magnetic tracks – Tracks 1 and 2 (1995)
IEC 7811-5	ISO/IEC 7811-5 EN ISO/IEC 7811-5	Identification cards – Recording technique – Part 3: Location of read-only magnetic tracks – Track 3 (1995)
IEC 7811-6	ISO/IEC 7811-6 EN ISO/IEC 7811-6	Identification cards – Recording technique – Part 3: Magnetic stripe – High coercivity(1996)
IEC 7816-1	ISO/IEC 7816-1	Identification cards – Integrated circuit(s) cards with contacts – Part 1: Physical characteristics (1998)
IEC 7816-2	ISO/IEC 7816-2	Identification cards – Integrated circuit(s) cards with contacts – Part 2: Dimension and locations of the contacts (1999)
IEC 7816-3	ISO/IEC 7816-3	Identification cards – Integrated circuit(s) cards with contacts – Part 3: Electronic signals and transmission protocols (1997)
IEC 7816-4	ISO/IEC 7816-4	Identification cards – Integrated circuit(s) cards with contacts – Part 4: Interindustry commands for interchange (1995)
IEC 7816-5	ISO/IEC 7816-5	Identification cards – Integrated circuit(s) cards with contacts – Part 5: Numbering system and registration procedure for application identifiers (1994)
IEC 7816-6	ISO/IEC 7816-6	Identification cards – Integrated circuit(s) cards with contacts – Part 6: Interindustry data elements (1996)
IEC 7816-7	ISO/IEC 7816-7	Identification cards – Integrated circuit(s) cards with contacts – Part 7: Interindustry commands for Structured Card Query Language (SCQL), (1999)
IEC DIS 7816-8	ISO/IEC DIS 7816-8	Identification cards – Integrated circuit(s) cards with contacts – Part 8: Security related interindustry commands
IEC DIS 7816-10	ISO/IEC DIS 7816-10	Identification cards – Integrated circuit(s) cards with contacts – Part 10: Electronic signals and answer to reset for synchronous cards
IEC 10536	ISO/IEC 10536	Identification cards – contactless integrated circuit cards
IEC 601		Safety of electro-medical devices
IEC 60118-0		Hearing aids – Part 0: Measurement of electroacoustical characteristics (1983).

Nummer	Adoptions	Titel
IEC 60118-1		Hearing aids – Part 1: Hearing aids with induction pick-up coil input (1995).
IEC 60118-2		Hearing aids – Part 2: Hearing aids with automatic gain control circuits (1983, 1993, 1997).
IEC 60118-3		Hearing aids – Part 3: Hearing aid equipment not entirely worn on the listener (1983).
IEC 60118-4	DIN IEC 60118-4	Hearing Aids – Part 4: Magnetic field strength in audio-frequency induction loops for hearing aid purposes (1981, 1998).
IEC 60118-5		Hearing aids – Part 5: Nipples for insert earphones (1983).
IEC 60118-6		Hearing Aids – Part 6: Characteristics of electrical input circuits for hearing aids (1984).
IEC 60118-7		Hearing aids – Part 7: Measurement of performance characteristics of hearing aids for quality inspection for delivery purposes (1983, 1994).
IEC 60118-8		Hearing aids – Part 8: Methods of measurement of performance characteristics of hearing aids under simulated in situ working conditions (1983)
IEC 60118-9		Hearing aids – Part 9: Methods of measurement of characteristics of hearing aids with bone vibrator output .(1985).
IEC/TR 60118-10		Hearing aids – Part 10: Guide to hearing aid standards (1986).
IEC 60118-11		Hearing aids – Part 11: Symbols and other markings on hearing aids and related equipment (1983).
IEC 60118-12		Hearing aids – Part 12: Dimensions of electrical connector systems (1996).
IEC 60118-13		Hearing aids – Part 13: Electromagnetic compatibility (EMC) <i>Immunity to radio frequency fields</i> (1997).
IEC 60118-14		Hearing aids – Part 14: Specification of a digital interface device <i>(for the electrical setting of hearing aid parameters)</i> (1998).
IEC 60126		IEC reference coupler for the measurement of hearing aids using earphones coupled to the ear by means of inserts (1973)
IEC 60373	DIN IEC 60373	Mechanical coupler for measurements on bone vibrators (1990)
IEC 60645-1		Audiometers – Part 1: Pure-tone audiometers (1992)
IEC 60645-2	EN 60645-2 DIN EN 60645-2	Audiometers – Part 2: Equipment for speech audiometry (1993)
IEC 60645-3		Audiometers – Part 3: Auditory test signals of short duration for audiometric and neuro-otological purposes (1994)
IEC 60645-4	EN 60645-4 DIN EN 60645-4	Audiometers – Part 4: Equipment for extended high-frequency audiometry (1994)
IEC/TR 60959		Provisional head and torso simulator for acoustic measurements on air conduction hearing aids (1990)

Nummer	Adoptions	Titel
IEC 61669		Equipment for the measurement of real-ear acoustical characteristics of hearing aids (----)

2.10 ISO

Nummer	Adoptions	Titel
ISO 389-1		Acoustics – Reference zero for the calibration of audiometric equipment – Part 1: Reference equivalent threshold sound pressure levels for pure tones and supra-aural earphones (1975, 1998)
ISO 389-2	EN ISO 389-2 DIN EN ISO 389-2	Acoustics – Reference zero for the calibration of audiometric equipment – Part 2: Reference equivalent threshold sound pressure levels for pure tones and insert earphones (1994)
ISO 389-3	EN ISO 389-3	Acoustics – Reference zero for the calibration of audiometric equipment – Part 3: Reference equivalent threshold force levels for pure tones and bone vibrators (1994)
ISO 389-4	prEN ISO 389-4	Acoustics – Reference zero for the calibration of audiometric equipment – Part 4: Reference levels for narrow-band masking noise (1994)
ISO/TR 389-5	DIN ISO 389-5	Acoustics – Reference zero for the calibration of audiometric equipment – Part 5: Reference equivalent threshold sound pressure levels for pure tones in the frequency range 8 kHz to 16 kHz (1998)
ISO 389-7	EN ISO 389-7 DIN EN ISI 389-7	Acoustics – Reference zero for the calibration of audiometric equipment – Part 7: Reference threshold of hearing under free-field and diffuse-field listening (1996)
ISO 1999		Acoustics – Determination of occupational noise exposure and estimation of noise-induced hearing impairment (1990)
ISO 6189	EN 26189 DIN EN 26189 SNV DIN EN 26189	Acoustics – Pure tone air conduction threshold audiometry for hearing conservation purposes (1983)
ISO 6440	DIN ISO 6440	Wheelchairs – Nomenclature, terms and definitions (1985) Rollstühle – Benennungen, Begriffe
ISO 7029	EN 27029 DIN EN 27029 SNV DIN EN 27029	Acoustics – Threshold of hearing by air conduction as a function of age and sex for otologically normal persons
ISO 7030		Wheelchairs – Type classification based on appearance characteristics
ISO 7176-1	DIN ISO 7176-1	Wheelchairs – Part 1: Determination of static stability (1986) Rollstühle – Bestimmung der statischen Stabilität
ISO 7176-2		Wheelchairs – Part 2: Determination of dynamic stability of electric wheelchairs (1990)

Nummer	Adoptions	Titel
ISO 7176-3	DIN ISO 7176-3	Wheelchairs – Part 3: Determination of efficiency of brakes (1988) Rollstühle – Bestimmung der Wirksamkeit von Bremsen
ISO 7176-4		Wheelchairs – Part 4: Energy consumption of electric wheelchairs and scooters for determination of theoretical distance range (1997)
ISO 7176-5	DIN ISO 7176-5	Wheelchairs – Part 5: Determination of overall dimensions, mass and turning space (1986) Rollstühle – Bestimmung der Gesamtmaße, des Gewichts und des Wendebereichs
ISO 7176-6		Wheelchairs – Part 6: Determination of maximum speed, acceleration and retardation of electric wheelchairs (1988)
ISO 7176-7		Wheelchairs – Part 7: Measuring of seating and wheel dimensions (1998)
ISO 7176-8		Wheelchairs – Part 8: Requirements and test methods for static, impact and fatigue strength (1998)
ISO 7176-9	DIN ISO 7176-9	Wheelchairs – Part 9: Climatic tests for electric wheelchairs (1988) Rollstühle – Klimatische Prüfungen von Elektrorollstühlen
ISO 7176-10		Wheelchairs – Part 10: Determination of obstacle-climbing ability of electric wheelchairs (1988)
ISO 7176-11		Wheelchairs – Part 11: Test dummies (1992)
ISO 7176-13		Wheelchairs – Part 13: Determination of coefficient of friction of test surfaces (1989)
ISO 7176-14		Wheelchairs – Part 14: Power and control systems for electric wheelchairs – requirements and test methods (1997)
ISO 7176-15		Wheelchairs – Part 15: Requirements for information disclosure, documentation and labelling (1996)
ISO 7176-16		Wheelchairs – Part 16: Resistance to ignition of upholstered parts – requirements and test methods (1997)
ISO/WD 7176-17		Wheelchairs – Part 17: Serial interface for electric wheelchair controllers
ISO/WD 7176-18		Wheelchairs – Part 18: Stair traversing devices
ISO/WD 7176-19		Wheelchairs – Part 19: Wheeled mobility devices for use in motor vehicles
ISO/DIS 7176-22		Wheelchairs – Part 22: Set-up procedures
ISO 7193		Wheelchairs – Maximum overall dimensions (1985)
ISO 7566	EN 27566 DIN EN 27566	Kalibrierung von Reinton-Knochenleitungs-Audiometern (1987)
ISO 7816		Identification Cards – Integrated circuit cards with contacts
ISO 8253-1	DIN ISO 8253-1	Audiometric test methods – Part 1: Basic pure tone air and bone conduction threshold audiometry (1989)
ISO 8253-2	DIN ISO 8253-2	Audiometric test methods – Part 2: Sound field audiometry with pure tone and narrow-band test signals (1992)

Nummer	Adoptions	Titel
ISO 8253-3	EN ISO 8253-3 DIN EN ISO 8253-2	Audiometric test methods – Part 3: Speech audiometry (1996)
ISO 8548-1		Prosthetics and orthotics – Limb deficiencies – Part 1: Method of describing limb deficiencies present at birth
ISO/DIS 8548-2		Prosthetics and orthotics – Limb deficiencies – Part 2: Method of describing lower limb amputation stumps
ISO 8549-1		Prosthetics and orthotics – Vocabulary – Part 1: General terms for external limb prostheses and external orthoses
ISO 8549-2		Prosthetics and orthotics – Vocabulary – Part 2: Terms relating to external limb prostheses and wearers of these prostheses
ISO 8549-3		Prosthetics and orthotics – Vocabulary – Part 3: Terms relating to external orthoses
ISO 8596	EN ISO 8596	Augenoptik – Sehschärfeprüfung – Das Normsehzeichen und seine Darbietung (1994)
ISO 8613-1		Information technology – Open Document Architecture (ODA) and interchange format: Introduction and general principles – Part 1 (1994)
ISO 8669-1		Urine collection bags – Part 1: Vocabulary – Bilingual edition (1988)
ISO 8669-2	EN ISO 8669-2 (level 3 standard) ÖNORM EN ISO 8669-2	Urine collection bags – Part 2: Requirements and test methods (1996) Urinauffangbeutel – Teil 2: Anforderungen und Prüfverfahren
ISO 8669-3		Urine collection bags – Part 3: Verification of rated volume
ISO 8669-4		Urine collection bags – Part 4: Determination of freedom from leakage
ISO 8670-1		Ostomy collection bags – Part 1: Vocabulary – Bilingual edition (1988)
ISO 8670-2	EN ISO 8670-2 (level 3 standard) ÖNORM EN ISO 8670-2	Ostomy collection bags – Part 2: Requirements and test methods (1996) Ostomiesammelbeutel – Teil 2: Anforderungen und Prüfverfahren
ISO/DIS 8670-3		Ostomy collection bags – Part 3: Determination of odour transmission of colostomy and ileostomy bags
ISO 8879		Information processing – Text and office systems – Standard Generalized Markup Language (SGML) (1986)
ISO/DIS 9241-4		Ergonomic requirements for office work with visual display terminals (VDTs) – Part 4: Keyboard requirements
ISO/DIS 9241-11		Usability, effectiveness, efficiency, satisfaction.
ISO/DIS 9386-1		Power-operated lifting platforms for persons with impaired mobility – Rules for safety, dimensions and functional operation – Part 1: Vertical lifting platforms.

Nummer	Adoptions	Titel
ISO/DIS 9386-2		Power-operated lifting platforms for persons with impaired mobility – Rules for safety, dimensions and functional operation – Part 2: Powered stairlifts moving in an Inclined plane for seated, standing and wheelchair users.
ISO/TR 9527		Building Construction – Needs of disabled people in buildings – Design guidelines (1994)
ISO 9949-1		Urine absorbing aids – Vocabulary – Part 1: Conditions of urinary incontinence – Bilingual edition (1993)
ISO 9949-2		Urine absorbing aids – Vocabulary – Part 2: Products – Bilingual edition (1993)
ISO 9949-3		Urine absorbing aids – Vocabulary – Part3: Identification of product types – Bilingual edition (1993)
ISO 9999	EN ISO 9999 DIN + ÖNORM + NF EN ISO 9999	Technical aids for disabled persons – Classification (1998) Technische Hilfen für behinderte Menschen – Klassifikation
ISO/DIS 10328-1		Prosthetics – Structural testing of lower limb prostheses – Part 1: Test configuration for single-point loading
ISO/DIS 10328-2		Prosthetics – Structural testing of lower limb prostheses – Part 2: Test samples for single-point loading
ISO/DIS 10328-3		Prosthetics – Structural testing of lower limb prostheses – Part 3: Test methods for single-point loading
ISO/DIS 10328-4		Prosthetics – Structural testing of lower limb prostheses – Part 4: Test loading parameters for single-point loading
ISO/CD 10515		Road vehicles for transportation of handicapped persons (max 9 persons)
ISO/10535	EN ISO 10535 (level 2/3 standard) DIN EN ISO 10535; ÖNORM EN ISO 10535	Hoists for the transfer of disabled persons – Requirements and test methods (1998) Lifter – Anforderungen und Prüfverfahren Lifter – Anforderungen und Prüfverfahren
ISO/WD 10538-1		Mobile and stationary hoists for transfer of persons – Person-carrying section – Part 1: Requirements
ISO/WD 10538-2		Mobile and stationary hoists for transfer of persons – Person-carrying section – Part 2: Test methods
ISO/DIS 10542-1		Technical systems and aids for disabled and handicapped persons – Wheelchair tiedown and occupant restraint systems – Part 1: General requirements
ISO/DIS 10542-2		Technical systems and aids for disabled and handicapped persons – Wheelchair tiedown and occupant restraint systems – Part 2: Four-point strap-type tiedown systems
ISO 10646		Information technology – Universal Multiple-Octet Coded Character Set (UCS) – Part 1: Architecture and Basic Multilingual Plane (????)
ISO 10938	EN ISO 10938	Ophthalmic Instruments – "Sehzeichenprojektoren"(1998)

Nummer	Adoptions	Titel
ISO/DIS 11199-1	prEN ISO 11199-1 (level 3 standard) ÖNORM EN ISO 11199-1	Walking aids manipulated by both arms – Requirements and test methods – Part 1: Walking Frames Gehhilfen für beidarmige Handhabung – Anforderungen und Prüfverfahren – Teil 1: Gehböcke
ISO/DIS 11199-2	prEN ISO 11199-2 (level 3 standard) ÖNORM EN ISO 11199-2	Walking aids manipulated by both arms – Requirements and test methods – Part 2: Rollators Gehhilfen für beidarmige Handhabung – Anforderungen und Prüfverfahren – Teil 2: Rollatoren
ISO 11334-1	EN ISO 11334-1 (level 3 standard) ÖNORM EN ISO 11334-1	Walking aids manipulated by one arm – Requirements and test methods – Part 1: Elbow crutches (1994) Gehhilfen für einarmige Handhabung – Anforderungen und Prüfverfahren – Teil 1: Unterarmgehstützen
ISO/DIS 11334-2		Walking aids manipulated by one arm – Requirements and test methods – Part 2: Forearm crutches
ISO/DIS 11334-3		Walking aids manipulated by one arm – Requirements and test methods – Part 3: Axillary cutches
ISO/DIS 11334-4	prEN ISO 11334-4 (level 3 standard) DIN / ÖNORM EN ISO 11334-4	Walking aids manipulated by both arms – Requirements and test methods – Part 4: Walking sticks with three or more legs Gehhilfen für einarmige Handhabung – Anforderungen und Prüfverfahren – Teil 4: Gehstöcke mit drei oder mehr Beinen
ISO/DIS 11549		Technical aids for vision and vision-and-hearing impaired persons – Acoustic and tactile signals for traffic lights
ISO 11683		Packaging – Tactile warnings of danger – Requirements (1997)
ISO 11948-1		Urine-absorbing aids – Part 1: Whole-product testing (1996)
ISO 11948-2		Urine-absorbing aids – Part 2: Determination of short-time liquid release (leakage) under conditions of light incontinence and low pressure (1998)
ISO FDIS 12866	prEN ISO 12866	Ophthalmic instruments – Perimetres
ISO/DIS 15253	prEN ISO 15253	Ophthalmic optics and instruments – Optical devices for low vision aids (1998)
IDO/DIS 15621		Urine-absorbing aids – General guidance on evaluation

2.11 ITU – International Telecommunications Union

Nummer	Adoptions	Titel
V.18		Operational and interworking requirements for modems operating in the text telephone mode
Rec. P. 57		Artificial ears (1993)

Nummer	Adoptions	Titel
E.134		Human factors aspects of public terminals – Generic operating procedures
E.135		Human factors aspects of public telecommunication terminals for people with disabilities

2.12 ÖNORM – Österreichisches Normungsinstitut

Nummer	Adoptions	Titel
ÖNORM K 1100		Fachausdrücke in Zusammenhang mit behinderten Personen
ÖNORM K 1101		Rollstühle – Nomenklatur, Benennungen mit Definitionen oder Bildern (1988)
ÖNORM K 1103		Rollstühle – Ermittlung der statischen Kippstabilität (1991)
ÖNORM K 1105		Rollstühle – Begriffsbestimmungen, Einteilungen und Abmessungen (1998)
ÖNORM K 1106		Technischen Hilfen für behinderte Menschen – Rollstühle – Bremsanlagen (1995)
ÖNORM K 1120		Prothese, Orthese – Benennungen und Definitionen (1988)
ÖNORM K 1121		Beinprothesen – Ermittlung der Belastungs-Referenzzahl von Prothesenträgern als ein Kriterium zur Prothesenauswahl (1992)
ÖNORM K 1130		Technische Hilfen für behinderte Personen – Gehhilfen – Benennungen mit Definitionen und Bildern (1995)
ÖNORM B 1600		Barrierefreies Bauen – Planungsgrundsätze (1994)
ÖNORM B 1601		Spezielle Baulichkeiten für behinderte und alte Menschen – Planungsgrundsätze
ÖNORM V 2100		Technische Hilfen für sehbehinderte und blinde Menschen – Taktile Markierungen an Anmeldetableaus für Fußgänger (1995)
ÖNORM V 2101		Technische Hilfen für sehbehinderte und blinde Menschen – Akustische und tastbare Hilfssignale an Verkehrslichtsignalanlagen (1995)
ÖNORM V 2102		Technische Hilfen für sehbehinderte und blinde Menschen – Taktile Bodeninformationen (1997)
ÖNORM V 2103		Technische Hilfen für sehbehinderte und blinde Menschen – Tragbare Sender zur Aktivierung von Hilfseinrichtungen für behinderte Menschen (1998)
ÖNORM V 2104		Technische Hilfen für sehbehinderte und blinde Menschen – Baustellen- und Gefahrenabsicherungen
ÖNORM V 2105		Technische Hilfen für sehbehinderte und blinde Menschen – Tastbare Beschriftungen
ÖNORM V 2406		Technische Hilfen für sehbehinderte und blinde Menschen – Tastbare Pläne
ÖNORM B 2457		Schrägaufzüge für behinderte Personen – Bauvorschriften

Nummer	Adoptions	Titel
ÖNORM K 2502		Tonträger zum Prüfen des Hörvermögens
ÖNORM K 2530		Sprachmaterial für Gehörprüfung
ÖNORM A 2615		Informationsverarbeitung – 8-Punkt-Braille-Schriftzeichen – Identifikatoren, Benennungen und Zuordnung zum 8-bit-Code (1991)
ÖNORM A 3012		Visuelle Leitsysteme für die Öffentlichkeitsinformation – Orientierung mit Hilfe von Richtungspfeilen und graphischen Symbolen, Text, Licht und Farbe
ÖNORM A 3011-3		Graphische Symbole für die Öffentlichkeitsinformation
ÖNORM V 5603		Kraftfahrzeuge zur Beförderung im Rollstuhl sitzender Personen (1997]
ÖNORM K 11103		Rollstühle – Ermittlung der statischen Kippstabilität

2.13 SNV - Schweizerische Normen Vereinigung

Nummer	Adoptions	Titel
SNV 521500		Behindertengerechtes Bauen

2.14 Spanische Norm

Nummer	Adoptions	Titel
UNE 139801 EX		Accessibility of Hardware
UNE 139802 EX		Accessibility of Software