

Zeitschrift für Audiologie

Audiological Acoustics

Dimensionen der Hörqualität

17. Multidisziplinäres
Kolloquium der GEERS-STIFTUNG
am 10. und 11. Februar 2014
in Berlin

Schriftenreihe Band 20

Herausgeber
Gottfried Diller



Sonderheft Nr. 2/2014

4	Grußwort Ursula von der Leyen		
	<i>Vorwort</i>		
5	Vorwort zum 17. Multidisziplinären Kolloquium der GEERS-STIFTUNG 2012 – Dimensionen der Hörqualität – Gottfried Diller		
6	Der GEERS-Stiftungspreis 2014		
	<i>Neurophysiologie / Medizin</i>		
8	Einseitiger Hörverlust führt in früher Entwicklung zur Präferenz für das hörende Ohr Andrej Kral		
12	Physiologie und Pathophysiologie des Innenohrs Tobias Moser		
14	A Fine Balance: The importance of restoring hearing to both ears in children who are deaf Karen Gordon		
16	Gehirn und Cochlea-Implantat: Plastische Veränderungen nach der Implantation Pascale Sandmann		
	<i>Technologie</i>		
19	Anforderungen an die technische Signalverarbeitung für geschädigte Innenohren Norbert Dillier		
22	Was leisten konventionelle Hörgeräte bezüglich Kompensation und Substitution natürlicher Organfunktionen heute? Jürgen Kießling		
27	Implantierbare Hörsysteme: Kompensation und Substitution natürlicher Organfunktionen Hannes Maier		
29	Welchen Nutzen erzielen auditorische Neuroprothesen aus der Kombination mit Hörgeräten? Uwe Baumann		
	<i>Qualität der Hörversorgung</i>		
34	Versorgung bei Kindern in Zahlen Manfred Gross		
36	Qualitätsstandards der Hörgeräteversorgung von Kindern Katrin Neumann · Annette Limberger		
42	Möglichkeiten und Grenzen der Hörgerätevalidierung Hartmut Meister		
45	Messung und Modellierung der Klangqualitäts-wahrnehmung im Bereich der Hörakustik Rainer Huber · Markus Meis		
51	Subjektive Beurteilung der Hörqualität durch hörgeschädigte Grundschüler – Möglichkeiten und Grenzen Barbara Bogner		
57	Korrelation zwischen subjektivem Empfinden – erfasst im Fragebogen – und audiometrischen Diagnostik des Sprachverstehens mit Hörgeräten Anke Lesinski-Schiedat		
60	Pädagogische Audiologie im Rahmen einer inklusiven Schullandschaft Manfred Drach		
	<i>Zukunftstrends</i>		
62	Zukunft der Hördiagnostik Hubert Löwenheim		
66	Understanding and treating hearing loss with central auditory prosthetics: Challenges and new directions Hubert H. Lim		
70	Vorhersage des Sprachverstehens mit Cochlea-Implantat Andreas Büchner		
73	Brain-Computer Interfaces zur Steuerung von Hörhilfen: eine Zukunftsvision Stefan Debener		
76	Verzeichnis der Referentinnen/Referenten		
77	Impressum		

Grußwort der Schirmherrin



*Ursula von der Leyen,
Bundesministerin*

Hörgeschädigte Kinder und Erwachsene wollen mit dabei sein und sie können es – ob in der Schule, am Arbeitsplatz oder im Verein. Es ist die Aufgabe der Gesellschaft, dafür zu sorgen, dass die Teilhabe dieser Menschen auch in den Lebensbereichen selbstverständlich wird, in denen sie es heute noch schwer haben.

Dahinter steht die Leitidee der Inklusion, die die Bundesregierung mit dem Nationalen Aktionsplan zur Umsetzung der UN-Behindertenrechtskonvention verfolgt:

Nicht die Menschen mit Beeinträchtigungen passen sich der Gesellschaft an, sondern wir organisieren den Alltag umgekehrt so, dass er barrierefrei ist und niemand ausgeschlossen wird.

Die GEERS-STIFTUNG leistet dafür einen wichtigen Beitrag. Beim 17. Kolloquium „Dimensionen der Hörqualität“ bringt sie Experten aus ganz unterschiedlichen Bereichen zusammen. Mediziner, Neurophysiologen, Audiologen, Physiker und Hörpädagogen suchen gemeinsam nach neuen Wegen, um unseren Alltag hörfreundlich zu gestalten. Davon profitieren alle: Menschen mit und ohne Schwerhörigkeit.

Ich möchte allen herzlich danken, die dieses Kolloquium möglich gemacht haben.

Den Teilnehmerinnen und Teilnehmern wünsche ich einen intensiven fachlichen Austausch, gute Gespräche und neue Impulse.

Dr. Ursula von der Leyen

Vorwort zum 17. Multidisziplinären Kolloquium der GEERS-STIFTUNG 2014 – Dimensionen der Hörqualität –



*Gottfried Diller,
Vorstandsvorsitzender der
GEERS-STIFTUNG*

Das 17. Multidisziplinäre Kolloquium der Geers-Stiftung im Februar 2014 in Berlin stand unter dem Leitthema „Dimensionen der Hörqualität“. Damit sollte eine im Jahr 2012 begonnene Diskussion zu Fragen einer Hörkultur fortgesetzt werden (vgl. Diller [Hrsg.] 2012: Hörkultur. Geers-Stiftung. Z. Audiol. Sonderheft Nr. 1/2013), nunmehr unter dem Aspekt der Hörqualität.

Beteiligt waren sowohl exponierte Wissenschaftler und Vertreter der Praxis – aus den Fachgebieten Medizin, Neurophysiologie, Technologie, Audiologie und Pädagogischer Audiologie – als auch 90 geladene Fachvertreterinnen und -vertreter.

Wie den hier wiedergegebenen Beiträgen zu entnehmen ist, ist es den Referentinnen und Referenten aus Amerika, Kanada, Deutschland und der Schweiz hervorragend gelungen, sowohl den aktuellen Entwicklungsstand als auch die aktuellen Forschungsaktivitäten mit den damit verbundenen neuen Perspektiven zum Thema „Qualität des Hörens“ aufzuzeigen. Aus den insgesamt 19 Vorträgen ergaben sich vielfältige Denkipulse, die vom Auditorium mit sehr großem

Interesse aufgenommen wurden. Dies kam auch durch die zahlreichen intensiven Diskussionen während und am Rande der Sitzungen deutlich zum Ausdruck.

Die Qualität des Hörens zu ermöglichen bzw. zu sichern, verbunden mit den Möglichkeiten und Bedingungen der Hörwahrnehmung und Hörverarbeitung, stellt sowohl die Fachleute als auch die Gesellschaft weiterhin vor große Aufgaben, die in der Zukunft unter sehr differenzierten Blickwinkeln zu bewältigen sein werden.

Dabei spielt natürlich auch das gesellschaftliche Bewusstsein und Engagement zur Sicherstellung von guten inter- und intraindividuellen Hörbindungen eine wesentliche Rolle. Hören und Hörqualität ist ein Thema, das somit als gesamtgesellschaftliches Anliegen zu verstehen ist. Denn Hören in seinen verschiedenen Dimensionen betrifft den Menschen mit seiner individuellen Hörfähigkeit und seinen Hörbedürfnissen nahezu in allen Lebenssituationen und Altersstufen.

Wenn es um Hörqualität geht, könnte als Ziel vielleicht formuliert und sicher diskutiert werden: Die Qualität des Hörens, über die jeder einzelne verfügen sollte, versetzt ihn die Lage, uneingeschränkt am privaten, beruflichen und gesellschaftlichen Leben teilzuhaben. Das vergangene Kolloquium zeigt: Wir sind auf einem guten Weg!

Die Geers-Stiftung dankt allen Teilnehmerinnen und Teilnehmern und in besonderer Weise den Referentinnen und Referenten für ihre Mitwirkung, ihr Engagement und die exzellenten Beiträge.

Ein besonderer Dank ist den Referentinnen und Referenten für die Ausarbeitung der an dieser Stelle veröffentlichten Vorträge auszusprechen.

Prof. Dr. Gottfried Diller
1. Vorsitzender der Geers-Stiftung

GEERS-Stiftungspreis 2014

Der GEERS-Stiftungspreis 2014 wurde auf dem 17. Multidisziplinären Kolloquium der GEERS-Stiftung am 10. Februar 2014 in Berlin verliehen.

In diesem Jahr teilen sich zwei Forschungsgruppen den begehrten Preis: Frau Dr. Athanasia Warnecke von der Medizinischen Hochschule Hannover und die Forschergruppe mit Dr. Anthony W. Gummer erhielten den jeweils mit 7.500 Euro dotierten GEERS-Stiftungspreis 2014 für ihre Arbeiten jeweils in den Bereichen Neurophysiologie und Audiologie.

Professor Dr. Gottfried Diller, Vorstandsvorsitzender der GEERS-Stiftung und Frans Geelen, Vorsitzender des Stiftungs-Kuratoriums, gratulierten sehr herzlich und überreichten den Preisträgern die Urkunden.

Revitalisierung des Hörnervs

Mit ihrer Arbeit, die unter dem Titel „TGF-beta superfamily member activin A acts with BDNF and erythropoietin to improve survival of spiral ganglion neurons in vitro“ veröffentlicht worden ist, gelang

Frau Athanasia Warnecke ein Meilenstein in der Hörforschung. Sie weist die Kombination von Substanzen nach, welche die Neuronen des Hörnervs im Innenohr signifikant vor dem Absterben schützt. Fast 90 Prozent der Schwerhörigen leiden unter einer Innenohrströrung. Die prämierte Arbeit könnte in neuartige molekulare Therapien für Patienten mit Tinnitus, Hörsturz oder genetischer Vorbelastung münden. Denn erstmals wird aufgezeigt, dass Aktivin A schützend auf die Neuronen des Hörnervs wirkt. Steigern lässt sich dieser Effekt, wenn zusätzlich der so genannte brain-derived neurotrophic factor (BDNF) eingesetzt wird. Als dritte Substanz kommt Erythropoietin (EPO) hinzu. EPO wird bei gemeinsamer Verabreichung mit BDNF eine neuritogene Wirkung zugeschrieben. Diese Dreifachkombination führt zu einem drastischen Anstieg der Überlebensraten der überaus empfindlichen Neuronen.

Schneller und genauer Messen

Die Tübinger Wissenschaftler Anthony W. Gummer, Ernst Dalhoff und Dennis Zelle haben die Grundlagen für ein optimiertes Messver-



Professor Dr. Gottfried Diller (links) und Frans Geelen (rechts) gratulieren den Preisträgern 2014: Dr. Athanasia Warnecke, Dr.-Ing. Ernst Dalhoff, Dennis Zelle, Professor Dr. Anthony W. Gummer.

fahren entwickelt, mit dem viele bisher unentdeckt gebliebene Hörminderungen bei Neugeborenen präziser erkannt werden können. Ihr Ziel war es, ein Messprinzip für Distorsionsprodukt-otoakustische Emissionen (DPOAE) zu entwickeln, das eine zuverlässige und zeit-effiziente Bewertung der Innenohrfunktion ermöglicht. Bisherige objektive Messverfahren, die auf otoakustische Emissionen basieren, weisen entweder Defizite in der diagnostischen Aussagekraft auf oder sie benötigen für eine klinische Diagnostik oder das Hörscreening inakzeptable Messzeiten. Die Messmethode der Tübinger Forscher stellt eine Möglichkeit zur hochgenauen, objektiven Charakterisierung des cochleären Verstärkers dar und bietet ein geeignetes Diagnoseverfahren für den Screeningeinsatz zur Früherkennung bei Neugeborenen. Das Verfahren kann genutzt werden, um durch eine genaue

Darstellung der gepulsten DPOAE und deren Quellkomponenten im Zeitbereich sowie durch die Analyse der zugehörigen Wachstumsfunktionen zusätzliche Informationen über die Funktionsweise der Cochlea zu erhalten.

Mit dem GEERS-Stiftungspreis zeichnet die GEERS-Stiftung alle zwei Jahre hervorragende Arbeiten auf dem Gebiet der Ursachenforschung, der Früherkennung und Therapie von Hörschäden sowie der Anpassung und Versorgung mit Hörgeräten, insbesondere bei Kindern aus. Der Preis ist mit 15.000 Euro dotiert. Der Stiftungspreis kann einer Einzelpersonlichkeit, einer Forschergruppe oder ausnahmsweise auch zu gleichen Teilen an zwei Preisträger verliehen werden.

Einseitiger Hörverlust führt in früher Entwicklung zur Präferenz für das hörende Ohr



Andrej Kral,
Medizinische Hochschule Hannover

Einleitung

Einseitiges oder asymmetrisches Hören ist relativ häufig bei einer Inzidenz von ca. 2/1000 bei Kindern (Eisermann et al. 2008, Watkin & Baldwin 2012). Trotzdem sind die neurophysiologischen Folgen einer solchen Situation, vor allem im frühen Kindesalter, nicht ausreichend erforscht. Von unilateralem Hören spricht man bei einem „normal“ hörenden Ohr und einem Ohr mit schwerem Hörverlust bis zur einseitigen Gehörlosigkeit. Zusätzlich zu den von Geburt an einseitig Gehörlosen kommen heute viele Fälle dazu, in denen ein bilateraler Hörverlust durch eine einseitige Versorgung mit einem Cochlea-implantat behandelt wird.

Es ist bekannt, dass einseitige Gehörlosigkeit negative Auswirkungen auf das Sprachverständnis hat (Lieu et al. 2010). Dennoch wird, mit dem Argument dass es zur grundsätzlichen Entwicklung von Sprache mit Hilfe des einen hörenden Ohres kommt, unilateraler Hörverlust im Neugeborenen-Hörscreening nicht ausreichend berücksichtigt. Die physiologische Folge einer einseitigen Gehörlosigkeit ist ein unbalancierter Eingang in die Hörsysteme beider Ohren. Da das Hören beide Eingänge zusammen verarbeitet, um räumliches Hören zu ermöglichen, muss ein Unterschied in der Hörfähigkeit der einzelnen Ohren durch plastische Anpassungen kontrolliert und ausgeglichen werden. Nur so kann ein binaurales (beidohriges) räumliches Hören garantiert werden. Durch das Fehlen der Aktivierung einer Seite der Hörbahn kommt es also zu Restrukturierungen innerhalb des zentralen auditorischen Systems.

Cortikale aurale Präferenz

Studien an Tiermodellen konnten zeigen, dass es zu Anpassungen des für die auditorische Verarbeitung zuständigen Teils der Großhirnrinde (Cortex) an eine einseitig vorliegende Gehörlosigkeit kommt (Kral et al. 2013, 2013a). Diese an unilaterales Hören angepasste Reorganisation führt dazu, dass mehr neuronale Ressourcen für die Verarbeitung der Signale des hörenden Ohres zur Verfügung stehen. Eine solche Veränderung ist sinnvoll, da sie ermöglicht den einseitigen Höreingang besser zu nutzen. Das geht allerdings auf Kosten des schlechter hörenden Ohres, was einer späteren Versorgung an diesem Ohr im Wege steht.

In keinem untersuchten Fall wurde jedoch, trotz Reorganisation zugunsten des hörenden Ohres, die cortikale Repräsentation des tauben Ohres komplett verloren (Kral et al. 2013, 2013a). Die Verschiebung der Stärke der zentralen Verarbeitung in Richtung des besser hörenden Ohres wurde als „aurale Dominanz“ (Imig & Adrián 1977) beziehungsweise als „aurale Präferenz“ (Kral et al. 2013) bezeichnet.

Gezeigt wurde die aurale Präferenz in Studien an einem Standardmodell der Hörforschung, den gehörlos geborenen Katzen („congenitally deaf cat“, CDC). Von Geburt an unilaterale hörende Individuen wurden mit bilateral tauben Katzen, welchen nach unterschiedlichen Zeiten der kompletten Gehörlosigkeit (2.5, 3.5, 4.2 und 6.0 Monate) einseitig ein Cochlea-implantat implantiert wurde, verglichen. Mit Hilfe von elektrophysiologischen Messungen wurden die Antworten der primären auditorischen Cortices beider Gehirnhälften bestimmt. Dabei wurden die durch die Aktivität von kleinen Gruppen von Nervenzellen erzeugten lokalen Feldpotentiale (LFP) aufgenommen und deren spezifische Form und Ausprägung ausgewertet, speziell die Zeit bis zum Auftreten der ersten positiven Welle (Latenzzeit) und deren Amplitude. Dies wurde sowohl für die Gehirnhälfte (Hemisphäre) welche sich auf der Seite des stimulierten Ohres befand (ipsilateral), als auch für die der Stimulation gegenüber liegende Seite (contralateral) durchgeführt.

Eine grundsätzliche Erkenntnis aus solchen elektrophysiologischen Ableitungen ist die Tatsache, dass Neurone des primären auditorischen Cortex bevorzugt auf eine Kombination aus der Stimulation beider Ohren reagieren und praktisch keine Neurone vorkommen welche ihre stärkste Reaktion auf die Stimulation nur eines Ohres zeigen (Zhang et al. 2004). Dabei sind die Reaktionen im normalen Gehör in der dem Stimulus gegenüberliegenden Seite, der contralateralen Hemisphäre stärker als auf der Seite des stimulierten Ohres. Das rührt aus der Kreuzung der aufsteigenden Hörbahn im Bereich des Stammhirns her und ist verbunden mit der Empfindlichkeit der Nervenzellen an akustische Reize, die im contralateralen Halbraum lokalisiert sind. In Analogie zum visuellen System ist die Aktivität auf akustische Reize in der contralateral gelegenen Gehirnhälfte höher als in der ipsilateralen Gehirnhälfte.

In der Studie von Kral und Kollegen (2013) zeigte sich diese erhöhte Aktivität und damit die Kreuzung der Hörbahnen, anhand der verringerten Latenzzeiten und erhöhten Amplituden der lokalen Feldpotentiale im primären auditorischen Cortex der Katze (Abbildung 1, obere Hälfte). Im Fall einer von Geburt an einseitig tauben Katze kehrten sich die beobachteten Verhältnisse um (Abbildung 1, untere Hälfte). In diesem Fall zeigte der ipsilateral zum hörenden Ohr gelegene Cortex eine stärkere Reaktion (kürzere LFP-Latenzen und höhere Amplituden) auf die Stimulation des hörenden Ohres als auf die Stimulation des tauben Ohres.

Auch für bilateral gehörlose Katzen zeigte sich in früheren Studien eine Abnahme in der Ausprägung eines quantitativen Maßes für das

Verhältnis der Aktivität zwischen ipsi- und contralateraler Verarbeitung, des Contralateralitätsindex (Kral et al. 2009), oder auch der „Contralateralität“. Bei der bilateralen Gehörlosigkeit hat sich zwar die Contralateralität reduziert, aber im keinen untersuchten Fall war eine Präferenz für das ipsilaterale Ohr beobachtbar, wie bei der einseitigen Gehörlosigkeit.

(> 4 Monate alt), also Tieren welche mindestens die ersten vier Lebensmonate beidseitig taub verbrachten, konnte dieser Unterschied nicht festgestellt werden. Die neuronale Aktivität in den beiden Gehirnhälften ließ sich in diesen Fällen nicht von der Aktivität bei beidseitig tauben Tieren unterscheiden. Dabei bestand kein Zusammenhang zu der tatsächlichen Zeitspanne des unilateralen Hörens. Der einzige verbleibende Einflussfaktor auf das Ausbilden der auralen Präferenz war der Zeitpunkt der Implantation. Daher wurde auf das Vorliegen einer sensitiven Phase in der Frühphase der postnatalen Entwicklung geschlossen, während der einseitige Hörstimulation zu den beobachteten Reorganisationseffekten führen kann.

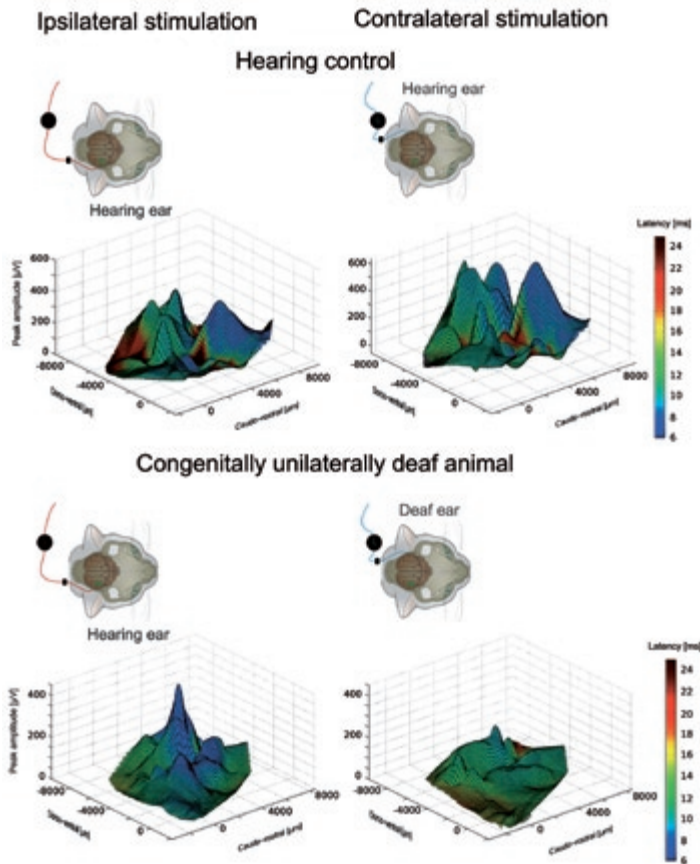


Abbildung 1: Latenzzeiten (farbkodiert) und Amplituden der ersten Welle der lokalen Feldpotentiale im primären auditorischen Cortex der Katze.

Oben: Bei einem normal hörenden Kontrolltier zeigt der der Stimulation gegenüber liegende (contralaterale) Cortex die höheren Amplituden und geringeren Latenzzeiten.

Unten: Bei einem von Geburt an einseitig tauben Tier sind die Verhältnisse verschoben. Hier zeigt der auf der hörenden Seite liegende (ipsilaterale) Cortex die höheren Amplituden und kürzeren Latenzzeiten. (Übernommen aus Kral et al. 2013)

Einfluss der kritischen Phase

Eine wichtige Eigenschaft der zentralnervösen Reorganisation auf einseitigen Hörinput ist das Vorhandensein einer kritischen Phase für die Ausbildung der auralen Präferenz. Bei den unilateraler hörend geborenen und den innerhalb der ersten etwa drei Lebensmonate einseitig implantierten Katzen zeigten sich in der Studie von Kral und Kollegen (2013) schnellere Reaktionen im zum hörenden Ohr ipsilateral gelegenen Cortex. Das heißt, die lokalen Feldpotentiale zeigten kürzere Latenzzeiten (Abbildung 2). Bei später implantierten Tieren

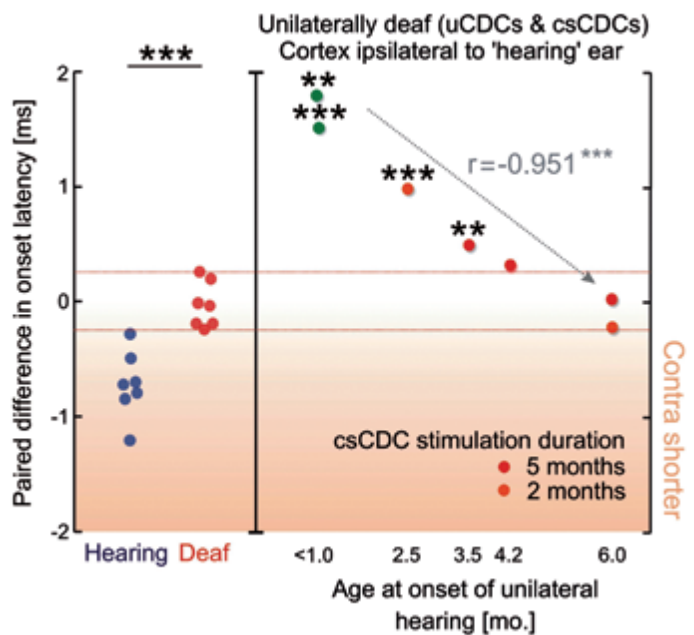


Abbildung 2: Mediane der Latenzzeiten-Differenzen für alle getesteten Tiere. Negative Werte bedeuten kürzere Latenzen bei contralateraler Stimulation. Die gepunkteten Linien geben die Spannweite der Latenzen der beidseitig tauben Tiere wieder.

Links: Normal hörende Kontrolltiere zeigen deutlich kürzere Latenzzeiten für contralaterale Stimulation. Beidseitig taube Tiere dagegen zeigen keinen Unterschied in ipsi- und contralateraler Latenz.

Rechts: Bei einseitig tauben Tieren kam es zur Reorganisation in Richtung des ipsilateralen Ohres und in der Konsequenz zu kürzeren Latenzzeiten in der zum hörenden Ohr ipsilateralen Hemisphäre. Zusätzlich gab es eine statistisch signifikante Korrelation zwischen den Latenzen und dem Alter bei Beginn des unilateralen Hörens. Spät einseitig implantierte Tiere (> 4 Monate) zeigten keine Reorganisation mehr und waren statistisch nicht von beidseitig tauben Tieren zu unterscheiden. ** - $p < 0,01$; *** - $p < 0,001$ (übernommen aus Kral et al. 2013)

Diese Beobachtung würde im Einklang stehen zum Ablauf der allgemeinen Synaptogenese während der corticalen Entwicklung (Abbildung 3). Die meisten corticalen Synapsen werden bei Katzen etwa einen Monat nach der Geburt gebildet (Winfield 1983, Kral et al. 2005). Bei taub geborenen Katzen verschiebt sich die Spitze dieser Entwicklung um etwa einen Monat nach hinten (Kral et al. 2005). Dies entspricht etwa dem Zeitraum in welchem einseitige Gehörlosigkeit zu

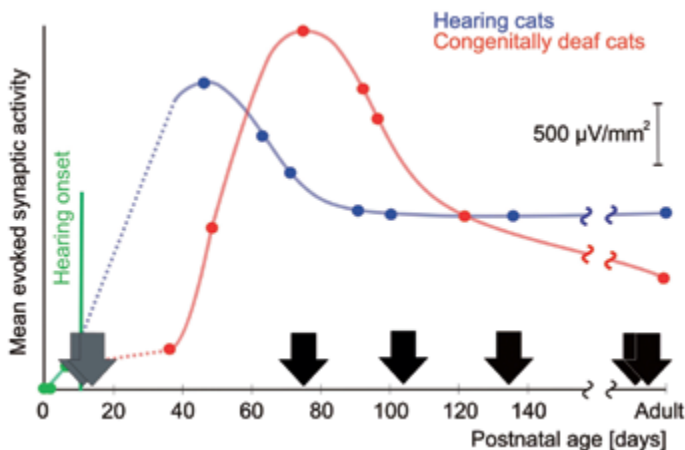


Abbildung 3: Entwicklung des primären auditorischen Cortex bei hörenden (blau) und gehörlosen (rot) Katzen, gemessen an synaptischer Aktivität im meist aktivierten Ort des Cortex. Die Daten zeigen eine sehr systematische Entwicklung mit dem Alter, wobei die funktionale Synapsen erst nach der Geburt im Cortex entwickelt werden. Danach folgt eine Phase der Reduktion der synaptischen Aktivität, die auf eine Abnahme der Synapsenzahlen hindeutet. Bei gehörlosen Tieren ist der Prozess umfangreich verändert, mit verzögertem Synapsenaufbau und verstärkter Reduktion der Synapsen, was in funktional inkompetenten neuronalen Schaltkreisen resultiert. Die Pfeile an der Altersachse deuten auf die Alterstufen an, in denen die Tiere der späteren Studie (Kral et al. 2013) mit einem einseitigen Cochlea-implantat versorgt wurden. (übernommen aus Kral & O'Donoghue 2010)

einer funktionellen Anpassung an das hörende Ohr führt. In wie weit subcorticale Prozesse einen Einfluss auf die Ausbildung der auralen Präferenz und der kritischen Phase haben, ist eine offene Frage welche weiterer Forschung bedarf.

Hemisphärische Spezifität der Reorganisation

Neben Unterschieden in der sensitiven Phase gibt es weitere Unterschiede in der Anpassung der beiden Hemisphären. Das heißt die beiden Hemisphären reagieren nicht uniform auf den Verlust einer Seite des Hörens sondern passen sich jeweils spezifisch an die vorliegenden Verhältnisse an. So steigert der ipsilateral zum hörenden Ohr liegende Cortex die neuronale Repräsentation des hörenden Ohres und reduziert, auf Grund fehlender Eingangssignale, die Repräsentation des gehörlosen Ohres. Der dem hörenden Ohr gegenüberliegende Cortex verändert sich dagegen vergleichsweise weniger, da durch die natürliche Contralateralität zum hörenden Ohr der Input des gehörlosen Ohres von Natur aus nur einen geringeren Einfluss auf die neuronale Verarbeitung in dieser Hemisphäre hat. In dieser Konstellation wird der Einfluss des gehörlosen Ohres jedoch noch weiter reduziert.

An dieser Stelle ist zu betonen, dass das gehörlose Ohr trotzdem die Eigenschaft behält, die Hirnrinde zu aktivieren, vor allem auf der Seite ipsilateral zum hörenden Ohr. Dadurch unterscheidet sich diese Situation wesentlich von angeborener einseitiger Blindheit, bei der die Repräsentation des blinden Auges die Aktivierungsfähigkeit fast gänzlich verliert.

Den spezifischen Unterschied zwischen den Hemisphären, unabhängig vom Hörstatus des jeweiligen Ohres kann man auch an der Mor-

phologie der lokalen Feldpotentiale erkennen. Bei einem Vergleich der Form der Feldpotentiale welche innerhalb der gleichen Hemisphäre bei Stimulation der verschiedenen Ohren aufgenommen wurden zeigt sich, dass diese Potentiale deutlich ähnlicher sind, als Potentiale welche in jeweils einer der Hemisphären bei Stimulation des gleichen Ohres aufgenommen wurden (Kral et al. 2013). Eine Erklärung dafür wäre, dass innerhalb einer Hemisphäre ein bestimmtes lokales neuronales Netzwerk aktiviert wird, egal welches Ohr stimuliert wird. Beim Vergleich zwischen den Hemisphären kommt es dann zu unterschieden entweder durch die Aktivierung unterschiedlicher Netzwerke oder durch Unterschiede in der Platzierung der Ableitelektroden innerhalb des Netzwerkes.

Mechanismus der Anpassung

Die neuronalen Prozesse welche der Ausbildung der auralen Präferenz zu Grunde liegen sind noch nicht bekannt. Aus den Beobachtungen ihrer Versuche am Tiermodell schlossen Kral und Kollegen (2013, 2013a) auf einen zweistufigen Adaptationsprozess.

Die erste, kurzfristig vonstatten gehende Anpassung, soll demnach eine Abnahme der Latenzen der Antworten auf das hörende Ohr bis hin zu einem Grundniveau sein. Wenn sich die Latenzen dieser minimal möglichen Latenzzeit annähern, führt die Stimulation des hörenden Ohres zu einer verstärkten Synchronität in der cortikalen Aktivität was wiederum die synaptische Plastizität anregt und steigert. Anschließend kommt es in einem zweiten Schritt zu einer Zunahme der Amplituden der lokalen Feldpotentiale als Antwort auf die Stimulation des hörenden Ohres bedingt durch den Anstieg der Synchronität der Aktivität. Beide Effekte würden dabei auf derselben synaptischen Plastizität beruhen. Eine mögliche Erklärung für diesen Adaptationsprozess ist eine Abnahme der Inhibition in der ipsilateral zur hörenden Seite liegenden Hemisphäre (Vale et al. 2004). Akustische Stimulation eines hörenden Ohres führt zur exzitatorischen Erregung der Neurone der contralateralen Hemisphäre löst aber in der ipsilateralen Hemisphäre sowohl exzitatorische als auch inhibitorische Prozesse aus (Imig & Adrián 1977). Durch die fehlenden Eingangssignale in einem gehörlosen Ohr verringert sich die Inhibition im ipsilateralen Cortex, wodurch die Latenzzeiten auf die Stimulation des hörenden Ohres abnehmen können (Zhou et al. 2012, Kral et al. 2013a). Dieser Adaptationsmechanismus für den ipsilateralen Cortex unterscheidet sich jedoch wahrscheinlich von dem Mechanismus der zu den Anpassungen des contralateralen Cortex führt (Vale et al. 2004).

Schlussfolgerungen

Die zentralnervösen Veränderungen welche nach dem Einsetzen eines unilateralen Hörens auftreten repräsentieren einen adäquaten Anpassungsmechanismus an den unbalancierten Eingang, wirken sich aber stark nachteilig auf eine spätere Nutzung des zweiten (gehörlosen) Ohres aus. Die cortikale Reorganisation mit verstärkter Repräsentation des hörenden Ohres und dadurch verringerter Contralateralität (Abbildung 4) ist eine auf die aktuellen Verhältnisse ausgerichtete Anpassung und daher nachteilig, wenn eine spätere Implantation des tauben Ohres geplant ist.

Die in den Tierversuchen beobachtete Reorganisation zeigt sich auch in den Ergebnissen von Cochlea-implantierten Kindern und bildgebenden humanen Studien (Peters et al. 2007, Firszt et al. 2008, Graham et al. 2009, Gordon et al. 2010, Gordon et al. 2011, Gordon et al. 2013, Ilg et al. 2013), in welchen zum Beispiel ein schlechteres

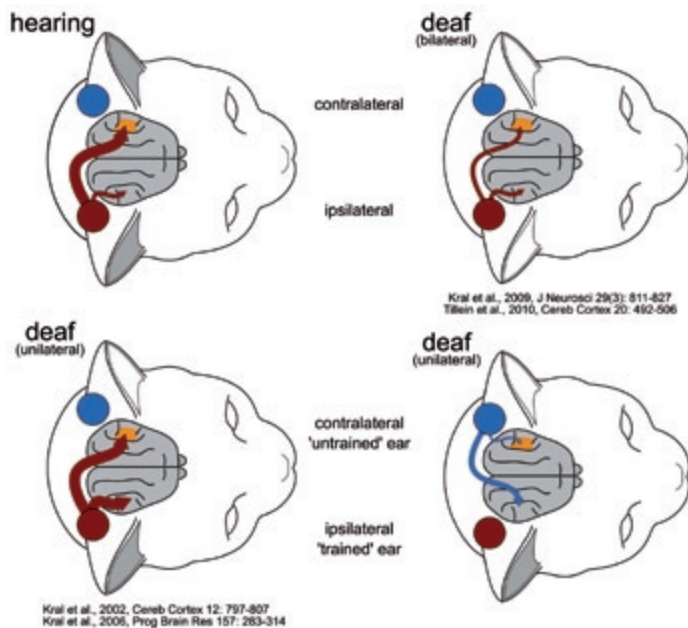


Abbildung 4: Schematische Zusammenfassung der kortikalen Reorganisation bei unilateraler Gehörlosigkeit. Das beidseitig hörende Tier zeigt eine deutliche Kontralateralität. In beidseitig tauben Tieren ist diese reduziert (Kral et al. 2009). Unilateral hörende Tiere dagegen zeigen eine reduzierte Kontralateralität bei Betrachtung des hörenden Ohres und eine erhöhte Kontralateralität bei Betrachtung des tauben Ohres. (Übernommen aus Kral et al. 2013a)

Sprachverständnis im später implantierten Ohr bei vorhergehender längerfristig einseitiger Implantation gefunden wurde. Daher sprechen alle Ergebnisse für eine möglichst simultane bilaterale Implantation von Cochleaimplantaten um Zeiten des unilateralen Hörens möglichst kurz halten, beziehungsweise ganz zu vermeiden (siehe auch Papsin & Gordon 2008). Um die Ausbildung der auralen Präferenz zu verhindern, sollte also eine möglichst frühe Implantation des zweiten Ohres angestrebt werden. Auch ein von Geburt an vorliegender unilateraler Hörverlust sollte, trotz der Möglichkeit Lautsprache auch mit nur einem funktionellen Ohr zu erlernen, als Indikation für ein Cochleaimplantat angesehen werden. Im Falle einer längerfristigen einseitigen Implantation sollte speziell auf das vorhergehend gehörlose Ohr ausgerichtetes Training, zum Beispiel einseitiges Sprachtraining mit ausgeschaltetem Implantat im präferierten Ohr, eingesetzt werden um den beobachteten Reorganisationseffekten gezielt entgegenzuwirken. Während der Phase des Erlernens der Muttersprache der Kinder darf aber das zuerst implantierte Ohr nur kurzfristig ausgeschaltet werden, z. B. während einer kurzen Zeitspanne beim Lesen einer Gute-Nacht-Geschichte. Zusätzlich müssen Strategien für ein Erlernen der binauralen Fusion eingesetzt werden, damit die Kinder die Höreindrücke beider Ohren fusionieren lernen.

Da die kortikale Repräsentation des gehörlosen Ohres nie komplett verloren wird (Kral et al. 2013, 2013a), führt selbst nach langer Zeit mit nur einem Cochleaimplantat, das heißt lange Zeit des unilateralen Hörens, die spätere Implantation der zweiten Seite immer noch zu verbesserten Hörergebnissen, wenn auch nur sehr langsam (Zeitler et al. 2008, Illg et al. 2013). Deswegen sollte der Grundsatz eingehalten werden, dass bei hochgradigem Hörverlust, egal ob uni- oder bilateral, aufgrund der sensiblen Entwicklungsperioden die Zeit bis zur (beid-

seitigen) Versorgung mit einem Cochleaimplantat so kurz wie möglich gehalten werden sollte.

Einseitige Gehörlosigkeit verursacht innerhalb einer sensiblen Phase eine umfangreiche Reorganisation des Gehirns. Da die Adaptation in den beiden Hemisphären unterschiedlich ist, kann man schlussfolgern, dass ein asymmetrisches Hören ein funktional asymmetrisches Gehirn zur Folge hat.

Unterstützt von der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG Kr 3370 und Exzellenzcluster Hearing4all).

Literatur

- Eiserman WD, Hartel DM, Shisler L, Buhrmann J, White KR, Foust T (2008) Using otoacoustic emissions to screen for hearing loss in early childhood care settings. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, Vol. 72:475-482
- Firszt JB, Reeder R, Skinner MW (2008) Restoring hearing symmetry with two cochlear implants or one cochlear implant and a contralateral hearing aid. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 45:749-768
- Gordon KA, Jiwani S, Papsin BC (2011) What is the optimal timing for bilateral cochlear implantation in children? *Cochlear Implants International*, Vol. 12(Suppl 2):8-14
- Gordon KA, Wong DD, Papsin BC (2010) Cortical function in children receiving bilateral cochlear implants simultaneously or after a period of interimplant delay. *Otology & Neurology*, Vol. 31:1293-1299
- Gordon KA, Wong DD, Papsin BC (2013) Bilateral input protects the cortex from unilaterally-driven reorganization in children who are deaf. *Brain*, Vol. 136:1609-1625
- Graham J, Vickers D, Eyles J, Brinton J, Al Malky G, Aleksy W, Martin J, Henderson L, Mawman D, Robinson P et al. (2009) Bilateral sequential cochlear implantation in the congenitally deaf child: evidence to support the concept of a 'critical age' after which the second ear is less likely to provide an adequate level of speech perception on its own. *Cochlear Implants International*, Vol. 10:119-141
- Illg A, Giourgas A, Kral A, Büchner A, Lesinski-Schiedat A, Lenarz T (2013) Speech comprehension in children and adolescents after sequential bilateral cochlear implantation with long inter implant interval. *Otology & Neurology*, Vol. 34:682-689
- Imig TJ, Adrián HO (1977) Binaural columns in the primary field (A1) of cat auditory cortex. *Brain Research*, Vol. 138:241-257
- Kral A, O'Donoghue GM (2010) Profound deafness in childhood. *New England Journal of Medicine*, Vol. 363:1438-1450
- Kral A, Tillein J, Heid S, Hartmann R, Klinke R (2005) Postnatal Cortical Development in Congenital Auditory Deprivation. *Cerebral Cortex*, Vol. 15:552-562
- Kral A, Tillein J, Hubka P, Schiemann D, Heid S, Hartmann R, Engel AK (2009) Spatiotemporal patterns of cortical activity with bilateral cochlear implants in congenital deafness. *Journal of Neuroscience*, Vol. 29:811-827
- Kral A, Hubka P, Heid S, Tillein J (2013) Single-sided deafness leads to unilateral aural preference within an early sensitive period. *Brain*, Vol. 136:180-193
- Kral A, Heid S, Hubka P, Tillein J (2013a) Unilateral hearing during development: hemispheric specificity in plastic reorganizations. *Frontiers in Systems Neuroscience*, Vol. 7:93
- Lieu JEC, Tye-Murray N, Karzon RK, Piccirillo JF (2010) Unilateral hearing loss is associated with worse speech-language scores in children. *Pediatrics*, Vol. 125:e1348-e1355
- Papsin BC, Gordon KA (2008) Bilateral cochlear implants should be the standard for children with bilateral sensorineural deafness. *Current Opinion in Otolaryngology & Head and Neck Surgery*, Vol. 16:69-74
- Peters BR, Litovsky R, Parkinson A, Lake J (2007) Importance of age and postimplantation experience on speech perception measures in children with sequential bilateral cochlear implants. *Otology & Neurology*, Vol. 28:649-657
- Vale C, Juiz JM, Moore DR, Sanes DH (2004) Unilateral cochlear ablation produces greater loss of inhibition in the contralateral inferior colliculus. *European Journal of Neuroscience*, Vol. 20:2133-2140
- Watkin P, Baldwin M (2012) The longitudinal follow up of a universal neonatal hearing screen: The implications for confirming deafness in childhood. *International Journal of Audiology*, Vol 51:519-528
- Winfield D (1983) The postnatal development of synapses in the different laminae of the visual cortex in the normal kitten and in kittens with eyelid suture. *Developmental Brain Research*, Vol 9:155-169
- Zeitler DM, Kessler MA, Terushkin V, Roland JT, Svirsky MA, Lalwani AK, Waltzman SB (2008) Speech Perception Benefits of Sequential Bilateral Cochlear Implantation in Children and Adults. *Otology & Neurology*, Vol. 29:314-325
- Zhang J, Nakamoto KT, Kitzes LM (2004) Binaural Interaction Revisited in the Cat Primary Auditory Cortex. *Journal of Neurophysiology*, Vol. 91:101-117
- Zhou Y, Mesik L, Sun YJ, Liang F, Xiao Z, Tao HW, Zhang LI (2012) Generation of Spike Latency Tuning by Thalamocortical Circuits in Auditory Cortex. *Journal of Neuroscience*, Vol. 32:9969-9980

Physiologie und Pathophysiologie des Innenohrs



Tobias Moser,
Georg-August-Universität Göttingen

Einführung

Nachdem das Mittelohr den Luftschall in eine mechanische Schwingung der Gehörknöchelchenkette gewandelt hat, lösen diese Wanderwellen auf der Basilarmembran der Hörschnecke aus. Durch passive und aktive Mikromechanik erfolgt eine Frequenzerlegung, sodass sich abhängig von der Frequenzzusammensetzung des Schalls Schwingungsmaxima entlang der tonotopen Karte der Hörschnecke ausbilden. Durch relative Bewegungen von Corti-Organ und der über dem Corti-Organ liegenden Tektorialmembran kommt es direkt (äußere Haarzellen, deren Haarbündel mit Tektorialmembran verbunden sind) und vermutlich indirekt durch radiale Strömung der Endolymphe (innere Haarzellen) zur Deflektion der Haarbündel und mechanoelektrischen Transduktion. Diese führt zur Ausbildung eines Rezeptorpotenzials, dass in den äußeren Haarzellen zu einer sehr schnellen Längenänderung (Elektromotilität) und an den afferenten Synapsen beider Haarzelltypen mit den Spiralganglionneuronen zur Freisetzung des erregenden Transmitters Glutamat und der Generierung von Nervenimpulsen (Aktionspotenzialen) führt. Die Spiralganglionneuronen leiten diese Nervenimpulse bis zum Hirnstamm fort und übertragen die Information dort auf die Neuronen des Cochleariskerns, die sie lokal verarbeiten und an die nächsten Stationen der Hörbahn weiterleiten.

Mechanoelektrischen Transduktion

Werden die Härchen (Stereovilli o. Stereozilien) der Haarzellen in lateraler Richtung deflektiert, kommt es zu einem mechanischen Zug an den sogenannten „Tip-Links“ (Verbindung zwischen den oberen Enden (tip) der Härchen), die mit dem Transduktionskanal verbunden sind und diesen durch die Krafteinwirkung öffnen (siehe Abbildung 1). Der resultierende Einstrom von Kalium depolarisiert die Haarzelle (Rezeptorpotenzial). Ein Tip-Link besteht aus einem seriell verknüpften Paar filamentartiger Matrixproteine (Caherin 23 und Protocadherin 15, Übersicht in Kazmierczak and Müller 2012), die an einem Ende durch Ca^{2+} -Ionen vermittelt miteinander verbunden sind, während das andere Ende an spezialisierten Proteinkomplexen der Membran der Härchen verankert ist. Dabei scheint Protocadherin 15 mit dem jeweils niedrigeren Härchen verbunden zu sein, wo es vermutlich über das

Protein TMHS (Xiong et al. 2012) mit dem Transduktionskanal interagiert. Die molekulare Identität des mechanoelektrischen Transduktionskanals der Haarzellen gilt letztlich noch immer als ungeklärt. Allerdings wurden in den letzten drei Jahren zwei miteinander verwandte Proteine (TMC1 und TMC2) umfangreich charakterisiert, die als vielversprechende Kandidaten für den Transduktionskanal angesehen werden können (Kawashima et al. 2011, Pan et al. 2013). Mutationen in Genen, die für Proteine des Tip-Links, der Kandidaten TMC1 und TMC2, den Konnektor TMHS oder auch andere Komponenten der membranständigen Proteinkomplexe die beiden Enden des Tip-Links mit den Härchen verbinden, führen in der Regel zu cochleovestibulären Erkrankungen in Nagetieren und auch beim Menschen, wo häufig auch die Netzhaut betroffen ist (Usher-Syndrom; Kazmierczak and Müller 2012). Für einen Defekt im Gen für Harmonin, eine Komponente des membranständigen Proteinkomplexes des Härchens, wurde im Mausmodell kürzlich ein vielversprechender gentherapeutischer Ansatz beschrieben, der auch für eine zukünftige klinische Therapie zur Verfügung stehen sollte (Lentz et al. 2013).

Synaptische Schallkodierung

Das Rezeptor-Potenzial führt zu einer Aktivierung von spannungsgesteuerten Ca^{2+} -Kanälen (sogenannten L-Type Kanäle wie sie auch im Vorhof des Herzens und in Neuronen vorkommen). Das einströmende Ca^{2+} bindet an Signalproteine und führt an den synaptischen Vesikeln



Abbildung 1: Mechanoelektrische Transduktion und synaptische Schallkodierung

Schematische Darstellung der mechanoelektrischen Transduktion und synaptischen Schallkodierung von cochleären Haarzellen sowie Hauptprinzipien der Schallkodierung.

(Membranbläschen die den Transmitter Glutamat transportieren) zu der Membranverschmelzung mit der Zellmembran und somit zur Freisetzung von Glutamat (Exozytose). Anschließend wird die Membran und auch Proteine der Vesikel durch den Prozess der Endozytose wieder in die Zelle zurückgeführt, wo neue Vesikel geformt und mit Glutamat beladen werden. Dieser sogenannte Vesikelzyklus beinhaltet verschiedene Funktionszustände, bei denen die aktive Zone der Freisetzung mit dem synaptischen Band (synaptic ribbon, siehe Abbildung) eine besondere Bedeutung haben. Die aktiven Zonen einer Haarzelle unterscheiden sich morphologisch und auch funktionell (Übersicht: Meyer and Moser 2010). Wir verfolgen die Hypothese, dass mittels solch heterogener Synapsen die sensorische Information auf verschiedene neuronale „Kanäle“ zum Gehirn aufgeteilt wird. In der Tat ist die funktionelle Diversität der Spiralganglionneuronen mit vergleichbarer Frequenzabstimmung (also vermutlich Kontakt mit derselben oder benachbarten inneren Haarzellen) ein klassischer hörphysiologischer Befund (Meyer and Moser 2010). Die prä- und postsynaptischen Ursachen dafür sind ein Gegenstand aktiver Forschung.

In den letzten Jahren sind zudem viele Einsichten in die funktionellen Eigenschaften der Haarzellbändersynapse und die an dem Vesikelzyklus mit Exozytose und Endozytose beteiligten Proteine gewonnen worden (Übersichten: Pangršič et al. 2012, Moser et al. 2013). Auch hier führen Gendefekte zu Funktionsstörungen, den sogenannten auditorischen Synaptopathien (Übersichten: Moser et al. 2006, 2013). Die große Bedeutung der auditorischen Synaptopathie bei erworbenen Hörstörungen wurde jedoch erst in den letzten Jahren realisiert. Insbesondere für die exzitotoxische Schädigung durch Lärm, wobei zu viel Glutamatfreisetzung, die zu Schwellung und Bersten der postsynaptischen Nervenendigung der Spiralganglionneuronen führt, wurde in mehreren Tiermodellen ein irreversibler Verlust von Synapsen der inneren Haarzellen beschrieben. Dies war bereits durch elektronenmikroskopische Studien belegt (Henry and Mulroy 1995), wurde jedoch erst durch die Verfügbarkeit der lichtmikroskopischen Quantifizierung der Synapsenzahl pro Haarzelle (Khimich et al. 2005) mit belastbarer Statistik für die verschiedenen tonotopen Bereiche der Hörschnecke untersucht (Kujawa and Liberman 2009, Lin et al. 2011).

Dabei zeigte sich in der hochfrequenten Hörschnecke ein Verlust von etwa der Hälfte der Synapsen bei einem schallbedingten gutartigen Schwellenschwund, der mit einer Halbierung der Amplitude des Summenaktionspotenzials des Spiralganglions einherging. Es zeigt sich dann in Einzelfaserableitungen, dass der „gutartige“ Schallschaden primär die Spiralganglionneuronen mit höherer Schallschwelle (niedrige Spontanrate) schädigt, was die normale Hörschwelle nach dem temporären Schwellenschwund erklärt. In den USA werden nun Studien an humanen Felsenbeinen sowie audiometrische Untersuchungen durchgeführt, um die Relevanz dieses synaptischen Krankheitsmechanismus bei der humanen Lärmschwerhörigkeit zu untersuchen. Ein vergleichbarer Ansatz sollte auch in Europa verfolgt werden, um die auf Grund der Tierexperimente kaum haltbare Annahme, dass bei der Lärmschwerhörigkeit nur „sensorische“ Defekte von äußeren Haarzellen nicht jedoch neurale/synaptische Schäden vorliegen, zu korrigieren. Auf diese Weise wird deutlich, wie direkt die Ergebnisse der Grundlagenforschung auf die klinische Audiologie zurückwirken können.

Zusammenfassung

Das menschliche Innenohr ist ein in vielerlei Hinsicht beeindruckendes biologisches System, das Schall und Bewegungsreize verarbeitet und die extrahierte Information über Nervenimpulse an unser zentrales Nervensystem weiterleitet. Dieser Übersichtsvortrag bemüht sich, eine allgemeinverständliche Einführung in das Thema mit Einblicken in die Ergebnisse der aktuellen experimentellen Innenohrforschung an Tiermodellen zu kombinieren. Dabei lag der Fokus auf der mechanoelektrischen Transduktion und der synaptischen Schallkodierung in der Hörschnecke.

Referenzen

- Henry WR, Mulroy MJ (1995) Afferent synaptic changes in auditory hair cells during noise-induced temporary threshold shift. *Hear Res* 84:81–90
- Kawashima Y, Géléoc GSG, Kurima K, Labay V, Lelli A, Asai Y, Makishima T, Wu DK, Della Santina CC, Holt JR, Griffith AJ (2011) Mechanotransduction in mouse inner ear hair cells requires transmembrane channel-like genes. *J Clin Invest* Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22105175> [Accessed November 29, 2011]
- Kazmierczak P, Müller U (2012) Sensing sound: molecules that orchestrate mechanotransduction by hair cells. *Trends Neurosci* 35:220–229
- Khimich D, Nouvian R, Pujol R, tom Dieck S, Egner A, Gundelfinger ED, Moser T (2005) Hair cell synaptic ribbons are essential for synchronous auditory signalling. *Nature* 434:889–894
- Kujawa SG, Liberman MC (2009) Adding insult to injury: cochlear nerve degeneration after “temporary” noise-induced hearing loss. *J Neurosci* 29:14077–14085
- Lentz JJ, Jodelka FM, Hinrich AJ, McCaffrey KE, Farris HE, Spalitta MJ, Bazan NG, Duelli DM, Rigo F, Hastings ML (2013) Rescue of hearing and vestibular function by antisense oligonucleotides in a mouse model of human deafness. *Nat Med* 19:345–350
- Lin HW, Furman AC, Kujawa SG, Liberman MC (2011) Primary neural degeneration in the Guinea pig cochlea after reversible noise-induced threshold shift. *J Assoc Res Otolaryngol JARO* 12:605–616
- Meyer AC, Moser T (2010) Structure and function of cochlear afferent innervation. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg* 18:441–446
- Moser T, Predoehl F, Starr A (2013) Review of hair cell synapse defects in sensorineural hearing impairment. *Otol Neurotol Off Publ Am Otol Soc Am Neurotol Soc Eur Acad Otol Neurotol* 34:995–1004
- Moser T, Strenzke N, Meyer A, Lesinski-Schiedat A, Lenarz T, Beutner D, Foerst A, Lang-Roth R, Wedel H, Walger M, Gross M, Keilmann A, Limberger A, Steffens T, Strutz J (2006) Diagnostik und Therapie der auditorischen Synaptopathie/Neuropathie. *HNO* 54:833–841
- Pan B, Géléoc GS, Asai Y, Horwitz GC, Kurima K, Ishikawa K, Kawashima Y, Griffith AJ, Holt JR (2013) TMC1 and TMC2 Are Components of the Mechanotransduction Channel in Hair Cells of the Mammalian Inner Ear. *Neuron* 79:504–515
- Pangršič T, Reisinger E, Moser T (2012) Otoferlin: a multi-C2 domain protein essential for hearing. *Trends Neurosci* 35:671–680
- Xiong W, Grillet N, Elledge HM, Wagner TFJ, Zhao B, Johnson KR, Kazmierczak P, Müller U (2012) TMHS Is an Integral Component of the Mechanotransduction Machinery of Cochlear Hair Cells. *Cell* 151:1283–1295

A Fine Balance: The importance of restoring hearing to both ears in children who are deaf



Karen Gordon,
University of Toronto, Canada

Children need binaural hearing

Individuals with normal hearing rarely notice that they are hearing with two separate ears. The auditory pathways are normally very effective at integrating information from each ear into one fused image (Grothe et al. 2010). This occurs despite the fact that sound from one source arrives at the nearer ear more quickly than the other ear and/or at a louder intensity level. When small, these inter-aural differences do not disrupt the fused image and are used to accurately locate the source of the sound in space (Grothe et al. 2010). The ability to hear binaurally thus provides important spatial information which is very helpful for separating one sound from another. Spatial hearing may be particularly important for children to navigate and communicate as they are rarely engaged in 1:1 conversations in a quiet room. Rather, they must be able to function in more typical situations such as their classrooms, school hallways, playgrounds and at home.

Bilateral cochlear implants aim to restore binaural hearing in children who are deaf

Children with bilateral deafness were traditionally treated with one cochlear implant which left them without binaural hearing. Although remarkable improvements in speech and language have been realized with one cochlear implant (Geers 2004) we expect the absence of binaural/spatial hearing to cause problems. Children with unilateral deafness (i.e. with one normal hearing ear) are known to have increased risk of educational and other functional difficulties (Lieu 2013). Bilateral cochlear implants have more recently been provided to children with deafness in both ears in an effort to promote binaural hearing. Bilateral implants have improved sound localization relative to unilateral cochlear implant use but have not restored normal abilities (Grieco-Calub and Litovsky 2010). Yet, many of the children tested experienced a period of unilateral cochlear implant use prior to bilateral implantation. We thus asked whether binaural hearing might be compromised by the period in which one ear was stimulated and the other was deprived of input.

Research in children who receive bilateral cochlear implants simultaneously or sequentially

To study this question, we have recruited ~ 200 children who have received bilateral cochlear implants simultaneously and ~ 200 children who received bilateral implants sequentially after months or years of unilateral implant use. The period of bilateral deafness was restricted either by implanting at young ages or by implanting as soon as possible after the onset of severe to profound deafness. In one of our earliest studies, we assessed children's use of bilateral cochlear implants to detect speech in noise (Chadha et al. 2011). As shown in Figure 1, children with normal hearing were able to take advantage of spatial separation between the speech sound and noise; speech could be detected at levels 8.6 dB quieter (95 % confidence interval 7.5–9.8 dB) when speech and noise were separated than when both were presented from the same location. There was no significant effect of the side of the head in which the spatial separation occurred ($p > 0.05$), indicating that children with normal hearing had similar function in both hemispheres of space. Children receiving bilateral cochlear implants simultaneously had very similar results. Improvements in speech detection were 7.2 dB (95 % confidence interval 6.0–8.4 dB) with no significant differences ($p > 0.05$) between the side spatial separation was provided. Improvements were also found in children who had sequential procedures (3.9 dB, 95 % confidence interval

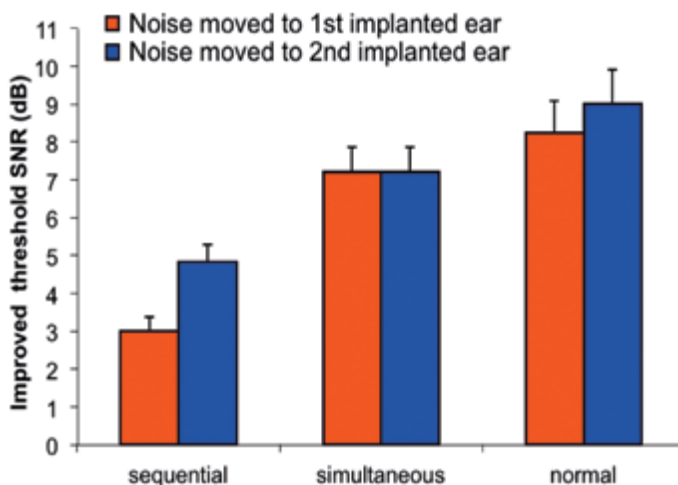


Figure 1: Improved detection of speech sound when noise was moved from the same location (presented in front of listener) to 90 degrees on either side of the head. Improvement was measured as the change in behavioral threshold responses to the speech sound.

(Sequential = 12 children with >2 years of unilateral implant use prior to bilateral implantation; Simultaneous = 10 children implanted bilaterally in the same surgery; Normal = 8 children with typical development).

3.3–4.5 dB) although these were significantly reduced relative to the other groups ($p < 0.00001$). In addition, the improvement was asymmetric, with more difficulties detecting speech when noise was moved toward the first implanted ear than toward the second implanted ear ($p < 0.05$).

Developing auditory pathways are strengthened from the unilaterally stimulated ear

To explain the asymmetric and poorer results in children implanted sequentially, we hypothesized that the normal organization of the auditory pathways could be altered by stimulation from a unilateral cochlear implant. It is clear that unilateral CI use promotes development along the auditory brainstem (Gordon et al. 2006) and cortex when provided early (Sharma et al. 2005). Yet, the effects on the bilateral pathways were not known. Because bilateral input is first integrated in the superior olivary complex of the auditory brainstem (Grothe et al. 2010), we suggested that driving maturation of the brainstem pathways with unilateral input might set up asymmetries in the bilateral auditory pathways. Such asymmetries could be detrimental to binaural hearing. We had previously shown that much of the development of the auditory brainstem, measured by decreasing wave latencies, occurred over the first year of unilateral cochlear implant use (Gordon et al. 2006). As expected, wave latencies of the brainstem response in the newly implanted ear lagged those of the experienced ear in children implanted sequentially but not simultaneously (Gordon et al. 2008). This mismatch in brainstem timing resolved with bilateral implant use in children whose unilateral implant use was limited to < 1 year but not in children with longer periods (Gordon et al. 2012). This confirmation of our hypothesis demonstrated asymmetry in function in the auditory brainstem resulting from unilateral strengthening of developing pathways from the stimulated ear.

Cortical effects of unilaterally driven strengthening were also found. As shown in Figure 2, activity was localized to left and right auditory cortices in children with normal hearing, those using a right

unilateral cochlear implant, and those receiving bilateral implants simultaneously and sequentially (right cochlear implant first) (Gordon et al. 2013). A beamformer was used to locate and measure the strength of activity (dipole moment) in right and left auditory cortices in responses evoked by the right and left ears separately. A lateralization measure assessed whether there was an increase in activity in one hemisphere compared to the other. A factor analysis revealed that of the time based demographic variables (duration of unilateral implant use, duration of bilateral use, age at first implant, age at second implant, age at test, time in sound), duration of unilateral cochlear implant use contributed almost entirely to the lateralization measure stimulated by either implant. Further assessment of the lateralization measures with duration of unilateral cochlear implant use revealed increases toward the left auditory cortex (contralateral to the first right cochlear implant) which became significantly greater than those recorded in children with simultaneously provided bilateral implants by 1.5 years.

Dividing the sequential group into those with shorter and longer than 1.5 years of delay, we found that dipole moments were significantly larger in the left cortex in children with longer than 1.5 years of right unilateral implant use (unilateral users and long delay groups) than in the groups with limited to no unilateral hearing (normal, simultaneous bilateral, short delay). We also assessed which ear stimulated the largest dipole moment in each cortical hemisphere. The contralateral right/first implanted ear preferentially stimulated the left auditory cortex in all groups. On the other hand, this normally expected contralateral aural preference was reversed in children in the Long Delay group (ie. > 1.5 years unilateral implant experience prior to bilateral implantation). These findings (Gordon et al. 2013) were consistent with those reported in congenitally deaf white cats when unilateral hearing or unilateral cochlear implant use began early in development (Kral et al. 2013). The cortical measures in the children with cochlear implants correlated to reduced speech perception in the second implanted ear and increased asymmetries in speech perception between the two ears (Gordon et al. 2013). These asymmetries have been further studied and found to relate to poorer benefit with the bilateral cochlear implants over unilateral implants for speech per-

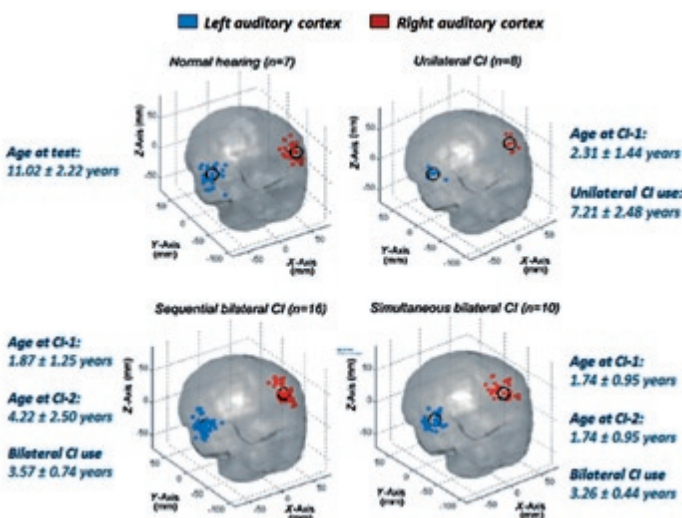


Figure 2: Locations of evoked cortical dipoles in children studied in Gordon et al. 2013.

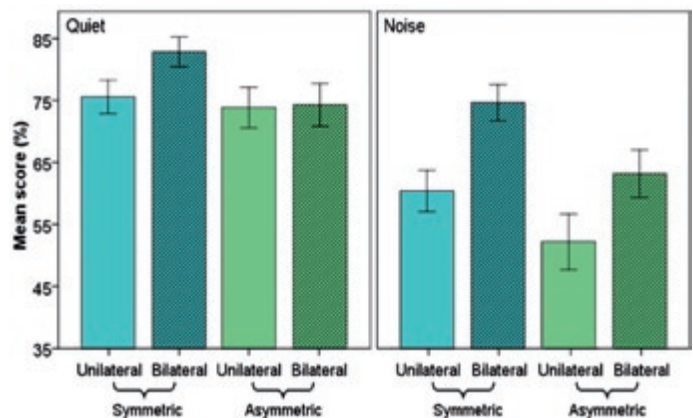


Figure 3: Speech perception scores in 48 children using bilateral cochlear implants. The symmetric group had speech perception scores in each ear which were $< 20\%$ different whereas there was a greater difference in scores between the ears in the asymmetric group. Improvement in speech perception with bilateral unilateral implants was greater in the symmetric group in the noise condition.

ception in both quiet and noise (Ilg et al. 2013, Jewell et al. 2012). As shown in Figure 3, children with speech perception scores in each ear which are < 20 % different from one another, experience significantly improved scores with their bilateral versus unilateral cochlear implants in noise than children with more asymmetric speech perception ($p < 0.05$).

Conclusion

In sum, recent studies in children using bilateral cochlear implants reveal that a short period of unilateral auditory input during early stages of development (> 1.5 years) distorts the symmetry of the bilateral pathways. This has implications for binaural hearing which relies on the auditory pathways to accurately integrate sound from each ear and detect interaural level and timing cues for sound localization. We thus recommend that children who are bilateral cochlear implant candidates be provided with these devices without delay.

References

Chadha NK et al. (2011) Speech detection in noise and spatial unmasking in children with simultaneous versus sequential bilateral cochlear implants. *Otol Neurotol.* 32, 1057–64

- Geers AE (2004) Speech, language, and reading skills after early cochlear implantation. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 130, 634–8
- Gordon KA, Papsin BC, Harrison RV (2006) An evoked potential study of the developmental time course of the auditory nerve and brainstem in children using cochlear implants. *Audiol Neurootol.* 11, 7–23
- Gordon KA et al. (2008) Abnormal timing delays in auditory brainstem responses evoked by bilateral cochlear implant use in children. *Otol Neurotol.* 29, 193–8
- Gordon KA et al. (2012) Binaural interactions develop in the auditory brainstem of children who are deaf: effects of place and level of bilateral electrical stimulation. *J Neurosci.* 32, 4212–23
- Gordon KA, Wong DD, Papsin BC (2013) Bilateral input protects the cortex from unilaterally-driven reorganization in children who are deaf. *Brain.* 136, 1609–25
- Grieco-Calub TM, Litovsky RY (2010) Sound localization skills in children who use bilateral cochlear implants and in children with normal acoustic hearing. *Ear Hear.* 31, 645–56
- Grothe B, Pecka M, McAlpine D (2010) Mechanisms of sound localization in mammals. *Physiol Rev.* 90, 983–1012
- Ilg A et al. (2013) Speech comprehension in children and adolescents after sequential bilateral cochlear implantation with long interimplant interval. *Otol Neurotol.* 34, 682–9
- Jewell S, Papsin BC, Gordon KA (2012) Bilateral benefit improves with symmetric function between the ears. 12th International conference on cochlear implants and other implantable technologies, Baltimore, MD
- Kral A et al. (2013) Single-sided deafness leads to unilateral aural preference within an early sensitive period. *Brain.* 136, 180–93
- Lieu JE (2013) Unilateral hearing loss in children: speech-language and school performance. *B-ENT. Suppl* 21, 107–15
- Sharma A, Dorman MF, Kral A (2005) The influence of a sensitive period on central auditory development in children with unilateral and bilateral cochlear implants. *Hear Res.* 203, 134–43

Gehirn und Cochlea-Implantat: Plastische Veränderungen nach der Implantation



*Pascale Sandmann,
Medizinische Hochschule Hannover*

Cochlea-Implantate (CI) werden bei taub geborenen oder ertaubten Personen eingesetzt, um die Hörfunktion dieser Personen zumindest teilweise (wieder-)herzustellen. Nach der Implantation sind jedoch große Adaptationsleistungen des zentralen Nervensystems notwendig, um die elektrischen Signale eines CIs zu verstehen. Die Signale des CIs übertragen (im Vergleich zu Signalen bei Normalhörenden) nur begrenzte zeitliche und spektrale Informationen. Gleichwohl entwickeln viele CI-Träger innerhalb von wenigen Monaten eine deutliche Verbesserung der Sprachverständlichkeit. Über diesen Lernprozess ist bei erwachsenen CI-Trägern bis jetzt jedoch erst wenig bekannt. In diesem Beitrag sollen Studien vorgestellt werden, welche die plastischen Veränderungen im Gehirn von erwachsenen CI-Trägern untersucht haben.

Neuronale Plastizität bezeichnet die grundsätzliche Fähigkeit des zentralen Nervensystems, die Organisation und Funktion aufgrund von Erfahrungen zu verändern (Carcea und Froemke 2013, Kolb et al. 2003). Diese Fähigkeit zu plastischen Veränderungen erlaubt es dem zentralen Nervensystem sich adäquat an wechselnde Umweltbedingungen anzupassen (Pekna et al. 2012). Neuronale Plastizität findet nicht nur während der Gehirnreifung (im Kindes- und Jugendalter), sondern auch im ausgereiften, adulten Gehirn statt (Jäncke 2009). Diese intrinsische Kapazität zur Plastizität über die gesamte Lebensspanne kann zur Unterstützung der Rehabilitation nach spezifischen Schädigungen wie Schlaganfall, traumatischen Verletzungen oder neurodegenerativen Erkrankungen genutzt werden (Nithianantharajah und Hannan 2006, Pekna et al. 2012).

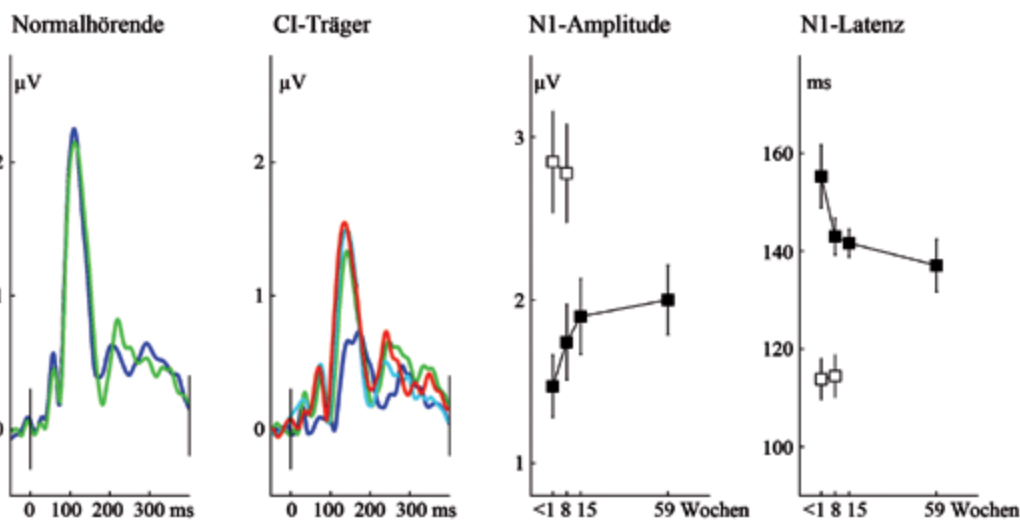
Auch bei der auditorischen Rehabilitation mit einem CI fungiert die plastische Kapazität des Gehirns als Voraussetzung. Obwohl das CI nur begrenzte zeitliche und spektrale Informationen überträgt, lernen viele CI-Träger innerhalb von wenigen Monaten Sprache zu verstehen (Krueger et al. 2008, Lenarz et al. 2012). Gleichzeitig finden Veränderungen im auditorischen Kortex statt. Pantev und Kollegen (2006) haben zwei erwachsene CI-Träger in einer prospektiven Längsschnittstudie mit Magnetenzephalographie (MEG) wiederholt untersucht und gezeigt, dass sich die Antwort im auditorischen Kortex über einen Zeitraum von mehreren Monaten nach der CI-Erstanpassung vergrößert. Auch findet in dieser Zeit offenbar eine funktionelle Spezialisie-

rung im auditorischen Kortex bei CI-Trägern statt, wie die Ergebnisse von Studien mit Positronen-Emissions-Tomographie (PET) vermuten lassen. Während in der ersten Woche nach der CI-Erstanpassung vergleichbare kortikale Antworten für Sprache und Rauschen gemessen wurden, zeigten die CI-Träger nach mehrjähriger CI-Erfahrung sprachspezifische Aktivierungen im superioren Temporallappen (Giraud et al. 2001). Zusammengefasst weisen diese Ergebnisse darauf hin, dass erfahrungsabhängige, funktionelle Veränderungen im auditorischen System von CI-Trägern stattfinden. Über die zeitliche Dyna-

mik dieser plastischen Veränderungen ist bei postlingual ertaubten erwachsenen CI-Trägern jedoch erst wenig bekannt. Ein besseres Verständnis der plastischen Prozesse bei diesen Individuen könnte langfristig zur Entwicklung von individuellen Rehabilitations-Strategien beitragen und somit den CI-Erfolg optimieren.

Grundsätzlich profitieren viele Individuen von einem CI. Und doch zeigt sich eine große Variabilität im CI-Anpassungserfolg. Dies deutet darauf hin, dass die Adaptationsleistung des auditorischen Kortex bei

Auditorische ereigniskorrelierte Potentiale



Visuelle ereigniskorrelierte Potentiale

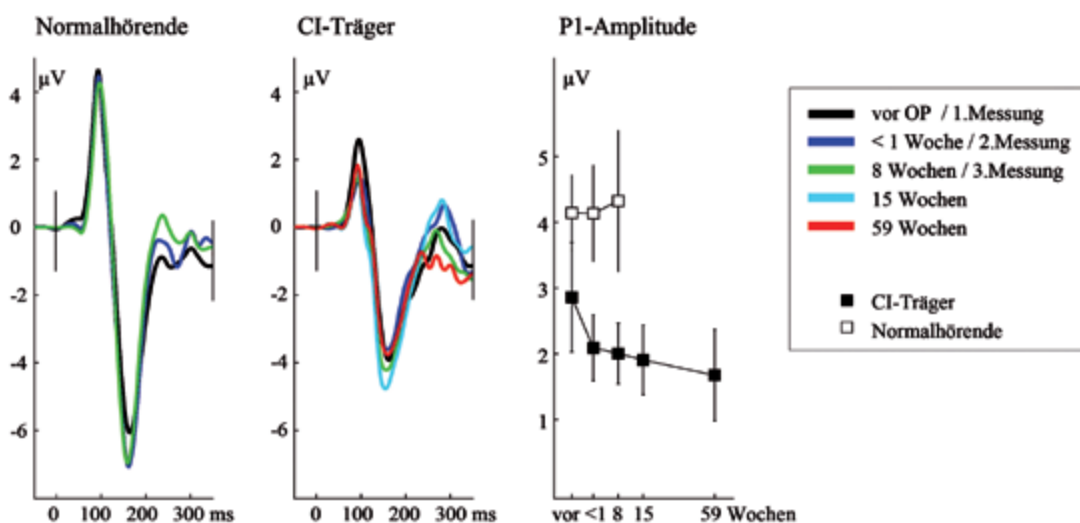


Abbildung: Die neuronalen Veränderungen nach der Implantation. Die CI-Träger wurden an fünf Messterminen (vor der Operation / < 1 Woche / 8 Wochen / 15 Wochen / 59 Wochen nach der CI-Erstanpassung) und die Normalhörenden an drei Messterminen (1./ 2. /3. Messung) untersucht. Die visuelle Diskriminationsaufgabe wurde an allen Terminen, die auditorische Diskriminationsaufgabe nur ab dem zweiten Termin ausgeführt. Bei den auditorischen ereigniskorrelierten Potentialen (Abbildung oben) zeigten die CI-Träger eine Zunahme der N1-Amplitude und eine Abnahme der N1-Latenz innerhalb der ersten Monate nach der CI-Erstanpassung. Gleichzeitig fand bei den visuellen ereigniskorrelierten Potentialen (Abbildung unten) eine Abnahme der P1-Amplitude statt. Zu beachten ist, dass für die auditorische Bedingung die ereigniskorrelierten Potentiale in Form der sogenannten ‚Global Field Power‘ angegeben sind, die ein objektives, referenzunabhängiges Maß für die Stärke der kortikalen Antwort repräsentiert.

CI-Trägern sehr unterschiedlich ist. In diesem Zusammenhang könnte auch die funktionelle Reorganisation des auditorischen Kortex, insbesondere die visuelle Übernahme von auditorischen Kortexarealen, eine Ursache für die große interindividuelle Variabilität im CI-Anpassungserfolg sein (Sandmann et al. 2012). Um die Veränderungen im auditorischen Kortex nach der Implantation besser zu verstehen, haben wir in einer prospektiven Längsschnittstudie erwachsene, postlingual ertaubte CI-Träger wiederholt vor und nach der Implantation mit Elektroenzephalographie (EEG) untersucht. Die CI-Träger (N = 11; Durchschnittsalter: 59 Jahre) führten eine Diskriminationsaufgabe mit verschiedenen Mustern von kohärenter Bewegung (visuelle Aufgabe) und mit verschiedenen frequenz-modulierten Tönen (auditorische Aufgabe) aus. Die behavioralen und elektrophysiologischen Ergebnisse wurden zwischen den verschiedenen Messzeitpunkten verglichen (vor der Operation, < 1 Woche, 8 Wochen, 15 Wochen, 59 Wochen nach der CI-Erstanpassung). Eine Gruppe von Normalhörenden (N = 12; Durchschnittsalter: 60 Jahre) diente als Kontrollgruppe und wurde an drei Messterminen untersucht. Die CI-Träger zeigten insbesondere in den ersten 8 Wochen nach der CI-Erstanpassung eine starke Verbesserung der auditorischen Diskriminationsfähigkeit und signifikante Veränderungen in der auditorischen ereigniskorrelierten Aktivität, spezifisch eine Vergrößerung der N1-Amplitude und eine Reduktion der N1-Latenz (siehe Abbildung oben). In der visuellen Aufgabe zeigten die CI-Träger eine Verkleinerung der ereigniskorrelierten P1-Amplitude (siehe Abbildung unten) und eine Tendenz zu langsameren Reaktionszeiten in den Messzeitpunkten nach der Implantation im Vergleich zum Zeitpunkt vor der Implantation.

Unsere Ergebnisse bestätigen frühere Publikationen, die bei erwachsenen CI-Trägern eine Zunahme der Antwort im auditorischen Kortex nach der Implantation (bei auditorischer Stimulation) berichten (Pantev et al. 2006, Naito et al. 2000). Auch stützen unsere Ergebnisse die Beobachtungen bei CI-Kindern, die schnelle Veränderungen in der auditorischen ereigniskorrelierten Aktivität, spezifisch eine schnelle Reduktion der P1-Latenz, innerhalb von wenigen Monaten nach der CI-Erstanpassung zeigten (Sharma et al. 2005, Sharma et al. 2007). Aufgrund unserer Ergebnisse folgern wir, dass auch bei postlingual ertaubten Personen, die im höheren Alter implantiert werden, schnelle kortikale Veränderungen nach der Implantation stattfinden. Schnelle Anpassungen im auditorischen Kortex finden also nicht nur bei CI-Kindern sondern auch bei älteren, erwachsenen CI-Trägern statt. Weiter deuten unsere Ergebnisse darauf hin, dass es während der auditorischen Rehabilitation mit einem CI Assoziationen zwischen den Veränderungen in der auditorischen und der visuellen Modalität gibt.

Die Erkenntnis, dass bei CI-Trägern Veränderungen sowohl im auditorischen wie auch im visuellen System stattfinden, könnte klinisch relevant sein. So deuten unsere Ergebnisse darauf hin, dass für eine Optimierung der auditorischen Rehabilitation mit einem CI auch die visuelle Modalität berücksichtigt werden sollte. Bereits in früheren Studien wurde vorgeschlagen, das visuelle System zum Beispiel im Rahmen eines audiovisuellen Trainingsprogramms einzubinden, um damit den CI-Anpassungserfolg zu verbessern (Rouger et al. 2007). Um langfristig die Therapiemöglichkeiten bei CI-Trägern zu optimieren, sind die prä- und postoperativen Faktoren, die einen Einfluss auf die Versorgung mit einem CI haben, systematisch zu evaluieren. Dazu sind weitere Längsschnittstudien notwendig.

Literatur

- Carcea I & Froemke RC (2013) Cortical plasticity, excitatory-inhibitory balance, and sensory perception. *Progress in Brain Research*, 207, 65–90
- Giraud AL, Truy E & Frackowiak R (2001) Imaging plasticity in cochlear implant patients. *Audiology and Neurotology*, 6(6), 381–393
- Jäncke L (2009) The plastic human brain. *Restorative Neurology and Neuroscience*, 27(5), 521–538. doi: 10.3233/rmn-2009-0519
- Kolb B, Gibb R & Robinson TE (2003) Brain plasticity and behavior. *Current Directions in Psychological Science*, 12(1), 1–5. doi: 10.1111/1467-8721.01210
- Krueger B, Joseph G, Rost U, Strauss-Schier A, Lenarz T & Buechner A (2008) Performance groups in adult cochlear implant users: Speech perception results from 1984 until today. *Otology & Neurotology*, 29(4), 509–512. doi: 10.1097/Mao.0b013e318171972f
- Lenarz M, Sönmez H, Joseph G, Buechner A & Lenarz T (2012) Cochlear implant performance in geriatric patients. *The Laryngoscope*, 122(6), 1361–1365. doi: 10.1002/lary.23232
- Naito Y, Hirano S, Fujiki N, Nishizawa S, Takahashi H, Kojima H, Yamaguchi S, Konishi J & Honjo I (2000) Development and plasticity of the auditory cortex in cochlear implant users: a follow-up study by positron emission tomography. *Advances in Otorhinolaryngology*, 57, 55–59
- Nithianantharajah J & Hannan AJ (2006) Enriched environments, experience-dependent plasticity and disorders of the nervous system. *Nature Reviews Neuroscience*, 7(9), 697–709
- Pantev C, Dinnesen A, Ross B, Wollbrink A & Knief A (2006) Dynamics of auditory plasticity after cochlear implantation: A longitudinal study. *Cerebral Cortex*, 16(1), 31–36. doi: 10.1093/cercor/bhi081
- Pekna M, Pekny M & Nilsson M (2012) Modulation of neural plasticity as a basis for stroke rehabilitation. *Stroke*, 43(10), 2819–2828. doi: 10.1161/strokeaha.112.654228
- Rouger J, Lagleyre S, Fraysse B, Deneve S, Deguine O & Barone P (2007) Evidence that cochlear-implanted deaf patients are better multisensory integrators. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 104(17), 7295–7300. doi: 10.1073/pnas.0609419104
- Sandmann P, Dillier N, Eichele T, Meyer M, Kegel A, Pascual-Marqui RD, Marcar VL, Jäncke L & Debener S (2012) Visual activation of auditory cortex reflects maladaptive plasticity in cochlear implant users. *Brain*, 135(2), 555–568. doi: 10.1093/brain/awr329
- Sharma A, Dorman MF & Kral A (2005) The influence of a sensitive period on central auditory development in children with unilateral and bilateral cochlear implants. *Hearing Research*, 203(1–2), 134–143. doi: 10.1016/j.heares.2004.12.010
- Sharma A, Gilley PM, Dorman MF & Baldwin R (2007) Deprivation-induced cortical reorganization in children with cochlear implants. *International Journal of Audiology*, 46(9), 494–499. doi: 10.1080/14992020701524836

Anforderungen an die technische Signalverarbeitung für geschädigte Innenohren



Norbert Dillier,
Universitätsspital Zürich

Eines der wichtigsten Ziele der Signalverarbeitung für Hörinstrumente, Hörhilfen, Sprachprozessoren oder Kommunikationsgeräte ist es, die zur sprachlichen Verständigung erforderlichen Schallsignale für die hörgeschädigte Person wahrnehmbar („Hören“) und unterscheidbar („Verstehen“) zu machen und wenn möglich einem natürlichen Klangempfinden („Hörqualität“) anzunähern.

Traditionelle Hörgeräte mussten sich aufgrund der begrenzten Möglichkeiten der Analogschaltungstechnik auf einfache Verstärkung, Filterung und Pegelbegrenzung beschränken. Moderne Systeme mit digitaler Signalverarbeitung erlauben vielfältigere und neuartige Transformationen der Schallsignale und Algorithmen zur automatischen Schallklassifikation, sodass die Vision eines „Verstehgerätes“ immer realistischer wird.

Die Algorithmen und Verfahren der digitalen Signalverarbeitung können in zwei große Klassen unterteilt werden. Die erste Gruppe ist relativ eng an die konkreten Ausprägungen eines Hörschadens gekoppelt und versucht, aufgrund möglichst genauer individueller Angaben über Art und Ausmaß dieses Hörschadens Signalverarbeitungsparameter so zu wählen, dass Grundfunktionen der gestörten Hörwahrnehmung wie Lautheits- und Tonhöhenempfindung, Detektion zeitlicher Modulationen und weitere Klangeigenschaften möglichst gut kompensiert werden. Die zweite Gruppe betrifft globalere Funktionen, welche als Vorverarbeitung für praktisch beliebige nachgeschaltete Systeme benutzt werden können. Reduzierung von Störlärmeinfluss durch gesteuerte Richtmikrofone, automatische Klassifikation von Klangsituationen zur Wahl unterschiedlicher Verarbeitungsprogramme, Integration von Kommunikationssystemen wie Telefon, Raumbeschallungsanlagen, Internetanbindung.

Modelle der Signalverarbeitung für Innenohrschwerhörigkeit

Die Signalverarbeitung im Gehör und die bei einer Innenohr-Schwerhörigkeit möglicherweise auftretenden Störungen können vereinfacht wie folgt beschrieben werden. Das Schallsignal gelangt über Außen- und Mittelohr in das Innenohr, dessen Wirkung grob durch eine Filterbank mit anschließender einhüllenden Extraktion und Dynamikkomp-

pression (kompressive Nichtlinearität z. B. durch aktive Prozesse im Innenohr) modelliert werden kann. Die weitere Signalanalyse im Hirnstamm kann durch eine Zerlegung nach Modulationsfrequenzen (Modulationsfilterbank) und einen binauralen Vergleich mit Störschallunterdrückung charakterisiert werden. Am Ausgang dieser Vorverarbeitungsstufen stehen die akustischen Merkmale des Eingangsschallsignals in Form einer „internen Repräsentation“ der kognitiven Verarbeitung im Hörkortex zur Verfügung, wo eine optimale Verarbeitung und Mustererkennung der eingehenden, transformierten Schallsignale vorgenommen wird. Limitiert wird dabei die „Schärfe“ der internen Repräsentation durch das „interne Rauschen“. Als Störungen sind an erster Stelle die Abschwächungswirkung zu nennen, die durch Schalleitungs-Schwerhörigkeit und Ausfall der inneren sowie teilweisen Ausfall der äußeren Haarzellen bedingt ist, sowie als zweiter Faktor der Kompressionsverlust (Ausfall der äußeren Haarzellen), an dritter Stelle der binaurale Verlust (Reduktion der binauralen Störschall-Unterdrückung) und an vierter Stelle eine Erhöhung des internen Rauschens als „zentraler Hörverlust“.

Ausgehend von diesem grob-schematischen Modell sind folgende Möglichkeiten zur Kompensation der Verarbeitungsstörung denkbar:

1. Die Abschwächungswirkung lässt sich durch eine lineare Verstärkung kompensieren.
2. Der Kompressionsverlust lässt sich durch eine Dynamikkompensation kompensieren, die modellbasiert erfolgen sollte, um gemäß einem möglichst validierten Verarbeitungsmodell zu einer optimalen Kompensation dieses Funktionsausfalls zu gelangen.
3. Der binaurale Verlust sollte durch eine „echt“ binaurale Signalverarbeitung (z. B. Verstärkung der Unterschiede zwischen beiden Ohren) erfolgen, die normalerweise im Gehirn durch binaurale Signalverarbeitung durchgeführt wird.
4. Der zentrale Hörverlust kann durch eine Stör-Reduktion und eine Anpassung der jeweiligen Signalverarbeitung an die akute aktuelle akustische Situation erfolgen.

Von Meddis und Mitarbeitern wurde ein Signalverarbeitungsmodell der peripheren Hörbahn vorgestellt (Meddis & Lecluyse 2011), welches als Matlab-Programm interessierten Forschern als Experimentier-Plattform zur Verfügung steht (Matlab Auditory Periphery). Andere Modelle der auditorischen Verarbeitung sind ebenfalls von den ursprünglichen Entwicklern der Hörforschungs-Community zur freien Verfügung offengelegt worden (Bondy et al. 2004).

Mit geringem Aufwand lassen sich damit systematische Messreihen zur überschweligen Charakterisierung eines auditorischen Profils durchführen, welche danach Parameter für die Modellierung der neuronalen Aktivitätsmuster liefern und für die Steuerung eines Hörgerätealgorithmus verwendet werden können. Die Abbildungen 1 und 2 stellen gemessene Profile für eine normalhörende sowie eine höre-

Modellbasierte Signalverarbeitung für Innenohrschwerhörigkeit

Die Wiederherstellung der Dynamik- und Lautheitsempfindung in unterschiedlichen Frequenzbereichen erfolgt sinnvollerweise durch einen Lautheitsmodell-gesteuerten Ansatz, bei dem das jeweilige Eingangssignal einerseits mit einem Lautheitsmodell für Normalhörende bewertet wird und zugleich mit einem Lautheitsmodell für den individuellen Schwerhörigen. Aus dem Vergleich kann die Modifikation des Eingangssignals im Hörgerät so durchgeführt werden, dass am Ausgang beider Lautheitsmodelle möglichst der gleiche (frequenzabhängige) Wert resultiert (vgl. (Hohmann & Kollmeier 1995; Launer et al. 1997). Da dieser Ansatz wesentlich von der Güte und Validierung des verwendeten Lautheitsmodells abhängt, gilt es, hier eine an die Gegebenheiten von Schwerhörenden und an praktische Messungen angepasste und validierte Version des Lautheitsmodells zu verwenden.

Herkömmliche Hörgeräte modellieren die Cochlea als lineare, pegel-unabhängige Filterbank und berechnen die Zielverstärkung als Funktion des Schalldruckpegels. Mit einem solchen Multiband-Konzept können jedoch maskierte Signale nicht erkannt werden, daher werden auch maskierte Komponenten verstärkt. Diese Fehlsignale äußern sich als Rauschen und Verzerrungen und beeinträchtigen die Klangqualität des Hörgerätes. Klassische Multiband-Systeme sind auch nicht in der Lage, schmal- und breitbandige Signale zu differenzieren und können damit auch die verminderte Lautheitssumation Schwerhöriger nicht kompensieren.

Eine gehörgerechte Signalverarbeitung hingegen bezieht die elementaren Funktionen der normalen und geschädigten Cochlea wie Maskierung, Lautheit und Lautheitssumation mit ein.

Möglichkeiten der Störgeräusch-Reduktion

Die Annahmen verschiedener Störunterdrückungs-Algorithmen sind in der Realität nie vollständig erfüllt, sodass in modernen Hörgeräten verschiedene Algorithmen kombiniert bzw. je nach vorliegender akustischer Umgebungssituation aktiviert und deaktiviert werden müssen. Akustisch „einfache“ Situationen sind mit derzeitiger Technologie beherrschbar (dazu zählt stationäres Störgeräusch mit einer großen spektralen Differenz zwischen Sprache und Störgeräusch und stabilen räumlichen Differenzen). Bei adaptiven Mehr-Mikrofon-Systeme (Spriet et al. 2007) wird die Richtcharakteristik in Abhängigkeit von der Einfallsrichtung des Störgeräusches variiert. Probleme bereiten dagegen nach wie vor „schwierige Situationen“, die sich durch instationäre Störquellen, durch Nachhall und durch mehrere gleichzeitig aktive Sprecher von verschiedenen Richtungen auszeichnen. Hier besteht noch ein großer Forschungsbedarf.

Zur Reduzierung von Störgeräuschen können in digitalen Hörgeräten die Eingangssignale analysiert und dadurch Nutzsignale von Rauschen unterschieden werden. Die frequenzabhängige Verstärkung des Hörgerätes kann dann in Abhängigkeit von der Umgebungssituation geregelt werden. Um Sprache von Störgeräuschen zu unterscheiden, müssen spezielle Kenntnisse über die Eigenschaften von Sprache herangezogen werden. Mit deren Hilfe können z.B. Sprachpausen erkannt werden. In solchen Pausen kann das Rauschsignal näherungsweise berechnet werden und vom Eingangssignal subtrahiert werden. Auf diese Weise wird das Rauschsignal reduziert (Marzinzik & Kollmeier 1999).

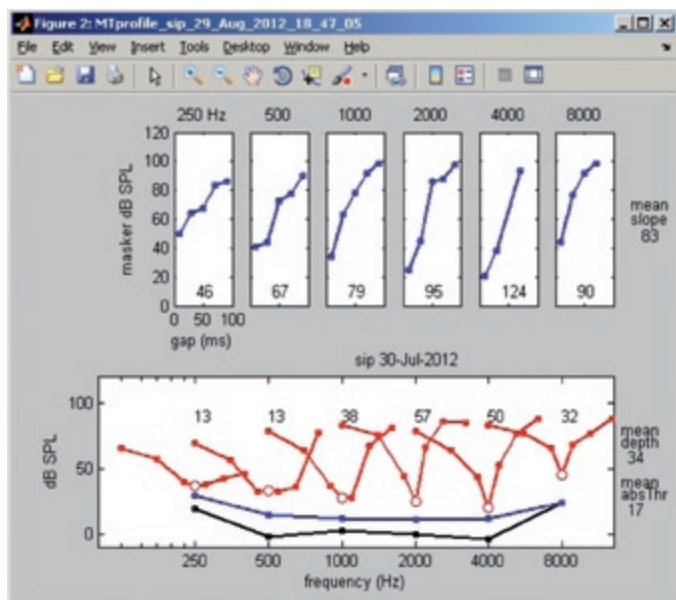


Abbildung 1: Beispiel einer Messung des auditorischen Profils einer normalhörenden Versuchsperson

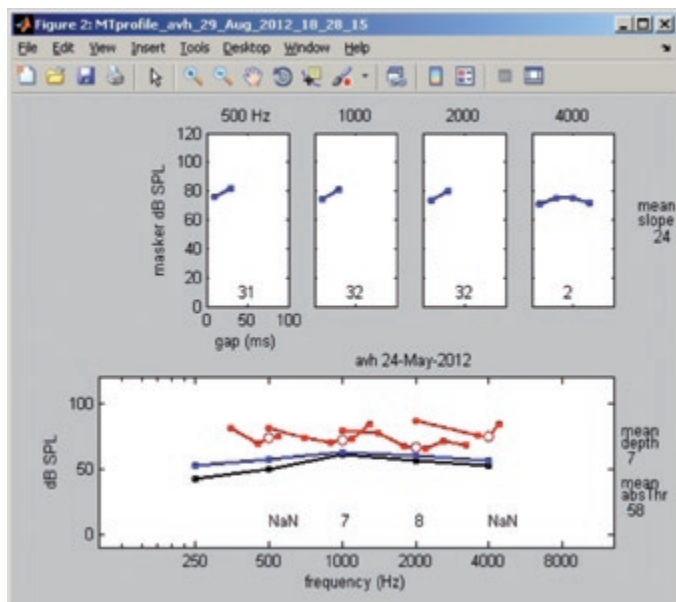


Abbildung 2: Beispiel einer Messung des auditorischen Profils einer hörgeschädigten Versuchsperson (pantonaler Hörverlust von 50 dB)

schädigte Person dar. Wie von Meddis vorgeschlagen (Lecluyse et al. 2013), wurden absolute Schwellen bei zwei unterschiedlichen Testton-Dauern (250 ms und 16 ms) gemessen, sowie mit maskierten Schwellenmessungen die Frequenz-Selektivität (Iso-Forward Masking Contour, IFMC) und die Kompression (Temporal Masking Curve TMC) bestimmt. Die IFMC und TMC Kurven der hörgeschädigten Versuchsperson sind bezüglich Filterbandbreite und Steigungsfunktion der Nachverdeckung deutlich von denjenigen der normalhörenden Person verschieden.

Hörgeräte ermöglichen es, für verschiedene akustische Situationen unterschiedliche Programme zu wählen, um den Frequenzgang und Kompressionsparameter zu ändern, oder Richtmikrofon, Störgeräusch-Reduktion oder Feedback-Unterdrückung zu aktivieren. Der Hörgeräte-träger hat dabei die nicht immer leichte Aufgabe, die akustische Hörsituation zu beurteilen und dann per Schalter am Hörgerät oder über eine Fernbedienung das entsprechende Programm zu wählen. Die automatische Erkennung der aktuellen akustischen Situation und automatisches Umschalten in das geeignetste Programm kann den Hörkomfort verbessern. Mit Methoden der auditorischen Szenenanalyse kann ähnlich wie im intakten auditorischen System durch Extraktion charakteristischer Merkmale aus dem akustischen Signal die akustische Umgebung analysiert werden. Diese auditorischen Merkmale umfassen spektrale Trennung, spektrales Profil, Harmonizität, Onsets und Offsets, kohärente Amplituden- und Frequenz-Modulationen sowie räumliche und zeitliche Trennung.

Räumliches Hören – binaurale Algorithmen

Die heutigen technischen Möglichkeiten erlauben die Verarbeitung mehrerer Mikrofonssignale und die gekoppelte Signalverarbeitung in zwei separaten Geräten mit größerer räumlicher Distanz. Dadurch sollen Einschränkungen heutiger bilateraler Hörgeräte überwunden werden, welche durch unabhängige Regelungen die zur Lokalisation und Abschätzung von Distanz und Charakteristik von Schallquellen wesentlichen interauralen Pegel- und Zeitunterschiede abschwächen.

Ein relativ einfaches binaurales Signalverarbeitungs-Modell (Breebaart et al. 2001) kann erfolgreich zur Lokalisation von Schallquellen in echo-freier Umgebung eingesetzt werden. Allerdings ist die modellierte neurale Selektivität redundant und die Leistung genügt nicht mehr bei Nachhall. Im Modell von Faller-Merimaa (Faller & Merimaa 2004) hingegen, welches ein Maß für die interaurale Kohärenz (IC) enthält, werden Reflektionen besser berücksichtigt und die Richtungsbestimmung kann während Signalabschnitten mit hoher interauraler Kohärenz zuverlässig vorgenommen werden. Die Anzahl, Dauer und Stärke von Signalphasen mit hoher IC kann möglicherweise als gute Schätzung für die Höranstrengung bei der Lokalisation verwendet werden. Dieser Aspekt, wie auch die praktische Implementierung von Kohärenz-basierten binauralen Algorithmen ist Gegenstand aktueller Forschung (Schimmel et al. 2011).

Schlussfolgerungen

Die eingangs genannten Ziele der rehabilitativen Audiologie (Hören, Verstehen, Klangqualität) sind durch digitale Signalverarbeitung heute noch nicht vollständig erfüllbar, obwohl in den letzten Jahren ein deutlicher Fortschritt erzielt worden ist und auch mit weiteren Fortschritten in nächster Zeit zu rechnen ist. Aus audiologischer Sicht ist dem Versuch eines Ausgleichens des Hörschadens eine besondere Bedeutung beizumessen, wobei es um eine Verbesserung der Diagnostik und des Verständnisses von Verarbeitungsdefiziten bei Innenohr-Schwerhörigkeit geht. Dabei erscheint der modellbasierte Ansatz erfolgversprechend, da durch Verarbeitungsmodelle unser derzeitiges Wissen über die Funktion und etwaige Fehlfunktion des Hörsystems in für die Hörgeräte-Signalverarbeitung nutzbarer Form charakterisiert werden kann.

Literatur

- Bondy J, Becker S, Bruce I, Trainor L & Haykin S (2004) A novel signal-processing strategy for hearing-aid design: neurocompensation. *Signal Processing*, 84, 1239–1253
- Breebaart J, van de Par S & Kohlrausch A (2001) Binaural processing model based on contralateral inhibition. I. Model structure. *J Acoust Soc Am*, 110, 1074–1088
- Faller C & Merimaa J (2004) Source localization in complex listening situations: selection of binaural cues based on interaural coherence. *J Acoust Soc Am*, 116, 3075–3089
- Hohmann V & Kollmeier B (1995) The effect of multichannel dynamic compression on speech intelligibility. *Journal of the Acoustical Society of America*, 97, 1191–1195
- Launer S, Holube I, Hohmann V & Kollmeier B (1997) Categorical loudness scaling in hearing-impaired listeners – Can loudness growth be predicted from the audiogram? *Audiol Akust*, 35, 156–163
- Lecluyse W, Tan CM, McFerran D & Meddis R (2013) Acquisition of auditory profiles for good and impaired hearing. *Int J Audiol*, 52, 596–605
- Marzinzik M & Kollmeier B (1999) Development and Evaluation of Single-Microphone Noise Reduction Algorithms for Digital Hearing Aids. In: T. Dau, V. Hohmann & B. Kollmeier (eds.) *Psychophysics, Physiology and Models of Hearing*. Singapore: World Scientific, pp. 279–282
- Meddis R & Lecluyse W (2011) The psychophysics of absolute threshold and signal duration: a probabilistic approach. *J Acoust Soc Am*, 129, 3153–3165
- Schimmel SM, Mueller MF & Dillier N (2011) Binaural models and virtual acoustics for studying spatial perception. In: H. Skarzynski (ed.) *EFAS 2011*. Warsaw: Journal of Hearing Science, pp. 79–82
- Spriet A, Van Deun L, Eftaxiadis K, Laneau J, Moonen M et al. (2007) Speech understanding in background noise with the two-microphone adaptive beamformer BEAM in the Nucleus Freedom Cochlear Implant System. *Ear Hear*, 28, 62–72

Was leisten konventionelle Hörgeräte bezüglich Kompensation und Substitution natürlicher Organfunktionen heute?



Jürgen Kießling,
Universität Gießen

Auf die Frage, wie das ideale Hörgerät beschaffen sein soll, kommt man fast zwangsläufig zu einem Lösungsansatz, der in einem ersten Schritt eine möglichst komplette Beschreibung des pathologischen Gehörs auf der Basis psychoakustischer und eventuell elektroakustischer Untersuchungsverfahren („Auditorisches Profil“) vorsieht und im zweiten Schritt die identifizierten Funktionsstörungen auf allen Ebenen des Gehörs invertiert bzw. kompensiert. Mit einem derartigen systemtheoretischen Ansatz gelingt in der Theorie eine perfekte Wiederherstellung aller gestörten auditorischen Funktionen – also exakt das, was man vom idealen Hörgerät verlangt. Die praktische Umsetzung dieser Überlegungen führt zum Konzept modellbasierter Hörgeräte, die basierend auf der Modellierung des gesunden und des pathologischen Gehörs eine Rekonstruktion des gestörten Signals anstreben. Derartige modellbasierte Hörgeräte sind Gegenstand der aktuellen Forschung (Chen et al. 2005, Harlander et al. 2012, Kollmeier 2012, Kollmeier und Huber 2012, Ewert et al. 2013, Kießling et al. 2013, Meddis et al. 2013, Meddis et al. 2013); siehe auch Beitrag N. Dillier in diesem Heft.

In kommerziellen Hörgeräten sind modellbasierte Lösungen allenfalls in Ansätzen realisiert, indem einzelne Features in „gewisser Weise gehörsnah“ funktionieren (Launer 2010). Doch auch ohne bzw. fast ohne modellbasierte Features werden mit modernen Hörgeräten in vielen Hörsituationen bereits gute bis sehr gute Ergebnisse erzielt (Kießling und Kreikemeier 2013). Deshalb erscheint es reizvoll einmal zu analysieren, welche natürlichen Organfunktionen von heutigen Hörgeräten kompensiert bzw. substituiert werden, auch wenn die Hörgeräteentwicklung bislang nicht in dieser Form systematisch erfolgt ist. Dieser Funktionscheck soll anhand der Übersicht in Tabelle 1 erfolgen, die auf Kollmeier (2008) zurückgeht und die für diesen Zweck modifiziert und ergänzt wurde.

Funktionsstörungen des Schallleitungssystems

Sämtliche Außen- und Mittelohrschwerhörigkeiten stellen physikalisch gesehen eine Dämpfung des Schallleitungssystems dar. Im Falle einer Mittelohrfunktionsstörung erfüllt das Mittelohr seine impedanzpassende Funktionen nur noch suboptimal, die Empfindlichkeit

des Gehörs nimmt ab (1-Sensitivitätsverlust) und es kommt zu einer Anhebung der Hörschwelle. Damit gehören Schallleitungsstörungen grundsätzlich zum Dämpfungstyp nach Plomp (1978) und bedürfen somit „lediglich“ einer geeigneten linearen Verstärkung, die den Schallleitungshörverlust frequenzspezifisch kompensiert. Theoretisch sollte der tonaudiometrische Schallleitungsanteil zu hundert Prozent ausgeglichen werden. In der Praxis werden meist geringere Verstärkungen benötigt, da ein kompletter Verstärkungsausgleich – zumindest bei erstmaliger Hörgeräteversorgung – aufgrund mangelnder Gewöhnung vom Hörgeräteträger in der Regel nicht akzeptiert wird.

Funktionsstörungen der Cochlea

Auch eine Funktionsstörung im Bereich der inneren Haarzellen äußert sich als Sensitivitätsverlust (Launer et al. 1996), der durch lineare Verstärkung frequenzspezifisch kompensiert werden kann. Mit Zunahme des Hörverlusts kommt es irgendwann zu einem kompletten Ausfall der inneren Haarzellen in einem bestimmten Areal der Basilarmembran (2-Verlust an Frequenzbreite, d. h. cochleäre tote Region), so dass durch Verstärkung in dem betroffenen Frequenzbereich eine Kompensation der Störung nicht mehr möglich ist. Dann kann eine Verlagerung der Schallanteile aus dem Bereich toter Regionen in den noch hörenden Bereich, in der Regel also eine Frequenzerniedrigung, in Erwägung gezogen werden (Kluk und Moore 2006). Für diesen Zweck wurden verschiedene Verfahren der Frequenzkompression bzw. der Frequenztransposition entwickelt und in realen Hörgeräten implementiert. Der praktische Nutzen der Frequenzerniedrigung wird in der Literatur kontrovers diskutiert und unterschiedlich bewertet. So reicht die Einschätzung von „nicht nützlich“ (Robinson et al. 2009) bis „nützlich, sofern indiziert“ (Leifholz et al. 2013). Eine Metastudie zu diesem Thema auf Basis von fünf Einzelstudien kommt zu dem Schluss, dass derartige Verfahren durchaus nützlich sind, aber besser kontrollierte Studien erforderlich sind, um eine zuverlässigere Beurteilung zu ermöglichen (McCreery et al. 2012c). Sofern ein breiterer Frequenzbereich im Hochtonbereich vom Komplettausfall innerer Haarzellen betroffen ist, kommt anstelle einer Frequenzerniedrigung eher eine Hybridversorgung mit elektroakustischer Stimulation in Frage (von Ilberg et al. 2011), d. h. elektrische Stimulation im Hochtonbereich (Cochlea Implantat) und akustische Verstärkung im tieffrequenten Bereich (Hörgerät).

Ein Funktionsausfall äußerer Haarzellen bewirkt ebenfalls einen Sensitivitätsverlust (= Schwellenanhebung) und zudem einen Kompressionsverlust (Launer et al. 1996), der sich in dem bekannten Recruitment-Phänomen (4-Dynamikverlust) äußert. Im Tonaudiogramm kommt das Recruitment durch abgesenkte Unbehaglichkeitsschwellenpegel und in der Lautheitsskalierung durch steilere Pegel-Lautheitsfunktionen zum Ausdruck. Derartige Hörstörungen sind dem Distorsionstyp nach (Plomp 1978) zuzuordnen.

Ort der Funktionsstörung		Art der Funktionsstörung Verlust bezüglich:	Lösungsansatz	Art der Intervention
Außen- & Mittelohr		1-Sensitivität (Schwellenanhebung)	• Frequenzspezifische, lineare Verstärkung	Kompensation
Cochlea	Innere Haarzellen	2-Frequenzbreite (tote Regionen)	• Frequenzerniedrigung (Frequenzkompression, -transposition)	Kompensation
		3-Sensitivität (Schwellenanhebung) 4-Dynamik/Kompression (Recruitment)	• Frequenzspezifische Verstärkung • Frequenzspezifische Dynamikkompression (kompressive Verstärkung)	Kompensation
	Äußere Haarzellen	5-Frequenzauflösungsvermögen	---	---
		6-Zeitauflösungsvermögen	---	---
		Hörnerv	---	---
Hirnstamm bzw. Zentrales Auditorisches System	7-Lokalisationsvermögen	• Beidohrige Versorgung	Kompensation	
	8-Binaurale Interaktion	• Berücksichtigung einer Außenohrtransferfunktion • Erhalt/Vergrößerung interauraler Unterschiede (ILD, ITD) durch Wireless-Lösungen (Ear-to-ear-Communication)	Substitution	
	9-Zentrale Enthaltung	---	---	
	10-Zentrale Störschallunterdrückung	• Ein-Mikrofon-Lösungen • Multi-Mikrofon-Lösungen: Richtmikrofone/Beamformer • Audio-Direkteinkopplung (Wireless-, Induktions-Lösungen)	Substitution	
Zentrales Auditorisches System	11-Diskriminationsvermögen und Fähigkeit zur Objektrennung 12-Adaptationsvermögen an wechselnde akustische Situationen	• Manuelle, situationsspezifische Wahl von Hörprogrammen • Automatische, situationsspezifische Wahl von Hörprogrammen auf Basis einer Situationsklassifikation • situationsspezifische Optimierung der Einstellparameter auf Basis einer Situationsklassifikation	Substitution	

Tabelle 1: Übersicht über mögliche Funktionsstörungen des Gehörs, deren Lokalisation und Zuordnung von Lösungsansätzen, die in konventionellen Hörgeräte realisiert sind (modifiziert nach Kollmeier 2008).

Diese Kombination aus Sensitivitäts- und Dynamikverlust kann durch nicht-lineare Verstärkung, also frequenzspezifische (mehrkanalige) Dynamikkompression ausgeglichen werden. Die verschiedenen Formen von Kompressionsalgorithmen (Kates 2005) können nach unterschiedlichen Kriterien (schnelle/langsame, eingangs-/ausgangsbezogen, ein-/mehrkanalige Kompression) klassifiziert werden. Heutige Hörgeräte sind durchweg mit mehrkanaliger Dynamikkompression ausgestattet, die eine frequenzbezogene Dynamikanpassung an die Restdynamik ermöglicht. Aktuell sind in Deutschland bereits für zuzahlungsfreie Hörsysteme mindestens vier Frequenzbänder vorgeschrieben, wovon mindestens zwei, vielfach alle vier Bänder als unabhängige Dynamikkompressoren ausgelegt sind. Auch die Regelzeiten und der Kompressionstyp (AGC, Silbenkompression) können bei vielen Hörsystemen variiert bzw. vorgewählt werden.

Über den praktischen Nutzen von Dynamikkompressoren gibt eine Metastudie von McCreery et al. (2012a) Auskunft, die besagt, dass WDRC-Systeme (Wide Dynamic Range Compression) gegenüber linearer Verstärkung die Hörbarkeit verbessern und die Sprachverständlichkeit vielfach steigern, zumindest aber nicht reduzieren. Die subjektive Bewertung solcher Systeme hängt in starkem Maße vom Persönlichkeitsprofil und der jeweiligen Hörsituation ab (McCreery et al. 2012a).

Weitere Folgen eines Ausfalls äußerer Haarzellen können Einschränkungen bezüglich des Frequenz- und des Zeitauflösungsvermögens

sein (Tabelle 1: Positionen 5- und 6-). Auch diese Phänomene tragen ebenso wie das Recruitment zu einer Fehlhörigkeitskomponente bei (Plomp 1978). In diesen Punkten bieten aktuelle Hörgeräte noch keinerlei Lösungsmöglichkeiten, d. h. bereits auf Haarzellebene treten Funktionsstörungen auf, die mit aktueller Hörgerätetechnologie heute noch nicht angegangen werden können.

Interessanterweise werden dem funktionsgestörten Hörnerven keine typischen Korrelate zugeordnet, was wohl in erster Linie dem Mangel an geeigneten Untersuchungsverfahren zuzuschreiben ist. Aber die Degeneration bzw. der Ausfall von Hörnervenfasern ist nach aktuellem Verständnis wohl am ehesten durch einen adäquaten Beitrag an der Gesamtverstärkung zu kompensieren.

Funktionsstörungen auf Hirnstamm- und zentraler Ebene

Auf Hirnstamm- und zentraler Ebene können zahlreiche zusätzliche Störungen auftreten, wie z. B. hinsichtlich des Lokalisationsvermögens (7-), der binauralen Interaktion (8-), der zentralen Enthaltung (9-) sowie der zentralen Störschallunterdrückung (10-). Die wirksamste Maßnahme zur Kompensation derartiger Effekte ist die frühzeitige, beidohrige Versorgung mit Hörgeräten, wenn immer beide Ohren von einer Hörstörung betroffen sind. Da der Nutzen beidohriger Versorgungen in hohem Maße vom Grad der Hörgewöhnung und dem

regelmäßigen Training zentraler Leistungen bestimmt wird, ist die regelmäßige und dauerhafte Nutzung der Hörgeräte der Schlüssel für den bestmöglichen Versorgungserfolg.

Bis zu dieser Ebene der auditorischen Signalverarbeitung bieten heutige Hörgeräte die Möglichkeit der Kompensation, also Funktionsstörungen und -verluste in ähnlicher Weise wie das natürliche Gehör auszugleichen. Ab dieser und auf höheren Ebenen ist nach derzeitigem Stand der Hörgerätektechnologie lediglich eine Substitution von eingeschränkten oder verlorenen Funktionen möglich (Tabelle 1, rechte Spalte). Dieser Funktionsersatz erfolgt in einer Weise, die nicht der natürlichen Funktionalität entspricht.

Lokalisationsprobleme (7-) mit HdO-Geräten, insbesondere vorne/hinten Verwechslungen, können durch Simulation der Pinnawirkung abgemildert werden, indem eine universelle Außenohrtransferfunktion für den Hörgerätefrequenzgang berücksichtigt wird. Dadurch kann die frequenzselektive Filterfunktion der Ohrmuschel in grober Annäherung substituiert werden. Auch der Erhalt oder gar die Vergrößerung von interauralen Pegel- und Laufzeitdifferenzen (ILD, ITD) kann zur Verbesserung des Lokalisationsvermögens (7-) und der binauralen Interaktion (8-) beitragen. Dies gelingt heute durch drahtlose Kommunikation zwischen linkem und rechtem Hörgerät, die dafür sorgt, dass die natürlichen, interauralen Pegel- und Laufzeitdifferenzen erhalten bleiben oder im Sinne einer Kontrastanhebung vergrößert werden. Mangelnde zentrale Enthüllung (9-) kann mit kommerziellen Hörgeräten heute noch nicht kompensiert werden.

Da die zentrale Störschallunterdrückung (10-) bei Hörgeschädigten fast immer gestört ist, stellt die Kommunikation im Störschall, besonders im Stimmengewirr, für Hörgeräteträger noch immer die größte Herausforderung dar. Für diesen Zweck gibt es ein ganzes Arsenal von Lösungsansätzen, die auf der Substitution von gestörten auditorischen Leistungen basieren (Kollmeier 2008). Zunächst sind die Ein-Mikrofon-Lösungen zu nennen, die nicht auf Richtwirkung oder distanter Schallaufnahme, sondern ausschließlich auf geeigneten Signalverarbeitungsstrategien beruhen. Sofern das Störschallspektrum vom Signalspektrum abweicht, kann durch Filterung eine Verbesserung des Signal-Rauschabstands erreicht werden. Großen Nutzen kann dieser Ansatz nicht entfalten, da sich Stör- und Sprachspektrale meist in weiten Frequenzbereichen überlappen. Da aber Störschalle tendenziell tieffrequenter Natur sind, verstärken Hörgeräte im Tieftonbereich grundsätzlich in geringerem Umfang als es der Hörverlust nahelegt. Damit ist diese Form der Hochpassfilterung eigentlich kein Extra-Feature, sondern eher eine sinnvolle systemtypische Eigenschaft.

Falls Störschall stationär auftritt, also nicht moduliert ist, kann er von Sprachkomponenten separiert werden, da diese typischerweise durch Modulationen im Bereich von 4 Hz gekennzeichnet sind. Dementsprechend analysiert das Hörgerät das Modulationsspektrum fortlaufend in allen Frequenzbändern: finden sich in einem Band sprachtypische Modulationen, wird dieser Frequenzbereich verstärkt. Dominieren dagegen in einem Band stationäre Signalanteile, wird in diesem Kanal nicht bzw. geringer verstärkt. Diese Strategie funktioniert grundsätzlich gut. Da aber in der Realität schmalbandige Störschalle selten sind, liegt meist in allen relevanten Frequenzbändern ein Mix aus Stör- und Nutzsignal vor, so dass keine signifikante Verbesserung des Signal-Rauschabstands erreicht werden kann (McCreery et al. 2012b). Immerhin tragen derartige Lösungsansätze zu einer Verminderung der Höranstrengung bei, was von den Nutzern durchaus wahrgenommen und positiv bewertet wird.

Ein anderer Ansatz zur Unterdrückung von stationären Störschallen, der in kommerziellen Hörsystemen realisiert ist, basiert auf dem Prinzip der spektralen Subtraktion. Dabei müssen zunächst die Sprachpausen treffsicher detektiert werden, um das „reine“ Störsignal in den Pausen schätzen zu können. Dann wird das geschätzte Störsignal vom gestörten Eingangssignal subtrahiert, so dass am Hörgeräteausgang ein geschätztes Nutzsignal ansteht. Die Schätzung des Störers erfolgt kontinuierlich, so dass Änderungen des Störsignals im Sinne einer adaptiven Filterung fortlaufend berücksichtigt werden. Ähnlich funktioniert das Wiener-Filter (Van den Bogaert et al. 2009, Cornelis et al. 2012), das neben der Schätzung des Störsignals auch eine Nutzsichlerschätzung vorsieht. Insofern stellt das Verfahren der spektralen Subtraktion einen Sonderfall des Wiener-Filters dar. Anspruchsvollere Lösungen auf Basis binauraler Signalverarbeitung, sind bisher nur in Forschungshörgeräten realisiert und erprobt worden.

Wesentlich wirkungsvoller als die bisher in realen Hörgeräten verfügbaren Ein-Mikrofon-Lösungen sind Multi-Mikrofon-Systeme zur Störschallunterdrückung (Beck und Schum 2006), die auf der Annahme beruhen, dass Nutz- und Störsignal aus unterschiedlichen Richtungen kommen. Im Stimmengewirr und beim Auftreten anderer Störschalle ist davon auszugehen, dass der Hörgeräteträger in Richtung des Gesprächspartners schaut. In solchen Situationen ist durch eine nach vorn weisende Richtwirkung eine signifikante Verbesserung des Signal-Rauschabstands zu erwarten. Im einfachsten Fall kann dies durch zwei Mikrofone – zum Beispiel an der Oberseite eines HdO-Gerätes – realisiert werden, wobei die beiden Mikrofon-signale zeitverzögert addiert werden. Abhängig vom Abstand der Mikrofonöffnungen und der Wahl der internen zeitlichen Verzögerung können verschiedene Richtcharakteristiken (bidirektional/Achter, Kardioid, Hyperkardioid, Superkardioid) verwirklicht werden. Da in Hörgeräten ohne binaurale Interaktion nur geringere Mikrofonabstände möglich sind, ist die Richtwirkung im Tieftonbereich limitiert.

Eine Steigerung der Richtwirkung kann durch Zusammenschaltung von mehr als zwei Mikrofonen (Mikrofon-Array) erreicht werden. So wurden bereits bis zu drei Mikrofone in einem kommerziellen HdO-Gehäuse platziert. Ein Vierer-Array mit deutlich größeren Mikrofonabständen ergibt sich, wenn die Doppelmikrofone zweier Hörgeräte (rechts/links) zusammengeschaltet werden (Kreikemeier et al. 2013). Noch stärkere Richtwirkungen können durch Arrays höherer Ordnung in Hörbrillenbügeln erreicht werden (Soede et al. 1993, Luts et al. 2004).

Auch adaptive Beamformer sind in kommerziellen Hörgeräten bereits realisiert. Deren Vorzug besteht darin, dass auch seitliche oder rückwärtige Nutzsichallquellen bevorzugt verstärkt bzw. Störsichallquellen aus wechselnden Richtungen optimal unterdrückt werden können. Adaptive Systeme basieren auf einer Richtungsschätzung des Nutzsichalls und richten sich jeweils auf die stärkste Nutzsichallquelle aus. Eine Literaturrecherche zur Wirksamkeit von Richtmikrofonen und Beamformern bestätigt auf moderatem Evidenzniveau, dass mit solchen Systemen in bestimmten Hörsituationen eine Verbesserung der Sprachverständlichkeit erreicht wird (McCreery et al. 2012b).

Eine noch wirksamere Störsichallbefreiung gelingt mit Wireless-Systemen, die den Vorzug der Nahaufsprache (Funkmikrofon) bzw. der Audio-Direkteinkopplung (Telefon, Fernseher, etc.) nutzbar machen. Ähnliche Wirkung kann mit Hörgeräten mit integrierter Induktionsspule erreicht werden. Leider sind moderne Hörgeräte oft nicht mit Induktionsspule ausgestattet, da der Miniaturisierung des Gehäuses Vorrang

gegeben wird. Deshalb arbeitet die Hörgeräteindustrie derzeit an innovativen Ersatzlösungen. Wireless- und Induktions-Lösungen können, ebenso wie Multi-Mikrofon-Systeme, ihren Nutzen allerdings nur in speziellen Hörsituationen entfalten. So z. B. in Situationen mit einem distanten Sprecher, der in ein Funkmikrofon spricht, welches das weitgehend störschallfreie Nutzsignal entweder direkt oder via Audio-Streamer in die Hörgeräte überträgt. Ein Funkmikrofon kann auch in Besprechungssituationen am Konferenztisch oder in informaler Runde genutzt werden, indem es vom Nutzer manuell auf den jeweiligen Sprecher ausgerichtet wird. Ferner können Audiosignale von Fernseher, HiFi-Anlage, Telefon etc. mittels Transmitter direkt oder über einen Streamer in die Hörgeräte eingespeist und damit weitgehend störungsfrei abgehört werden (Thibodeau 2010, Picou und Ricketts 2011, Kießling 2013, Kießling et al. 2013, Picou und Ricketts 2013). Wireless-Systeme für Hörgeräte basieren auf unterschiedlichen Übertragungstechnologien wie z. B. Induktions-, Bluetooth- oder firmenspezifische 2,4-GHz-Technologie.

Im Bereich des Zentralen Auditorischen Systems können komplexe Funktionen gestört bzw. eingeschränkt sein (Kollmeier 2008), so z. B. die Fähigkeit der Objektrennung (11-) oder die Adaptationsfähigkeit an die jeweilige akustische Situation (12-). Derartige Störungen können nicht kompensiert, sondern bestenfalls partiell substituiert werden. Der einfachste Lösungsansatz dieser Art ist die Verfügbarkeit manueller Hörprogramme, deren Anpassparameter (Verstärkung, Frequenzgang, Störschallunterdrückung, Direktionalität, etc.) für typische Hörsituationen (Sprache in Ruhe, Sprache im Störschall, Störschall allein, Telefonieren, Musikhören etc.) optimiert sind. Diese Hörprogramme können situationsspezifisch mittels Fernbedienung oder mittels Programmschalter am Hörgerät ausgewählt werden. Die Praxis zeigt allerdings, dass diese Funktion von Hörgeräteträgern selten genutzt wird bzw. häufig ungeeignete Hörprogramme eingestellt werden (Kießling et al. 2007). Diesem Mangel können Systeme mit automatischer Programmwahl abhelfen, die auf einer automatischen Situationserkennung basiert. Ob eine automatische Programmwahl als hilfreich oder störend empfunden wird, hängt in starkem Maße von den Präferenzen und der Persönlichkeitsstruktur des Nutzers ab. Noch individueller gehen Hörsysteme mit situationsspezifischer Optimierung der Einstellparameter auf die jeweilige Hörsituation ein. Auch in diesem Fall analysiert ein Situationsklassifikator die aktuelle akustische Umgebung, schaltet aber nicht in fest vorgegebene Hörprogramme, sondern nimmt eine situationsspezifische Optimierung der Hörgeräte-widrigkeit vor.

Rückkopplungsunterdrückungssysteme sind bisher noch nicht angesprochen worden, da sie nicht in direkter Weise eine auditorische Funktionsstörung ausgleichen und damit nicht unmittelbar ins Thema passen. Andererseits sind Algorithmen zur Unterdrückung von Rückkopplungen ein extrem wichtiges Funktionsmerkmal moderner Hörgeräte, da sie das klassische Problem „pfeifender“ Hörgeräte weitgehend behoben haben und in vielen Fällen eine offene Versorgung erlauben, was für den Klang der eigenen Stimme und den Tragekomfort von großer Bedeutung ist. Wenn man die Rückkopplungsunterdrückung dann doch der Behebung einer auditorischen Funktionsstörung zuordnen wollte, so käme am ehesten der Ausgleich des Sensitivitätsverlusts (Tabelle 1:1-) in Betracht, denn eine effiziente Rückkopplungsunterdrückung erlaubt eine ausreichende, rückkopplungsfreie Verstärkung.

Nutzen konventioneller Hörgeräte

Bei zusammenfassender Bewertung des Gebrauchsnutzens konventioneller Hörgeräte kommt man zu dem Schluss, dass moderne Hörgeräte typische Hörstörungen in vielen Punkten gut bis sehr gut, in anderen zumindest zufriedenstellend ausgleichen können. Diese Einschätzung wird durch eine aktuelle Befragung von 421 Hörgeräteträgern bestätigt, deren Ergebnisse in Abbildung 1 dargestellt sind. Danach erleben mindestens 50 % aller Hörgeräteträger in allen abgefragten Belangen einen deutlichen Nutzen (Kießling und Kreikemeier 2013). Andererseits macht Abbildung 1 auch deutlich, dass in manchen Situationen durchaus noch Verbesserungspotential besteht.

Daraus ergibt sich die Frage, ob die verbleibenden Schwierigkeiten, z. B. beim Sprachverstehen in kritischen akustischen Situationen, wie z. B. „Geräusche ignorieren“ oder „Musik hören“, auf den mangelnden Ausgleich peripherer Funktionsstörungen oder eher auf Probleme der zentralen Verarbeitung zurückzuführen sind. Ansätze für eine Beantwortung dieser Fragestellung ergeben sich aus Sprachverständlichkeitsmessungen an je einer Gruppe von Hörgeräteträgern (HG: n = 46) und Cochlea Implantattägern (CI: n = 71), die bezüglich ihrer Altersstruktur in Fünfjahresklassen von 60 bis 89 Jahren und ihrer kognitiven Fähigkeiten abgeglichen waren (Steffens et al. 2013). Abbildung 2a (links) zeigt, dass das Sprachverstehen in Ruhe für Freiburger Einsilber bei 65 dB in der Gruppe der Hörgeräteträger mit zunehmendem Alter kontinuierlich abnimmt, während die CI-Träger – zumindest bis

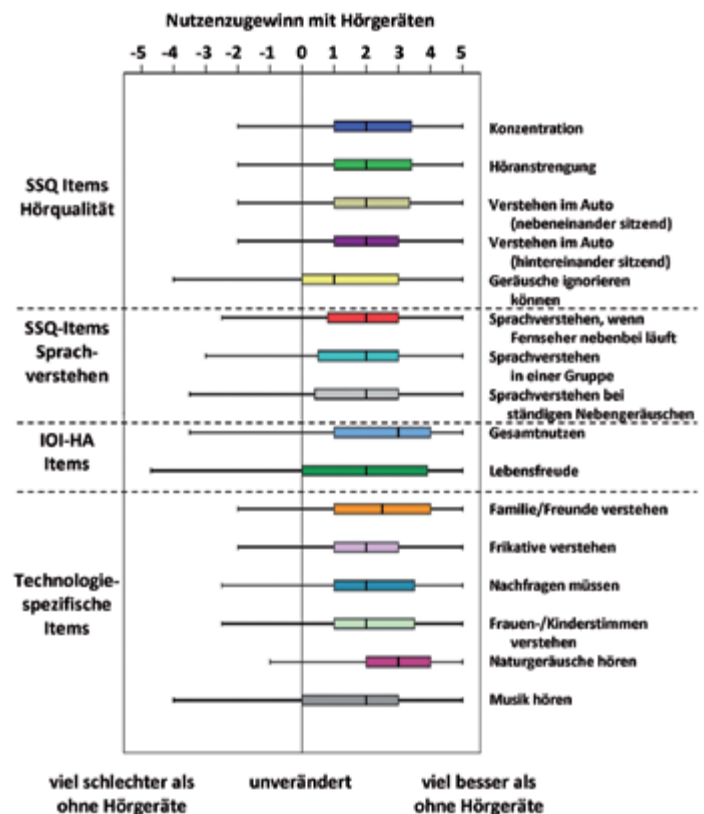


Abbildung 1: Subjektiv wahrgenommener Gebrauchsnutzen von konventionellen Hörgeräten in Box-und-Whisker-Darstellung (Mediane, Interquartilbereiche, Maxima und Minima) nach Kießling und Kreikemeier (2013).

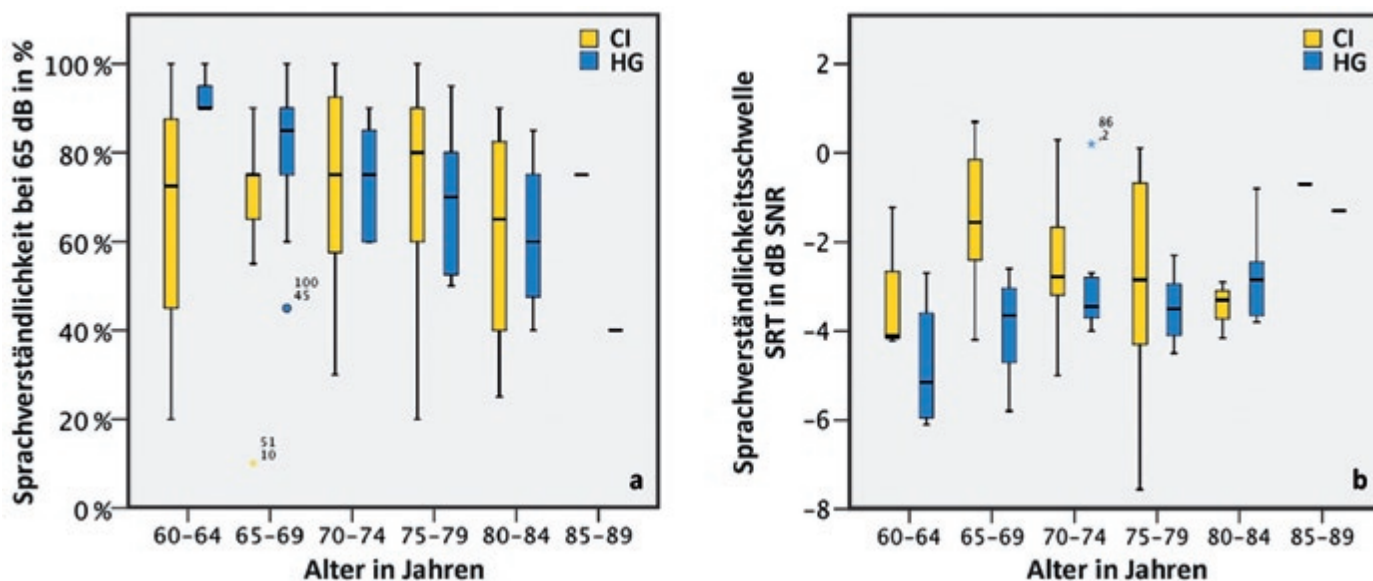


Abbildung 2: Sprachverständlichkeit in Abhängigkeit vom Alter für je eine Gruppe von Höreräteträgern ($n = 46$) und CI-Trägern ($n = 71$), die bezüglich Alter und kognitiver Leistungen abgeglichen waren. (a) Sprachverständlichkeit für Freiburger Einsilber bei 65 dB. (b) Sprachverständlichkeitsschwelle für 50%iges, gemessen mit dem Oldenburger Satztest im Oldenburger Rauschen (nach Steffens et al. 2013).

zur Altersklasse von 75–79 Jahren – ein weitgehend altersunabhängiges Sprachverstehen aufweisen. Ein ähnliches Bild ergibt sich für die Sprachverständlichkeit im Störgeräusch (Abbildung 2b, rechts): während sich in der Gruppe der Höreräteträger die Sprachverständlichkeitsschwelle für Oldenburger Sätze im Störgeräusch mit zunehmendem Alter verschlechtert, bleibt sie in der Gruppe der CI-Träger nahezu unverändert.

Wenn die altersbegleitende Verschlechterung der Sprachverständlichkeit bei Höreräteträgern erstrandig auf ein Nachlassen kognitiver Leistungen zurückzuführen wäre, müsste sich diese Tendenz auch in der nach Alter und kognitiver Leistung angeglichenen Gruppe der CI-Träger zeigen. Da dies jedoch nicht oder nicht in dem Umfang der Fall ist, ist eher anzunehmen, dass

- 1) cochleäre Defizite von konventionellen Höreräten mit höherem Alter zunehmend weniger gut kompensiert werden können,
- 2) dieser Effekt bei CI-Trägern nicht eintritt, da deren Innenohrfunktion durch das Cochlea Implantat komplett ersetzt wird.

Diese Erkenntnis steht im Widerspruch zu der gängigen Vorstellung, dass die häufig auftretende altersbegleitende Verschlechterung der Sprachverständlichkeit bei Höreräteträgern vor allem durch das Nachlassen zentraler Verarbeitungsleistungen verursacht wird. Statt dessen könnte es so sein, dass die peripheren Funktionsverluste von konventionellen Höreräten mit zunehmendem Alter weniger gut ausgeglichen werden können, obwohl es möglich sein sollte, eine Zunahme des Hörverlusts im Sinne einer reinen Schwellenanhebung durch Erhöhung der Verstärkung adäquat zu kompensieren. Da dies offenbar nur unvollständig gelingt, könnte es sich um eine mangelnde Kompensation komplexerer, cochleärer Funktionsstörungen (Tabelle 1: Positionen 2-, 4-, 5- und 6-) handeln.

Fazit

Moderne konventionelle Höreräte können

- die wichtigsten Funktionsstörungen des Gehörs kompensieren, wie z. B.
 - Sensitivitätsverlust (Abschwächungskomponente, Plomp 1978)
 - Dynamikverlust (Verzerrungskomponente, Plomp 1978), auch wenn die Kompensation peripherer Störungen noch nicht perfekt gelöst scheint,
- einige Funktionsstörungen durch spezielle Hörerätefeatures partiell substituieren, wie z. B.
 - Lokalisationsvermögen
 - Binaurale Interaktion
 - zentrale Störerschallunterdrückung
 - Diskriminationsvermögen
 - Objektrennung
 - Adaptationsvermögen an wechselnde akustische Situationen
- andere Funktionsstörungen, die von erheblicher Bedeutung für unsere auditorische Leistungsfähigkeit sind, allerdings noch nicht beheben, wie z. B.
 - Frequenzauflösungsvermögen
 - Zeitauflösungsvermögen
 - Zentrale Enthüllung.

Literatur

- Beck DL, Schum DJ (2006) Directional hearing aids: Concepts and overview (2005). Hearing J 59
- Chen Z, Becker S, Bondy J, Bruce IC, Haykin S (2005) A novel model-based hearing compensation design using a gradient-free optimization method. Neural Comput 17: 2648–2671
- Cornelis B, Moonen M, Wouters J (2012) Speech intelligibility improvements with hearing aids using bilateral and binaural adaptive multichannel Wiener filtering based noise reduction. J Acoust Soc Am 131: 4743–4755
- Ewert SD, Kortlang S, Hohmann V (2013) A model-based hearing aid: Psychoacoustics, models, and algorithms. J Acoust Soc Am 133: 3560

- Harlander N, Rosenkranz T, Hohmann V (2012) Evaluation of model-based versus non-parametric monaural noise-reduction approaches for hearing aids. *Int J Audiol* 51: 627–639
- Kates JM (2005) Principles of digital dynamic-range compression. *Trends Amplif* 9: 45–76
- Kießling J (2013) Aktuelle Wireless-Lösungen für Hörgeräteträger – funken, was das Zeug hält. *HNO-Nachrichten* 43: 22–26
- Kießling J, Brenner B, Nelson J, Dyrland O, Groth JA (2007) Feldstudie zum Nutzungsverhalten von Hörgeräten: Datalogging versus Selbsteinschätzung. *Z Audiol* 47: 48–55
- Kießling J, Ewert SD, Grimm G, Kreikemeier S, Meister H, Rähmann S, Kollmeier B (2013) Multizentrische Labor- und Felderprobung eines modellbasierten Hörerätessystems 16. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie. Rostock: Deutsche Gesellschaft für Audiologie
- Kießling J, Kreikemeier S (2013) Gebrauchsnutzen moderner Hörsysteme. Eine vergleichende Studie. *HNO* 61: 662–671
- Kießling J, Kreikemeier S, Margolf-Hackl S, Nesgaard J, Jespersen CT (2013) Telefonieren im Störschall: Moderne Lösungen zum Telefonieren mit Hörsystemen im Vergleich 16. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie. Rostock: Deutsche Gesellschaft für Audiologie
- Kluk K, Moore BC (2006) Dead regions in the cochlea and enhancement of frequency discrimination: Effects of audiogram slope, unilateral versus bilateral loss, and hearing-aid use. *Hear Res* 222: 1–15
- Kollmeier B (2008) Aktuelle und zukünftige Entwicklungen der Hörerätetechnik. In: J. Kießling, B. Kollmeier, G. Diller (eds.) *Versorgung und Rehabilitation mit Hörgeräten*. Stuttgart New York: Thieme, pp. 131–152
- Kollmeier B (2012) Modellbasierte Höreräte-Algorithmen: Auf dem Weg zum „Hören für alle“ 15. DGA-Jahrestagung. Erlangen: Deutsche Gesellschaft für Audiologie
- Kollmeier B, Huber R (2012) Modellbasierte Hörsysteme. *Z Audiol* 51: 14–15
- Kreikemeier S, Margolf-Hackl S, Raether J, Fichtl E, Kießling J (2013) Comparison of different directional microphone technologies for hearing aid users with moderate to severe hearing loss. *Hearing Review* 20: 44–45
- Launer S (2010) Real-world application of auditory models to hearing instrument design. *J. Acoust. Soc. Am.* 127: 1847
- Launer S, Holube I, Hohmann V, Kollmeier B (1996) Kategoriale Lautheitsskalierung bei innenohrschwerhörigen Versuchspersonen – läßt sich die Pegel-Lautheitsfunktion aus dem tonaudiometrischen Hörverlust vorhersagen? *Audiologische Akustik*: 156–163
- Leifholz M, Margolf-Hackl S, Kreikemeier S, Kießling J (2013) Wirkung von Frequenzkompression in Hörgeräten auf das Sprachverstehen und das subjektive Klangempfinden der Nutzer. *HNO* 61: 335–343
- Luts H, Maj JB, Soede W, Wouters J (2004) Better speech perception in noise with an assistive multimicrophone array for hearing AIDS. *Ear Hear* 25: 411–420
- McCreery RW, Venediktov RA, Coleman JJ, Leech HM (2012a) An evidence-based systematic review of amplitude compression in hearing aids for school-age children with hearing loss. *Am J Audiol* 21: 269–294
- McCreery RW, Venediktov RA, Coleman JJ, Leech HM (2012b) An evidence-based systematic review of directional microphones and digital noise reduction hearing aids in school-age children with hearing loss. *Am J Audiol* 21: 295–312
- McCreery RW, Venediktov RA, Coleman JJ, Leech HM (2012c) An evidence-based systematic review of frequency lowering in hearing aids for school-age children with hearing loss. *Am J Audiol* 21: 313–328
- Meddis R, Clark NR, Lecluyse W, Jürgens T (2013) BioAid – Ein biologisch inspiriertes Hörgerät. *Z Audiol* 52: 148–152
- Meddis R, Lecluyse W, Clark NR, Jürgens T, Tan CM, Panda MR, Brown GJ (2013) A computer model of the auditory periphery and its application to the study of hearing. *Adv Exp Med Biol* 787: 11–20
- Picou EM, Ricketts TA (2011) Comparison of wireless and acoustic hearing aid-based telephone listening strategies. *Ear Hear* 32: 209–220
- Picou EM, Ricketts TA (2013) Efficacy of hearing-aid based telephone strategies for listeners with moderate-to-severe hearing loss. *J Am Acad Audiol* 24: 59–70
- Plomp R (1978) Auditory handicap of hearing impairment and the limited benefit of hearing aids. *J Acoust Soc Am* 63: 533–549
- Robinson JD, Stainsby TH, Baer T, Moore BC (2009) Evaluation of a frequency transposition algorithm using wearable hearing aids. *Int J Audiol* 48: 384–393
- Soede W, Bilsen FA, Berkhout AJ (1993) Assessment of a directional microphone array for hearing-impaired listeners. *J Acoust Soc Am* 94: 799–808
- Steffens T, Müller-Deile J, Kießling J (2013) Sprachverstehen bei altersbedingter Schwerhörigkeit – auch im Alter noch gut verstehen mit Cochlea-Implantaten. *HNO-Nachrichten* 43: 18–21
- Thibodeau L (2010) Benefits of adaptive FM systems on speech recognition in noise for listeners who use hearing aids. *Am J Audiol* 19: 36–45
- Van den Bogaert T, Doclo S, Wouters J, Moonen M (2009) Speech enhancement with multi-channel Wiener filter techniques in multimicrophone binaural hearing aids. *J Acoust Soc Am* 125: 360–371
- von Ilberg CA, Baumann U, Kiefer J, Tillein J, Adunka OF (2011) Electric-acoustic stimulation of the auditory system: a review of the first decade. *Audiol Neurootol* 16 Suppl 2: 1–30

Implantierbare Hörsysteme: Kompensation und Substitution natürlicher Organfunktionen



Hannes Maier,
Medizinische Hochschule Hannover

Seit etwa 15 Jahren stehen implantierbare Hörsysteme klinisch zur Verfügung, und die Zahl der Geräte, Indikationen und Anwendungen nimmt stetig zu. Unter implantierbaren Hörsystemen versteht man solche, die nicht mehr mit einem Lautsprecher das Ohr stimulieren, sondern die über einen implantierten Schallwandler (Aktuator) den Schall direkt auf die Gehörknöchelchen oder das Innenohr übertragen. Während Hörgeräte den vorverarbeiteten Schall akustisch über einen Lautsprecher ausgeben, der dann vom Trommelfell aufgenommen und

über die Ossikelkette aufs Innenohr übertragen wird, und Cochlea Implantate die verbliebenen Nervenzellen des Ganglion spirale elektrisch anregen, stimulieren Mittelohrimplantate entweder die der Gehörknöchelchen oder direkt das Innenohr mechanisch mit einem Aktuator. Die mechanische Stimulation hat den Vorteil, dass keine oder nur Teile des Mittelohres für die Übertragung des Schalls benötigt werden, und dass sich dadurch diese Technologie für den teilweisen oder vollständigen Ersatz der Mittelohrfunktion eignet.

Besonders bewährt haben sich in den letzten Jahren teilimplantierbare Geräte, die einen Prozessor mit Mikrofon und Batterie als extern getragene Komponenten besitzen, die magnetisch auf dem Implantat haften. Das Implantat unter der Haut empfängt die Energie sowie die Schallinformation und treibt den Schallwandler an, der an Strukturen des Mittel- oder des Innenohres angekoppelt ist. Neben solchen teilimplantierbaren Systemen gibt es seit einiger Zeit auch vollimplantierbare Geräte, die sich gänzlich unter der Haut befinden, und die neben einem mit implantierten Mikrofon unter der Haut eine Batterie besitzen, die gelegentlich über eine magnetisch haftende Spule über die intakte Haut geladen werden muss.

Die meisten dieser Geräte wurden ursprünglich zur Behandlung einer Schallempfindungsschwerhörigkeit (Innenohrschaden) entwickelt und stimulieren mit Piezo oder elektromagnetischen Aktuatoren die Ossikelkette.

Das am häufigsten implantierte Gerät ist das teilimplantierbare Vibrant Soundbridge von Med-El. Mit diesem Gerät können, wenn es an der Gehörknöchelchenkette befestigt wird, leicht- und mittelgradige Schallempfindungsschwerhörigkeiten gut versorgt werden, und Patienten berichten von einem natürlichen Klang. Aber auch kombinierte und reine Schalleitungsschwerhörigkeiten können durch eine direkte Stimulation der Fenster des Innenohres unter Umgehung des Mittelohres therapiert werden. Gerade wo die Kombination einer Schallempfindungsschwerhörigkeit mit einem Mittelohrschaden die Versorgung mit Hörgeräten maßgeblich erschwert, kann die Stimulation am runden oder ovalen Fenster bessere Ergebnisse erbringen, als es mit Hörgeräten zu erwarten ist. Wenn eine sensorineurale Schwerhörigkeit noch ausgeprägter ist und zusätzlich eine mittel- bis hochgradige Schallempfindungsschwerhörigkeit besteht, kann das Teilimplantat SIMOS von Cochlear Boulder LLC (ehem. Otologics LLC) eingesetzt werden. Auch hier besteht die Möglichkeit der direkten Stimulation des Innenohres unter Umgehung des Mittelohres. Neben diesem Teilimplantat mit dem äußerlich getragenen Audioprozessor gibt es außerdem noch das Vollimplantat CARINA, das den gleichen Schallwandler verwendet, und bei dem sich alle Komponenten unter der Haut befinden. Die Lautstärkeregelung sowie das Ein- und Ausschalten erfolgt dann über eine Fernbedienung, und der implantierte Akku wird über eine Aufladespule täglich nachgeladen.

Eine weitere vielversprechende Entwicklung ist der „Cochlear Direct Acoustic Cochlear Stimulator“ (CODACS), der für hoch- bis höchstgradige kombinierte Schwerhörigkeiten entwickelt wurde. Auch das CODACS ist ein Teilimplantat, das aus dem Implantat und dem äußerlich getragenen Audioprozessor besteht. Während die erstgenannten Geräte noch Strukturen des Mittelohres benutzen oder an Innenohrfenstern ansetzen, stimuliert dieses Gerät die Cochlea (Innenohr) direkt mechanisch über einen Piston (im Gegensatz zum Cochlea-Implantat, das das Innenohr elektrisch stimuliert). Die Ergebnisse sind sehr zufriedenstellend, so dass das CODACS eine attraktive Versorgungslösung für Patienten darstellt. Gerade bei diesem Gerät, das für ausgeprägte kombinierte Schwerhörigkeiten entwickelt wurde, wird sich in Zukunft herausstellen, ob diese speziellen Hörgeräte eine sinnvollere Alternative für manche Patienten sind, die bisher nur mit einem Cochlea-Implantat versorgt werden konnten.

Wenn nun implantierbare Hörgeräte dazu eingesetzt werden können, das Mittelohr zu ersetzen, so muss man sich überlegen, was die natürliche Funktion dieses kompliziert aufgebauten Organs ist. Diese hat schon der Physiologe und Physiker Hermann von Helmholtz vor 150 Jahren erkannt: „Die mechanische Aufgabe des Trommelhöhlenapparats ist also, eine Bewegung von grosser Amplitude und geringer Kraft, welche das Trommelfell trifft, zu verwandeln in eine von geringer Amplitude und grösserer Kraft, die dem Labyrinthwasser mitzuteilen ist“ (Helmholtz 1863). Physikalisch verbirgt sich dahinter, dass Schall an Grenzflächen unterschiedlicher akustischer Impedanz reflektiert wird. Für landlebende Säuger sind die für die Reflexion an der Körperoberfläche ausschlaggebenden Größen die akustischen Impedanzen für Luft Z_{Luft} und Gewebe Z_{Gewebe} – mit den Winkeln an der Grenzfläche Θ_{Luft} , Θ_{Gewebe} – und es gilt für die reflektierten (R) und transmittierten (T) Anteile der Intensität:

$$T = \frac{I_t}{I_u} = \frac{4 \cdot Z_{Luft} \cdot Z_{Gewebe} \cdot \cos(\Theta_{Luft}) \cdot \cos(\Theta_{Gewebe})}{(Z_{Gewebe} \cdot \cos(\Theta_{Luft}) + Z_{Luft} \cdot \cos(\Theta_{Gewebe}))^2}$$

$$R = \frac{I_r}{I_u} = \frac{Z_{Gewebe} \cdot \cos(\Theta_{Luft}) - Z_{Luft} \cdot \cos(\Theta_{Gewebe})}{(Z_{Gewebe} \cdot \cos(\Theta_{Luft}) + Z_{Luft} \cdot \cos(\Theta_{Gewebe}))^2}$$

Nur wenn die Impedanzen gleich sind, wird der reflektierte Anteil $R = 0$ und der transmittierte Anteil $T = 1$, und man spricht von einer Impedanzanpassung. Wenn man nun für den senkrechten Einfall ($\Theta_{Gewebe}, \Theta_{Luft} = 0$) die entsprechenden Größen einsetzt, ergibt sich eine relative Abschwächung der transmittierten Intensität von ca. -56 dB. Wie von v. Helmholtz richtig erkannt, reduziert das Mittelohr den Anteil der reflektierten Komponente und erhöht den transmittierten Anteil durch eine Druckerhöhung von über 20 dB (Kurokawa and Goode 1995). Zwar werden die Reflexionsverluste durch das Mittelohr nicht Null, aber es werden je nach Frequenz ca. 10 – 30 % der Intensität in das Innenohr übertragen (Peake and Rosowski 1991) und verbessern damit die Übertragung um ca. zwei Größenordnungen.

Nun hat die Verbesserung der Transmissionseffizienz durch das Mittelohr einen weiteren Effekt. Dadurch, dass sich der hörempfindliche Bereich auf das Trommelfell als Eingang des Mittelohres beschränkt, stehen zwei räumlich getrennte Empfänger mit geringem Cross-talk zur Verfügung. Da das räumliche Hören des Menschen, zu dem die Lokalisation und Quellentrennung gehören, auf der Detektion von Laufzeitunterschieden (ITD, interaural time differences) und Lautheitsunterschieden (ILD, interaural loudness differences) zwischen beiden Ohren sowie der Frequenzcharakteristik der Kopf-Ohr-Geometrie beruht (HRTF, head related transfer function), benötigen sie – ähnlich wie bei den Augen – die Separation zweier Empfänger, um eine räumliche Zuordnung bewerkstelligen zu können.

Die räumliche Trennung der Ohren mit der nur auf das Trommelfell beschränkten Empfindlichkeit gewährleistet, dass zwei unterschiedliche Schallsignale mit geringem Übersprechen zur Verfügung stehen. Während die HRTF auch monaural zum Tragen kommt und nur die Empfindlichkeitsverbesserung durch das Mittelohr benötigt, beruhen die ITD und ILD vollständig auf der Kanaltrennung. Knochenverankerte Hörgeräte können das Problem der Impedanzanpassung lösen und den Schall effizient auf den Schädelknochen übertragen, um die Empfindlichkeit bei fehlendem oder dysfunktionalem Mittelohr zu verbessern. Auch wenn diese Geräte die Ohrmuschel und den Gehörgang nicht ersetzen, kann die Position am Kopf und die Direktionalität des oder der Mikrophone eine neue HRTF für das räumliche Hören zur Verfügung stellen. Ganz anders sieht es dagegen mit den ITD und ILD aus, da von einer Abschwächung des Knochenleitungssignals von der Geräteseite nach kontralateralen von nur 0 – 10 dB ausgegangen werden kann. Das auf einer Seite aufgenommene Schallsignal erreicht beide Ohren mit nur geringer oder keiner Lautstärkedifferenz, sodass räumliche „cues“ aus ILD und ITD kaum zur Verfügung stehen.

Während die Implantierbarkeit den Vorteil hat, dass der Schall an alternativen Stellen der Kette oder der Cochlea eingekoppelt werden und zur Überbrückung der Schallübertragung genutzt verwendet werden kann, bieten diese Geräte über den reinen Ersatz der Mittelohrfunktion hinaus die Möglichkeit des Ausgleichs einer sensorineuralen Hörverlustkomponente. Ursprünglich als Hörgeräte entwickelt, sind sie frequenzabhängig in ihrer Verstärkung – mit und ohne Kompression – programmierbar. Neben dem gewünschten Ausgleich sensorineuraler Hörverlustanteile können auf diesem Wege variable Schalleitungsan-

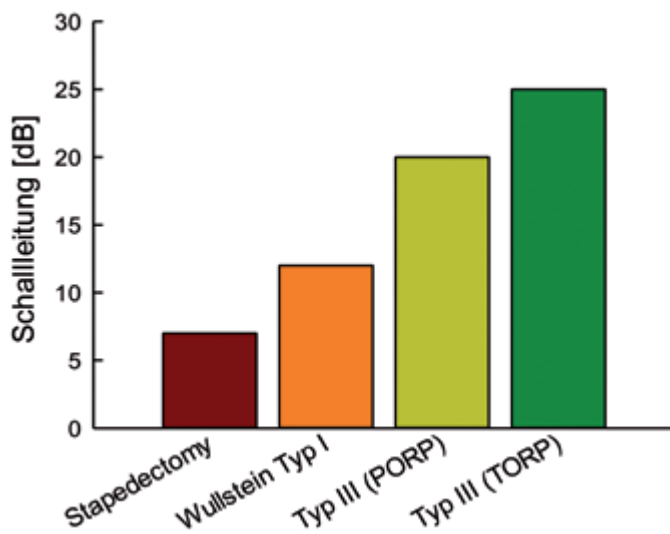


Abbildung 1: Residuelle Schallleitung aus einer Analyse von 4 195 Patienten für verschiedene chirurgische Rekonstruktionen des Mittelohres (aus Niehaus et al. 1995).

teile angepasst werden. Zwar ist die chirurgische Rekonstruktion des Mittelohres eine erfolgreiche Therapie von Schallleitungsschwerhörigkeiten, jedoch kann das Ergebnis individuell und methodenabhängig stark variieren und in manchen Fällen nicht den gewünschten Erfolg bringen (siehe Abbildung 1). Während chirurgische Maßnahmen zwangsläufig energieneutral sind, können Mittelohrimplantate aktiv über eine anpassbare Verstärkung (und Energiezufuhr) die fehlende Übertragungseffizienz individuell ausgleichen. In Niehaus et al. (1995) kommen die Autoren auf die entscheidende und grundlegende Frage

“Are implantable hearing devices really necessary?” zu dem Schluss: “If gain an output of implantable hearing aids is improved in the future ... at this point implantable hearing aids will become really necessary irreplaceable devices.” Wenn man aktuelle Ergebnisse in der Behandlung von Schallleitungs- und Innenohrschwerhörigkeiten betrachtet, die die Verwendung aktiver implantierbarer Lösungen erfordern, kommt man zu dem Schluss, dass dieser Zeitpunkt aus technischer und chirurgischer Sicht gekommen ist, auch wenn es an vielen Stellen noch Verbesserungsmöglichkeiten und -bedarf gibt.

Zusammenfassung

Implantierbare Hörgeräte können die Funktion des Mittelohres als Impedanztransformator zur Reduktion der Reflexionsverluste und zur Erhöhung der Empfindlichkeit ersetzen, ohne dass es zum Übersprechen beider Seitensignale wie bei Knochenleitungslösungen kommt. Da es darüber hinaus viele Möglichkeiten der Ankoppelung dieser Geräte an verbliebene Ossikelstrukturen oder unter vollständiger Umgehung des Mittelohres direkt an die Cochlea gibt, eignen sich diese Geräte zum Ersatz der Mittelohrfunktion, die – im Gegensatz zu passiven Mittelohrrekonstruktionen – zudem den individuellen Erfordernissen durch eine programmierbare Verstärkung angepasst werden können.

Literatur

1. Helmholtz H v (1863) Die Lehre von den Tonempfindungen. Friedrich Vieweg, Braunschweig
2. Kurokawa H and Goode RL (1995) Sound pressure gain produced by the human middle ear. *Otolaryngol Head Neck Surg* 113:349–355
3. Niehaus HH, Helms J and Muller J (1995) Are implantable hearing devices really necessary? *Ear Nose Throat J* 74:271–276
4. Peake WT and Rosowski JJ (1991) Impedance matching, optimum velocity, and ideal middle ears. *Hear. Res.* 53:1–6

Welchen Nutzen erzielen auditorische Neuroprothesen aus der Kombination mit Hörgeräten?



Uwe Baumann,
Johann Wolfgang Goethe-Universität,
Frankfurt am Main

Das Cochlea Implantat (CI) ist als bisher erfolgreichste Neuroprothese anzusehen. Seit Markteinführung der CI-Mehrkanal-Elektrode Mitte der 1980er-Jahre wurden die Indikationskriterien ständig erweitert. Zunächst wurden überwiegend ältere, seit vielen Jahren an völliger beidseitiger Taubheit leidende Patienten versorgt. Bei der Auswahl

der zu versorgenden Seite wurde in der Regel das Ohr mit der kürzesten Dauer der Ertaubung gewählt. Hierbei wurden gelegentlich auch Ohren mit funktionell nicht mehr nutzbarer Resthörigkeit implantiert. Erste Untersuchungen zum Erhalt des Restgehörs des implantierten Ohres zeigten bei der Mehrzahl der Patienten eine weitere Verschlechterung oder Ertaubung (Lehnhardt 1993).

Bimodales Hören

Bei einer asymmetrischen Hörstörung mit funktioneller Taubheit in einem Ohr und noch nutzbaren Restgehör auf der Gegenseite wurde lange Zeit eine CI-Versorgung als nicht sinnvoll angesehen. Es bestand die Annahme, dass die durch das CI vermittelten Hörreize sich zu stark vom akustischen Hörvorgang unterscheiden. Eine gewinnbringende Kombination akustischer und elektrischer Stimulation erschien nicht vorstellbar.

Erst Ende der 1990er-Jahre wurden Studien zur Nutzung von CI und Hörgerät im Gegenohr auf den Weg gebracht und die Frage diskutiert, ob unilateral CI-versorgte Kinder im Gegenohr mit einem Hörgerät versorgt werden sollen (Ching et al. 2001). Baumann und Seeber stellten 2001 erste Ergebnisse der Untersuchung des Einfluss eines zusätzlich zum CI am Gegenohr getragenen Hörgeräts auf das Sprachverstehen im Störgeräusch und das Richtungshören vor (Baumann & Seeber 2001). Die Ergebnisse zeigten eine durchschnittliche Verbesserung der Sprachverständnisschwelle um etwa 2 dB, wobei einzelne Probanden besonders stark vom Einsatz eines Richtmikrofons am Hörgerät profitierten und über 8 dB Verbesserung gegenüber der nur CI-Bedingung erzielten (Abbildung 1).

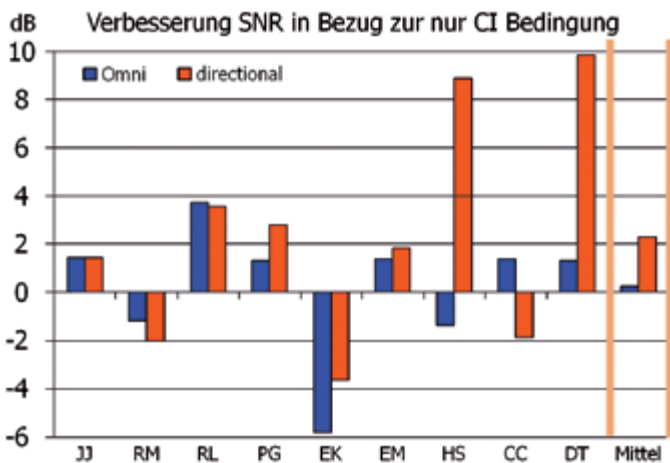


Abbildung 1: Änderung der Sprachverständnisschwelle durch die zusätzliche Nutzung eines Hörgerätes bei 9 CI-Nutzern. Oldenburger Satztest, Präsentation Sprache aus frontaler Richtung, Störgeräusch aus dorsaler Richtung (weitere Details siehe Baumann & Seeber 2001)

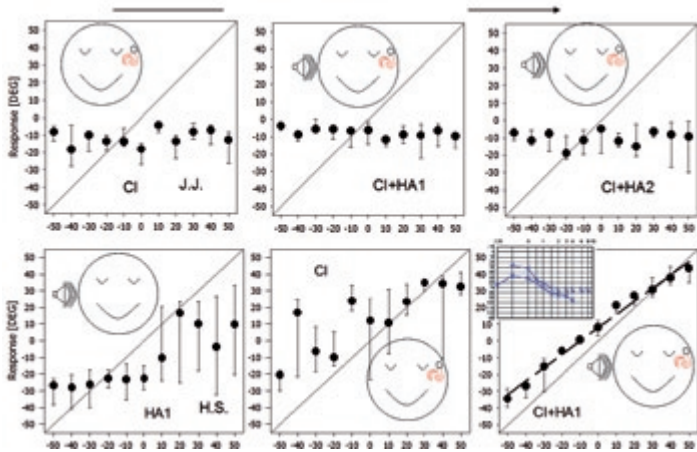


Abbildung 2: Testergebnisse zur akustischen Lokalisation bei zwei bimodal versorgten CI Trägern (J.J., oben, und H.S. unten).

Testkonditionen J.J. von links nach rechts: Nur CI, CI + HG mit omnidirektionaler Mikrofonempfindlichkeit (HA1), CI + HG mit Richtmikrofon (HA2).

Testkonditionen H.S. von links nach rechts: Nur HA1, nur CI, CI + HA1. Abszisse: Dargebotener Schalleinfallswinkel, Ordinate: Subjektive Schätzung des Einfallswinkels (weitere Details in Seeber et al. 2001).

Die Mehrzahl der insgesamt neun bimodal versorgten Probanden der zitierten Studie zeigte in einem Test zur akustischen Lokalisation keinen Gewinn durch die beidohrige Versorgung. Allerdings fand sich ein Patient mit unerwartet genauer akustischer Lokalisation in der horizontalen Frontalebene (Abbildung 2). Als mögliche Erklärung für diesen Effekt wurde die im Bereich oberhalb 1 kHz noch mittel- bis hochgradig verlaufende Hörschwelle dieses Probanden angesehen. Durch die Hörgeräteversorgung in Verbindung mit der CI-Stimulation können interaurale Pegelunterschiede (engl. interaural level differences, ILD) übertragen werden, die eine Lokalisation ermöglichen (Seeber et al. 2004, Seeber & Fastl 2008).

Elektrisch-akustische Stimulation

Von Ilberg (Von Ilberg et al. 1999) entwickelte im gleichen Zeitraum die Idee der Kombination der akustischen Stimulation eines Hörgerätes im apikalen Bereich mit einer elektrischen Stimulation der basalen Anteile der Hörschnecke. Die für diese Art der Versorgung geeignete Patientengruppe sollte im Bereich oberhalb von 1 kHz kein nutzbares Hörvermögen mehr aufweisen und im Bereich darunter noch mit einem Hörgerät versorgbar sein. Besonders die Frage, ob sich die Cochlea hörehaltend eröffnen und eine Reizelektrode einführen lasse, ohne dass die feinen Strukturen auf der Basilarmembran geschädigt werden, wurde zunächst kontrovers diskutiert. Bereits Gjurić und Mitarbeiter (Gjurić et al. 1997) konnten in Untersuchungen zeigen, dass durch das Bohren an der Cochlea ein akustisches Trauma im Tiermodell zu bleibendem Hörverlust führt und auch neuere Untersuchungen am menschlichen Felsenbein belegen Schallpegelspitzen oberhalb 140 dB (Pau et al. 2007). Aus diesem Grunde waren Überlegungen, angelehnt an das von Lehnhardt eingeführte Konzept der minimal traumatisierenden Innenohr-Chirurgie (Soft-Surgery) erforderlich, um eine möglichst hörehaltende Operationstechnik zu entwickeln (von Ilberg et al. 2011). Eine zentrale Rolle spielt hierbei das Design der Innenohr-Elektrode, welche möglichst klein und wenig rigide ausgeführt sein muss, um die Wahrscheinlichkeit eines Traumas mit nachfolgender Ertaubung verringern zu können (Rader et al. 2014). Abbildung 3 zeigt die mittlere Hörkurve von 14 Patienten der Univ.-HNO-Klinik Frankfurt, die mit einem FLEXEAS (MED-EL, Innsbruck) Elektrodenträger

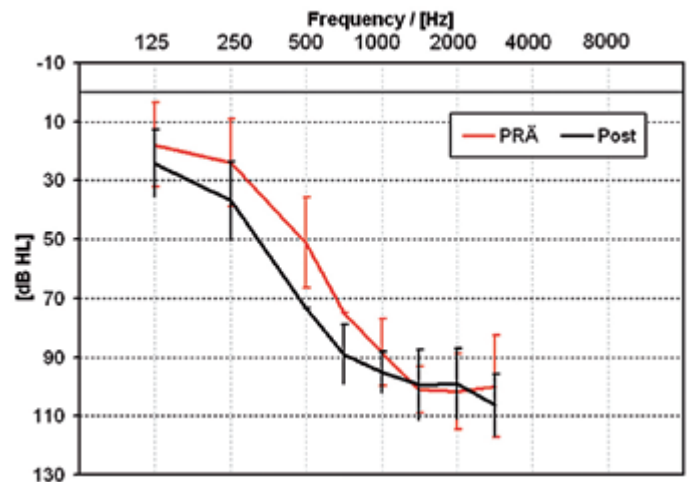


Abbildung 3: Vergleich der mittleren tonaudiometrischen Schwellen (Luftleitung) vor und nach Cochlea-Implantat Versorgung bei n = 14 Patienten mit FlexEAS Implantat Versorgung.

versorgt wurden. Es ist erkennbar, dass zwar nach der Operation ein Hörverlust auftritt, aber besonders im Tieftonbereich ein akustisch noch gut versorgbares Hören anzutreffen ist.

Mit Neufassung der Leitlinie „Cochlea-Implantat Versorgung und zentral-auditorische Implantate“ (AWMF 2012) ist das Vorliegen einer Resthörigkeit des zu versorgenden Ohres keine Kontraindikation mehr, im Gegenteil sogar eine Voraussetzung, um nach einer hörehaltenden Cochlea-Implantation eine elektrisch-akustische bzw. hybride Stimulation des Hörnervens zu erreichen. Abbildung 4 zeigt eine schematische Darstellung einer elektrisch-akustischen Implantatversorgung.

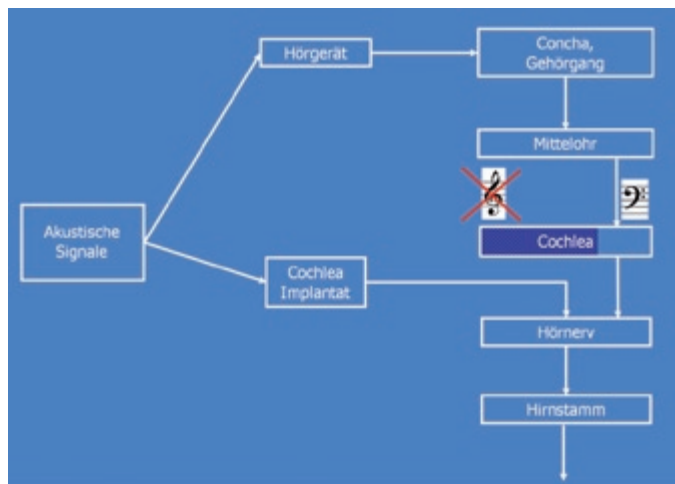


Abbildung 4: Block-Diagramm elektrisch-akustische-Stimulation (EAS, „hybrid“)

Akustische Simulation des bimodalen Hörvorgangs

Um den Nutzen der bimodalen/elektrisch akustischen Stimulation zu untersuchen, werden zur Nachbildung der Höreindrücke mit Cochlea-Implantat verschiedene Simulations-Techniken verwendet. Neben

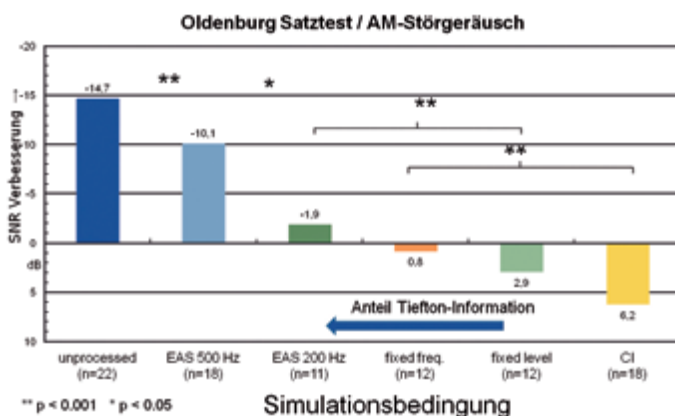


Abbildung 5: Sprachverständnisschwellen im Oldenburger Satztest ermittelt in verschiedenen Gruppen von Normalhörenden. Die Schalle wurden über eine CI/EAS Simulation nach Rader et al. (2011) erzeugt. Mit zunehmendem Anteil akustischer Information verbessert sich die Sprachverständnisschwelle. Weitere Details in Rader (2012).

Schmalband-Rauschkodern sind Sinustonvokoder weit verbreitet (Dorman et al. 2005, Qin & Oxenham 2006). Rader untersuchte in seiner Dissertation den Beitrag der akustisch übermittelten Information zum Sprachverstehen im Störgeräusch bei CI-Sinustonvokoder-Simulationen mit Normalhörenden (Rader 2012). Wie aus Abbildung 5 zu entnehmen, verbessert sich die mit dem Oldenburger-Satztest ermittelte Sprachverständnisschwelle (SVS) in Abhängigkeit des Anteils der akustisch übertragenen Tieftoninformation. Gegenüber der simulierten nur-CI-Bedingung steigert sich die SVS bei Hinzunahme akustischer Information mit Tiefpass-Frequenz 500 Hz um etwa 16 dB. Bereits die alleinige Addition der akustisch übermittelten Grundfrequenzinformation führt zu Verbesserungen der SVS zwischen 3 und 6 dB (Rader et al. 2011).

Bimodale/Hybride Tonhöhendiskrimination

Bedingt durch die sehr grobe spektrale Auflösung übertragen CI-Systeme Tonhöheninformation nur eingeschränkt. Insbesondere gibt es wegen der Stimulation an wenigen Elektrodenkontakten keine Übertragung echter Harmonizität. Der Aufbau der Obertonstruktur harmonisch-komplexer Klänge ist verzerrt und die Lage spektraler Maxima gegenüber dem normalen Hörvorgang entlang der Cochlea verschoben. Auch die Zeitstruktur des Signals wird durch die Verwendung von in der Regel festen Kanalraten gegenüber dem natürlichen Hörvorgang artifizial fixiert (McDermott & McKay 1997, Meddis & O'Mard 1997, Nobbe 2004, Oxenham et al. 2004).

Constance Gahleitner untersuchte im Rahmen ihrer Dissertation die Tonhöhendiskrimination in verschiedenen Patientengruppen und ermittelte unter anderen den eben wahrnehmbaren Frequenzunterschied bei vier verschiedenen Prüffrequenzen: 125 Hz, 250 Hz, 500 Hz sowie 2 kHz (Gahleitner 2012). Die Patientengruppen unterschieden sich in der Versorgungsart. Es wurden Messungen bei 10 beidseitig ertaubten CI Trägern mit einseitiger Versorgung ohne akustisches Gehör am Gegenohr, 6 bilateralen CI Trägern, 6 bimodalen CI Trägern (zusätzliche Nutzung eines Hörgerätes am Gegenohr) sowie 10 EAS-Nutzern vorgenommen. Der Vergleich zwischen den verschiedenen Probandengruppen zeigt eine Frequenzdiskrimination in der EAS-Gruppe mit deutlich niedrigerer Diskriminationsschwelle im Bereich der akustischen Übertragung bei 125 Hz und 250 Hz (siehe nachstehende Abbildung 6). Weiterhin zeigte ein anderer Hörversuch zur Erkennung einfacher Melodien mit 100 % die höchste Erkennungsrate in der EAS-Gruppe. Die Gruppe der einseitig versorgten CI-Träger erreichte hingegen nur eine Melodie-Erkennungsrate von 49,2 %. Die Ergebnisse der Arbeit von Gahleitner belegten einen Vorteil der EAS- oder Bimodal-Versorgung bei der Erkennung von kleinen Frequenzunterschieden und von Melodien gegenüber rein elektrisch stimulierten Probandengruppen.

Bimodales Richtungshören

Wie bereits in der Einleitung beschrieben, kann durch eine bimodale Versorgung bei ausreichendem akustischem Gehör im nicht implantierten Ohr eine deutliche Verbesserung der akustischen Lokalisationsleistung erzielt werden. Ein Sonderfall stellt die CI-Versorgung bei einseitiger Taubheit (engl. single sided deafness, SSD) dar. Diese bis vor kurzem noch kontrovers diskutierte Versorgungsform erscheint bei Vorliegen der entsprechenden Indikationskriterien zumindest in Deutschland etabliert. Im Unterschied zu den von Seeber und Kollegen (2004) vorgestellten Daten zur Genauigkeit der akustischen Loka-

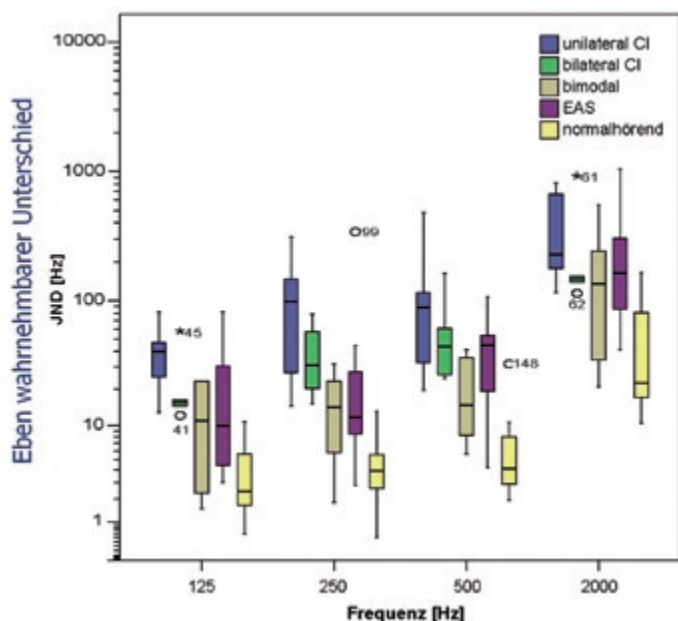


Abbildung 6: Eben wahrnehmbarer Tonhöhenunterschied ermittelt mit Sinustönen in verschiedenen Probandengruppen bei den Bezugsfrequenzen 125 Hz, 250 Hz, 500 Hz, 2 kHz. Deutliche Differenz zwischen der unilateral versorgten CI-Probandengruppe und dem Normalhörenden-Kollektiv. Mit der Verfügbarkeit akustischer Stimulation (Probandengruppen Bimodal und EAS) verbessert sich die Tonhöhendiskrimination bei den Bezugsfrequenzen 125 Hz und 250 Hz deutlich. Bei 2 kHz kein signifikanter Effekt mehr nachweisbar (aus Gahleitner 2012).

lisation bei bimodaler Versorgung zeigen aktuelle Untersuchungen aus unserer Klinik bei CI-versorgten SSD-Patienten deutlich verbesserte Ergebnisse. Voraussetzung ist eine gezielte Rehabilitation des ertaubten Ohres mit entsprechendem Hörtraining. Abbildung 7 stellt vergleichend den mittleren Winkelfehler der akustischen Lokalisation in der Horizontalebene in verschiedenen Probandengruppen und Versorgungskonditionen dar.

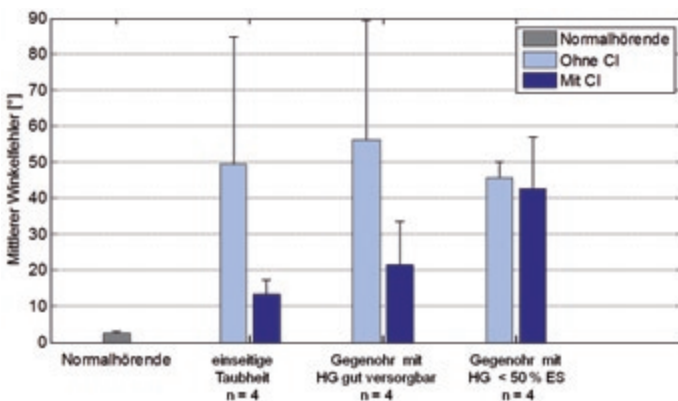


Abbildung 7: Mittlerer Winkelfehler der Genauigkeit der akustischen Lokalisationsleistung, ermittelt mit einer Zeigermethode, anlehnend an Seeber 2002. Test der Patienten-Probandengruppen jeweils mit und ohne CI-Versorgung. Deutlicher Effekt der Verbesserung der Lokalisationsleistung durch die binaurale Versorgung in der SSD-Gruppe und der ausreichend mit HG versorgbaren Gruppe.

Naturgemäß ist die Lokalisationsgenauigkeit bei einseitiger Ertaubung ohne ausreichende Versorgung der ertaubten Seite sehr schwach und der mittlere Fehler liegt mit 50 Grad im Bereich der Ratewahrscheinlichkeit. Normalhörende erreichten im verwendeten Versuchsaufbau eine Genauigkeit von 2–3 Grad. Eine deutliche Verbesserung der akustischen Lokalisationsgenauigkeit können SSD-Patienten durch die Hinzunahme des CI-Sprachprozessors erreichen. Der mittlere Winkelfehler verringert sich von 50 Grad auf 12,5 Grad. Die Probandengruppe mit noch gut nutzbarem Gehör und Hörgerät am Gegenohr zeigte in der kombinierten Situation CI+HG ebenfalls eine Verbesserung der Lokalisationsgenauigkeit, allerdings liegt der mittlere Winkelfehler etwas höher bei 21 Grad. Die Gruppe der Probanden mit nur noch geringem Restgehör zeigte keine nennenswerte Verbesserung des Richtungshörens durch die bimodale Versorgung.

Sprachverstehen im komplexen Störgeräusch

Der Fortschritt der Cochlea-Implantat System- und Operationstechnik ermöglicht den meisten CI Trägern ein gutes Sprachverstehen in ruhiger Umgebung. Allerdings zeigen sich erhebliche Defizite, wenn sich dem Nutzschall ein Störschallanteil überlagert. Trotz Richtmikrofontechnik verbleiben starke Einschränkungen beispielsweise beim Fernsehen und bei Kinofilmen mit Hintergrundgeräuschen oder musikalischer Untermalung. Rader und Kollegen stellten kürzlich die Ergebnisse einer Untersuchung der Hörleistung verschiedener CI-Probandengruppen in verschiedenen Störgeräuschkonditionen vor (Rader et al. 2013). Unter anderem wurde ein amplitudenmoduliertes Störgeräusch (Störgeräusch nach Fastl 1987) in einer Mehrkanal-Lautsprecher-Anordnung eingesetzt, um eine komplexe Störschallsituation

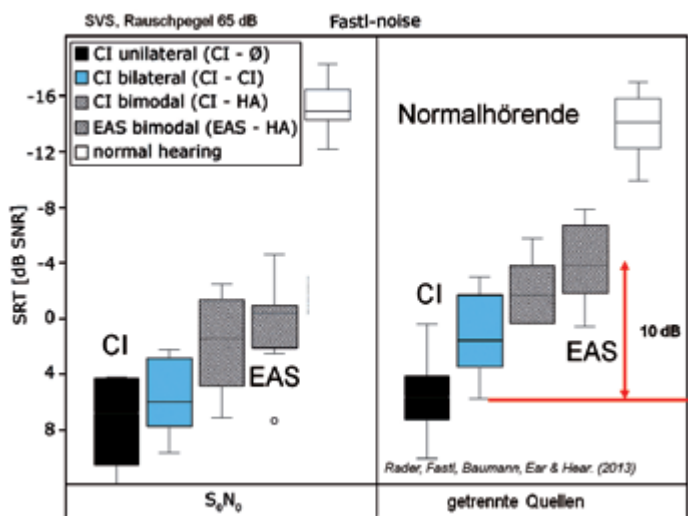


Abbildung 8: Sprachverständnisschwelle ermittelt im Oldenburger Satztest mit Störgeräusch nach Fastl (Fastl 1987) in zwei Lautsprecheranordnungen: Links Lautsprecheranordnung S0N0, Rechts Multi-source-Noisefield (getrennte Quellen) nach Rader (Rader et al. 2008). SVS ermittelt in 4 Patienten-Probandengruppen mit unterschiedlichen Versorgungskonditionen. Deutliches Defizit der Patientengruppen gegenüber Normalhörenden. Patientengruppen mit zusätzlicher Nutzung eines akustischen Beitrags (CI bimodal, EAS bimodal) zeigen gegenüber den rein elektrisch stimulierten Gruppen einen signifikanten ($p < 0,05$) Vorteil.

nachzubilden. Die in Abbildung 8 dargestellten Ergebnisse der Messung der Sprachverständlichkeitsschwelle (SVS) zeigen, dass unilaterale versorgte CI-Träger ohne zusätzliches akustisches Gehör am Gegenohr im Vergleich zu einer normalhörenden Kontrollgruppe ein etwa 20 dB günstigeres Signal-/Rauschverhältnis benötigen. Die beiden Patientengruppen mit Nutzung zusätzlicher akustischer Information zeigen hingegen eine Verbesserung der SVS. Die beste SVS wird innerhalb der CI-Träger von der EAS-Probandengruppe erreicht. Im Vergleich zur Normalhörendengruppe ergibt sich im Mittel immer noch ein Abstand von etwa 10 dB.

Fazit und Ausblick

Immer mehr Studienergebnisse belegen den zusätzlichen Nutzen einer akustischen Stimulation zusätzlich zum Cochlea Implantat. Es zeigt sich eine Verbesserung des Sprachverstehens im Störgeräusch, ein verbessertes Musikhören und bei ausreichendem akustischen Hören am Gegenohr auch eine Verbesserung der akustischen Lokalisation (Ching et al. 2007, Cullington & Zeng 2010, Gifford et al. 2007, Morera et al. 2012, Seeber et al. 2004). Naturgemäß ist der Einfluss der zusätzlichen akustischen Stimulation nicht nur vom Residualgehör, sondern auch von der sorgfältigen Anpassung des Hörgerätes abhängig. Die am Universitätsklinikum Frankfurt Ende der 1990er-Jahre entwickelte Nutzung des akustischen Hörens im implantierten Ohr (elektrisch-akustische Stimulation/hybride Reizung) ist als Konzept inzwischen weltweit etabliert. Sowohl in den USA als auch in Japan wurde die Zulassung der entsprechenden Implantate und Operationstechniken kürzlich erteilt. Fast alle Hersteller bieten inzwischen spezielle Implantat-Elektroden für einen verbesserten Hörerhalt und Sprachprozessoren mit zusätzlicher akustischer Komponente an.

Die Operationstechnik zur möglichst schonenden Insertion des Elektrodenträgers befindet sich in kontinuierlicher Weiterentwicklung. Verschiedene Arbeitsgruppen untersuchen beispielsweise den Einfluss der Einführgeschwindigkeit oder der akustischen Belastung des Restgehörs durch Bohrlärm und Lärmimpulse während der Operation. Besonders intensiv wird der Einsatz von Aktuator- und Sensortechnik zur Unterstützung des Operateurs bei der Durchführung des Mikrochirurgischen Eingriffs geprüft.

Die audiologische Forschung beschäftigt sich mit der Suche nach speziellen bimodalen/hybriden Anpassstrategien, da der bisher übliche Einsatz von konventionellen Hörgeräteanpassungen bei dieser speziellen Versorgungsform in Frage gestellt werden muss. Das Ziel der bimodalen oder hybriden Anpassung des Hörgerätes oder des Sprachprozessor-Akustikteils ist nicht die Optimierung des einzelnen Versorgungszweiges „Akustik“ oder „Implantat“, sondern die Herstellung eines möglichst großen synergistischen Effekts. Beispielsweise müssen bei der Versorgung des akustischen Höranteils Haarsinneszell-„tote“ Bereiche identifiziert und von einer akustischen Anregung ausgenommen werden. Ebenso gilt es, die Übergabefrequenz der unteren Grenze der Bandpassfilterbank des CI-Sprachprozessors auf das nach der Operation verbliebene Restgehör abzustimmen. Weiterhin ist die Entwicklung von „hybriden“ Anpass-Programmen wünschenswert, die ein Abstimmen der binauralen Lautheitssummutation oder ein binaurales Tonhöhen-Matching zur Festlegung individuell bestimmter Bandfilter-Mittenfrequenzen der CI-Signalverarbeitung ermöglichen. Eine Abgleichung der kanalspezifischen Lautheitsempfindung könnte auch hilfreich sein, um das Richtungshören mit CI und Hörgerät zu optimieren.

Literatur

- AWMF Leitlinie (S2k)
Cochlea-Implantat Versorgung und zentral-auditorische Implantate 017/71
- Baumann U, Seeber BU (2001) Bimodale Versorgung mit Cochlea-Implantat und Hörgerät: Verbesserung von Sprachverständnis und Lokalisation. In: Westhofen M, Döring W H (eds) Zeitschrift für Audiologie, Suppl. IV, Median-Verlag, pp 36–39
- Ching TY, Psarros C, Hill M, Dillon H, Incerti P (2001) Should children who use cochlear implants wear hearing aids in the opposite ear? *Ear Hear.* 22:365–380
- Ching TYC, van Wanrooy E, Dillon H (2007) Binaural-bimodal fitting or bilateral implantation for managing severe to profound deafness: a review. *Trends Amplif.* 11:161–192
- Cullington HE, Zeng FG (2010) Bimodal hearing benefit for speech recognition with competing voice in cochlear implant subject with normal hearing in contralateral ear. *Ear Hear.* 31:70–73
- Dorman MF, Spahr AJ, Loizou PC, Dana CJ, Schmidt JS (2005) Acoustic simulations of combined electric and acoustic hearing (EAS). *Ear and Hearing* 26:371–380
- Fastl H (1987) Ein Störgeräusch für die Sprachaudiometrie (A background noise for speech audiometry). *Audiol Akustik* 26:2–13
- Gahleitner C (2012) Studie zur Untersuchung der Wahrnehmung von Tonhöhen und Musik mit Cochlea Implantat und Hörgerät. Dissertation, Goethe-Universität Frankfurt
- Gifford RH, Dorman MF, McKarns S, Spahr AJ (2007) Combined electric and contralateral acoustic hearing: Word and sentence recognition with bimodal hearing. *Journal of Speech Language and Hearing Research* 50:835–843
- Gjuric M, Schneider W, Buhr W, Wolf SR, Wigand ME (1997) Experimental sensorineural hearing loss following drill-induced ossicular chain injury. *Acta Oto-Laryngologica* 117:497–500
- Lehnhardt E (1993) Specific Surgical Aspects of Cochlear-Implant – Soft Surgery. *HNO* 41:356–359
- McDermott HJ, McKay CM (1997) Musical pitch perception with electrical stimulation of the cochlea. *J. Acoust. Soc. Am.* 101:1622–1631
- Meddis R, O'Mard L (1997) A unitary model of pitch perception. *J. Acoust. Soc. Am.* 102:1811–1820
- Morera C, Cavalle L, Manrique M, Huarte A, Angel R, Osorio A, Garcia-Ibanez L, Estrada E, Morera-Ballester C (2012) Contralateral hearing aid use in cochlear implanted patients: Multicenter study of bimodal benefit. *Acta Oto-Laryngologica* 132:1084–1094
- Nobbe A (2004) Pitch perception and signal processing in electric hearing (Tonhöhenwahrnehmung und Signalverarbeitung bei elektrischem Hören). Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität München, Medizinische Fakultät
- Oxenham AJ, Bernstein JGW, Penagos H (2004) Correct tonotopic representation is necessary for complex pitch perception. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 101:1421–1425
- Pau HW, Just T, Bornitz M, Lasurashvili N, Zahnert T (2007) Noise exposure of the inner ear during drilling a cochleostomy for cochlear implantation. *Laryngoscope* 117:535–540
- Qin MK, Oxenham AJ (2006) Effects of introducing unprocessed low-frequency information on the reception of envelope-vocoder processed speech. *J. Acoust. Soc. Am.* 119:2417–2426
- Rader T (2012) Speech Perception of Cochlear Implanted Patients with Combined Electric-Acoustic Stimulation. Dissertation, Technische Universität München
- Rader T, Baumann U, Fastl H (2011) Zum Einfluss von Amplitude und Frequenz der Sprachgrundfrequenz auf Simulationen des Sprachverstehens bei Cochlea-Implantaten mit elektrisch-akustischer Stimulation (EAS). In: Fortschritte der Akustik – DAGA '11, Oldenburg, DEGA, p-664
- Rader T, Helbig S, Stöver T, Baumann U (2014) Hörerhaltende Cochlea-Implantation: Besser Hören mit neuer Technik. *Laryngo-Rhino-Otol.* 93:337–349
- Rader T, Schmiegelow Ch, Baumann U, Fastl H (2008) Oldenburger Satztest im „Multi-Source Noise Field“ mit unterschiedlichen Modulationscharakteristika. In: Fortschritte der Akustik – DAGA '08, Oldenburg, DEGA, pp 663–664
- Seeber B (2002) A new method for localization studies. *Acta Acustica United with Acustica* 88:446–450
- Seeber BU, Baumann U, Fastl H (2004) Localization ability with bimodal hearing aids and bilateral cochlear implants. *J. Acoust. Soc. Am.* 116:1698–1709
- Seeber BU, Fastl H, Baumann U (2001) Akustische Lokalisation mit Cochlea Implantat und Richtmikrofon-Hörgerät. In: von Estorff, O. (ed) Fortschritte der Akustik – DAGA 2001, Oldenburg, DEGA e. V., pp 167–168, auch CD-ROM
- Seeber BU, Fastl H (2008) Localization cues with bilateral cochlear implants. *J. Acoust. Soc. Am.* 123:1030–1042
- von Ilberg C, Kiefer J, Tillein J, Pfenningdorff T, Hartmann R, Sturzebecher E, Klinke R (1999) Electric-acoustic stimulation of the auditory system – New technology for severe hearing loss. *Orl-Journal for Oto-Rhino-Laryngology and Its Related Specialties* 61:334–340
- von Ilberg CA, Baumann U, Kiefer J, Tillein J, Adunka O F (2011) Electric-acoustic stimulation of the auditory system: a review of the first decade. *Audiol Neurootol.* 16 Suppl 2:1–30

Versorgung bei Kindern in Zahlen



Manfred Gross,
Campus Charité Mitte, Berlin

Zu der Hörgeräteversorgung von Kindern in Deutschland bestehen nur wenige quantitative Angaben. Grundlage der nachfolgenden Zahlen sind die Erhebungen im deutschen Zentralregister für kindliche Hörstörungen, kurz DZH. Dies ist ein Register für permanente kindliche Hörstörungen in ganz Deutschland mit personenbeziehbaren Daten und einer Einmalerfassung. Da die Erfassung meistens sehr früh stattfindet, sind Angaben zum Beispiel zur Progredienz und zur endgültigen Versorgung systembedingt teilweise unvollständig. Dennoch ist das deutsche Zentralregister für kindliche Hörstörungen europaweit und weltweit eines der größten Register, das systematisch die Informationen zu permanenten kindlichen Hörstörungen zusammenträgt.

Ziel dieses Registers ist es in erster Linie, Antworten auf gesundheitspolitische Fragen und Fragen zur Ätiologie-Forschung zu geben. Es handelt sich somit um ein epidemiologisches Register. Die Trägerschaft liegt bei der Klinik für Audiologie und Phoniatrie der Charité – Universitätsmedizin Berlin. Das Register ist privat finanziert und hat nach einer Probephase, die 1994 begann, 1996 die bundesweite Erhebung gestartet. Wie schon angedeutet, konzentriert sich das Register auf die Ätiologie inklusive Stammbaum und Risikofaktoren, die Spezifizierung der Hörstörung und die Daten der ersten Vermutung, der Diagnosestellung und des Therapiebeginns sowie auf die Versorgung. Im deutschen Zentralregister werden permanente Störungen, ganz gleich ob Schalleitungs- oder Schallempfindungsschwerhörigkeiten – mit einem Verlust von ≥ 25 dB auf mindestens einem Ohr aufgenommen. Der Beginn der Hörstörung muss vor dem 18. Lebensjahr gelegen sein.

Das deutsche Zentralregister für kindliche Hörstörungen ist eines der ersten Register mit personenbeziehbaren Daten in Deutschland. Dem ist eine Prüfung durch die Datenschutzbeauftragten aller Bundesländer vorausgegangen. Erst nachdem eine Unbedenklichkeitserklärung der Datenschutzbeauftragten vorgelegen hatte, konnte mit der bundesweiten Erhebung begonnen werden. Bis Januar 2014 sind über 12.400 Datensätze in das deutsche Zentralregister eingegangen. Die Datenerfassung läuft in zwei Schritten ab:

- Im ersten wird mit einem Postkartensystem eine Ultrakurzabfrage in allen potentiell versorgenden Stellen vorgenommen. Dabei wird lediglich eine einzige Zahl abgefragt, nämlich die Zahl der im vorausgegangenen Monat neu versorgten Kinder mit permanenter Hörstörung.
- Im zweiten Schritt folgt ein detaillierter Meldebogen zu diesen Kindern. Mit Schritt eins lässt sich die tatsächliche Zahl höre-

störter Kinder in Deutschland mit größerer Sicherheit abschätzen als mit Schritt zwei, da nicht alle Einrichtungen die detaillierten Meldebögen zurücksenden und einige Eltern die Aufnahme im Register nicht wünschen.

Zu den Hörstörungstypen lässt sich sagen, dass bei 5 % der Gesamtpopulation eine Schalleitungsschwerhörigkeit von mehr als 25 dB vorliegt. Der erwartungsgemäß mit Abstand größte Anteil entfällt auf die sensorineuralen Störungen mit 86 %. 8 % entfallen auf kombinierte und ein Prozent auf zentrale Störungen (Abbildung 1).

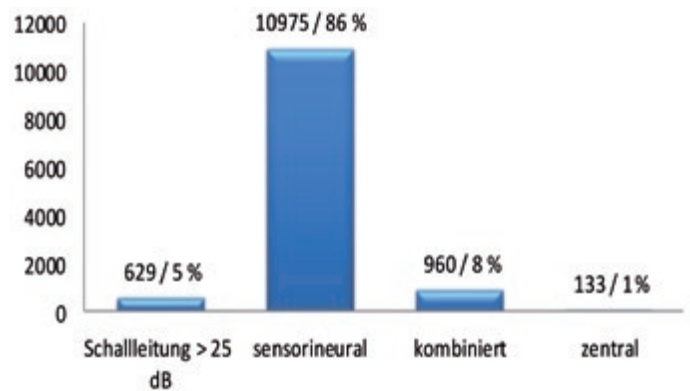


Abbildung 1: Die Hörstörungstypen in der Gesamtkohorte des Deutschen Zentralregisters für kindliche Hörstörungen

Bei der Versorgung permanenter Hörstörungen interessiert auch ganz besonders die Form des Tonaudiogramms. Wir können hier die flachen Tonaudiogramme von dem sanften und dem steilen Hochtonabfall und dem Tiefenverlust sowie dem wannenförmigen oder U-förmigen Hörschwellenverläufen unterscheiden. Bei den Angaben im deutschen

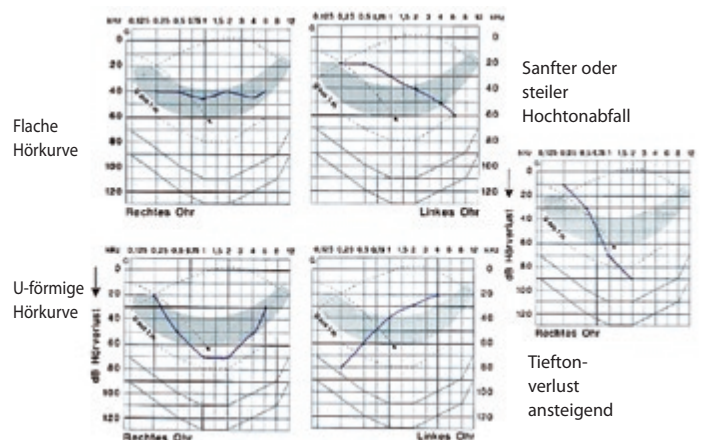


Abbildung 2: Formen der Tongehörschwelle

Zentralregister dominieren die flachen Verläufe sowie der sanfte Hochtonabfall (Abbildung 2 und 3). Eine sehr große Zahl der Meldungen basiert lediglich auf der Klick-BERA, so dass ein Tonaudiogramm nicht zugeordnet werden kann.

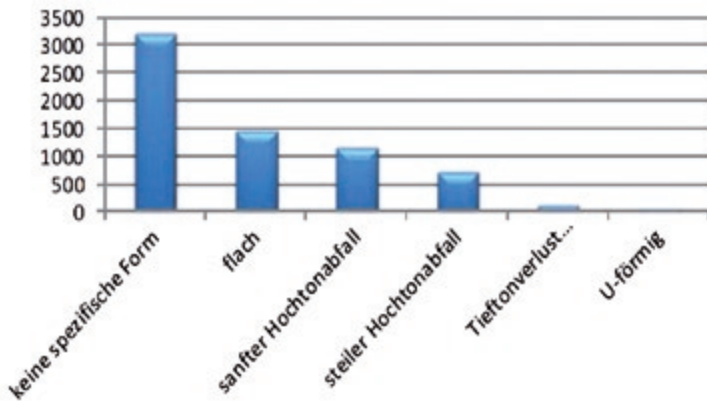


Abbildung 3: DZH gesamt (beidseitige Hörstörungen): Form der Tonhörschwelle

Bei jeder Hörgeräte-Versorgung ist es auch von großer Bedeutung, ob die Hörstörung fortschreitet oder nicht. Aus den Daten des Zentralregisters ergibt sich lediglich in 607 Fällen eine sichere Diagnose einer Progredienz. In weiteren 1 030 Fällen ist ein Fortschreiten der Hörstörung wahrscheinlich. Zu den mehr als 10 000 weiteren Fällen kann keine Angabe gemacht werden beziehungsweise eine Progredienz wird verneint (Abbildung 4).

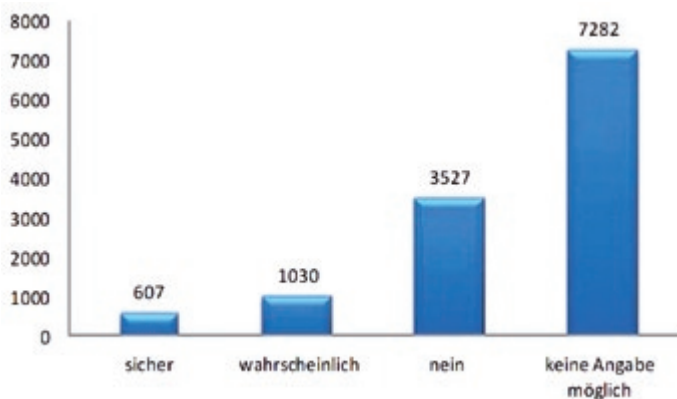


Abbildung 4: Progredienz der Hörstörung

Je jünger die Kinder sind, desto geringer ist die Kooperationsfähigkeit und desto schwieriger ist auch die gesamte Hörgeräteversorgung. Es steht aber außer Zweifel, dass eine frühzeitige Therapie der Schlüssel für eine gute sprachliche Rehabilitation ist. Abbildung 5 zeigt, wie sich bei den Geburtsjahrgängen bis 2009 eine Verschiebung hin zu den jüngeren Jahrgängen ergeben hat.

Und insbesondere in der Kohorte der Kinder, die zwischen 2010 und 2014 aufgenommen wurden, dominieren die Kinder mit Therapiebeginn im ersten Lebensjahr (Abbildung 6). Bei dieser Subkohorte ist jedoch zu bedenken, dass erfahrungsgemäß im Zusammenhang mit

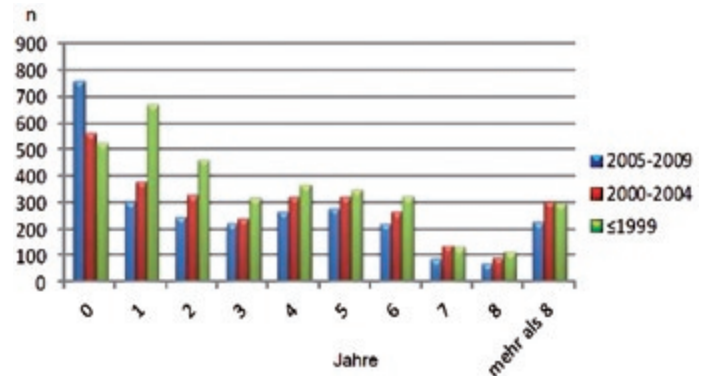


Abbildung 5: Alter bei Therapiebeginn vor 2009

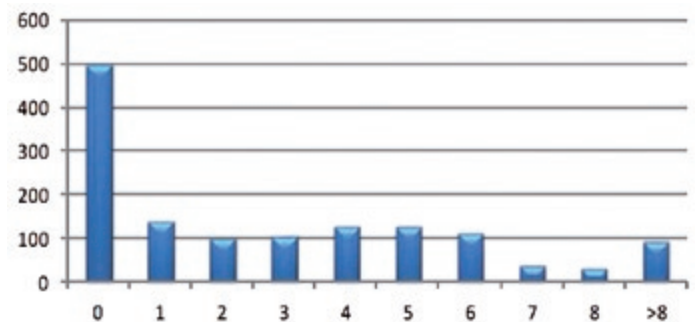


Abbildung 6: In welchem Alter wurden die Kinder mit HG versorgt? Aufnahme ins DZH 2010 bis 2014 (ca. 1 300 Pat.)

den Einschulungsuntersuchungen der Anteil der mehr als 5-Jährigen noch deutlich steigen wird. Deshalb ist die Aussage dieser Aufstellung z. B. mit Hinweis auf den segensreichen Einfluss des Neugeborenen-Hörscreenings noch mit Zurückhaltung zu werten.

Auch für die Cochlea Implantat-Versorgung gilt, dass ein Trend vielfach zum sehr frühen Kindesalter zu verzeichnen ist (Abbildung 7). Hier ist jedoch die Zahl der gemeldeten Kinder mit Angaben zu diesem Item sehr gering, da die meisten Kinder bereits vor der CI-Versorgung an das DZH gemeldet wurden.

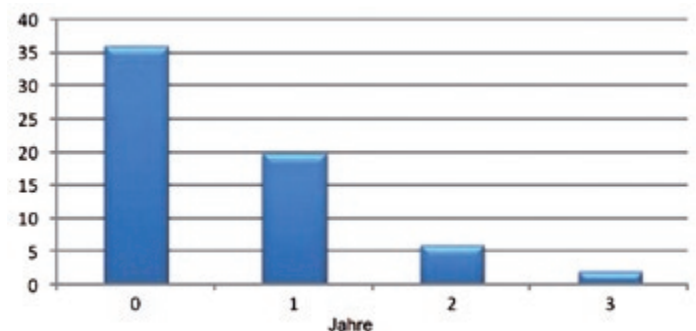


Abbildung 7: In welchem Alter wurden die Kinder mit HG versorgt? Aufnahme ins DZH 2010 bis 2014 (ca. 1 300 Pat.)

Abschließend soll noch darauf eingegangen werden, ob die Versorgung ein- oder beidseitig erfolgte. Von der Gesamtkohorte sind etwa 90 % beidseitig hörgestört und entweder mit Luftleitungs-Hörgeräten

- 10 363 beidseitig hörgestörte Patienten
 - 9 134 beidseits mit einem LL-HG versorgt (88 %)
 - 196 beidseitig mit CI versorgt (1,9 %)
 - Geburtsjahrgänge > 2010 (759 beidseitig hörgestörte Patienten)
 - 698 beidseits mit einem LL-HG versorgt (91 %)
 - 57 beidseitig mit CI versorgt (7,5 %)
- Geburtsjahrgänge 1980–2000 (5 901 beidseitig hörgestörte Patienten)
 - 5 130 beidseitig mit einem LL-HG versorgt (87 %)
 - 28 beidseitig mit CI versorgt (0,5 %)

Tabelle 1: Wie sind die beidseitig hörgestörten Kinder versorgt?

oder mit CI beidseitig versorgt (Tabelle 1). In der jüngsten Kohorte der nach 2010 Geborenen sind fast 99 % beidseitig mit Hörgeräten oder CI versorgt, während die älteren Jahrgänge in einem höheren Prozentsatz unter einseitigen Hörstörungen leiden. In dieser Kohorte sind 87,5 % mit einer beidseitigen Hörgeräteversorgung mit Luftleitung oder mit Cochlea-Implantat versorgt. Dies ist mit hoher Wahrscheinlichkeit auf zwei Faktoren zurückzuführen:

- 1) Es werden postnatal bevorzugt einseitige Hörstörungen erworben.
- 2) Einseitige Hörstörungen bleiben länger unerkannt.

Danksagung

Den vielen Kooperationspartnern, die detaillierte Informationen kostenlos an das deutsche Zentralregister für kindliche Haltung gemeldet haben, gilt ein besonderer Dank. Ohne deren Arbeit wäre diese Übersicht nicht möglich gewesen.

Qualitätsstandards der Hörgeräteversorgung von Kindern



Katrin Neumann,
St. Elisabeth Hospital, Bochum



Annette Limberger,
Hochschule Aalen

Zum 1. Januar 2012 wurden neue Gebührenordnungspositionen (GOP) zur Hörgeräteversorgung von Säuglingen, Kleinkindern und Kindern bis zum 12. Lebensjahr in den Abschnitt 20 des Einheitlichen Bewertungsmaßstab (EBM) aufgenommen. Ihre Abrechnung erfordert eine Genehmigung für die leistungserbringenden Ärzte nach den Vorgaben der Vereinbarung von Qualitätssicherungsmaßnahmen nach § 135 Abs. 2 SGB V zur Hörgeräteversorgung. Daher sind seit dem 1. 7. 2012 vom Gesetzgeber spezielle Maßnahmen zur Qualitätssicherung in der Hörgeräte-Versorgung von Säuglingen, Kleinkindern und Kindern gefordert (QS-Vereinbarung Hörgeräteversorgung Kinder). Diesen zufolge benötigen Ärzte, die sich an einer solchen Versorgung beteiligen wollen, eine Abrechnungsgenehmigung ihrer Kassenärztlichen Vereinigung (KV) für eine Kinder-Hörgeräte-Versorgung. Die QS-Vereinbarung regelt die Voraussetzungen für die Ausführung und Abrechnung von Leistungen der Kinder-Hörgeräte-Versorgung in der vertragsärztlichen Versorgung, den Ablauf von Genehmigungsverfahren und die quali-

tätssichernde Datenerhebung durch die Ärzte (Kassenärztliche Vereinigung 2012a, b).

Unter Fachleuten wird häufig kritisiert, die Vereinbarung ginge nicht weit genug, um eine qualitativ hochwertige Kinderversorgung zu garantieren. Daher sind nachfolgend nicht nur ihre wesentlichen Inhalte aufgeführt, sondern diese sind, wo es nötig erscheint, mit pädaudiologischen Positionen ergänzt, die hauptsächlich dem Konsensus der Deutschen Gesellschaft für Phoniatrie und Pädaudiologie (DGPP) zur Hörgeräte-Versorgung von Kindern entstammen (Wiesner et al. 2012).

Zum Erhalt der Genehmigung müssen entsprechend der QS-Vereinbarung Hörgeräteversorgung Kinder folgende fachliche Qualifikationen nachgewiesen werden:

- Facharztnachweis für Phoniatrie und Pädaudiologie oder HNO-Heilkunde

- mindestens 50 selbst durchgeführte elektrische Reaktionsaudiometrien (ERA) bei Kindern
- mindestens 50 Hörschwellenbestimmungen mit altersbezogenen reaktions-, verhaltens- und spielaudiometrischen Verfahren
- mindestens 25 Kindersprachtests
- selbstständige Indikationsstellung, Anpassung und Überprüfung von Hörgeräten einschließlich Gebrauchsschulung bei Kindern innerhalb der letzten 5 Jahre
- 10 Fortbildungspunkte innerhalb der letzten 2 Jahre zu Diagnostik, Therapie und Versorgung von Hörstörungen insbesondere bei Kindern und zur aktuellen Hörgeräte-Technik in Bezug auf die audiologischen Befunde.

Folgende Anforderungen an die Praxisausstattung (Struktur, Geräte, Instrumentarium) stellen sich, hier ergänzt sind durch die im DGPP-Konsensus genannten:

- schallreduzierter Raum (Störschallpegel < 40 dB) zur Durchführung von Ton- und Sprachaudiometrie im freien Schallfeld
- Raumgröße > 10 m², kein Durchgangszimmer
- Kinderaudiometrieanlage mit mindestens fünf Audiometrielautsprechern mit Störschalllautsprecher(n), entsprechend DIN EN 60645, mindestens Klasse 2 (Abweichend hierzu empfiehlt der DGPP-Konsensus ein Audiometer mindestens der Klasse 2 mit mindestens drei Lautsprechern im Freifeld. Der Unterschied zu den an Ärzte gerichteten Anforderungen der QS-Vereinbarung Hörgeräteversorgung Kinder erklärt sich daraus, dass die DGPP-Empfehlung sich auch auf die Hörgeräte-Versorgung über den Pädakustiker bezieht und keinen Mainzer Kindertisch fordert.)
- kindgerechte Ausstattung, Möblierung und Sicherheitsvorkehrungen
- unterschiedliche Signalarten: mindestens Wobbeltöne, Schmalband-Rauschen, gefilterte, kindgerechte Geräusche
- Hochfrequenz-Audiometrie wünschenswert
- Freifeld-Lautstärke: 100 dB_{SPL} (Minimum 90 dB_{SPL})
- Möglichkeit der Binokularmikroskopie
- Impedanz-Messgerät, einschließlich Stapediusreflexmessung
- BERA (*brainstem evoked response audiometry*), frequenzspezifische BERA
- Messgerät für otoakustische Emissionen (OAE; DPOAE und TEOAE)
- in-situ-Messplatz, Messbox (Ergänzung durch Kinderkuppel), RECD (*real-ear-to-coupler-difference*)-Messmöglichkeit, SPL-o-gram-Darstellung, DSL v.5 und NAL-NL2 in Originalimplementierung
- Skalierungsverfahren
- Pädagogisches Spielzeug und Bildmaterial
- Kinder-Sprachaudiometrietests mit und ohne Bildmaterial (z. B. Mainzer, Göttinger, Oldenburger, Freiburger), entsprechend DIN EN 60645
- Gerät zur Messung der Dichtigkeit von Otoplastiken
- Ausstattung zur visuell konditionierten Ablenkaudiometrie (Kindertisch*)
- Spielaudiometrieausstattung

Die hier enthaltenen Anforderungen der QS-Vereinbarung Hörgeräteversorgung Kinder sind nicht neu. Sie entsprechen den DIN-Vorschriften (DIN EN 60645 und ISO 8253), den EBM-Bestimmungen (etwa zur GOP 20320) und den Hilfsmittel-Richtlinien des Gemeinsamen Bundesausschusses (Teil C Hörhilfen). Die zuständige KV wird künftig die

* Ein Mainzer Kindertisch ist nicht erforderlich, aber eine kinderaudiometrietaugliche Tischversion.

räumlichen und organisatorischen Voraussetzungen der Praxis für eine Kinder-Hörgeräteversorgung prüfen.

Zur Aufrechterhaltung der Genehmigung sind folgende Qualitätsanforderungen zu erfüllen:

- Mindestens einmal jährlich sind messtechnische Kontrollen der Untersuchungsgeräte und Instrumentarien durchzuführen.
- Der Arzt muss 7 Fortbildungspunkte innerhalb von 2 Jahren zu Diagnostik, Therapie und Versorgung von Hörstörungen insbesondere bei Kindern und zur aktuellen Hörgeräte-Technik in Bezug auf die audiologischen Befunde erwerben.
- Er hat bestimmte Behandlungsdaten zu dokumentieren, aus der der Umfang der Hörgeräte-Versorgung vollständig und nachvollziehbar hervorgehen muss durch Angaben zu folgenden Punkten:
 - ärztliche Neuverordnung eines Hörgeräts nach Muster 15 (Ohrenärztliche Verordnung einer Hörhilfe)
 - erste Nachuntersuchung (Abnahme)
 - möglicherweise notwendige Nachsorge
 - gegebenenfalls erforderliche Rück- und Absprache mit dem Hörgeräteakustiker
- Zudem sind seit dem 01.07.2013 zusätzlich bestimmte Angaben, vor allem zur Hörgeräte-Verordnung, -Abnahme und -Technik, über ein elektronisches Ergänzungsblatt zu dokumentieren (Abbildung 1).

Eine dezidierte Darstellung der Anforderungen an eine qualitätsgesicherte Hörgeräte-Versorgung im Kindesalter findet sich im o.g. Konsenspapier der DGPP (Wiesner et al. 2012), aus dem im Folgenden die wichtigsten Positionen extrahiert und stellenweise leicht modifiziert sind.

Patienten-ID:			
Facharzt:		<input type="radio"/> Phoniatrie und Pädaudiologie	<input type="radio"/> HNO-Heilkunde
Vor Verordnung	Alter des Kindes:	<input type="text"/> : <input type="text"/> (Jahre)	
	Hörgerätelegstversorgung:	<input type="radio"/> ja <input type="radio"/> nicht bekannt	<input type="radio"/> nein
	Wenn Vorversorgung wann:	<input type="text"/> (J)	
	Schallempfindungsschwerhörigkeit (H90.5)	<input type="radio"/> rechts <input type="radio"/> links <input type="radio"/> bds.	
	Schalleitungsschwerhörigkeit (H90.2)	<input type="radio"/> rechts <input type="radio"/> links <input type="radio"/> bds.	
Verordnung	Kombinierte Schwerhörigkeit (H90.6)	<input type="radio"/> rechts <input type="radio"/> links <input type="radio"/> bds.	
	Schweregrad der Hörstörung (WHO 2001):	<input type="radio"/> geringgradig <input type="radio"/> mittelgradig <input type="radio"/> hochgradig <input type="radio"/> Hörreste oder Taubheit	
	Sprachenentwicklungsstörung:	<input type="radio"/> liegt nicht vor <input type="radio"/> audigen <input type="radio"/> andere Ursache	
	Sprachenentwicklungsstörung: <input type="radio"/> nicht beurteilbar		
	Ärztlicher Vorschlag zur Geräte-Technik:		
Nach Verordnung	Luftleitung:	<input type="radio"/> HdO <input type="radio"/> CROS <input type="radio"/> BiCROS <input type="radio"/> Sonstiges (z.B. IO-Sonderanfertigung)	
	Knochenleitung:	<input type="radio"/> Kopfbügel/Stirnband <input type="radio"/> teilimplantiert	
	Der Hörgeräteversorgungsvorschlag entspricht dem aufgestelltem Versorgungskonzept:		
	<input type="radio"/> ja <input type="radio"/> nach Rücksprache mit Akustiker		
	Hörgeräte-Versorgungserfolg ermittelbar:		
<input type="radio"/> mittels altersgerechter Sprachaudiometrie <input type="radio"/> mittels altersgerechter Testverfahren (z.B. Spielaudiometrie) <input type="radio"/> nicht ermittelbar			
Versorgung erfolgte zuzahlungsfrei:			
<input type="radio"/> ja <input type="radio"/> nein			
Kooperation erfolgt mit:			
<input type="radio"/> Logopäde <input type="radio"/> Pädagoge <input type="radio"/> Betreuungseinrichtung			

Abbildung 1: Elektronisches Ergänzungsblatt zur Dokumentation einer Hörgeräteversorgung bei Kindern

Die Hörgeräte-Versorgung soll so früh wie möglich erfolgen, d. h. möglichst im ersten Lebenshalbjahr, um eine auditive Deprivation zu vermeiden. Selbstverständlich müssen das Alter des Kindes, die Art und der Grad der Schwerhörigkeit, das Verhalten des Kindes und seiner Eltern, das soziale Familienumfeld, der Zeitpunkt des Auftretens der Hörstörung und das gleichzeitige Vorliegen anderer Behinderungen Beachtung finden.

1. Personelle Voraussetzungen

Die Kinder-Hörgeräte-Versorgung ist eine multidisziplinäre Aufgabe, für die Eltern, Ärzte, Pädakustiker, Audiologen und pädaudiologisch spezialisierte Assistentinnen¹, Hörgeschädigtenpädagogen, Logopäden und Psychologen möglichst optimal kooperieren und kommunizieren müssen. Die Fachleute benötigen eine spezielle theoretische pädaudiologische (Zusatz-)Ausbildung und praktische Erfahrung im Umgang mit Säuglingen und Kleinkindern in Diagnostik, Beratung und Hörgeräte-Anpassung von Kindern.

2. Technische, audiometrische und sonstige Voraussetzungen

Basis für eine erfolgreiche Kinder-Hörgeräte-Versorgung ist eine suffiziente Hördiagnostik. Deren Ziele sind die frequenzspezifische

¹ Der besseren Lesbarkeit wegen ist im Text nur ein Geschlecht benannt. Gemeint sind immer beide.

Ermittlung der Hörschwelle und die Ermittlung der individuellen Voraussetzungen eines Kindes, wie für die Hörgeräte-Anpassung, wie beispielsweise Fehlbildungen oder Mehrfachbehinderungen. Zudem müssen Hörschwellendaten durch Einschätzungen des Resthörfeldes, sprachaudiometrische Befunde und die Ermittlung der akustischen Übertragungsparameter des Außenohres und Gehörgangs ergänzt werden. Die aktuellen Hörschwellendaten und ihre Interpretation sind allen Beteiligten zur Verfügung zu stellen. Insbesondere müssen die Eltern über sie verfügen.

Von zentraler Bedeutung in der Kinder-Hörgeräte-Anpassung ist die **objektive pädaudiologische Diagnostik**.

Sie beinhaltet:

- die Tympanometrie, bei Säuglingen als Hochfrequentytympanometrie (1 kHz Sondenton)
- die Messung otoakustischer Emissionen (TEOAE und DPOAE)
- die Registrierung akustisch evozierter Potenziale:
 - BERA mit Klick-Stimuli, die den Frequenzbereich von 1–4 kHz erfasst, möglichst mit Einsteckhörem gemessen
 - frequenzspezifische BERA (z. B. mit maskierten Chirp-Stimuli) in zumindest zwei, besser drei oder vier Frequenzbereichen (z. B. 0,5 u. 3 kHz) (Abbildung 2)
 - und als Knochenleitungs-BERA bei Verdacht auf Schallleitungsstörung

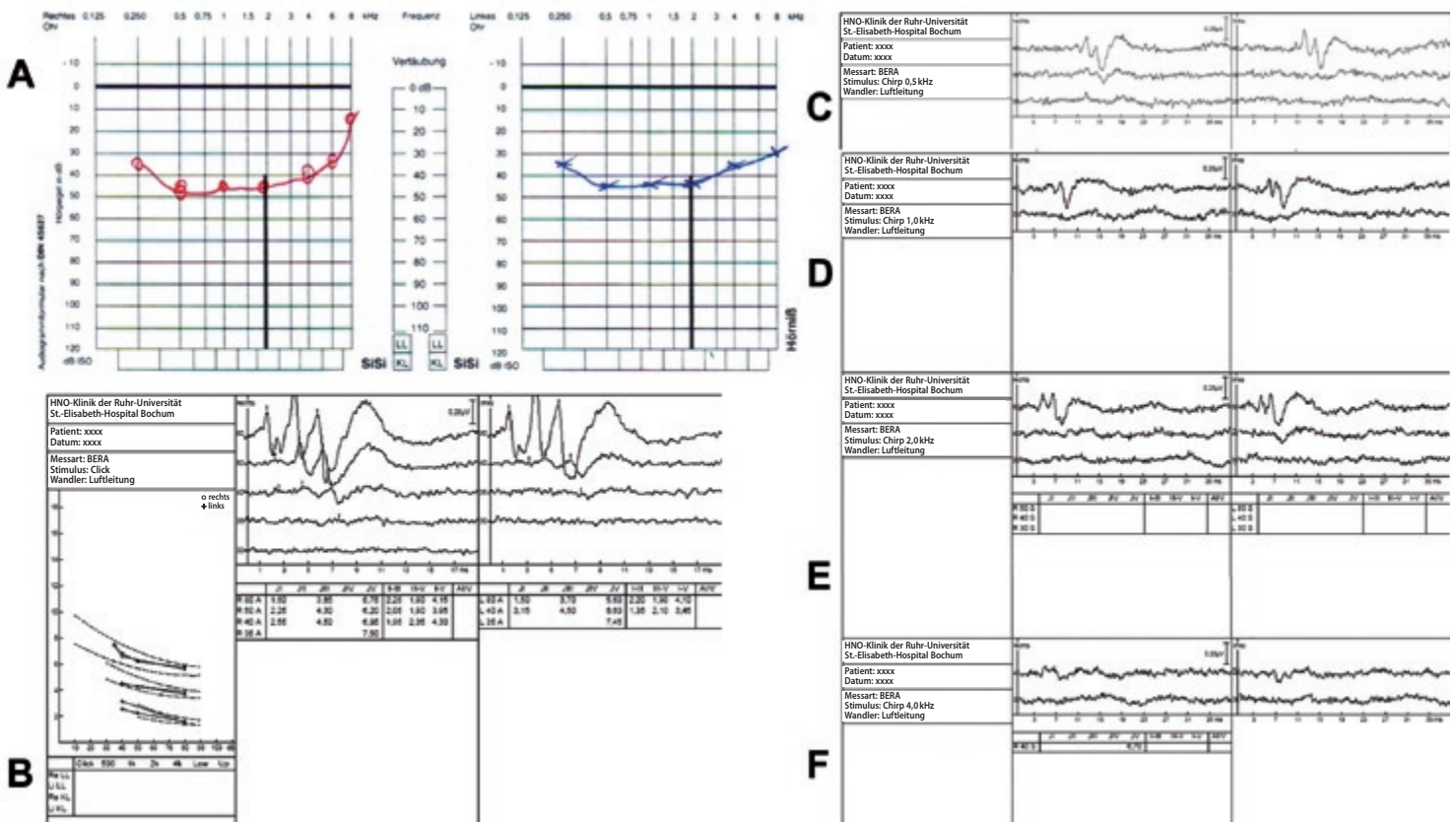


Abbildung 2: Audiometrische Befunde eines 4;1-jährigen Mädchens mit beidseitiger geringgradiger Schallempfindungsstörung und breiter mediocochleärer Senke. Bei unsicheren Angaben in der Tonschwellenaudiometrie (A) lassen sich die Reizantwortschwelle mittels Klick-BERA beidseits bei 35 dB nHL verifizieren (B) sowie frequenzspezifisch mit Chirp-Stimuli (C-F) in den Haupt-Sprachfrequenzen ableiten: Reizantwortschwelle bei 35 - 40 - 40 - 40 dB nHL (0,5 - 1 - 2 - 4 kHz). Sie bestätigen die subjektiven Angaben. (aus: Hoth et al. 2014)

- weiterhin sollten aus überschweligen BERA-Parametern Informationen zur Art der Hörstörung (Schallempfindungs-, Schalleitungs-, kombinierte Hörstörung, auditive Synapto-/Neuropathie) sowie zu Reifungszustand des Hörsystems, Dynamik und Hörverarbeitung (Recruitment) abgeleitet werden.

Eine Kinder-Hörgeräteversorgung setzt weiterhin folgende Voruntersuchungen voraus:

- Anamneseerhebung
- Erhebung des HNO-Spiegelbefundes einschließlich Binokularmikroskopie
- Durchführung einer subjektiven Audiometrie unter Berücksichtigung von Entwicklungsalter und Kooperationsfähigkeit des Kindes, die Umfang und Genauigkeit der erhebbaren Daten stark beeinflussen.

Für einzelne Altersbereiche gelten folgende Spezifika der Diagnostik:

- 0 – 6 Monate
 - subjektive Hörreaktionsschwellenbestimmung als Plausibilitätskontrolle für die BERA und Vergleichsbasis für die Hörgeräte-Anpassung nötig
 - für seitengetrennte Luftleitungsmessung Einsteckhörer verwenden
 - Knochenleitungsschwellen ergeben in diesem Alter niedrigere Hörreaktionen als Luftleitungsmessungen oder Freifeldmessungen
- 6 Monate – 2 Jahre
 - Anbahnung und Anwendung der visuell konditionierte Ablenkaudiometrie
- > 2–3 Jahre
 - ggf. noch visuell konditionierte Ablenkaudiometrie
 - Anbahnung der Spielaudiometrie
- > 3–4 Jahre
 - Spielaudiometrie
 - zusätzlich alters- und sprachentwicklungsabhängige Sprachaudiometrie
- > 7 Jahre
 - zusätzlich Hörfeldskalierung

Eine professionelle begleitende Hör-Sprach-Frühförderung ist Voraussetzung für eine erfolgreiche Hörgeräte-Anpassung. Ebenso wie diese sollte sie sofort nach der Diagnosestellung, also möglichst im ersten Lebenshalbjahr erfolgen. Sie setzt regelmäßige Termine mit Kind und Betreuungspersonen voraus und beinhaltet u. a. eine kontinuierliche Anleitung und Information der Eltern, eine Einschätzung des Hörvermögens mit und ohne Hörgerät und die Gewinnung von Hinweisen auf sonstige Verarbeitungs- und Wahrnehmungsleistungen des Kindes.

3. Die Hörgeräte-Anpassung

Sie erfolgt bei einseitigen Hörstörungen einohrig und bei beidseitigen Hörstörungen in der Regel beidohrig. Üblicherweise werden im Sinne einer vergleichenden Anpassung mehrere Hörgeräte erprobt. Eine Abweichung von diesem Vorgehen, z. B. bei Säuglingen, erfordert eine spezielle Begründung und ist nur bei Anpassung eines programmierbaren Hörgerätes mit ausreichender Verstärkungsreserve von ≥ 10 dB und einer Auswahl unterschiedlicher Begrenzungssysteme zulässig.

Spezielle Anpassregeln sind einzuhalten. Sie berücksichtigen das Alter des Kindes und die individuelle Transferdaten des äußeren Ohres, die über RECD-Messungen oder in-situ-Messungen gewonnen werden (Abbildung 3). Die Umrechnung der Hörschwellendaten in anpassungsrelevante Daten wird zudem durch die Verwendung von Einsteckhörern in Verbindung mit der individuellen Otoplastik verbessert. Von den verfügbaren Anpassformeln erfüllen z. Zt. das DSL_{i/o}-Verfahren (für mehrkanalige nichtlineare Systeme noch besser geeignet: DSL_m [i/o] v. 5.0) und die Anpassformel NAL-NL2 die vorgenannten Forderungen.

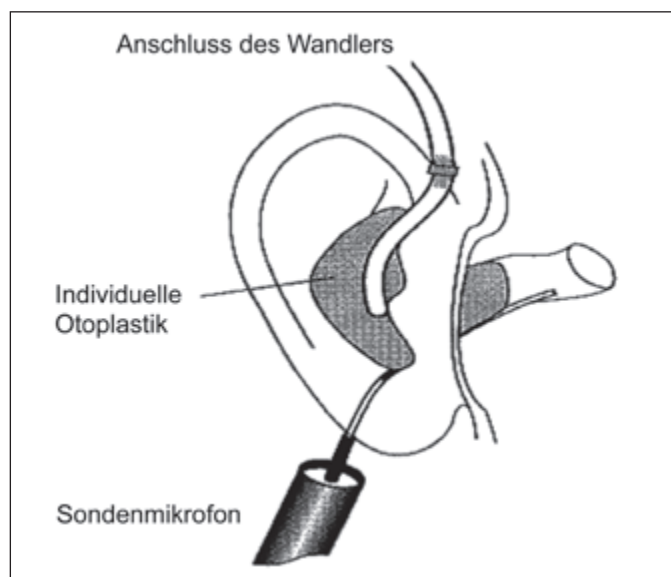


Abbildung 3: Gewinnung der individuellen Transferdaten des äußeren Ohres über RECD-Messungen, Schema des in-situ-Teils der RECD-Messung: Das Sondenmikrofon wird ca. 5 mm vor dem Trommelfell platziert, und die individuelle Otoplastik wird eingesetzt; nun wird der Schalldruckpegel eines definierten Signals vor dem Trommelfell gemessen, anschließend wird das gleiche Signal in den 2cc-Kuppler eingespeist, der Schalldruckpegel wird gleichfalls gemessen, und die Differenz (= RECD) wird bestimmt.

Bei der Hörsystem-Auswahl sollen robuste Hörsysteme bekannter und im Einsatz bei Kindern erprobter Marken mit gutem und schnellem Hersteller-Service bevorzugt werden. Es muss sich um in weitem Rahmen einstellbare Hörsysteme handeln, d. h. vollauf digitale Hörsysteme mit mindestens vier Frequenz- und Kompressionskanälen. Die Anpassung nichtdigitaler Hörsysteme ist speziell zu begründen. Die Hörsysteme sollen „rückkopplungsfest“ und verzerrungsarm sein. Nach der Aktivierung von Rückkopplungsmanagementsystemen muss stets die Verstärkung erneut nachkontrolliert werden. Die Hörsysteme müssen über einen Audio-Eingang verfügen. Es dürfen, insbesondere für Kinder im Alter von 0 – 3 Jahren, nur Hörsysteme ausgewählt werden, die den Sicherheitsbestimmungen nach IEC 60601-2-66 entsprechen, so dass weder das Batteriefach noch der Hörwinkel vom Kind geöffnet bzw. entfernt werden können. Weiterhin sollen nur Systeme ausgewählt werden, für die ein kinderspezifisches Zubehör verfügbar ist wie ein Kinder-Hörwinkel, eine Poti-Abdeckung bzw. Poti-Inaktivierung und eine Batteriefach-Sicherung. Es sind Hörgeräte zu verwenden, mit denen ausreichende Erfahrungen bei Erwachsenen bzw. älteren, rückmeldungsfähigen Kindern besteht.

Weiterhin sind gut sitzende, rückkopplungsfreie Otoplastiken Voraussetzung einer erfolgreichen Kinder-Hörgeräte-Versorgung. Dafür ist Folgendes nötig:

- eine Ohrabformung, die den zweiten Gehörgangsknick mit abformt
- bei Babys eventuell eine gemeinsame Abformung durch den Hörgeräteakustiker und den Arzt
- eine Absprache mit dem otoplastischen Labor, dass die Kinder-Otoplastiken nur durch wenige, besonders erfahrene Mitarbeiter und unter gesonderter Qualitätskontrolle gefertigt werden dürfen
- die Ausnutzung aller akustischen Möglichkeiten an der Otoplastik wie Bohrungen, Dämpfungselemente, Filter usw.
- bei Rückkopplungen die Klärung, ob Undichtigkeiten dafür ursächlich sind, durch Dichtigkeitsmessungen der Otoplastik.

Die Eltern müssen aktiv in die Hörgeräte-Versorgung ihres Kindes einbezogen werden. Sie sollen umfassend über den Ablauf der Hörgeräte-Versorgung, die Hörgeräte selbst und ihre Bedienung informiert werden. Schulungen und Beratungen sollen sie befähigen, aktiv an der Hörgeräte-Anpassung mitzuarbeiten und zu lernen, das Hör- und Kommunikationsverhalten ihres Kindes gezielt beobachten und diese Beobachtungen mit den beteiligten Fachleuten austauschen. Die Beratungen sollen mündlich und durch Aushändigung schriftlichen Informationsmaterials erfolgen. Der Einsatz strukturierter Beobachtungsbögen und spezifischer Fragebögen bietet sich zur Erfolgskontrolle der Anpassung an. Ein Elternkontakt zu Hör-Frühfördereinrichtung bei Diagnosestellung oder spätestens beim Therapiebeginn ist herzustellen. Die Eltern sollen auch über Selbsthilfe-Verbände und zusätzliche Informationsquellen informiert werden. Sie sind zur täglichen Wartung und Überprüfung der Hörgeräte anzuleiten. Beispielsweise müssen sie Reinigungs- und Pflegemittel erhalten sowie einen Batterie-Tester und ein Stethoclip. Diese Ausstattung ist beim Anpassungsabschluss zu überprüfen.

4. Erfolgskontrolle

Um ihren Nutzen zu belegen, soll die Kinder-Hörgeräte-Einstellung durch Messungen überprüft werden, die die individuelle Transferfunktion des Ohres berücksichtigen, d. h. durch RECD- oder in-situ-Messungen. Für die Dokumentation der Hörbarkeit von Sprache muss die Übertragung von mittellauter, leiser und lauter Sprache in das Resthörfeld des Kindes wie folgt überprüft werden:

Überprüfung der Grundverstärkung: Präsentation von 50 dB_{SPL} ISTS (International Speech Test Signal; international anerkanntes Testsignal, das zur technischen Evaluation von Hörhilfen und Sondenmikrofonmessungen benutzt wird); dabei soll das mittlere Langzeitsprachspektrum (LTASS) auf die Zielkurve für 50 dB_{SPL} Eingangssignal eines für Kinder evaluierten Anpassalgorithmus wie DSL 5 oder NAL-NL2 angepasst sein.

Überprüfung der Kompression: Präsentation von 65 dB_{SPL} ISTS; dabei soll das LTASS auf die Zielkurve für 65 dB_{SPL} Eingangssignal angepasst sein. Weiterhin sollte das 30. Perzentil zumindest im Frequenzbereich um 1 kHz oberhalb der Hörschwelle liegen.

Kontrolle der Kompression: Präsentation von 80 dB_{SPL} ISTS; dabei soll das LTASS auf die Zielkurve für 80 dB_{SPL} Eingangssignal angepasst sein. Das 99. Perzentil darf hierbei die Unbehaglichkeitsschwelle (UCL) nicht überschreiten.

Überprüfung des maximalen Ausgangsschalldruckpegels (MPO): Der MPO wird mit einem Schmalbandsignal, häufig einem

Sinussignal und einem Eingangsschalldruckpegel von 90 dB_{SPL} eingestellt. Der MPO darf die Unbehaglichkeitsschwelle (UCL) nicht überschreiten. Inzwischen steht hier auch ein neues Signal der EUHA-Perzentilarbeitsgruppe (EUHA-MPO-Signal, www.euha.org) zur Verfügung, dabei handelt es sich um das IST-Signal (55 dB_{SPL}), welches mit Sinustönen (90 dB_{SPL}) unterlegt wurde.

Zu beachten ist, dass möglichst Messsysteme angewendet werden sollen, die als Messsignal reale Sprachsignale nutzen, da die technische Simulationen des Langzeitsprachspektrums mit Rausch- und Tonsignalen zu ungewollten Interferenzen mit den sprachsensitiven Regelsystemen der Hörgeräte führen können.

Verifikation des Anpasserfolgs mittels SPL-o-gram: Hierbei ist die optimale Übertragung des LTASS in den Restdynamikbereich des Kindes nachzuweisen (Abbildung 4). Da ein sensorineuraler Hörverlust meist eine Kombination aus Sensitivitätsverlust (Schwellenverschiebung) und Kompressionsverlust (Verringerung der Dynamik) ist, muss beides frequenzabhängig kompensiert werden. Eine eventuelle geringe Übertragung, z. B. leiser Sprachanteile oder im Hochtonbereich, muss begründet sein.

Auch die audiometrische Überprüfung des Anpasserfolgs ist altersabhängig und erfordert folgende Untersuchungen:

0 – 6 Monate

- Otoskopie
- Hochfrequenztympanometrie
- ggf. subjektive Plausibilitätskontrolle durch Hörreaktionsschwellenbestimmung als Freifeld-Beobachtungsaudiometrie für Wobbelöne, Schmalbandrauschen und komplexe Alltagssignale, ggf. seitengetreunt
- „Toleranztest“: bei breitbandigen komplexen Signalen und impulsartigen Signalen sollten auch bei 90 dB_{SPL} keine eindeutigen Abwehrreaktionen auftreten, die über ein deutliches „Erstaunen“ hinausgehen bzw. bei impulsartigen Signalen ein reizsynchrones Augenzwinkern auslösen

> 6 Monate – 2 Jahre

- wenn möglich, Aufblähkurve durch visuell konditionierte Ablankaudiometrie

> 2 Jahre – 3 Jahre

- wenn möglich, spieldiometrische Kontrolle der Aufblähkurve

> 3 Jahre – 7 Jahre

- Spieldiometrie und sprachaudiometrische Überprüfung, wenn möglich
- bei speziellen Fragestellungen, z. B. starkem Recruitment, ergänzende Hörfeldskalierung

ab 7 Jahre

- Alltagsbeobachtungen bei einer Mindest-Tragezeit der Hörgeräte von 4 Wochen
- Gespräch mit Eltern und strukturierte Fragebögen

Für regelmäßige Alltagskontrollen bei Kindern, die älter als 3 Jahre sind, sollte der 5-Laute-Test nach LING zur Anwendung kommen. Er dient der orientierenden und schnellen Überprüfung der Hörgeräte-Funktion anhand der Laute [a], [i], [u], [sch] und [s]. Diese decken den Frequenzbereich aller Phoneme ab. Sie werden in das Hörgeräte-Mikrofon gesprochen, während der Untersucher das Hörgerät über ein Stethoclip abhört. Dabei müssen alle Laute gut erkennbar und unverzerrt übertragen werden. Anschließend werden dem Hörgerätetragenden Kind alle fünf Laute vorgesprochen zur Feststellung, welche Laute es hören (Prüfreaktion: z. B. Kind klatscht mit den Händen) und

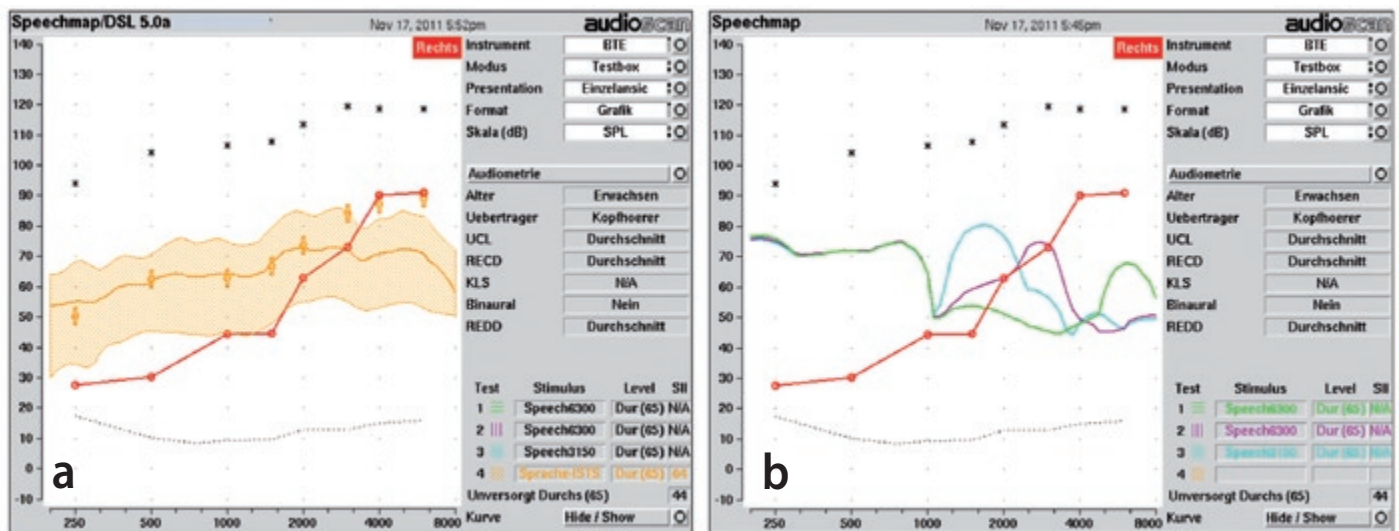


Abb. 4: Nachweis der Hörbarkeit von hochfrequenten Signalen, besonders beim Einsatz eines Frequenzverschiebungsverfahrens.

a) SPL-o-gram, gemessen mit dem IST-Signal (oranjer Bereich – verstärktes mittleres Sprachspektrum mit Zielwerten für ein Sprachsignal von 65 dB; orange Kurve – gemessene Verstärkungskurve): keine ausreichende Verstärkung im hohen Frequenzbereich, da die Verstärkung unterhalb der Hörschwelle liegt;

b) Verifikation der Frequenzerniedrigung: grün – bandpassgefiltertes Sprachsignal für 6300 Hz ohne Frequenzverschiebung; deutlich sichtbar liegt der 6300 Hz-Gipfel unterhalb der Hörschwelle; pink – bandpassgefiltertes Sprachsignal für 6300 Hz mit Frequenzverschiebung, der Gipfel liegt nun bei ca. 3000 Hz knapp über der Hörschwelle; türkis – bandpassgefiltertes Sprachsignal für 3150 Hz, dieses Signal liegt ebenfalls über der Hörschwelle und kann getrennt vom 6300 Hz-Signal wahrgenommen werden.

welche Laute es unterscheiden kann (Prüfreaktion: z. B. Kind kann Laut wiederholen).

Ergänzende Information und strukturierte Rückmeldung aus mitbetreuenden Institutionen (Hörfrühförderung, Schule), z. B. über Fragebögen, sollten in mehrwöchigen Abständen eingeholt werden.

5. Abschluss der Hörgeräte-Verordnung

Die Hörgeräte-Anpassung kann abgeschlossen werden, wenn

- das Kind die Hörgeräte akzeptiert und sie ganztägig rückkopplungsfrei tragen kann
- durch o. g. Messungen technisch verifiziert wurde, dass mittellauter Sprache mit einer Dynamik von 30 dB in das Resthörfeld des Kindes übertragen wird. Dies ist durch ein SPL-o-Gramm zu dokumentieren.
- ein Hörgewinn im Alltag und in den Hörfrühförder-Situationen feststellbar und dokumentiert ist
- der Hörgewinn durch die Hörgeräte audiometrisch durch den Vergleich der Daten mit und ohne Hörgeräte ton- und sprachaudiometrisch dokumentiert ist
- alle auftretenden Probleme ausgeräumt sind, die das Tragen der Hörgeräte verhindern oder erschweren.

Die Hörgeräte-Verordnung darf ohne den audiometrischen Nachweis eines ausreichenden Hörgewinns nur mit einer speziellen Begründung abgeschlossen werden. Diese muss in der Akte vermerkt werden, und die Eltern müssen darüber informiert werden. Die abschließende Hörgeräte-Verordnung bedeutet bei Kindern nicht den Abschluss des

weiteren Anpassprozesses; regelmäßige audiometrische Kontrollen müssen gewährleistet sein, z. B. bei Kleinkindern mindestens alle 3 Monate, später alle 6 Monate. Dabei muss die Hörgeräte-Einstellung den fortschreitenden Erkenntnissen über das Hörvermögen des Kindes und ggf. veränderten anatomischen Bedingungen im Rahmen des Wachstums angepasst werden. Regelmäßige Korrekturen der in-situ- bzw. RECD-Daten sollten etwa alle 6 Monate erfolgen. Eine Kontrolle der in-situ- bzw. RECD-Daten ist auch immer nach Anfertigung neuer Otoplastiken und nach Einlage oder Entfernung von Paukenröhrchen erforderlich, bzw. auch bei veränderten Mittelohrverhältnissen, wie z. B. einem Paukenerguss. Spätestens mit dem Abschluss der Hörgeräte-Verordnung müssen die Eltern auch über ergänzendes Zubehör und technische Anlagen wie FM (Frequenzmodulations)-Übertragungsanlagen, Anschlussmöglichkeiten an Radio, Fernsehen, Telefon u. ä. informiert werden. Am Ende des Anpass-Prozesses erhalten die Eltern einen Hörgeräte-Pass mit folgenden Informationen:

- Hörgeräte-Typ
- Hörgeräte-Nr.
- aktuelle Hörgeräte-Programmierung
- Audiogramm mit und ohne Hörgeräte
- Otoplastik-Typ, -Material, -Ausführung (z. B. Hornschlauch, Filter usw.)
- FM-Anlage

All die hier aufgelisteten Maßnahmen sind notwendig, um einen optimalen Nutzen für ein hörgestörtes Kind durch die Hörgeräte-Versorgung zu sichern. Sie belegen die Komplexität der Problematik und unterstreichen, dass eine solche Versorgung in die Hände von pädiatologisch und pädakustisch versierten Fachleuten gehört.

Fragebögen zur Hörgeräte-Anpassung bei Kindern

- Entwicklungsalter 0–2 Jahre bzw. Kinder, die noch nicht selbst sprechen: <http://www-klinik.uni-mainz.de/Kommunikation/dasteam.html#punkt3>
- Entwicklungsalter 3–5 Jahre: <http://www-klinik.uni-mainz.de/Kommunikation/dasteam.html#punkt3>
- Interdisziplinäres Dokumentationssystem: http://www.werner-otto-institut.de/werner_otto_institut__9CE388095B4642ADA775042D973AFB31.htm#divisions

Literatur

- Hoth, Mühler, Neumann, Walger (2014) Objektive Audiometrie im Kindesalter. Heidelberg: Springer
- Kassenärztliche Bundesvereinigung (2012) Einführung einer Qualitätssicherungsvereinbarung Hörgeräteversorgung Kinder nach § 135 Abs. 2 SGB V / Vereinbarung von Qualitätssiche-

rungsmaßnahmen nach § 135 Abs. 2 SGB V zur Hörgeräteversorgung bei Säuglingen, Kleinkindern und Kindern (Qualitätssicherungsvereinbarung Hörgeräteversorgung Kinder) Dtsch Arztebl 2012; 109 (27–28): A-1450 / B-1250 / C-1230

Kassenärztliche Bundesvereinigung (2012) Vereinbarung von Qualitätssicherungsmaßnahmen nach § 135 Abs. 2 SGB V zur Hörgeräteversorgung bei Säuglingen, Kleinkindern und Kindern (Qualitätssicherungsvereinbarung Hörgeräteversorgung Kinder) http://www.kbv.de/media/sp/Hoergeraeteversorgung_Kinder.pdf, gelesen am 29.03.2014

Wiesner T, Bohnert A, Limberger A, Massinger C, Nickisch A, Konsenspapier der DGPP zur Hörgeräte-Versorgung bei Kindern, Vers. 3.5. (2012) http://www.dgpp.de/cms/media/download_gallery/KonsensDGPP-Hoergeraeteanpassung_bei_Kindern_-_Vers_3.5_11-2012.pdf, gelesen am 29.03.2014

Danksagung

Wir danken insbesondere Thomas Wiesner, Werner-Otto-Institut Hamburg, aber auch Joachim Müller-Deile, Universitätsklinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde und Phoniatrie und Pädaudiologie Kiel, für ihre Unterstützung bei der Erstellung des Manuskripts.

Möglichkeiten und Grenzen der Hörgerätevalidierung



Hartmut Meister,
Universität zu Köln

Im April 2012 trat die novellierte Hilfsmittelrichtlinie in Kraft. Sie basieren u. a. auf einem Urteil des Bundessozialgerichts (BSG) aus dem Jahr 2009, in dem die Anforderungen an die Leistungen einer Hörgeräteversorgung konkretisiert wurden (Medieninformationen (BSG) 59/09). In § 19 der Hilfsmittelrichtlinie heißt es: „Zielsetzung der Hörgeräteversorgung ist es, a) ein Funktionsdefizit des beidohrigen Hörvermögens unter Berücksichtigung des aktuellen Stands des medizinischen und technischen Fortschritts möglichst weitgehend auszugleichen und dabei – soweit möglich – ein Sprachverstehen bei Umgebungsgeräuschen und in größeren Personengruppen zu erreichen sowie b) die Auswirkungen einer auditiven Kommunikationsbehinderung im gesamten täglichen Leben und damit bei der Befriedigung von allgemeinen Grundbedürfnissen zu beseitigen oder zu mildern.“

Zur Erlangung dieser Ziele ist die Einhaltung bestimmter Qualitätsstandards vonnöten, deren Güte sich in der

- Struktur-,
- Prozess-, und
- Ergebnisqualität

der rehabilitativen Maßnahme widerspiegelt. In diesem Zusammenhang wurde vom Fachausschuss „Hörgerätetechnologie und Hörgeräteversorgung“ der DGA im Jahr 2009 ein Konsenspapier verabschiedet, welches Empfehlungen für die Struktur der Hörgeräteversorgung und der eingeschlossenen Prozesse gibt. Die Struktur ist in Abbildung 1 dargestellt. Sie basiert auf der Zusammenarbeit von HNO-Heilkunde und Hörgeräteakustik und definiert aufeinander aufbauende Schritte und Abläufe bei der Hörgeräteversorgung erwachsener Personen.

Ein wichtiger Baustein ist dabei die Validierung der Versorgungsmaßnahme. Sie soll Kenngrößen für die Ergebnisqualität bereitstellen und spiegelt damit indirekt Struktur- und Prozessqualität wider. In Bezug auf die in der Hilfsmittelrichtlinie genannten Ziele soll die Hörgerätevalidierung eine Einschätzung ermöglichen, in wie weit diese erreicht wurden bzw. ob Optimierungsbedarf besteht.

Hinsichtlich der Erfassung der Ergebnisqualität können nach Saunders (2005) objektive und subjektive Qualitätsmaße unterschieden werden. Dabei werden unter objektiven Maßen Performanzmessungen verstanden, wie sie z. B. im Rahmen der Sprachaudiometrie durchgeführt werden. Unter subjektiven Maßen wird die Erfassung der Selbsteinschätzung der Versorgungsmaßnahme durch den hörgeschädigten Menschen in Form von Frageninventaren verstanden. Projiziert auf die Hilfsmittelrichtlinie fallen unter die objektiven Maße die in § 21 angegebenen sprachaudiometrischen Untersuchungen. Neben der Verwendung des Freiburger Einsilbertests zur Bestimmung der Sprachverständlichkeit mit und ohne Hörgeräte ist als Neuerung die mögliche Nutzung von Satztestverfahren wie OLSA und GÖSA im moderaten Störgeräusch bei 45 dB zu nennen. Diese Messungen stellen im Prinzip einen Kompromiss zwischen der Sprachaudiometrie in Ruhe und im Störgeräusch dar: Für Personen mit geringgradigen

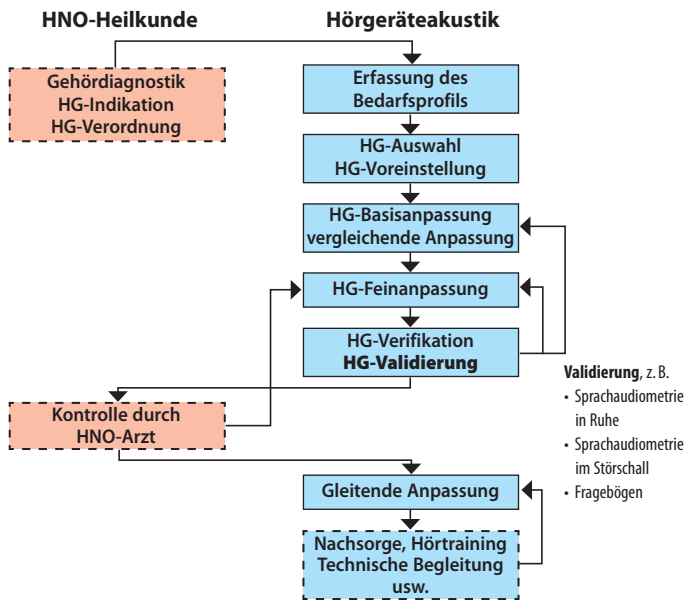


Abbildung 1: Struktur der Hörgeräteversorgung, entnommen dem Konsensus-Papier des DGA-Fachausschusses Hörgerätektechnologie und -Versorgung (Z. Audiol. 4/2009)

Hörverlusten können potenzielle positive Effekte der Hörgeräteversorgung für Sprache im Störgeräusch nachgewiesen werden. Für mittel- bis hochgradige Hörverluste entspricht die Messung eher einer Erhebung des Sprachverstehens in Ruhe. Die Anforderung, welche an die Hörgeräteversorgung gestellt wird, ist eine Verbesserung der Sprachverständlichkeitsschwelle gegenüber der unversorgten Situation von mehr als 2 dB. Dies entspricht nach Kollmeier et al. (2011) im Wesentlichen dem Kriterium der Verbesserung von mindestens 20 Prozentpunkten im bei 65 dB präsentierten Freiburger Einsilbertest in Ruhe. Zum Nachweis der Effektivität einer beidseitigen Hörgeräteversorgung wird das Kriterium der Verbesserung der Sprachverständlichkeitsschwelle von mindestens 1,5 dB in der Konfiguration S0N90 mittels OLSA und GÖSA genannt. Dabei wird die einseitige Versorgung mit dem auf der Seite des Rauschsignals getragenen Hörgerät mit der beidseitigen Versorgung bei gleicher Lautsprecheranordnung verglichen. Hinsichtlich der subjektiven Qualitätsmaße findet sich in der Hilfsmittelrichtlinie der Verweis auf den Einsatz des APHAB-Inventars (Cox & Alexander 1995). Es handelt sich hierbei um einen ins Deutsche übertragenen Fragebogen, welcher situationspezifisch die Selbsteinschätzung mit und ohne Hörgeräte für die vier Subskalen „Sprachverstehen in einfachen Situationen“, „Sprachverstehen bei Hintergrundlärm“, „Sprachverstehen in Umgebungen mit Nachhall“ sowie „Lästigkeit von Geräuschen“ erhebt.

Neben der Unterscheidung methodischer Aspekte bei den objektiven und subjektiven Qualitätsmaßen findet grundsätzlich auch eine Verschiebung der Perspektive statt: Während bei der Sprachaudiometrie Untersucherin bzw. Untersucher Experten sind, ist dies bei den Frageinventaren die betroffene Person selbst. Dieser Aspekt spiegelt die zunehmend wichtig eingestufte Einschätzung wider, dass in einem patientenorientierten Versorgungssystem die subjektive Wahrnehmung des Patienten ein entscheidendes Ergebniskriterium darstellt (Farin 2009). Ein Modellvorschlag bezüglich der Frage, welche Faktoren die subjektiv wahrgenommene Ergebnisqualität widerspiegeln, ist in Abbildung 2 dargestellt.

Die im Konsumgüterbereich allgemein etablierte Einschätzung, dass die subjektiv wahrgenommene Qualität in der Zufriedenheit des Kunden mit dem jeweiligen Endprodukt oder der Dienstleistung widergespiegelt wird, kann grundsätzlich auch auf Rehabilitationsverfahren übertragen werden. Eine Reihe von Studien hat gezeigt, dass die Zufriedenheit mit der Hörgeräteversorgung von der Performanz (d. h. der Hörleistung mit Hörgeräten in einer spezifischen Situation) sowie dem Gewinn durch die Hörgeräteversorgung (d. h. Vergleich unversorgt - versorgt) abhängt (Meister et al. 2003, Vestergaard 2005, Wong et al. 2010). Hinweise zeigen sich auch bezüglich eines signifikanten Einflusses der Erwartungshaltung auf die Zufriedenheit (Gatehouse 1994, Wilson and Stephens 2003, Saunders et al. 2009). Hierbei konnten zwar nicht alle Studien eine signifikante Korrelation nachweisen; wenn jedoch ein Zusammenhang gefunden wurde, war eine höhere Erwartung vor der Hörgeräteversorgung immer mit einer höheren Zufriedenheit nach Versorgung verknüpft. Dies lässt die Vermutung aufkommen, dass grundlegende Persönlichkeitsmerkmale womöglich auch unabhängig von der tatsächlichen Qualität der Maßnahme einen Einfluss auf die Zufriedenheit haben können.

Wenn die Erwartungshaltung als Soll-Zustand und die Performanz mit Hörgeräten als Ist-Zustand definiert wird, wird der Bezug zu einem ebenfalls in der Konsumforschung weit verbreiteten Modell hergestellt, dem „Konfirmations-Diskonfirmations-Modell“. Es geht von einem Abgleich von Soll- und Ist-Zustand aus und sagt Zufriedenheit bei Konfirmation (ist = soll) oder positiver Diskonfirmation (ist > soll), sowie Unzufriedenheit bei negativer Diskonfirmation (ist < soll) vorher (Wong et al. 2010).

Erwartungen und Performanz bzw. Gewinn sind abhängig von spezifischen Situationen. Für alle in Abbildung 2 angegebenen Faktoren (graues Oval) wurde in der Literatur jeweils ein signifikanter Zusammenhang mit der wahrgenommenen Qualität der Hörgeräteversorgung beschrieben (Cox und Alexander 1999, Baumfield und Dillon 2001, Hickson et al. 2010, Kochkin 2010). Im Hinblick auf die Erfassung von subjektiven Qualitätsmaßen mittels Frageninventaren erscheint es vor dem Hintergrund dieser Modellvorstellung sinnvoll, Zufriedenheit, Performanz und Gewinn für das Sprachverstehen in verschiedenen Situationen, sowie Klang- und Komfortaspekte, etc. zu erheben. Da-



Abbildung 2: Modellvorschlag zur Determinierung der subjektiv wahrgenommenen Qualität der Hörgeräteversorgung.

Frageninventar	Kenngroßen
APHAB	Performanz, Gewinn (Einfache Situationen, Situationen mit Rauschen, Situationen mit Nachhall, Belästigung durch Geräusche)
COSI	Performanz; Gewinn (für selbstdefinierte Situationen)
IOI-HA/IIEH	Nutzungshäufigkeit, Gewinn, verbleibende Schwierigkeiten, Wertanmutung, verbleibende Beeinträchtigung, Belästigung für Bezugspersonen, Lebensqualität
Oldenburger Inventar	Performanz; Gewinn (Sprache in Ruhe, Sprache im Störlärm, Richtungshören)
SADL/ ECHO	Zufriedenheit und Erwartungshaltung hinsichtlich positiver Effekte, negativer Effekte, Service und Kosten, Erscheinungsbild

Tabelle 1: In deutscher Sprache verfügbare Frageninventare zum Einsatz im Rahmen der Hörgeräteversorgung.

rüber hinaus erscheint es wichtig, Erwartungen und Ziele vor der Hörgeräteversorgung zu determinieren und mit der tatsächlichen Performanz nach Versorgung zu vergleichen. In Tabelle 1 sind einige in deutscher Sprache verfügbare Frageninventare zum Einsatz im Rahmen der Hörgeräteversorgung aufgeführt (vgl. Meis et al. 2010, Kießling et al. 2011, Meister et al. 2012).

Nach Betrachtung der verschiedenen objektiven und subjektiven Verfahren stellt sich die Frage, in wie weit deren Ergebnisse miteinander verknüpft sind. Verschiedene Studien (z. B. Cox et al. 2003, Mendel 2007) haben die Resultate sprachaudiometrischer Verfahren mit den Einschätzungen aus Frageninventaren verglichen. Insgesamt zeigten sich dabei im Wesentlichen Korrelationen in einer Größenordnung von 0,5 bis 0,6, d. h. etwa $\frac{1}{4}$ bis $\frac{1}{3}$ der Varianz in den Ergebnissen aus den Fragebögen konnte durch die sprachaudiometrischen Ergebnisse erklärt werden.

Zusammenfassend können derzeit folgende Möglichkeiten und Grenzen der Hörgerätevalidierung aufgezeigt werden:

Möglichkeiten

Mit den derzeit klinisch verfügbaren objektiven Verfahren (Sprachaudiometrie) ist die Erfassung der Sprachverständlichkeit in Ruhe und für reproduzierbare Störgeräusche unter standardisierten Laborbedingungen möglich. Mit den subjektiven Verfahren (Frageninventare) ist die Erfassung der subjektiven Einschätzung der Performanz, des Gewinns und der Zufriedenheit in Alltagssituationen möglich. Dabei können auch wichtige Faktoren jenseits der Sprachverständlichkeit wie z. B. Klang, Höranstrengung, Richtungshören, Komfort, etc berücksichtigt werden. Ebenso ist eine systematische Erfassung der Erwartungshaltung vor der Hörgeräteversorgung mittels Fragebögen möglich.

Grenzen

Eine Erfassung der Sprachverständlichkeit unter „realen“ Bedingungen (dynamische Hörsituationen, konkurrierende Sprecher, komplex verteilte räumliche Quellen, audio-visuelle Sprachmerkmale) ist derzeit mit den klinisch verfügbaren objektiven Verfahren nicht möglich. Damit entziehen sich in modernen Hörsystemen üblicherweise verwendete dynamische Algorithmen wie z. B. ad-

aptive Richtmikrofone oder Klassifikationssysteme einer geeigneten Validierung. Über das Sprachverstehen hinaus ist eine objektive Erfassung von anderen wichtigen Faktoren wie z. B. der Höranstrengung derzeit nicht möglich. Solche Ansätze sind zwar stark in den Fokus wissenschaftlicher Aktivitäten gerückt, eine weite Verbreitung praktikabler Methoden ist jedoch noch nicht verfügbar. Des Weiteren ist eine Objektivierung der subjektiven Einschätzungen aus Frageninventaren – falls überhaupt als sinnvolles Ziel definierbar – nicht möglich. Die Kontrolle der den subjektiven Einschätzungen zugrunde liegenden Parameter ist darüber hinaus schwierig.

Literatur

- Baumfield A, Dillon H. Factors affecting the use and perceived benefit of ITE and BTE hearing aids. *Br J Audiol.* 2001 Aug; 35(4): 247–58
- Cox RM, Alexander GC. Measuring Satisfaction with Amplification in Daily Life: the SADL scale. *Ear Hear.* 1999 Aug; 20(4): 306–20
- Cox RM, Alexander GC. The abbreviated profile of hearing aid benefit. *Ear Hear.* 1995 Apr; 16(2): 176–86
- Cox RM. Assessment of subjective outcome of hearing aid fitting: getting the client's point of view. *Int J Audiol.* 2003 Jul; 42 Suppl 1 : S 90–6. Review
- Farin E (2009) Methodische und konzeptionelle Anforderungen an die Ergebnismessung in der medizinischen Rehabilitation. In: Ergebnisqualität in der medizinischen Rehabilitation der Rentenversicherung. Workshop der Deutschen Rentenversicherung, S. 48–83
- Gatehouse S. Components and determinants of hearing aid benefit. *Ear Hear.* 1994 Feb; 15(1): 30–49
- Hickson L, Clutterbuck S, Khan A. Factors associated with hearing aid fitting outcomes on the IOI-HA. *Int J Audiol.* 2010 Aug; 49(8): 586–95.
- Hilfsmittel-Richtlinie des Gemeinsamen Bundesausschusses über die Verordnung von Hilfsmitteln in der vertragsärztlichen Versorgung (Hilfsmittel-Richtlinie / HilfsM-RL) (http://www.g-ba.de/downloads/62-492-599/HilfsM-RL_Neufassung_2011-12-21_2012-03-15.pdf)
- Kießling J, Grugel L, Meister H, Meis M (2011) Übertragung der Fragebögen SADL, ECHO und SSQ ins Deutsche und deren Evaluation. *Z Audiol* 50: 6–16
- Kießling J, Grugel L, Meister H & Meis M (2011) Übertragung der Fragebögen SADL, ECHO und SSQ ins Deutsche und deren Evaluation. *Z Audiol*, 50 (1), 6–16
- Kochkin S. MarkeTrak VIII: Utilization of PSAPs and Direct-Mail Hearing Aids by People with Hearing Impairment. *The Hearing Review*, June 2010; Volume 17
- Kollmeier B, Lenarz T, Winkler A, Zokoll MA, Sukowski H, Brand T, Wagener KC. [Indication for and verification of hearing aid benefit using modern methods of speech audiometry in German]. *HNO.* 2011 Oct; 59(10): 1012–21
- Konsensus-Statement des Fachausschusses Hörgeräte-Technologie und -Versorgung der DGA, Hörgeräteanpassung und -überprüfung. *Z Audiol* 2009. 48(4), 171–175
- Meis M, Meister H, Grugel L & Kießling J (2010) Entwicklung internationaler Frageninventare der Audiologie für den deutschsprachigen Bereich. 55. Internationaler Hörgeräteakustiker-Kongress. Hannover: EUHA
- Meister H, Grugel L, Meis M, Kiessling J. Use of self-assessment inventories in hearing-aid provision: German versions of ECHO and SADL. *Int J Audiol.* 2012 Feb; 51(2): 135–42
- Meister H, Lausberg I, Kießling J, von Wedel H, Walger M. Modeling relationships between various domains of hearing aid provision. *Audiol Neurootol.* 2003 May-Jun; 8(3): 153–65
- Mendel LL. Objective and subjective hearing aid assessment outcomes. *Am J Audiol.* 2007 Dec; 16(2): 118–29
- Saunders GH, Chisolm TH, Abrams HB. Measuring hearing aid outcomes—not as easy as it seems. *J Rehabil Res Dev.* 2005 Jul-Aug; 42(4 Suppl 2): 157–68
- Saunders GH, Lewis MS, Forsline A. Expectations, prefitting counseling, and hearing aid outcome. *J Am Acad Audiol.* 2009 May; 20(5): 320–34
- Vestergaard MD. Self-report outcome in new hearing-aid users: Longitudinal trends and relationships between subjective measures of benefit and satisfaction. *Int J Audiol.* 2006 Jul; 45(7): 382–92
- Wilson C, Stephens D. Reasons for referral and attitudes toward hearing aids: do they affect outcome? *Clin Otolaryngol Allied Sci.* 2003 Apr; 28(2): 81–4
- Wong LL, Hickson L, McPherson B. Satisfaction with hearing aids: a consumerresearch perspective. *Int J Audiol.* 2009; 48(7): 405–27

Messung und Modellierung der Klangqualitäts- wahrnehmung im Bereich der Hörakustik



Rainer Huber,
HörTech GmbH, Oldenburg



Markus Meis,
Hörzentrum Oldenburg GmbH

Die subjektiv empfundene Klangqualität ist einer der wichtigsten, bestimmenden Faktoren für die Nutzerzufriedenheit und die Akzeptanz von Hörhilfen (Hagermann & Gabrielson 1985, Ovegård et al. 1997, Kochkin 2002, Wong et al. 2003). Daher ist die ihre Evaluation unerlässlich. Klangqualität methodisch sauber zu messen ist ähnlich anspruchsvoll wie die Messung von Sprachverständlichkeit. Im Bereich der Telekommunikation existieren daher eine Reihe von internationalen Standards und Empfehlungen zu Messmethoden für Klangqualität und verwandten Größen (ITU-R, 1990, 1997, 2003, 2003a; ITU-T 1996, 1996a, 2003). Im Bereich der Hörakustik dagegen existieren nach Wissen der Autoren bis dato weder derartige Empfehlungen oder gar Standards, noch konnten sich bestimmte Methoden in der Praxis zu de-facto-Standards etablieren. Vielmehr werden in der Praxis vielfältige, uneinheitliche und z. T. nicht-validierte Methoden angewandt (siehe Tabelle 1). Dies hat zur Folge, dass die in verschiedenen Studien erhobenen Daten z. T. nur eingeschränkt vergleichbar und interpretierbar sind und ihre Validität nicht immer vorausgesetzt werden kann.

Da formale, methodisch saubere subjektive Qualitätsevaluationen mit einem hohen zeitlichen, personellen und damit gemeinhin auch finanziellen Aufwand verbunden sind, besteht Bedarf an instrumentellen Messmethoden als Werkzeug zur Ergänzung von subjektiven Tests. Zu diesem Zweck wurden und werden quantitative Modelle der Klangqualitätswahrnehmung entwickelt, wiederum in erster Linie für den Bereich Telekommunikation und Audiocodierung, wofür Standardempfehlungen existieren.

Der vorliegende Beitrag gibt einen Überblick über einschlägige subjektive und objektive, instrumentelle Methoden zur Bewertung von Klangqualität.

Subjektive Bewertungsmethoden

Absolute kategoriale Bewertung (Absolute Category Rating – ACR)

In dieser Methode, die z. B. in der ITU-T¹ Empfehlung P.800 (ITU-T, 1998) beschrieben wird, werden einzelne Stimuli absolut, d. h. ohne

Vergleich mit einem anderen Stimulus, auf einer kategorialen Skala bewertet. Abbildung 1 zeigt als Beispiel die ITU-T Gesamtqualitäts-skala (ITU-T 1998). In der heutigen Praxis werden zumeist (quasi-) kontinuierliche numerische Skalen mit verbalen Kategorien als Ankerpunkte verwendet. Die Mittelung über die numerischen Bewertungs-

Studie	Bewertungsgrößen	Messmethode
Balfour and Hawkins, 1992	<i>Brightness, clarity, fullness, loudness, nearness, smoothness, spaciousness, overall impression</i>	Paarvergleich
Bentler et al., 1993	<i>Loud – soft, clear – hazy, harsh – mellow, distinct – blurred, rough – smooth, pleasant – unpleasant, quiet – noisy, treble – bass, near – far</i>	Absolute kategoriale Bewertung (ACR) mit kontinuierlichen Skalen von 1 – 10
Kates and Kozma-Spytek, 1994	<i>Overall impression</i>	ACR mit kontinuierlichen Skalen von 1 – 10
Neumann et al., 1987, 1994, 1995	<i>Overall sound quality</i>	Paarvergleich (Präferenzangabe)
Ringdahl et al., 1995	<i>Overall sound quality, speech intelligibility</i>	Vergleichende Kategoriale Bewertung (CCR) mit 6-Stufen-Skala
Ovegard et al., 1997	<i>Softness, clarity, brightness, fullness, loudness, total impression</i>	ACR mit kontinuierlichen Skalen von 1 – 10
Agnew, 1997	<i>natural – unnatural, smooth – crinkling, full – tinny</i>	ACR mit kontinuierlichen Skalen von 1 – 10
Marzinzik, 2000	<i>Listening effort</i> <i>Reduction of background noise, naturalness of speech, overall preference</i>	ACR Paarvergleich (Präferenzangabe)
M. Hansen, 2002	<i>Overall sound quality, speech intelligibility</i>	Paarvergleich (Präferenzangabe)
Keidser et al., 2003	<i>Overall sound quality</i>	CCR mit 6-Stufen-Skala
Alcantara et al., 2003	<i>„satisfaction“ regarding overall comprehension, listening effort, sound quality, sound clarity, listening comfort</i>	ACR mit 5-Stufen-Skala
Narendran and Humes, 2003	<i>softness, brightness, clarity, fullness, nearness, loudness, spaciousness, total impression</i>	ACR
Parsa et al., 2013	<i>(Relative) Overall sound quality</i>	MUSHRA

Tabelle 1: Einige in der Literatur berichtete Messmethoden und Bewertungsgrößen zur subjektiven Klangqualitäts-Evaluation von Hörgeräten

¹ International Telecommunication Union – Telecommunication Standardization Sector

Scores aller Testhörer ergibt den sogen. Mean Opinion Score (MOS). Vorteile dieser Methode für die Evaluation von Hörsystemen sind die verwendeten absoluten, direkt interpretierbaren Bewertungen sowie ihre relativ schnelle Durchführbarkeit. Als Nachteile sind zu nennen: Die geringe Trennschärfe zwischen den Test-Konditionen (z. B. verschiedene Hörgeräte), eine typischerweise recht hohe inter-individuelle Streuung der Bewertungen sowie eine z. T. mäßige Reliabilität, vor allem bei untrainierten Hörern.

Kategorie	Score
ausgezeichnet	5
gut	4
ordentlich	3
mäßig	2
schlecht	1

Tabelle 1: ITU-T Skala zur Bewertung der absoluten Gesamtqualität

Vergleichende kategoriale Bewertung (Comparison Category Rating – CCR)

Hier erfolgt die Bewertung der Stimuli in A/B-Paarvergleichen mit fester Referenz (A oder B, zufällig) unter Verwendung einer pipolaren Skala. Für den Fall der Gesamtqualität zeigt Abbildung 2 wiederum ein Beispiel nach ITU-T P.800. Die Mittelung über der Bewertungen aller Testhörer ergibt den sogen. *Comparison Mean Opinion Score* (CMOS).

Diese Methode hat die Vorteile, durch den direkten Vergleich eine höhere Trennschärfe zwischen den Test- und Referenzkonditionen sowie eine etwas höhere Reliabilität als die absolute Bewertungsmethode zu besitzen. Die relative Bewertung stellt jedoch zugleich auch einen Nachteil dar, insofern die Urteile nicht absolut interpretierbar und abhängig von der verwendeten Referenz sind, von der auch die Vergleichbarkeit der Ergebnisse verschiedener Messreihen bzw. Studien abhängt.

Kategorie	Score
viel besser	3
besser	3
etwas besser	1
etwa gleich	0
etwas	-1
schlechter	-2
viel schlechter	-3

Tabelle 2: ITU-T Skala zur Bewertung der relativen Gesamtqualität von B im Vergleich zu A

Vollständiger Paarvergleichstest

Beim vollständigen Paarvergleichstest werden A/B-Vergleiche aller möglichen Paare der Teststimuli durchgeführt; es gibt keine definierte Referenz. Im einfachsten Fall hat der/die Testhörer/in lediglich denjenigen Stimulus auszuwählen, der z. B. lauter, schärfer, verzerrter oder „besser“ klingt. Alternativ oder zusätzlich zur bloßen A/B-Auswahl lässt sich auch eine vergleichende Bewertung (CCR, s. o.) durchführen. Als unmittelbares Gesamtergebnis im erstgenannten, einfachen Fall ergibt sich eine „Gewinner“-Matrix, in der für jedes mögliche Stimuluspaar A/B angegeben ist, wie oft (summiert über alle Testhörer) Stimulus A gegenüber B ausgewählt wurde, also aus dem Vergleich mit B als „Gewinner“ hervorgegangen ist. Die zeilen- bzw. spaltenweisen Summen dieser Matrix ergeben die Anzahl der „Gewinne“ der jeweiligen Stimuli insgesamt. Aus den Summen lassen sich Rangfolgen der Stimulusbewertungen ablesen. Durch Anwendung geeigneter Modelle auf die Gewinnermatrix lassen sich u. U. jedoch über die bloße Rangfolge hinaus auch Bewertungen der Stimuli auf einer metrischen Skala berechnen und dadurch Differenzen oder Verhältnisse zwischen den Stimulusbewertungen quantifizieren (z. B. per BTL-Skalierung nach Bradley, Terry und Luce (Bradley & Terry 1952; Luce 1959, 1977).

Der vollständige Paarvergleich besitzt die höchste Trennschärfe aller Methoden und stellt zugleich (für den o. g. einfachsten Fall) die für die Probanden einfachste und verlässlichste Bewertungsmethode dar. Zugleich ist sie, zumindest für nicht sehr kleine Stimuluszahlen N, die zeitaufwändigste Methode. (Die Zahl der zu vergleichenden Paare beträgt $N*(N-1)/2$.) Außerdem sind die Bewertungen der Stimuli nicht absolut interpretierbar, sondern nur relativ zu den anderen verwendeten Stimuli; ohne Anwendung von Modellen sogar nur die Rangfolge der Bewertungen.

MUSHRA – „MULTI Stimulus test with Hidden Reference and Anchors“

Diese Methode wurde von der ITU-R² in ihrer Empfehlung BS.1534-1 zur Bewertung von „Audiosystemen mittlerer oder geringer Audioqualität“ empfohlen (ITU-R, 2003). Es handelt sich dabei um eine implizit vergleichende Methode, bei der angestrebt wird, die Vorteile absoluter, kategorialer Bewertungsmethoden einerseits und vergleichender Methoden andererseits zu kombinieren. Dazu werden den Testhörern Stimuli aller zu bewertenden Testsysteme (z. B. Audiocodes) parallel zur Bewertung dargeboten (→ „Multi Stimulus test“).

Mittels graphischer Benutzungsoberfläche (Beispiel siehe Abbildung 3) können die Testhörer die verschiedenen Stimuli zum Anhören auswählen und anhand numerischer Skalen mit absoluten verbalen Attributen als Ankerpunkte bewerten. Dabei dürfen sie beliebig zwischen den Stimuli wechseln und diese so oft anhören wie sie möchten und ihre Bewertungen dabei ggf. korrigieren; dadurch können sie sich an ihren Bewertungen der übrigen Stimuli orientieren und diese ggf. anpassen. Die ITU-R-Empfehlung sieht zudem die Verwendung einer expliziten, offenen Referenz sowie einer versteckten Referenz und Ankerstimuli vor (→ „Hidden Reference and Anchors“). Die Verwendung von definierten Standardankern (z. B. Tiefpassfilter) soll dazu dienen, einen einheitlichen Bewertungs-Bezugsrahmen aufzuspannen und so die Ergebnisse verschiedener Studien vergleichbar zu machen.

² International Telecommunication Union - Radiocommunication Sector

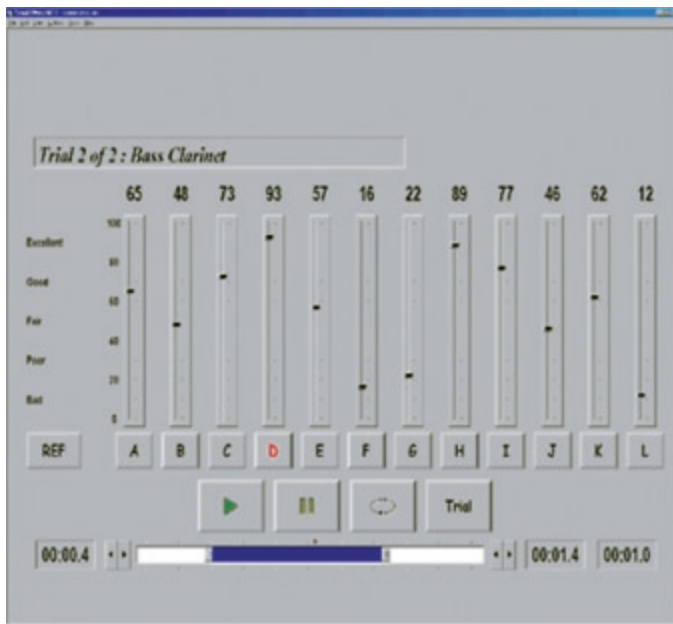


Abbildung 3: Beispiel einer graphischen Benutzeroberfläche der MUSHRA-Methode (Aus: ITU-R BS.1534-1)

Die Vorteile der MUSHRA-Methode sind die erwähnten übernommenen Vorteile der absoluten Bewertung (Interpretierbarkeit) und der vergleichenden Methoden (höhere Trennschärfe). Von der simultanen, implizit vergleichenden Bewertung aller Testsysteme profitiert auch die Reliabilität der Rangfolge der unterschiedlichen Stimulus-Bewertungen. Erkauft werden diese Vorteile vor allem durch eine gestiegene Komplexität der Aufgabe und der Handhabung der Benutzungsoberfläche, was vor allem für ältere bzw. weniger Technik-affine Benutzergruppen, wie sie bei Hörsystem-Evaluationen nicht untypisch sind, einen kritischen Nachteil der Methode darstellt. Die MUSHRA-Methode lässt sich für große Zahlen von Stimuli bzw. Testsystemen schneller durchführen als ein vollständiger Paarvergleichstest, aber weniger schnell als eine absolute Bewertung separater Stimuli (ACR) oder paarweise Vergleiche mit fester Referenz (CCR).

simple_mushra – eine vereinfachte MUSHRA-Variante

Die o. g. Vorteile der MUSHRA-Messmethode lassen sie grundsätzlich als attraktive Methode auch zur Evaluation von Hörsystemen erscheinen. Um ihren einzigen wesentlichen Nachteil, die Komplexität der Durchführung, abzumildern, wurde im Kompetenzzentrum HörTech eine vereinfachte Variante der Methode entwickelt und mit schwerhörenden Probanden erfolgreich getestet. Die Vereinfachung der im Folgenden als „simple_MUSHRA“ bezeichneten Variante besteht zum Einen in der Begrenzung der Zahl simultan dargebotener Stimuli auf maximal sechs, zum Anderen in der Ersetzung der quasi-kontinuierlichen Bewertung per Schieberegler durch 9–13 diskrete Schaltflächen („Buttons“). Jede zweite Schaltfläche ist dabei einer verbalen Kategorie zugeordnet. Eine zusätzliche numerische Skala wie im Original wird nicht verwendet. Die Verwendung einer expliziten, definierten Referenz mit optimaler Klangqualität ist im Bereich Hörsystem-Evaluation mit schwerhörenden Testhörern nur in Spezialfällen möglich bzw. sinnvoll (z. B. ungestörte Sprache bei der Evaluation von Störgeräuschreduktionsalgorithmen). I. A. wird daher kein explizit als Referenz definierter Stimulus angeboten. Abbildung 4 zeigt die graphische Benutzeroberfläche der vereinfachten Methode. Sind mehr als

sechs Teststimuli zu bewerten, so werden die Stimuli z. T. redundant auf mehrere aufeinanderfolgende Bewertungsmatrizen verteilt. Zwei der Stimuli werden dabei in allen Matrizen dargeboten, jedoch nur in der ersten Darbietung bewertet. Bei den weiteren Darbietungen werden die bereits abgegebenen Bewertungen dieser Stimuli übernommen und zur Orientierung des Nutzers angezeigt. Sie können jedoch nicht mehr geändert werden. Die Verwendung solcher „Binnen-Anker“ soll dazu dienen, einen konstanten Bezugsrahmen für die Bewertungen über mehrere Darbietungen hinweg sicher zu stellen.

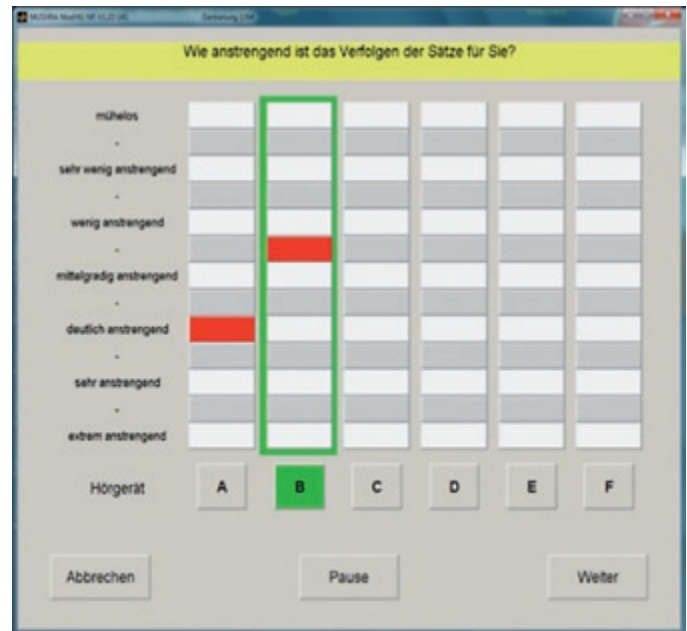


Abbildung 4: Graphische Benutzungsoberfläche der simple_MUSHRA-Methode mit Bewertungsmatrix. (Beispiel: Bewertung der Höranstrengung). Das aktuell ausgewählte Hörgerät ist grün.

Vergleich MUSHRA – vollst. Paarvergleichstest

Um die Anwendbarkeit und Verlässlichkeit der MUSHRA-Methode zur Klangqualitätsevaluation von Hörgeräten zu untersuchen, wurde am Kompetenzzentrum HörTech die Gesamtklangqualität und die empfundene Höranstrengung von verschiedenen Alltagssignalen, die durch sechs kommerzielle Hörgeräte verarbeitet wurden, sowohl mit der MUSHRA-Methode (noch ohne Vereinfachung, d. h. mit quasi-kontinuierlicher Bewertung) und per vollständigem Paarvergleich mit 18 schwerhörenden Probanden gemessen. Die Ergebnisse für die Gesamtqualität sind in Abbildung 5 exemplarisch für drei der verwendeten neun Testsignale grafisch dargestellt. Es zeigt sich eine hohe Vergleichbarkeit der Ergebnisse; die (Pearson-)Korrelationen zwischen den BTL-skalierten Paarvergleichsergebnissen und den MUSHRA-MOS-Werten liegen oberhalb von 0.9 (die mittlere signalspezifische Korrelation sogar oberhalb von 0.95). Untersuchungen der Test-Retest-Reliabilität brachten ebenfalls vergleichbare Ergebnisse für beide Methoden, bei geringerem Messzeitaufwand der MUSHRA-Methode. Es gab jedoch Rückmeldungen der Versuchsleiterin dahingehend, dass die Bedienung der Methode nicht allen Probanden ganz leicht gefallen sei. Dies motivierte letztlich die Vereinfachung der Methode zur simple_MUSHRA-Variante.

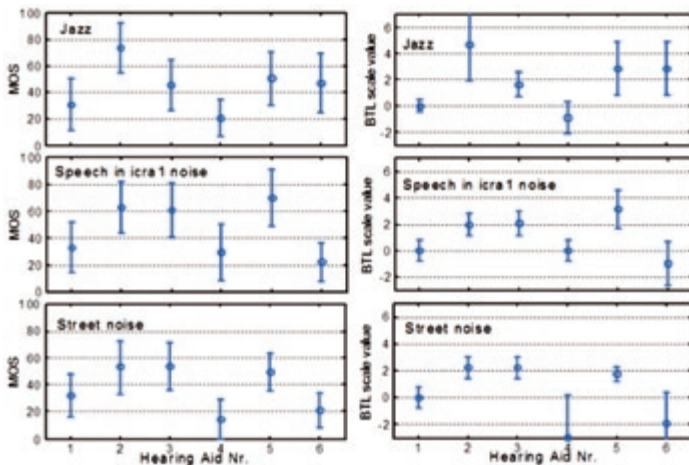


Abbildung 5: Gesamtqualitätsbewertungen von Hörgeräteausgangssignalen, gemessen mit der MUSHRA-Methode (links) bzw. Paarvergleichstest mit anschließender BTL-Skalierung der Messdaten (rechts). Oben: Jazzmusik; Mitte: Sprache im stationären, sprachsimulierenden Störgeräusch; unten: Straßenlärm.

Modellierung

Quantitative Modelle der Klangqualitätswahrnehmung wurden und werden v. a. zu dem Zweck entwickelt, als Werkzeug zur instrumentellen, objektiven Qualitätsbewertung bzw. Vorhersage subjektiver Qualitätsbewertungen zu dienen. Solche Werkzeuge haben gegenüber formalen subjektiven Hörtests die Vorteile, weit weniger zeit- und kostenintensiv zu sein, quantitative Bewertungen mit hoher Auflösung liefern zu können sowie reproduzierbarer und unabhängig vom Untersucher bzw. Testhörer-Kollektiv, d. h. objektiv zu sein. Auch können sie in Fällen eingesetzt werden, in denen subjektive Hörtests gar nicht möglich sind, wie z. B. zur Online-Qualitätskontrolle während des Betriebs des zu bewertenden Systems oder gar zu dessen Steuerung („model in the loop“). Dem gegenüber stehen die potenziellen Nachteile, dass Modellvorhersagen und subjektive Bewertungen in einigen Anwendungsbereichen nicht immer befriedigend korrelieren; ferner die Abhängigkeit der derzeit erfolgreichsten Klasse von Qualitätsmodellen von der Verfügbarkeit von Referenzsignalen, die die optimale bzw. gewünschte Qualität repräsentieren. Aus diesen Gründen werden formale Hörtests immer den Goldstandard der Klangqualitätsevaluation darstellen und Qualitätsmodelle nie den Anspruch haben, subjektive Hörtests gänzlich zu ersetzen. Vielmehr sollen sie als Werkzeug zur Ergänzung von Hörtests dienen in Fällen, wo diese zu aufwändig oder nicht möglich wären (s. o.). Im Folgenden sollen die grundlegenden Ansätze derzeit gängiger Qualitätsmodelle und ihre (potenzielle) Anwendung zur Evaluation von Hörsystemen vorgestellt werden.

Vergleichsbasierte, perzeptuelle Modelle

Die erfolgreichsten Modelle zur Vorhersage von wahrgenommener Sprach- bzw. Audioqualität verfolgen als grundlegenden Ansatz den Vergleich sogen. „interner Repräsentationen“. Dabei wird ein Audio-signalpaar (das zu bewertende Testsignal und ein Referenzsignal, das die ideale bzw. gewünschte Klangqualität definiert) durch ein quantitatives Modell der auditorischen Signalverarbeitung auf seine interne Repräsentationen abgebildet und dort, auf der modellierten Perzeptionsebene, miteinander verglichen (z. B. ITU-R 1998; ITU-T 2011; Kates & Arehart 2010, 2014; Hansen & Kollmeier 2000; Huber & Koll-

meier 2006). Dies soll den angenommenen Prozess bei der subjektiven Beurteilung der Audioqualität bzw. Übertragungsqualität von verlustbehafteten Audioverarbeitungs- oder -übertragungssystemen (z. B. Sprachcodern) simulieren.

Bei der Evaluation von Hörsystemen kann dieser v. a. aus dem Telekommunikationsbereich stammende Ansatz offensichtlich nicht direkt übernommen werden, da in diesem Fall das originale, unverarbeitete Audiosignal nicht die gewünschte Referenz darstellt und die vom Testsystem (hier: das Hörsystem) bewirkten Signalveränderungen (z. B. frequenzabhängige Dynamikkompression) größtenteils beachtet sind. Für die Anwendung vergleichsbasierter Qualitätsmodelle zur Evaluation auf Hörsysteme wird also eine andere Referenz als das unverarbeitete Eingangssignal benötigt. Theoretisch könnte diese durch ein Referenzhörsystem von idealer bzw. gewünschter Klangqualität generiert werden. In der Praxis existiert ein solches ideales Referenzsystem i. A. jedoch nicht. Es gibt aber Spezialfälle, in denen geeignete Referenzsignale zur Verfügung stehen. Als Beispiel seien Verfahren zur Verbesserung verrauschter oder verhallter Sprache genannt. Sofern die unverrauschte bzw. unverhallte Sprache („clean speech“) zur Verfügung steht, lässt sich diese – entweder „clean“ oder nur leicht verrauscht bzw. verhallt – als Referenz zur modellbasierten Vorhersage subjektiver Qualitätsbewertungen von Sprachverbesserungssystemen verwenden.

Abbildung 6 zeigt ein exemplarisches Ergebnis einer Anwendung des Audioqualitätsmodells PEMO-Q nach Huber und Kollmeier (2006) auf Daten einer Evaluationsstudie des Hörzentrums Oldenburg, in der die Störgeräuschreduktionsprogramme von vier kommerziellen Hörgeräten subjektiv verglichen wurden. Dazu beurteilten 20 schwerhörnde Probanden die empfundene Höranstrengung u. a. von Sprache in sprachsimulierendem Rauschen bei sechs unterschiedlichen Signal-zu-Rauschverhältnissen (SNR), verarbeitet durch die vier Hörgeräte mit und ohne aktiviertem Störgeräuschreduktionsprogramm. Die Aus-

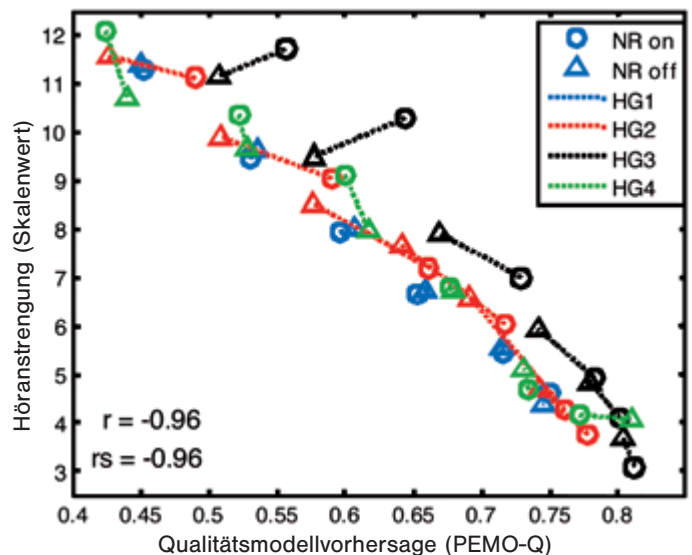


Abbildung 6: Vergleich gemittelter subjektiver Bewertungen der Höranstrengung (Ordinate) mit Modellvorhersagen (Abszisse).

Farben: Hörgeräte (HG1-HG4). Symbole: Störgeräuschreduktion (NR) aktiv (Kreise) oder nicht aktiv (Dreiecke). r : Pearson-Korrelationskoeffizient. r_s : Rangkorrelationskoeffizient nach Spearman.

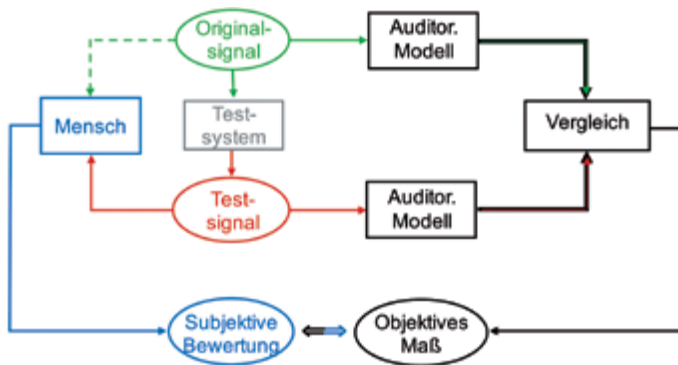


Abbildung 7: Vergleichsbasierter Ansatz zur Vorhersage (relativer) subjektiver Qualitätsbewertungen von Audiosystemen

gangssignale der Hörgeräte wurden zuvor aufgenommen und ihre Langzeitspektren (bei inaktiver Störgeräuschreduktion) untereinander angeglichen, so dass i. W. nur noch der Einfluss der verschiedenen Störgeräuschreduktionsprogramme für unterschiedliche Klangeigenschaften der Signale verantwortlich war und isoliert bewertet werden konnte. Dieselben Signale wurden durch das Qualitätsmodell verarbeitet, wobei als Referenz die Sprach-Störgeräusch-Mischung mit dem höchsten SNR diene. Wie Abbildung 6 zeigt, ergibt sich in diesem Fall eine sehr hohe Übereinstimmung von gemittelten subjektiven Bewertungen und entsprechenden Modellvorhersagen. (Korrelation $r = -0.96$).

Ein weiteres Beispiel für Spezialfälle, in denen geeignete Referenzsignale zur Evaluation von Hörsystemen durch vergleichsbasierte Modellen existieren, ist die Frequenzkompression; zumindest, wenn die Natürlichkeit des Klanges als Qualitätskriterium zugrunde gelegt wird. Eine Frequenzkompression, bei der ein oberer Teil des Frequenzspektrums in einen niedrigeren Frequenzbereich komprimiert wird, um dadurch für hochgradig Hochtenschwerhörnde wieder hör-

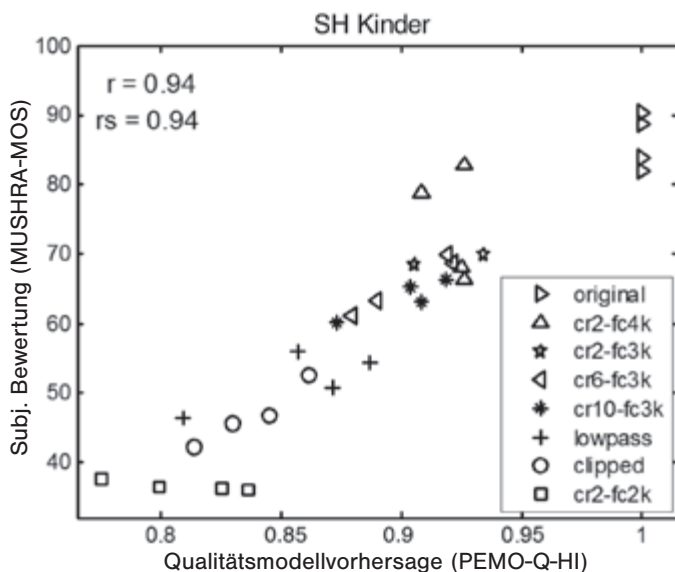


Abbildung 8: Subjektive (Ordinate) versus modellbasierte Qualitätsbewertungen (Abszisse) frequenzkomprimierter Sprache.

Symbole: Signalverarbeitungen (verschiedene Kompressionseinstellungen sowie Anker-Konditionen Clipping und Tiefpassfilterung).

bar zu werden, wird immer die Natürlichkeit der Signale verringern, auch für Schwerhörnde, v. a. zu Beginn der Versorgung. Daher kann das Audiosignal, das durch das Hörgerät mit inaktiver Frequenzkompression verarbeitet wurde, als Referenzsignal zu Beurteilung des Einflusses der Frequenzkompression auf die empfundene Klangnatürlichkeit verwendet werden.

Diese Vorgehensweise wurde in der Studie von Huber et al. (2014) angewandt.

Abbildung 8 zeigt ein Teilergebnis daraus mit subjektiven Bewertungen (gemittelte MUSHRA-Skalenwerte) von neun schwerhörnden Kindern im Vergleich zu Modellvorhersagen durch PEMO-Q-HI (erweiterte PEMO-Q-Version zur Berücksichtigung von Schwerhörigkeit). Als Qualitätskriterium diene hier die empfundene Gesamtqualität. (Diese war im vorliegenden Fall dominiert durch die empfundene Natürlichkeit.) Als Standard-Anker-Verarbeitungsbedingungen für die MUSHRA-Methode wurden Amplituden-Clipping und Tiefpassfilterung ergänzt. Trotz dieser recht unterschiedlichen Arten der Qualitätsveränderung konnte eine hohe Korrelation zwischen subjektiven Bewertungen und Modellvorhersagen erzielt werden ($r = 0.94$; bei Mittelung über verschiedene Testsignale (je zwei weibliche und männliche Sprecher) sogar $r = 0.99$).

Ein denkbarer alternativer Ansatz zur Lösung des Problems nicht-verfügbarer, ideal-verarbeiteter Referenzsignale für die Anwendung vergleichsbasierter Qualitätsmodelle ist in Abbildung 10 dargestellt. Hier dient die interne Repräsentation des unverarbeiteten Originalsignals als Referenz, wahrgenommen durch einen modellierten Normalhörenden. Dieser theoretisch plausibel erscheinende Ansatz hat nach Wissen der Autoren jedoch bisher in der Praxis noch keine allgemein befriedigenden Vorhersageleistungen erzielen können. Ein möglicher Grund hierfür könnte sein, dass die Wahrnehmung eines Normalhörenden nicht notwendigerweise und generell die ideale Referenz für Schwerhörnde darstellen muss, v. a. bei langjährig bestehendem, unversorgtem Hörverlust. Des Weiteren ist der Anspruch an die Korrektheit der Modellierung der Schwerhörigkeit bei diesem Ansatz womöglich höher. Während sich etwaige Ungenauigkeiten oder Fehler im auditorischen Modell bei der Berechnung der internen Repräsentationen durch das gleiche Modell im Test- und Referenzpfad teilweise oder ganz beim Vergleich der internen Repräsentationen herausheben können, ist dies im vorgestellten alternativen Ansatz, bei dem unterschiedliche Modelle zur Berechnung der beiden internen Repräsentation zur Anwendung kommen, nicht oder nur stärker eingeschränkt möglich.

Absolute, „single-ended“ Qualitätsmodelle

Die Notwendigkeit von Referenzsignalen und der explizit relative Charakter ihrer Qualitätsbewertungen stellen die wesentlichen Nachteile vergleichsbasierter (auch: „double-ended“ oder „intrusive“) Qualitätsmodelle dar. Daher wurden und werden auch Qualitätsmodelle entwickelt, die nur auf Basis des Ausgangssignals des zu bewertenden Systems ohne expliziten Bezug auf ein Referenzsignal, also „absolut“, Qualitätsmaße berechnen. Vorreiter solcher als „single-ended“ oder „non-intrusive“ bezeichneten Verfahren waren wiederum Sprachqualitätsmodelle für den Bereich der Telekommunikation als Hauptanwendungsbereich. Das Modell, das im gegenwärtigen ITU-T-Standard P.563 beschrieben wird, berechnet aus dem Sprachsignal am Ausgang eines zu bewertenden Testsystems Parameter eines zugrunde gelegten Vokaltraktmodells und schließt daraus u. a. auf die Natürlichkeit des Sprachsignals. Des Weiteren werden SNR geschätzt sowie

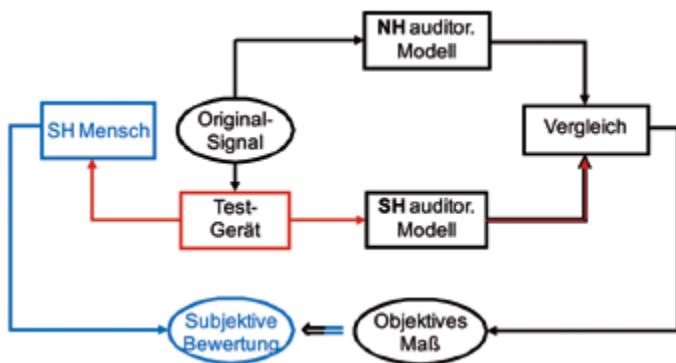


Abbildung 9: Alternativer vergleichsbasierter Ansatz zur Vorhersage von Qualitätsbewertungen Schwerhöriger (SH). Im oberen Referenzpfad wird ein Normalhörenden-(NH)-Modell zur Berechnung der internen Repräsentation des Originalsignals verwendet, während im Testpfad ein Schwerhörigen-Modell verwendet wird.

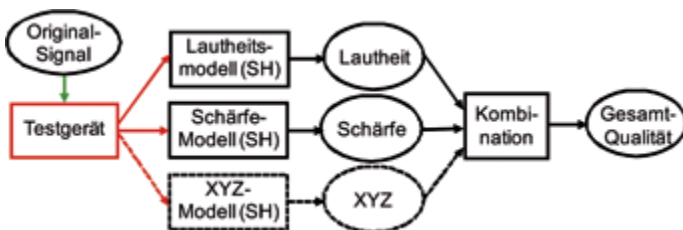


Abbildung 10: Beispiel-Schema eines "single-ended"-Ansatzes zur Abschätzung der Gesamtqualität über die Berechnung und Kombination psychoakustischer Maße.

zeitliche Unterbrechungen detektiert. (ITU-T 2004). Viele dieser Störungsarten sind typisch für Telekommunikationsanwendungen, weniger jedoch für Hörsysteme. Andere Ansätze zur absoluten Qualitätsabschätzung verwenden psychoakustische Modelle zur Berechnung psychoakustischer Maße wie z. B. Lautheit, Schärfe, Rauigkeit u. a. und kombinieren diese ggf. zu Gesamtmaßen für Qualität, Lästigkeit (Aures 1985) oder Angenehmheit (Schmalfuß 2004, Schmalfuß et al. 2004). Dieser Ansatz ist schematisch in Abbildung 9 dargestellt.

Ähnlich wie bei den vergleichsbasierten Qualitätsmodellen konnten auch für einige „absoluten“ Qualitätsmodelle z. T. gute Übereinstimmungen mit subjektiven Bewertungen von Hörsystemen in einzelnen Studien und Anwendungen gefunden werden. An der Entwicklung allgemeingültiger Modelle für die Bewertung verschiedener Systeme und Anwendungen im Bereich der Hörakustik, insbesondere zur Bewertung kompletter Hörsysteme inkl. ihrer Anpassungsgüte für individuelle Schwerhörige wird weiterhin gearbeitet.

Literatur

Agnew J (1997) Sound quality evaluation of anti-saturation circuitry in a hearing aid. *Scand. Audiol.* 26(1): 15–22
 Alcantara J L, Moore B C, Kühnel V & Launer S (2003) Evaluation of the noise reduction system in a commercial digital hearing aid. *Int. J. Audiol.* 42(1): 34–42
 Aures W. (1985). Der sensorische Wohlklang als Funktion psychoakustischer Empfindungsgrößen. *Acustica* 58: 282–290
 Balfour PB & Hawkins DB (1992) A comparison of sound quality judgments for monaural and binaural hearing aid processed stimuli. *Ear Hear.* 13(5): 331–9
 Bentler RA, Niebuhr DP, Getta JP & Anderson CV (1993) Longitudinal study of hearing aid effectiveness. II: Subjective measures. *J. Speech. Hear. Res.* 36(4): 820-31

Bradley RA & Terry ME (1952) Rank analysis of incomplete block designs, I. The method of paired comparisons. *Biometrika* 39: 324-345
 Hansen M (2002) Effects of multi-channel compression time constants on subjectively perceived sound quality and speech intelligibility. *Ear Hear.* 23(4): 369-80
 Hansen M & Kollmeier B (2000) Objective Modeling of Speech Quality with a Psychoacoustically Validated Auditory Model. *Journal of the Audio Engineering Society*, 48(5): 395–409
 Huber R & Kollmeier B (2006) PEMO-Q: A New Method for Objective Audio Quality Assessment Using a Model of Auditory Perception. *IEEE Transactions on Audio, Speech and Language Processing*, 14(6): 1902–1911
 Huber R, Parsa V, Scollie S (2014) Predicting the perceived sound quality of frequency-compressed speech. Submitted to *PlosOne*.
 ITU-R (1997) Methods for the subjective assessment of small impairments in audio systems including multichannel sound systems. Recommendation BS.1116-1. International Telecommunication Union, Geneva
 ITU-R (1998) Method for objective measurement of perceived audio quality. Recommendation BS.1387. International Telecommunications Union. Geneva
 ITU-R (2003) General methods for the subjective assessment of sound quality. Recommendation BS.1284-1. International Telecommunication Union, Geneva
 ITU-R (2003) Method for the subjective assessment of intermediate quality level of coding systems. Recommendation BS.1534-1. International Telecommunication Union. Geneva
 ITU-T (1996) Methods for subjective determination of transmission quality. Recommendation P.800. International Telecommunication Union. Geneva
 ITU-T (1996) Subjective performance assessment of telephone-band and wideband digital codecs. Recommendation P.830. International Telecommunication Union, Geneva
 ITU-T (2003) Subjective test methodology for evaluating speech communication systems that include noise suppression algorithm. Recommendation P.835. International Telecommunication Union, Geneva
 ITU-T (2004) Single-ended method for objective speech quality assessment in narrow-band telephony applications. Recommendation P.563. International Telecommunication Union, Geneva
 ITU-T (2011) Perceptual objective listening quality assessment. Recommendation P.863. International Telecommunication Union, Geneva
 Kates JM & Arehart KH (2010) The Hearing-Aid Speech Quality Index (HASQI). *The Journal of the Audio Engineering Society*, 58(5): 363–381
 Kates JM & Arehart KH (2014) The Hearing-Aid Speech Quality Index (HASQI) Version 2. *Journal of the Audio Engineering Society*, 62(3): 99–117
 Kates JM & Kozma-Spytek L (1994) Quality ratings for frequency-shaped peak-clipped speech. *J. Acoust. Soc. Am.* 95(6): 3586–94
 Keidser G, Dillon H, Silberstein H and O'Brien A (2003) Sound quality in hearing aids. Annual Report 2002–2003. National Acoustic Laboratories, Australia
 Luce RD (1959) Individual choice behavior: a theoretical analysis. J. Wiley and Sons, New York
 Luce RD (1977) The choice axiom after twenty years. *J. Math. Psych.* 15: 215–233
 Marzinzik M (2000) Noise reduction schemes for digital hearing aids and their use for the hearing impaired. Shaker. ISBN 3-8265-8513-5
 Narendran MM & Humes LE (2003) Reliability and validity of judgments of sound quality in elderly hearing aid wearers. *Ear Hear.* 24(1): 4–11
 Neuman AC, Bakke MH, Hellman S & Levitt H (1994) Effect of compression ratio in a slow-acting compression hearing aid: paired-comparison judgments of quality. *J. Acoust. Soc. Am.* 96(3): 1471–8
 Neuman AC, Bakke MH, Mackersie C, Hellman S & Levitt H (1995) Effect of release time in compression hearing aids: paired-comparison judgments of quality. *J. Acoust. Soc. Am.* 98(6): 3182–7
 Neuman AC, Levitt H, Mills R & Schwander T (1987) An evaluation of three adaptive hearing aid selection strategies. *J. Acoust. Soc. Am.* 82(6): 1967–76
 Ovegard A, Lundberg G, Hagerman B, Gabriellsson A, Bengtsson M & Brandstrom U (1997) Sound quality judgment during acclimatization of hearing aid. *Scand. Audiol.* 26(1): 43–51
 Parsa V, Scollie S, Glista D, Seelisch A (2013) Nonlinear frequency compression: Effects on sound quality ratings of speech and music. *Trends Amplif.* 17(1): 54–88
 Ringdahl A, Israelsson B & Caprin L (1995) Paired comparisons between the Classic 300 bone-anchored and conventional bone-conduction hearing aids in terms of sound quality and speech intelligibility. *Br. J. Audiol.* 29(6): 299–307
 Schmalfuß (2004) Anwendung psychoakustischer Methoden und Modelle zur Feinanpassung von Hörgeräten mit natürlichen Schallen. Dissertation, Technische Universität München
 Schmalfuß A, Fröhlich M, & Haubold J (2004) Validierung eines psychoakustischen Modells zum Höreindruck Angenehmheit für Schwerhörige. In: Tagungsband der 7. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie, Leipzig; Deutsche Gesellschaft für Audiologie e. V.
 Hagerman B, Gabriellsson A (1985) Questionnaires on desirable properties of hearing aids. *Scand Audiol.* 14(2): 109–111
 Kochkin S (2002) Marketrak VI: 10-year customer satisfaction trends in the US hearing instrument market. *Hearing Review*, 9 (10): 14–25
 Ovegård A, Lundberg G, Hagerman B, Gabriellsson A, Bengtsson M, Brändström U (1997) Sound quality judgment during acclimatization of hearing aid. *Scand Audiol.* 26: 43–51
 Wong LLN, Hickson L, McPherson B (2003) Hearing aid satisfaction: what does research from the past 20 years say? *Trends Amplif.* 7(4): 117–161

Subjektive Beurteilung der Hörqualität durch hörgeschädigte Grundschüler – Möglichkeiten und Grenzen



Barbara Bogner,
Pädagogische Hochschule Heidelberg

Fragt man hörende Kinder, wie gut sie hören können, wird man vermutlich wenig differenzierte Aussagen erhalten, da – wenn Hören gut funktioniert – wir nicht darüber nachdenken, wie wir hören. Unterstellt man hörgeschädigten Kindern ein ähnliches Vorgehen, kommt erschwerend hinzu, dass sie keinen direkten Vergleich haben, wie bestimmte Ereignisse für hörende Menschen klingen und in der Folge ihr eigenes Hören als normal ansehen. Hörgeräte werden u. U. nach völlig anderen Kriterien beurteilt, als dies Anpasser und Pädagogen erwarten. Auf die Frage, was denn an den neuen Hörgeräten viel besser sei als bei den alten, antwortete ein Erstklässler beispielsweise: „Sie sind blau!“. Wie auch immer: Es stellt sich die Frage, durch welches Instrumentarium es hörgeschädigten Kindern ermöglicht wird, sich differenziert über ihre hörtechnische Versorgung und das Hören damit zu äußern und damit ihre subjektive Hörqualität zu beurteilen. Dazu ist zunächst zu klären, was unter „Hörqualität“ zu verstehen ist. Die vorgestellte Arbeit geht davon aus, dass die subjektive Hörqualität mittels eines bildgestützten Fragebogens erfasst werden kann, in dem anhand konkreter Hörsituationen im Kontext Schule eingeschätzt wird, wie Lehrer oder Mitschüler zu hören und zu verstehen sind, d. h. wie die Qualität des akustischen Verstehens beschaffen ist. Das Instrumentarium wurde aus englischsprachigen Inventaren für deutsche Schüler adaptiert und im Rahmen einer Pilotstudie erprobt. Erste Ergebnisse werden vorgestellt.

Qualitätsbegriff

Der Begriff „Qualität“ ist von dem lateinischen Wort „qualitas“ abgeleitet und lässt sich mit Beschaffenheit bzw. Eigenschaft eines bestimmten Gegenstandes oder Erfahrungsfeldes übersetzen. Der Begriff ist zunächst neutral und wertfrei, wird jedoch auch zur Einschätzung von Güte, Wert oder Niveau eines Objektes verwendet (Terhart 2000). Im Gesundheitsbereich wird Qualität in den Ebenen Struktur-, Prozess- und Ergebnisqualität beschrieben. Seit Ende der 80er-Jahre des vergangenen Jahrhunderts spielt die Diskussion zum Thema „Qualität“ auch in den Bildungswissenschaften eine große Rolle. Qualität zu definieren ist dabei schwierig, da der Qualitätsbegriff aus verschiedenen Kontexten heraus bestimmt wird. Meist beurteilt man damit et-

was als sehr gut bzw. sehr gelungen, als etwas, das etwas Besonderes ist (Qualität als Ausnahme, Exzellenz) oder auch als etwas, das den vorgeschriebenen Standards möglichst genau entspricht oder diese sogar übertrifft. Qualität wird bei dieser Sichtweise am Ergebnis festgemacht. Obwohl auch Standards relativ sind, werden sie gerne als „objektive Bezugsgrößen“ verwendet (Qualität als objektivierbare Größe). Ein weiterer Ansatz betont daher Konsistenz und fokussiert sich dabei auf Prozesse, die dazu beitragen, dass Qualität von Anfang an entsteht, dass von Anfang an die Dinge in der richtigen Weise getan werden, so dass Fehler nicht bei abschließenden Kontrollen eliminiert werden müssen (Harvey & Green 2000, Helmke et al. 2000). Neben diesen eher technisch-funktionalen Qualitätsbegriffen spielen im Rahmen von Qualitätsmanagement zunehmend Kundenwünsche oder Kundenbedürfnisse eine entscheidende Rolle. Hier kommen subjektive Bewertungskriterien ins Spiel, die unter der Kategorie „Zufriedenheit“ gefasst werden und die sich nicht mit objektiven Standards decken müssen (Qualität als subjektive Größe) (Keupp 2004). Bezogen auf das Hören mit technischen Hörhilfen kann man die Qualität der hörtechnischen Versorgung bewerten, wie gut aber ein Kind damit hören lernt, ist von vielen weiteren Faktoren wie z. B. individuellen Bedingungen des Kindes, Bedingungen des Umfelds, Beginn und Dauer, Art und Umfang der Förderung abhängig. Die Qualität des Hörens wird somit von verschiedenen Prozessen gesteuert (Diller 2003). Hörqualität vollzieht sich demnach im Spannungsfeld des Abgleichs mit Standards und Empfehlungen und der subjektiv wahrgenommenen Qualität in Form von Zufriedenheit.

Hörqualität erfassen

Bezogen auf das Hören in Bildungseinrichtungen existieren internationale Empfehlungen und Richtlinien für eine gute Raumakustik, die eine wesentliche Voraussetzung dafür ist, dass gutes Hören möglich ist, unabhängig davon, ob ein Hörverlust vorliegt oder nicht. Äußere Rahmenbedingungen können dabei messtechnisch ermittelt und mit entsprechenden Empfehlungen, Normen und Standards zu abgeglichen werden (z. B. ASA 2010, ASHA 2005, DIN 18041). Laut Arbeitsstättenverordnung ist in Räumen, in denen überwiegend geistige Tätigkeit stattfindet, der Grenzwert für Störschall mit 55 dB festgelegt (VDI 1999), Empfehlungen des American National Standards Institute (ANSI) (ASA 2010) legen 35 dB in einem unbesetzten Klassenraum fest. In kleinen bis mittelgroßen Räumen sollte die Nachhallzeit für Schüler mit besonderen Bedürfnissen (dazu zählen neben Schülern mit Hörschädigung z. B. auch Schüler mit nicht-landessprachlicher Muttersprache) 0,45 Sekunden nicht übersteigen und bei Schülern der letzten Reihe ein Signal-Rauschabstand von mindestens 15 dB gewährleistet sein (Boothroyd 2012). Für die systematische Begutachtung, funktionale Erfassung und Evaluation von Hörbedingungen in Bildungseinrichtungen gibt es detaillierte Konzepte und Umsetzungsvorschläge für die Praxis (Johnson 2010, Johnson & Seaton 2012).

Zur objektiven, d. h. physikalisch messbaren Erfolgskontrolle der Hörgeräteversorgung existieren Qualitätsstandards und eine Qualitätssicherungsvereinbarung zur Hörgeräteversorgung bei Kindern, mit welcher die Prozessqualität der Versorgung gemäß den Vorgaben der Hilfsmittel-Richtlinie des Gemeinsamen Bundesausschusses für schwerhörige Kinder mit Hörgeräten gesichert werden soll (KBV 2012). Als Gradmesser für eine gute Hörgeräteversorgung gilt, wie vollständig Sprache in den Restdynamikbereich übertragen wird und (v. a. bei Kindern) dass möglichst viel wieder hörbar gemacht wird. Dies wird im Rahmen der Hörgeräte- und CI-Anpassung messtechnisch evaluiert (Hörgeräte: RECD, SPLogram, Perzentilanalyse, Aufblähkurve; CI: Map, Telemetry). Weiteres Kriterium ist, wie gut Sprache diskriminiert und verstanden wird. Dies wird mit Hilfe der Sprachaudiometrie in Ruhe und im Störschall überprüft und quantifiziert (Heinemann et al. 2001, Kießling 2002, 2008, Müller-Deile 2009). Das Ausmaß der Sprachverständlichkeit bzw. die erreichte Sprachverständlichkeitsschwelle gilt in der Audiologie als Maß für den Erfolg der hörtechnischen Versorgung (Hörgeräte, CI und Zusatztechnik).

Weniger klar ist, wie die subjektive Hörqualität von Seiten der Nutzer erfasst werden kann, da der individuelle Benefit der hörtechnischen Versorgung auch von personalen Faktoren und Kontextbedingungen abhängig ist. Sprachaudiometrische Verfahren können das tatsächliche Hörerleben nur unzureichend abbilden, denn es „ist nicht alles zu messen, was beim/durch Hören verspürt wird“ (Bayer 2003, S. 48). In jüngster Zeit rückt „Höranstrengung“ als zusätzliche Messdimension für das Verstehen von Sprache im Störgeräusch in den Fokus (Klink et al. 2012a, 2012b). Hörqualität lässt sich nicht allein in der schallgedämmten Anpasskabine beurteilen, da reale Hörsituationen im Anpassprozess nur bedingt simulierbar sind. Entscheidend ist, wie das Hören mit technischen Hörhilfen in realen Kommunikationssituationen erlebt wird und gelingt. Alltagssituationen werden dabei als realitätsnäher und subjektiv bedeutsam gesehen.

Zur Evaluation der Hörqualität im Alltag existiert daher eine Reihe von Fragebogen-Inventaren, die neben messtechnischen Daten eine Basis für eine qualitätsgestützte Versorgung mit technischen Hörhilfen darstellen. Nationale und internationale Leitlinien sehen die Verwendung solcher Frageninventare ausdrücklich vor, weil sie das tägliche Hörerleben aus der Sicht der Betroffenen untersuchen und die Hörqualität in verschiedenen Alltagssituationen erfassen.

Bei Erwachsenen ist deshalb eine Vielzahl an Fragebogeninventaren im Einsatz, die den subjektiven Gewinn der hörtechnischen Versorgung erfassen sollen (Holube & Kollmeier 1994, Kinkel & Holube 1995, Kießling 2002, Miller et al. 2013). Erwachsene Hörgeräte-/CI-Träger werden in der Regel selbst befragt (Selbstbeurteilung), die meisten von ihnen haben die Hörschädigung im Erwachsenenalter erworben und sind als postlingual hörgeschädigt zu bezeichnen und verfügen über eine langjährige Hörerfahrung. Die Inventare unterscheiden sich hinsichtlich ihrer Zielstellung. So geht es beispielsweise um den Gewinn/Nutzen der HG/CI-Versorgung im Alltag, um persönliche Zufriedenheit mit HG/CI, um Akzeptanz und Trageverhalten und die Verminderung der subjektiv erlebten Behinderung. Die meisten Verfahren stammen aus den 80er- bzw. frühen 90er-Jahren und wurden für analoge Hörgeräte entwickelt. Seit 2005 ist der international gebräuchliche Fragebogen APHAB (= Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit) für digitale Hörgeräte normiert und bei Erwachsenen als ein Evaluationstool in den neuen Hilfsmittelrichtlinien verbindlich vorgeschrieben (Miller et al. 2013, Löhler et al. 2012).

Hörgeschädigte Kinder sind meist prä- oder perilingual hörgeschädigt und müssen Hören erst lernen. Da sie noch nicht in der Lage sind, sich bezüglich ihres Hörens mit technischen Hörhilfen zu äußern, werden Bezugspersonen befragt (Fremdbeurteilung). Hierzu existiert eine Reihe von Eltern-Fragebögen (Beobachtungsbögen), die jedoch weniger die Qualität der hörtechnischen Versorgung per se erfassen als vielmehr Hörverhalten und Hörentwicklungsprozesse fortlaufend dokumentieren, das Sprachverstehen abfragen oder die Anpassqualität evaluieren (Anderson & Smaldino 1999, Anderson & Smaldino 2000, Wiesner et al. 2005, Weichbold et al. 2005, Grugel et al. 2009). Durch den Blick auf Hörverhalten und Entwicklungsprozesse wird indirekt evaluiert, ob die jeweilige hörtechnische Versorgung passend ist. Auch hier wird betont, wie wichtig es ist, dass diese Bögen im Alltag im natürlichen Setting geführt werden, da die Kinder sich in vertrauter Umgebung mit bekannten Bezugspersonen anders verhalten als in der Anpassumgebung.

Im Kontext Schule gibt es verschiedene englischsprachige Inventare, die darauf abzielen, herausfordernde Hörsituationen zu identifizieren und entsprechende Bewältigungsstrategien anzubahnen. Sie werden auch eingesetzt, um den individuellen Nutzen verschiedener Hörgeräte im Alltag zu vergleichen oder zu eruieren, ob der Einsatz von Zusatztechnik (z. B. FM-Anlage) notwendig ist (Anderson & Smaldino 1999, Anderson et al. 2012, Canning 1999, Ching & Hill 2007, Grimshaw 1998). Hier werden die Schüler selbst befragt, bei einigen Inventaren gibt es auch Versionen für Eltern oder Lehrer. In Deutschland liegt ein Instrument zur Beurteilung von Hörsituationen im Alltag Schule für die Altersstufe Grundschulkindern nicht vor. Hier besteht eine Forschungslücke, die wir mit folgendem Projekt schließen wollen.¹

Projekt: Beurteilung der Hörqualität im Schulalltag durch hörgeschädigte Grundschüler

Hörqualität im Unterricht lässt sich im Wesentlichen in Abhängigkeit von 3 Faktoren beschreiben und erfassen: dies sind die Person, die spricht, wie sie spricht, der Zuhörer mit seinen individuellen Hörfähigkeiten und externe Bedingungen wie die Akustik eines Raums und wie laut die Umgebung ist. All dies hat Einfluss darauf, wie gut bzw. wie einfach das Verstehen gesprochener Sprache ist (Anderson & Arnoldi 2011). Wir gehen davon aus, dass durch die Selbstbeurteilung – evoziert durch einen bildgestützten Fragebogen – Schwierigkeiten in typischen Hörsituationen im Kontext Schule, die verschiedene Hörqualitäten abbilden, deutlich werden und differenziertere Antworten kommen, als wenn man nur fragt „Wie ist das Hören in der Schule“ – „Wie geht’s mit den neuen Hörgeräten“. Dazu wird ein bildgestützter Fragebogen zur **E**inschätzung der **H**örsituation im **A**lltag von **K**indern (E-HAK) für Kinder im Grundschulalter aus bereits bestehenden englischsprachigen Inventaren weiter entwickelt.

¹ Eine interdisziplinäre Arbeitsgruppe (Wiesner et al. 2005), die die Elternfragebögen zur Optimierung der Hörgeräteanpassung für Kinder von 0-2 und 3-6 Jahren entwickelt hat, hatte die Idee, einen bildgestützten Fragebogen für Schulkinder zu entwickeln, mit dem Fortschritte und Problembereiche in der Hörgeräteanpassung auch für ältere Kinder schneller und vollständiger erfasst und dokumentiert werden können.

E-HAK

Vorbild sind die bildgestützten englischsprachigen Inventare **Listening Inventory for Education LIFE** (Anderson & Smaldino 1999), die revidierte Fassung LIFE-R (Anderson et al. 2012) sowie LIFE-UK (Canning 1999). Diese umfassen 15 (LIFE, LIFE-R) bzw. 18 (LIFE-UK) Items bzw. typische Hörsituationen in der Schule. Zu jeder Situation gibt es einen kurzen Text, in dem die Situation beschrieben ist, und ein Bild (LIFE: Schwarz-weiß-Zeichnungen; LIFE-R: Fotos in Farbe; LIFE-UK: Schwarz-weiß-Computergrafiken). Unmittelbar daran schließt sich stets die Frage an, wie einfach der Lehrer/die Lehrerein oder Mitschüler in der jeweiligen Situation zu hören und verstehen sind. Es wurde bewusst die Bezeichnung „hören und verstehen“ gewählt, um deutlich zu machen, dass es um die akustische Verständlichkeit und nicht um inhaltliches Verstehen geht. Die Schüler sollen dies auf einer Likertskala von 1–5 angeben (Smileys + verbale Abstufung).

Die Items des Listening Inventory for Education in der revidierten Fassung LIFE-R (Anderson et al. 2012) und LIFE-UK (Canning 1999) wurden zunächst vom Englischen ins Deutsche übersetzt und auf deutsche Verhältnisse angepasst (z. B. Verzicht auf ein Item, in dem der Einfluss der Klimaanlage auf das Hörverstehen abgefragt wird). 10 Situationen wurden aus den bereits existierenden Inventaren übernommen, zwei weitere (Verstehen während der Lehrer spricht und andere Schüler sich unterhalten, Verstehen beim Schulausflug), die für deutsche Schüler typisch sind, wurden neu dazu genommen. Mehrere sprachliche Korrekturschleifen wurden vollzogen, um sicher zu stellen, dass die sprachliche Formulierung präzise und verständlich formuliert ist (Bogner et al. 2013).

Das Bildmaterial wurde neu erstellt, da die Bilder der englischen Inventare aus unserer Sicht entweder zu viele Details enthalten und nicht immer deutlich ist, wo der hörgeschädigte Schüler sitzt (Farbfotos) oder aber die Zeichnungen, die mit dem PC erstellt wurden, etwas steril und nicht kindgerecht wirken. Wir haben uns nach langen Überlegungen für schwarz-weiß Zeichnungen entschieden², auf denen jeweils ein Schüler in Farbe mit deutlich sichtbarer Hörhilfe zu sehen ist, der den Lehrer, die Lehrerin oder einen Mitschüler verstehen soll. Durch diese Hervorhebung soll klar erkennbar sein, wie die Personen im Raum positioniert sind und aus welcher Perspektive der hörgeschädigte Schüler Verstehen beurteilen soll. Der etwas comichafte Stil soll auch für ältere Kinder oder Jugendliche motivierend sein (vgl. Abbildung 1).

² Vielen Dank hierfür an Katharina Blum, die aus den vorgegebenen Situationsbeschreibungen das Bildmaterial entwickelt hat.

Erprobung des E-HAK im Rahmen einer Pilotstudie

Untersuchungsinstrument

Die (vorläufige) Version des neu geschaffenen Fragebogens zur Einschätzung der Hörsituation im Alltag von Kindern (E-HAK) umfasst 12 relevante Interaktionssituationen in der Schule zwischen Lehrer und Schüler bzw. Schüler und Schüler mit und ohne Störgeräusch (Tabelle 1). Die Schüler sollen auf einer Skala von 1–5 einschätzen, wie gut sie in dieser Situation den Lehrer oder ihre Mitschüler hören und verstehen können. 5 bedeutet dabei Verstehen ist immer einfach, 1 bedeutet Verstehen ist immer schwer. Begleitend dazu wurde ein Beobachtungsbogen geführt, in dem spontane Äußerungen zu einzelnen Items oder Nachfragen zu Begrifflichkeiten festgehalten wurden.

Interaktion	L.-Sch.		Sch.-Sch.	
	ja	nein	ja	nein
Störgeräusch				
E_HAK_1 L. spricht zur Klasse				
E_HAK_2 L. spricht zur Tafel				
E_HAK_3 L. spricht, Mitschüler unterhalten sich	■			
E_HAK_4 L. stellt eine Frage, ein Sch. antwortet				
E_HAK_5 Diktat				
E_HAK_6 Projektor macht Geräusche	■			
E_HAK_7 Gruppenarbeit	■			
E_HAK_8 Sportunterricht	■			
E_HAK_9 Pause im Freien			■	
E_HAK_10 Pause in der Mensa			■	
E_HAK_11 Schulweg im Bus			■	
E_HAK_12 Schulausflug	■			

Tabelle 1: Überblick über 12 typische Schulsituationen, in denen beurteilt werden soll, wie einfach das Hörverstehen ist (■ = Situation im Störgeräusch; □ = Situation in Ruhe)

Stichprobe

Der (vorläufige) Fragebogen wurde von Studierenden der Hörgeschädigtenpädagogik der Pädagogischen Hochschule Heidelberg mit 107 Schülerinnen und Schülern mit und ohne Hörschädigung durchgeführt. Die Gruppen setzten sich wie folgt zusammen: die Gruppe der hörenden Kinder (= NH) umfasste 64 Schüler, davon waren 32 Mädchen und 32 Jungen mit einem mittleren Alter von 9.0 Jahren (SD = 1.5). Die Gruppe der hörgeschädigten Kinder umfasste 43 Schüler, von denen 13 (6 Mädchen, 7 Jungen) eine allgemeine Schule besuchten (= HGRS) und 30 (14 Mädchen, 16 Jungen) eine Schule für Hörgeschädigte (= HGHG). Ihr mittleres Alter betrug 10.4 Jahre (SD = .85). Die beiden Gruppen der hörgeschädigten Schüler unterschieden sich in Bezug auf ihren Hörstatus. Die integriert beschulten

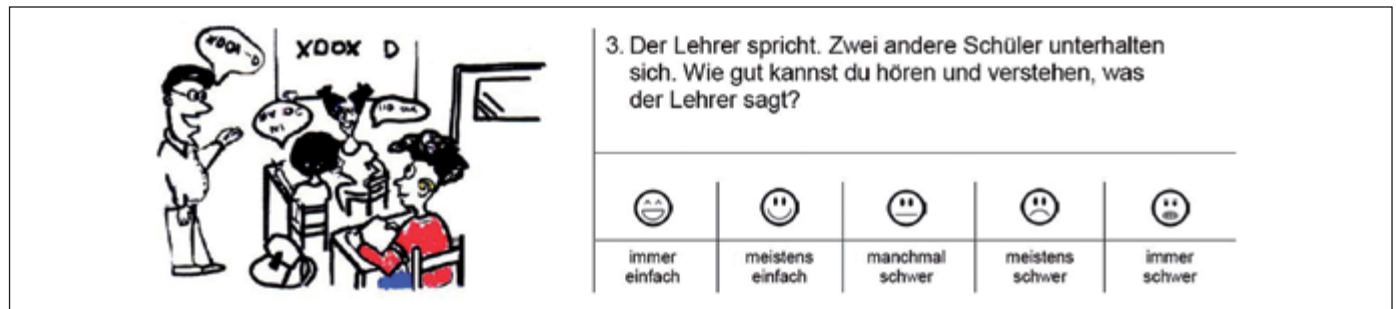


Abbildung 1: Beispiel: Item 3 aus dem Fragebogen „Einschätzung der Hörsituation im Alltag von Kindern“ (E-HAK)

(Bogner et al. 2013)

Kinder verfügten tendenziell über eine bessere Hörfähigkeit (85 % leicht- bis mittelgradiger Hörverlust, 15 % hochgradiger Hörverlust) als die Schüler der Hörgeschädigtenschule (37 % leicht- bis mittelgradiger Hörverlust, 63 % hochgradiger Hörverlust). Dies bestätigt die Annahme, dass derzeit vermehrt hörgeschädigte Schüler mit besseren Voraussetzungen die allgemeine Schule besuchen.

Durchführung

Der Fragebogen wurde von den Testpersonen im Beisein von Studierenden selbstständig nach einer standardisierten Einführung mit einer Beispielaufgabe bearbeitet. Sollte eine Situation nicht bekannt sein, könnten so alternative Situationen von den Studierenden genannt werden, die eine ähnliche Herausforderung des Hörens darstellen. Im Beobachtungsbogen wurden Besonderheiten und spontane Rückmeldungen der Schüler festgehalten.

	M NH (N=64)	SD	M HG (N=43)	SD
E_HAK_1	4,45	,733	4,26	,621
E_HAK_2	4,38	,630	3,95	,925
E_HAK_3	3,44	,871	3,53	,909
E_HAK_4	4,28	,881	4,26	,759
E_HAK_5	4,75	,507	4,02	1,012
E_HAK_6	4,39	,686	4,28	,934
E_HAK_7	3,50	,992	3,47	1,054
E_HAK_8	3,81	,852	3,70	1,225
E_HAK_9	4,17	,883	3,67	1,085
E_HAK_10	4,05	,967	3,40	1,294
E_HAK_11	3,71	1,046	3,51	1,099
E_HAK_12	3,69	,990	3,51	1,055

■ Situation im Störgeräusch

Abbildung 2: Mittelwerte und Standardabweichungen im Vergleich (NH vs. HG)

Ergebnisse

Abbildung 2 zeigt die Mittelwerte und Standardabweichungen der beiden Gruppen hörende Schüler (NH) und hörgeschädigte Schüler (HG) im Vergleich. Hier zeigt sich, dass Situationen in Ruhe (E_HAK_1; E_HAK_5) von beiden Gruppen tendenziell einfacher zu verstehen sind als Situationen in mäßigem oder lautem Störgeräusch und größerer Distanz (E_HAK_3; E_HAK_7; E_HAK_8; E_HAK_11; E_HAK_12) (vgl. Tabelle 1). Insgesamt niedrigere Mittelwerte bei beiden Gruppen zeigen sich, wenn die Lehrperson spricht und gleichzeitig andere Schüler sich unterhalten (E_HAK_3). Das Verstehen des Lehrers wird als schwieriger angegeben. Die niedrigsten Mittelwerte wurden bei der Situation „Gruppenarbeit“ erzielt (E_HAK_7). Hier scheint das Verstehen von Lehrer und Mitschülern für alle schwieriger zu sein.

Unterschiede zeigen sich, wenn die Lehrperson zur Tafel spricht und den Schülern den Rücken zuwendet (E_HAK_2). Hörgeschädigte Schüler geben hier mehr Schwierigkeiten an, sind offenbar stärker auf das Mundbild angewiesen als die hörenden Kinder. Auch das Verstehen im Rahmen der Situation „Diktat“ scheint für die hörgeschädigten Schüler schwieriger zu sein als für die hörenden (E_HAK_5). Bei der Pause im Freien (E_HAK_9) oder auch der Pause in der Mensa (E_HAK_10) scheinen die hörenden Kinder ebenfalls besser zu kompensieren und Wahrnehmungslücken besser schließen zu können. Insgesamt ist bei beiden Gruppen eine große Streuung zu beobachten.

achten, dies ist bei der Gruppe der hörgeschädigten Kinder noch ausgeprägter, wobei hier die geringe Größe der Stichprobe berücksichtigt werden muss.

	M HGRS (n=13)	SD	M HGHG (n=30)	SD
E_HAK_1	4,15	,555	4,30	,651
E_HAK_2	4,00	,632	3,93	1,015
E_HAK_3	3,38	,650	3,50	1,009
E_HAK_4	4,00	,707	4,23	,817
E_HAK_5	3,77	1,013	4,13	1,008
E_HAK_6	4,15	1,068	4,33	,884
E_HAK_7	3,31	,855	3,53	1,137
E_HAK_8	3,85	1,068	3,63	1,299
E_HAK_9	3,62	1,044	3,70	1,119
E_HAK_10	4,00	,816	3,13	1,383
E_HAK_11	3,38	1,044	3,57	1,135
E_HAK_12	3,62	,768	3,47	1,167

■ Situation im Störgeräusch

Abbildung 3: Mittelwerte und Standardabweichungen der hörgeschädigten Schüler in Abhängigkeit vom Ort der Beschulung (Allgemeine Schule (HGRS) vs. Schule für Hörgeschädigte (HG HG)).

Abbildung 3 zeigt die Mittelwerte und Standardabweichungen der hörgeschädigten Schüler in Abhängigkeit vom Ort der Beschulung (Allgemeine Schule (HGRS) vs. Schule für Hörgeschädigte (HG HG)). Hier zeigt sich, dass hörgeschädigte Schüler an Hörgeschädigtenschulen das Verstehen als einfacher beurteilen, wenn der Lehrer eine Frage stellt und ein anderer Schüler antwortet (E_HAK_4). Auch das Diktat (E_HAK_5) scheint an der Schule für Hörgeschädigte einfacher zu verstehen zu sein als an der allgemeinen Schule. Hier liegt die Vermutung nahe, dass an der Hörgeschädigtenschule besser auf die individuellen Hörbedürfnisse eingegangen wird (z. B. Gesprächsregeln, Art des Diktierens). Ein umgekehrtes Bild zeigt sich in der Situation „Pause in der Mensa“ (E_HAK_10). Hier geben die hörgeschädigten Schüler an Hörgeschädigtenschulen mehr Schwierigkeiten an.

Um die interne Konsistenz bzw. Homogenität der Skalen zu überprüfen, wurde der Alpha-Koeffizient von Cronbach berechnet (Abbildung 4). Hierbei zeigen sich bezogen auf alle Gruppen hohe Werte, was für die Homogenität der Items spricht.

	Reliabilitätsstatistiken	
	Cronbachs Alpha	Anzahl der Items
NH	,787	12
HG	,891	12
HGRS	,971	12
HG HG	,988	12

Abbildung 4: Interne Konsistenz des E-HAK für die Gruppen hörende Schüler (NH), hörgeschädigte Schüler (HG), hörgeschädigte Schüler an allgemeinen Schulen (HGRS) und hörgeschädigte Schüler an Hörgeschädigtenschulen (HG HG)

Spontane Antworten und Beobachtungen bei hörenden und hörgeschädigten Schülern

Neben den quantitativen Ergebnissen in Form von Mittelwertvergleichen wurden mit Hilfe der Beobachtungsbögen auch qualitative Daten erhoben. Spontane Äußerungen der hörenden Kinder zeigen, dass diese durchaus in der Lage sind, verschiedene Einflussgrößen in Bezug auf Hörqualität zu erkennen wie Eigenheiten des Sprechers (z. B. E_HAK_2: „Mir ist das eigentlich egal, ob die sich umdreht“ (9 Jhr.); E_HAK_5: „Bei welcher Lehrerin? Am besten bei meiner Klassenlehrerin“ (7 Jhr.) oder externe Merkmale (z. B. E_HAK_1: „Wir sitzen halt ganz hinten und da hört man nicht immer alles“ (9 Jhr.); E_HAK_3: „Der M. spricht ganz laut, dann kann man nix mehr verstehen“ (9 Jhr.); „Wenn Schüler nah sitzen ist es schwer, wenn weit weg ist es einfach“ (10 Jhr.); E_HAK_11: „Im Bus ist kein gutes Verstehen möglich, weil der Bus so laut brummt“ (6 Jhr.)). Diese Beispiele zeigen eindrucksvoll, wie „objektive“ Faktoren subjektive Hörqualität beeinflussen. Interessant war, – und dies ist für künftige Erhebungen zu berücksichtigen – dass einige Schüler das Verstehen des Lehrers/der Lehrerin an die eigene Schulleistung koppeln – nach dem Motto „Ich bin gut in Sport, also versteh ich immer alles einfach“ oder „Ich kreuze mal die Mitte d. h. Verstehen ist manchmal schwer an, weil ich manchmal Fehler beim Diktat mache“. Es ist daher sinnvoll, die Hintergründe für das Antwortverhalten der Schüler zu eruieren.

Die hörgeschädigten Schüler bringen neue Aspekte wie den Einsatz von Gebärdensprache (z. B. E_HAK_1: „Wenn sie gebärdet, dann eigentlich schon besser“ (11;3 msh³) oder der Höranlage ein (z. B. E_HAK_5: „Mit Höranlage kann man gut hören. Aber ohne Anlage so mittel (11;3 hsh⁴)“). Auch externe Rahmenbedingungen werden thematisiert (z. B. E_HAK_6: „Wenn das Geräusch laut ist, dann eigentlich schwer“ (11;3 msh); E_HAK_7: „Wenn es schon ganz laut ist, dann kann man fast gar nichts hören“ (11;3 hsh)). Deutlich wurde darüber hinaus, dass bereits ein Grundlagenwissen bezüglich möglicher Strategien vorhanden ist wie z. B. die Unterstützung durch das Mundbild (z. B. „Wenn, also wenn ich erst den Lehrer anschau oder Lehrerin, dann hör ich, wenn ein Schüler antwortet kann ich schon“ (11;3 hsh) oder die Verringerung der Distanz zum Gesprächspartner (z. B. E_HAK_9: „Aber ich geh mit meiner Freundin, wir laufen zusammen. Dann kann ich gut verstehen“ (11;3 hsh)).

Diskussion

Leider findet man in der Literatur zu den englischsprachigen Inventaren, die als Orientierung für die Entwicklung des E-HAK dienen, keine Evaluationsstudien. Dennoch werden sie als Tool für die pädagogisch-audiologische Praxis über vielfältige Zugangswege (Internet, Handbücher, Artikel in Fachzeitschriften angeboten (Anderson & Arnoldi 2011, Anderson et al. 2011, Johnson & Seaton 2012)). Da derartige Instrumentarien für deutsche Grundschüler nicht vorliegen, wurde der bildgestützte Fragebogen „Einschätzung der Hörsituation im Alltag von Kindern“ E-HAK in einer vorläufigen Version entwickelt und im Rahmen einer Pilotstudie erprobt.

Die Abbildung wesentlicher inhaltlicher Aspekte von Hörqualität im Unterricht scheint dabei zu gelingen. Bilder und Situationsbeschreibungen fungieren als Gesprächsanlass, ein bildgestützter Fragebogen

³ msh = mittelgradig schwerhörig

⁴ hsh = hochgradig schwerhörig

könnte zu einem Instrument werden, das Reflexionsprozesse in Bezug auf die Hörqualität im Kontext Schule anstößt. Die Schüler äußern sich beim Ausfüllen des Fragebogens spontan zur/zum

- Sitzposition im Klassenzimmer
- Sprechweise der Lehrperson und der Mitschüler
- Auswirkung von Störschall
- Einsatz von Zusatztechnik

Dies sind differenziertere Antworten, als wenn man fragt und wie gut kannst du in der Schule hören und verstehen und darauf zur Antwort bekommt „Passt schon“.

Insgesamt scheint das Verstehen jedoch nicht allzu schwierig zu sein (alle Mittelwerte liegen zwischen 3,13 und 4,75, d. h. manchmal schwer und immer einfach). Wie zuverlässig die subjektiven Einschätzungen sind und ob diese mit objektiven Messergebnissen korrelieren, welche Einflussvariablen wie wirken, muss in weiteren Studien untersucht werden. Erste deskriptive Statistiken legen nahe, den Einfluss der Rahmenbedingungen genauer unter die Lupe zu nehmen, da die hörgeschädigten Schüler an Hörgeschädigtenschulen in manchen Situationen, die akustisch als komplex anzusehen sind, das Verstehen ähnlich wie die hörenden Schüler einschätzen oder sogar als einfacher beurteilen. In wie weit hier eine bessere Raumakustik vorliegt, Zusatztechnik oder Gebärden verwendet werden, oder aber die Lehrersprache hörfördernder eingesetzt wird, wurde im Rahmen der Pilotstudie nicht detailliert erfasst, müsste aber in weiteren Untersuchungen unbedingt berücksichtigt werden.

Ausblick

Die Erstellung eines standardisierten Fragebogens aus Bild und Text zur Beurteilung der Hörqualität im Unterricht wird weiter verfolgt. Der Fragebogen wird anhand der Ergebnisse aus der Pilotstudie modifiziert und erweitert. Merkmale der Hörqualität werden dann noch differenzierter erfasst, indem mögliche Variablen in Bezug auf die Technik, auf personale Merkmale des Kindes und externe Merkmale der Umwelt kontrolliert werden. Der Fragebogen soll anschließend an einer größeren Fallzahl hörgeschädigter Grundschüler in der Integration validiert werden.

Literatur

- Acoustical Society of America (ASA) (Hg.) (2010) ANSI/ASA S12.60-2010/Part 1 American National Standard Acoustical Performance Criteria, Design Requirements, and Guidelines for Schools, Part 1: Permanent Schools. Online verfügbar unter <http://scitation.aip.org/content/asa/standard/ansi/ASASTD.ANSLASA.S12.60.Part.1>, zuletzt geprüft am 12.06.2014
- American Speech-Language-Hearing Association (ASHA) (Hg.) (2005) Guidelines for addressing acoustics in educational settings [Guidelines]. Online verfügbar unter www.asha.org/policy, zuletzt geprüft am 12.06.2014
- Anderson KL, Arnoldi KA (2011) Building skills for success in the fast-paced classroom. Optimizing achievement for students with hearing loss. Hillsboro, Ore: Butte Publications
- Anderson K, Smaldino J (1999) Listening Inventories for Education: A classroom measurement tool. In: *The Hearing Journal* 52 (10), S. 74–76
- Anderson KL, Smaldino JJ (2000) Children's Home Inventory of Listening Difficulties (CHILD). In: *Educational Audiology Review* (17), S. 3
- Anderson KL, Smaldino JJ, Spangler C (2011) LIFE-R The Listening Inventories for Education. LIFE-R-Instruction-Manual. Online verfügbar unter <http://successforkidswithhearingloss.com/wp-content/uploads/2011/09/LIFE-R-Instruction-Manual.pdf>, zuletzt geprüft am 12.06.2014

- Anderson K, Smaldino J, Spangler C (2012) LIFE-R - Listening Inventory for Education Revised. Online verfügbar unter https://successforkidswithhearingloss.com/wp-content/uploads/2011/09/LIFE-R_Photo_and_Question_Gallery_RE.pdf, zuletzt geprüft am 12.06.2014
- Bayer E (2003) Fragen-Inventare: Für den Hörgeräte-Akustiker in der Zukunft unverzichtbar. In: *Hörakustik* (2), S. 30–50
- Bogner B, Bohnert A, Diller G, Wiesner T (2013) Fragebogen zur Einschätzung von Hörsituationen im Alltag von Kindern (E-HAK) – vorläufige Version unveröffentlicht
- Boothroyd A (2012) Speech Perception in the classroom. In: Joseph J. Smaldino und Carol Ann Flexer (Hg.): *Handbook of acoustic accessibility. Best practices for listening, learning, and literacy in the classroom*. New York: Thieme, S. 18–33
- Canning D (1999) LIFE-UK IHP (Listening Inventories for Education UK Individual Hearing Profile). (BETA Version). Online verfügbar unter <http://www.ssc.education.ed.ac.uk/courses/deaf/LIFEIHP.pdf>, zuletzt geprüft am 12.06.2014
- Ching TY, Hill M (2007) The Parents' Evaluation of Aural/Oral Performance of Children (PEACH) Scale: Normative Data. In: *Journal of the American Academy of Audiology* 18 (3), S. 220–235
- Diller G (2003) Frageninventare in der Hörrehabilitation. In: *Zeitschrift für Audiologie* 42 (1), S. 12–18
- Grimshaw SK (1998) Assessing hearing impaired children's listening and processing abilities: a questionnaire and cognitive approach. PhD thesis. University of Nottingham, Nottingham. Unpublished work
- Grugel L, Streicher B, Lang-Roth R et al. (2009) Entwicklung einer deutschsprachigen Version des Fragebogens Functioning After Pediatric Cochlear Implantation (FAPCI). In: *HNO* 57 (7), S. 678–684
- Harvey L, Green D (2000) Qualität definieren. Fünf unterschiedliche Ansätze. In: Andreas Helmke, Walter Hornstein und Ewald Terhart (Hg.): *Qualität und Qualitätssicherung im Bildungsbereich: Schule, Sozialpädagogik, Hochschule*. Weinheim [u.a.]: Beltz (Zeitschrift für Pädagogik Beiheft, 41), S. 17–39
- Heinemann M, Bohnert A, Lippert KL et al. (2001) Anpassung von Hörgeräten bei Kindern auf der Basis von RECD-Messungen und des DSL [i/o]-Verfahrens. In: *Zeitschrift für Audiologie* 40 (3), S. 104–112
- Helmke A, Hornstein W, Terhart E (Hg.) (2000) *Qualität und Qualitätssicherung im Bildungsbereich: Schule, Sozialpädagogik, Hochschule*. Weinheim [u.a.]: Beltz (Zeitschrift für Pädagogik Beiheft, 41)
- Holube I, Kollmeier B (1994) Modifikation eines Fragebogens zur Erlassung des subjektiven Hörvermögens und dessen Beziehung zur Sprachverständlichkeit in Ruhe und unter Störgeräuschen. In: *Audiologische Akustik* (4), S. 22–35
- Johnson CD (2010) Making a Case for Classroom Listening Assessment. In: *Seminars in Hearing* 31 (03), S. 177–187
- Johnson CD, Seaton JB (2012) *Educational audiology handbook*. 2. Aufl. Clifton Park, NY: Delmar Cengage Learning
- Kassenärztliche Bundesvereinigung (Hrsg.) (2012) Einführung einer Qualitätssicherungsvereinbarung Hörgeräteversorgung nach § 135 Abs. 2 SGB V / Neufassung einer Vereinbarung von Qualitätssicherungsmaßnahmen nach § 135 Abs. 2 SGB V zur Hörgeräteversorgung (Qualitätssicherungsvereinbarung Hörgeräteversorgung). In: *Deutsches Ärzteblatt International* 109 (13), S. A 668–A 674
- Keupp H (2004) Die Suche nach der Qualität Sozialer Arbeit im Spannungsfeld von Markt, Staat und Bürgergesellschaft. In: Franz Peterander und Otto Speck (Hg.): *Qualitätsmanagement in sozialen Einrichtungen*. 3 Tabellen. 2. Aufl. München, Basel: E. Reinhardt, S. 326–340
- Kiefling J (2002) Verfahren zur Quantifizierung des Hörgerätenutzens. In: *Zeitschrift für Audiologie* 41 (22), S. 63–71
- Kiefling J (2008) Versorgung mit Hörgeräten. In: Jürgen Kiefling, Birger Kollmeier und Gottfried Diller (Hg.): *Versorgung und Rehabilitation mit Hörgeräten*. 2. Aufl. Stuttgart: Thieme, S. 59–130
- Kinkel M, Holube I (1995) Erfassung der subjektiven Bewertung der Hörgeräteversorgung mit Hilfe eines Fragebogens. In: *Audiologische Akustik* (4), S. 182–194
- Klink KB, Schulte M, Meis M (2012a) Messungen von Höranstrengung im Bereich der Audiologie – eine literaturgestützte Methodenübersicht, Teil 1. In: *Zeitschrift für Audiologie* 51 (2), S. 60–67
- Klink KB (2012b) Messungen von Höranstrengung im Bereich der Audiologie – eine literaturgestützte Methodenübersicht, Teil 2. In: *Zeitschrift für Audiologie* 51 (3), S. 96–105
- Löhler J, Moser L, Heinrich D et al. (2012) Klinische Ergebnisse bei der Anwendung des APHAB (deutsche Version) in der Hörgeräteversorgung. In: *HNO* 60 (7), S. 626–636
- Miller S, Kühn D, Ptok M (2013) Fragebogenassessments für die Hörgerätekontrolle. In: *Laryngo-Rhino-Otologie* 92 (02), S. 80–89
- Müller-Deile J. (2009) *Verfahren zur Anpassung und Evaluation von Cochlear-Implant-Sprachprozessoren*. 1. Aufl. Heidelberg: Median-Verlag von Killisch-Horn
- Terhart E. Qualität und Qualitätssicherung im Schulsystem. Hintergründe – Konzepte – Probleme. In: *Zeitschrift für Pädagogik* 46 (6), S. 809–829. Online verfügbar unter <http://www.pedocs.de/volltexte/2012/6925>, zuletzt geprüft am 12.06.2014
- Verein Deutscher Ingenieure (VDI) (1999) VDI 2058 Blatt 3 Beurteilung von Lärm am Arbeitsplatz unter Berücksichtigung unterschiedlicher Tätigkeiten. Berlin: Beuth
- Weichbold V, Tsiakpini L, Coninx F et al. (2005) Konstruktion eines Eltern-Fragebogens zur Entwicklung des auditiven Verhaltens von Kleinkindern bis zu zwei Jahren. In: *Laryngo-Rhino-Otologie* 84 (5), S. 328–334
- Wiesner T, Bohnert A, Strauch A et al. (2005) Neue Fragebogeninventare – ein weiteres Werkzeug in der Verbesserung der Hörgeräteanpassung im Kindesalter. In: *8. Jahrestagung / Deutsche Gesellschaft für Audiologie*. Oldenburg: Dt. Ges. für Audiologie. Online verfügbar unter http://www.uzh.ch/orl/dga2005/programm/Wiesner_2.pdf, zuletzt geprüft am 12.06.2014

Korrelation zwischen subjektivem Empfinden – erfasst im Fragebogen – und audiometrischen Diagnostik des Sprachverstehens mit Hörgeräten



Anke Lesinski-Schiedat,
Medizinischen Hochschule Hannover

Obwohl die Hörgerätetechnologie auch bei Hörgeräten zum Festbetrag eine deutlich bessere Qualität bietet, ist die Akzeptanz weiterhin gering. Die Hörgeräte als positive Verbesserung des Sprachverstehens im Alltag wahrzunehmen scheint defizitär. Neben diesem funktionell nicht erwarteten Defizit, nämlich dem Nicht-Erreichen des als „normal“ erinnerten Sprachverstehens, scheinen die Hörsysteme auch das kosmetische Selbstverständnis einzuschränken und die besondere Lebensqualität trotz der Technik nicht entscheidend zu verbessern.

Die Kassenärztliche Bundesvereinigung hat gemäß den Qualitätssicherungsmaßnahmen nach Paragraph 135 Abs. 2 SGB V zur Hörgeräteversorgung die Erfassung der subjektiven Betroffenheit der versorgten Patienten mittels Fragebogeninventar spezifiziert (Bekanntmachungen im Dt. Ärzteblatt, Löhler et al. 2010, Miller et al. 2013). Der aus Sicht der KBV und ihrer wissenschaftlichen Beratung als geeignet angesehene Fragebogen ist der APHAB. Ziel der Befragung ist die Feststellung der subjektiven Zufriedenheit mit der Hörsystemversorgung und der systematischen Erfassung der Beeinträchtigungen bzw. der Kompensation durch Hörsysteme.

Es existieren mittlerweile mannigfaltige audiometrischen Testverfahren nicht nur in Ruhe, sondern auch im Störgeräusch. Diese sollen die Qualität des Sprachverstehens im täglichen Leben, den Grundbedürfnissen der Kommunikation am nächsten kommen.

Im Projekt der Audiologie Initiative Niedersachsen wurde untersucht, eine Beeinträchtigung des Behinderungsgrades durch Hinzuziehen von Sprachtest im Störgeräusch exakter definieren zu können. Angelehnt an die seit Jahrzehnten bekannten und bewährten tabellarischen Einschätzungen wurde auch die tabellarische Einschätzung mittels des neuen Testmaterials durchgeführt. Aus Sicht der Studienleiter konnte eine exaktere Einschätzung der Hörstörungen mit Blick auf die reale Situation des einzelnen Patienten erreicht werden (Thiele 2013). Eine versicherungsrechtlich relevante Anerkennung hat aber noch nicht stattgefunden. Um einen weiteren Ansatz zur Einordnung der Qualität der Hörversorgung feststellen zu können, wurde in der vorliegenden Arbeit eine Korrelation zwischen den audiometrischen Testverfahren und dem APHAB Fragebogen Inventar durchgeführt.

Mögliche Beeinträchtigungen durch die Auswahl des Fragebogeninventars wurde dadurch begegnet, in dem ein weiteres Inventar eingeführt wurde (SSQ Skalen) (Gatehouse & Noble 2004).

Material und Methode

In der vorliegenden prospektiven Studie wird die aktuelle Wahrnehmung von schwerhörigen Patienten, die sich wegen der Frage der Therapie und Diagnostik der Schwerhörigkeit im Deutschen Hörzentrum (DHZ) vorstellten, in Korrelation zu der zu diesem Zeitpunkt vorhanden Schwerhörigkeit betrachtet.

Eingeschlossen wurden 240 Patienten im mittleren Alter von 58 Jahren (18–91 Jahre), die sich zufällig im DHZ zwischen Juli 2013 und Dezember 2013 mit dieser Fragestellung vorstellten. Erklärend sei erwähnt, dass eine Vorstellung im DHZ nur gelingt, wenn eine Überweisung durch einen HNO-Facharzt bei einem gesetzlich versicherten Patienten vorliegt. Dieses entfällt für privatärztlich versicherte Patienten. Somit hat bereits durch den HNO-Facharzt eine gewisse Auswahl derjenigen Patienten stattgefunden, die sich im DHZ vorstellten. Damit ist sowohl die Qualität der Wahrnehmung der Schwerhörigkeit, als auch der Grad des Hörverlustes nicht repräsentativ für die allgemeine Bevölkerung. Die Auswahl der Patienten ist in der vorliegenden Arbeit unwesentlich, da es nicht um die allgemeine Bewertung der Schwerhörigkeit innerhalb der Bevölkerung ging. Vielmehr steht die Frage im Mittelpunkt, inwiefern eine bestehende Hörminderung qualitativ bewertet werden kann.

Alle Patienten wurden einer HNO-ärztlichen Untersuchung unterzogen. Die durchgeführten Hörtests umfassen die Tonschwellenaudiometrie, Sprachaudiometrie mit dem Freiburger Sprachtest, Otoakustische Emissionen, Stapediusreflexschwellenmessung, Tympanometrie sowie den HSM-Satztest in Ruhe und Störgeräusch. Anschließend wurde der prozentuale Hörverlust basierend auf dem Tonschwellenaudiogramm nach Röser (1980) und dem prozentualen Hörverlust gemäß dem gewichteten Gesamtwortverstehen nach Boenninghaus und Röser (1973) bestimmt.

Während des diagnostischen Verfahrens beantworten die Patienten selbstständig den APHAB-Fragebogen sowie die deutsche Version des SSQ (Speech, Spatial and Quality Scale, Gatehouse und Noble 1980).

Ergebnis

Eine vollständige Darstellung der Ergebnisse ist in diesem Artikel nicht möglich. Wir verweisen auf die in Arbeit befindliche Promotionschrift von Frau C. Günter an der MHH.

Gemäß der Erwartungshaltung zeigte sich eine sogenannte Normalverteilung der betroffenen Patienten hinsichtlich der APHAB Einschätzungs-Skalen. Im Einzelnen bedeutet dies, dass die Patienten in allen Skalen in etwa 50 % der Fällen eine Beeinträchtigung in der einfachen Hörsituation (EC-Skala), im Hören im Störgeräusch (BN-Skala), sowie im Hören von Sprache in Räumen mit Hall und oder Echo (RV-Skala) sowie Unbehaglichkeit durch Lärm (AV) empfanden.

Das Sprachverstehen im Geräusch bei asymmetrischem Verlust ist immer als schwierig einzuschätzen. Bei einem beidseitigen prozentualen Hörverlust gemäß dem tonalen Gehör um 40 % wird die Beeinträchtigung selten festgestellt. Ein solcher – wenn auch nur ange deuteter – Zusammenhang zum prozentualen Hörverlust nach dem Sprachaudiogramm in Ruhe konnte nicht festgestellt werden (Abbildung 1).

Bei der Beurteilung mittels HSM-Satztest im Störgeräusch konnte nicht festgestellt werden, dass ein schlechtes Sprachverstehen auch

mit einer solchen Beurteilung einherging. Eine scharfe Differenzierung zeigte sich nicht (Abbildung 2).

Verbindet man die Skalen der SSQ-Befragung mit den Ergebnissen des APHAB, stellt man einen positiven Zusammenhang der Ergebnisse fest. Diejenigen Patienten, die in der APHAB-Befragung eine starke Beeinträchtigung – besonders im Störgeräusch – angeben, spiegeln dies auch in der Befragung der SSQ-Skalen wider (Abbildung 3).

Diskussion

Die Frage der Qualität der Versorgung treibt sowohl die HNO-Ärzte als auch die Hörsystemhersteller und die verschiedenen Forschungslabore an. Anders als beim Ausgleich einer Visusminderung mit einer Brille ist die Schwerhörigkeit bis jetzt noch nicht so zufriedenstellend therapierbar, als dass sie mit einem Normalhörenden verglichen werden kann. Ein wesentlicher Baustein bis zum Ausgleich mittels ad-

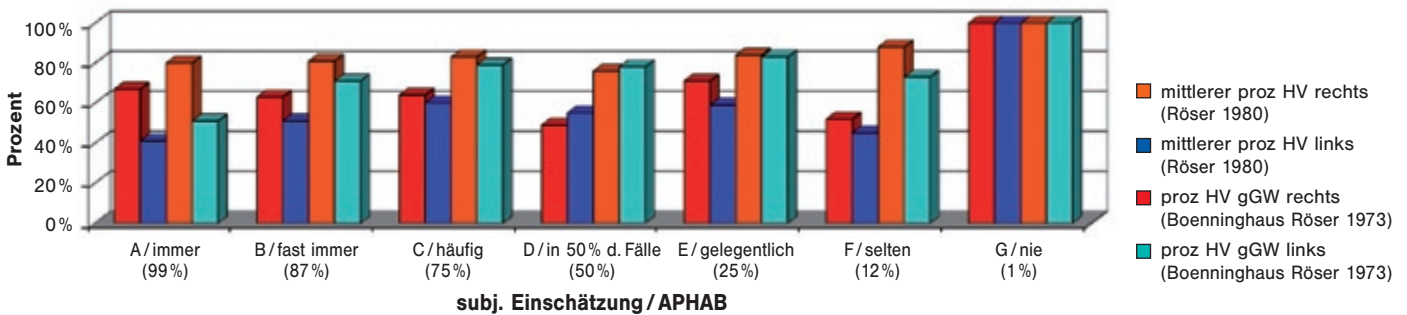


Abbildung 1

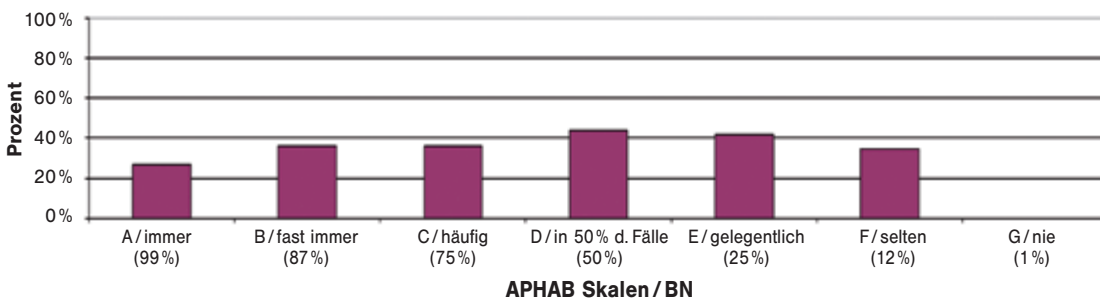


Abbildung 2

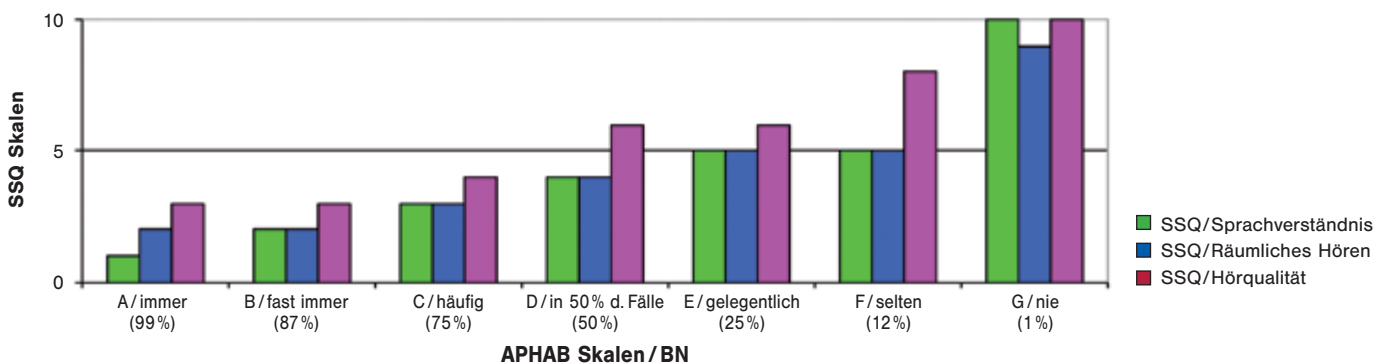


Abbildung 3

äquater Hörsysteme ist die messbare und somit vergleichbare Feststellung des tatsächlichen Verlustes und dem damit verbundenen Verlust des Sprachverstehens, nicht nur in Ruhe sondern auch im Störgeräusch. Vielfältige Ansätze sind gemacht worden, um das Sprachverstehen im Geräusch vergleichbar zu messen. Wobei zunächst im Vordergrund steht, welches Geräusch repräsentativ für die tägliche geräuschbelastete Situation ist. Daraus entwickeln sich dann auch Fragen der versicherungsrechtlichen Bewertung, die auf der Basis von Messungen in Ruhe seit langem geklärt sind.

Audiometrisch ist weiterhin in Deutschland das Sprachverstehen in Ruhe gemessen mit dem Freiburger Sprachtest als Standard allgemein anerkannt. Mit einer standardisierten und reproduzierbaren Einordnung wird der tonale Hörverlust bestimmt. Bei der Anwendung von Sprachtestmaterialien ist jeweils die verwendete Sprache und deren Bezug zur Frequenzabhängigkeit zu berücksichtigen. In der deutschen Sprache findet sich eine strenge Korrelation zwischen dem mehrsilbigen Zahlenverstehen im Freiburger Sprachtest bezogen auf die tiefen Frequenzen und ergänzt durch die „Einsilber“, bezogen auf die mittleren und hohen Frequenzen. Diese Testmaterialien geben aber nicht ausreichend die tatsächliche Beeinträchtigung der Patienten im täglichen Leben wieder. Es erscheint sinnvoll, auch in Anbetracht der starken Verbesserung der Qualität der Hörgeräte weitere Sprachtestmaterialien zu entwickeln, die annähernd die Bedürfnisse im Störgeräusch repräsentieren.

Da chronisch schwerhörige Patienten eine hohe Kompensationsfähigkeit haben, ist es weiterhin von großer Bedeutung, dieses Material so zu entwickeln, dass durch kognitive Möglichkeiten der Kompensation ein besseres Sprachverstehen im Störgeräusch nicht vorgetäuscht werden kann.

Andererseits ist die subjektive Beeinträchtigung auch durch sehr differenzierte Testmaterialien bezogen auf die persönliche Betroffenheit möglicherweise nicht ausreichend und umfassend dargestellt. Aus diesem Grund wurden verschiedene Fragebogen Inventar in die Beurteilung der Betroffenheit bezüglich der Schwerhörigkeit der Einzelpatienten eingeführt. Um eine Qualitätsverbesserung in der Hörsystemanpassung zu erreichen und vor dem Hintergrund der historisch nachgewiesenen geringen Akzeptanz von Hörsystemen, erschien es der KBV sinnvoll, eine zusätzliche Befragung, systematisch, mittels APHAB Fragebogen in die Hörgeräteversorgung mit einzubeziehen (Steffen 2012).

Zur Bewertung der Aussagefähigkeit der verschiedenen Verfahren der vorliegenden Arbeit an einem zufällig ausgewählten Patientenkollektiv wurde sowohl die Befragung mittels APHAB als auch alternativ mittels SSQ durchgeführt. Eine Untersuchung eines möglichen Zusammenhangs zum tatsächlich gemessenen tonalen Hörverlust und Sprachverstehens wurde durchgeführt. Zur besseren Vergleichbarkeit wurde die Audiometrie rechnerisch und tabellarisch einem prozentualen Hörverlust zugeordnet. Obwohl die Patienten wegen der Vorauswahl der HNO-Fachärzte vor Überweisung in das DHZ sicherlich kein repräsentatives Kollektiv darstellten, konnte eine Normalverteilung der Patienten auf den Grad der subjektiven Beeinträchtigung im Fragebogeninventars gefunden werden. Die Betrachtung des gemessenen Hörvermögens in Ruhe zeigt, dass die Patienten systematisch befragt, eine besondere Beeinträchtigung bei asymmetrischem Gehör feststellen. Das Ausmaß des Hörverlustes in Ruhe scheint sich nicht wesentlich mit der subjektiven Einschätzung zu verbinden.

Ein eindeutiger Zusammenhang ist festzustellen bei der Beurteilung des Hörvermögens mittels HSM-Satztest im Störgeräusch. Ein relativ schlechtes Sprachverstehen im Störgeräusch verbinden die Patienten in der Befragung auch mit einer ungünstigen subjektiven Einschätzung des Sprachverstehens, sowohl in Ruhe als auch in geräuschvoller oder halliger Umgebung.

Grundsätzlich ist somit festzustellen, dass eine standardisierte Befragung mit den zur Verfügung stehenden Inventaren eine ausreichende, systematische und relativ vergleichbare Darstellung der subjektiven Beeinträchtigung möglich macht (Löhler et al. 2010, Demeester et al. 2012). Eine Beurteilung der Schwerpunkte der Bedürfnisse ist hierüber sicherlich machbar. Allerdings muss – in Anbetracht der zur Verfügung stehenden technologisch hochwertig ausgestatteten Hörsysteme – bezweifelt werden, ob dies die Basis der Qualitätssicherung in der Anpassung von Hörsystemen sein kann und sollte.

Seit vielen Jahren wird eine positive Korrelation zwischen den audiometrischen Verfahren und der Fragebogen gestützten subjektiven Einschätzung untersucht. (Dieroff und Meißner 1987). In der vorliegenden Untersuchung ist ein positiver Zusammenhang zwischen dem Sprachverstehen im Störgeräusch und der Befragung ist sichtbar. Insofern scheinen zumindest einige Sprachtestverfahren die subjektive Beeinträchtigung gut einzugrenzen. Nur mit Hilfe von metrischen Verfahren erscheint es technisch plausibel und möglich, die Entwicklung der Hörsysteme adäquat zu beurteilen. Ob hierfür eine zusätzliche Befragung des Patienten sinnvoll ist, um die Qualität der Hörsysteme weiter zu verbessern konnte in der bisherigen Literatur nicht nachgewiesen werden. Interessant ist zu beobachten, dass immer wieder versucht wird, die vorhandene Inventare zu kürzen, ohne dass der Informationsgehalt sinken würde (Noble et al. 2013).

Zusammenfassend kann man feststellen, dass die systematische Befragung nicht kontraproduktiv ist, aber andererseits auch keine zusätzliche Information bietet. Dies gilt, sofern man neben der Audiometrie in Ruhe auch Testungen im Störgeräusch durchführt.

Literatur

- Bekanntmachungen im Dt. Ärzteblatt (2013) Neufassung einer Vereinbarung von Qualitätssicherungsmaßnahmen nach § 135 abs. 2 SGB V zur Hörgeräteversorgung (Qualitätsvereinbarung Hörgeräteversorgung), Dt. Ärzteblatt, 109,13; A669–674
- Boenninghaus H, Röser D (1973) Neue Tabellen zur Bestimmung des prozentualen Hörverlustes für das Sprachgehör. Zeitschrift für Laryngologie, Rhinologie, Otologie und ihre Grenzgebiete 52(3): 153–61
- Dieroff HG, Meißner W (1987) Zur Einschätzung des Sozialgehörs mit Fragebogen in Relation zum mittleren Hörverlust. Laryngol. Rhinol. Otol. 66: 338–340
- Demeester K, Topsakal V, Hendrickx JJ, Franssen E, van Laer L, van Camp G, van de Heyning P, van Wieringen, A (2012) Hearing disability measured by the SSQ in clinically normal-hearing and hearing-impaired middle-aged persons, and disability screening by means of a reduced SSQ (the SSQ 5). Ear & Hearing 33, 5: 615–626
- Gatehouse S, Noble W (2004) The Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale (SSQ). Int J Audiol 43: 85–99
- Löhler J, Frohburg R, Moser L (2010) Die Verwendung des APHAB zur Messung der Hörgeräteversorgungsqualität in der HNO Praxis (2010). Laryngol-Rhino-Otol 89: 737–744
- Miller S, Kühn D, Ptok M (2013) Fragebogenassessments für die Hörgerätekontrolle. Laryngol-Rhino-Otol 92: 80–89
- Noble W, Jensen NS, Naylor G, Bhullar N, Akeroyd MA (2013) A short form of the SSQ scale suitable for clinical use: The SSQ 12. Int J Audiol 52(6): doi:10.3109/14992027.2013.781278
- Röser D (1980) Schätzung des prozentualen Hörverlustes nach dem Tonaudiogramm. In: Kolloquium beruflicher Lärmschwerhörigkeit. Fragen der Begutachtung nach dem Königsteiner Merkblatt. Schriftenreihe des Hauptverbandes der gewerblichen Berufsgenossenschaften e. V.
- Steffen T (2012) Die Neufassung der Hilfsmittelrichtlinie/ Editorial. Z Audiol 51(2): 49–50
- Thiele C (2013) Neue Ansätze zur Bewertung von Hörschäden. Z Audiologie – Sonderheft 1/2013 – Schriftenreihe Band 13: 59–64

Pädagogische Audiologie im Rahmen einer inklusiven Schullandschaft



*Manfred Drach,
Johannes-Vatter-Schule,
Friedberg/Hessen*

Die Pädagogische Audiologie ist zentraler Baustein einer Hörgeschädigtenschule. Optimale hörtechnische Voraussetzungen sind die unentbehrliche Basis für eine positive Hör- und Sprachentwicklung des hörgeschädigten Kindes. Vor diesem Hintergrund wurde an den Schulen für Hörgeschädigte der Bereich der Pädagogischen Audiologie etabliert. Deren Mitarbeiter/innen – in der Regel Hörgeschädigtenlehrer/innen, in einigen Einrichtungen ergänzt durch Hörgeräteakustiker/innen – haben hier ihr primäres schulisches Handlungsfeld erhalten.

Zwei Leitziele prägen die Arbeit der Pädagogischen Audiologie:

- Absicherung einer optimalen Hörqualität bei den Schülern/innen mit einer Hörbehinderung
- Entwicklung einer pädagogisch-audiologischen Kultur in den Hörgeschädigtenschulen.

Folgende Aufgabenfelder stehen dabei im Mittelpunkt:

Abklärung von peripheren Hörschäden

- Regelmäßige Überprüfung des Hörstatus betroffener Kinder und Jugendlicher
- Regelmäßige Überprüfung der Funktionstüchtigkeit und Effektivität der Hörhilfen und Optimierung ihrer Einstellung
- Regelmäßige Überprüfung und individuelle Anpassung zusätzlicher Hilfen (z. B. FM-Anlagen)
- Abklärung von auditiven Verarbeitungs- und Wahrnehmungsstörungen (AVWS).

Die Arbeit der Pädagogischen Audiologie im Rahmen eines Kompetenzzentrums Hören wirkt dabei in die Bereiche Frühförderung und Kindergarten, in die Schule mit dem Förderschwerpunkt Hören sowie in die allgemeinen Schulen. Darüber hinaus wird das überregional ausgerichtete Angebot als offene Beratungsstelle zunehmend mehr in Anspruch genommen.

Qualitativ gute pädagogisch-audiologische Arbeit ist jedoch nur zu leisten, wenn die Mitarbeiter/innen über ausreichende personelle und zeitliche Ressourcen, über adäquate räumliche Möglichkeiten sowie

über eine audiologische Ausstattung mit entsprechenden Kontroll-, Mess- und Einstellungsinstrumentarien verfügen, die dem aktuellen hörtechnischen Entwicklungsstand entsprechen.

Die Hör- und Sprachentwicklung eines hörgeschädigten Kindes hängt in erheblichem Maße von den hörtechnischen Voraussetzungen ab, die es ihm ermöglichen, ein Maximum an Informationen aus seiner akustischen Umwelt aufzunehmen. Diese Voraussetzungen zu schaffen und abzusichern klingt in der Theorie einfach, erweist sich in der praktischen Umsetzung jedoch als ein schwieriges und komplexes Feld. Die Aufgaben der Pädagogischen Audiologie gehen weit über den Bereich der Hördiagnostik hinaus. Die bei der Überprüfung des Hörstatus gewonnenen Daten kommen erst dann zur Wirkung, wenn aus ihnen Konsequenzen für die Einstellung der jeweiligen Hörtechnik gezogen werden. Die Hörgeräteanpassung selbst wird aber in der Regel nicht im pädagogischen Rahmen vorgenommen, vielmehr sind hier die Akustiker/innen im Verbund mit den Fachärzten/innen handlungsbefugt. Im Falle von CI-Anpassungen verschieben sich dabei die Gewichtungen schwerpunktmäßig in Richtung Medizin und Cochlea-Implantat-Zentren. Die pädagogische Funktion ist primär eine kontrollierende und die jeweilige Anpassung kritisch hinterfragende. Pädagogische Audiologie agiert hierbei offensiv und schaltet sich aktiv in den Anpassungsprozess ein. Dazu bedarf es eines regelmäßigen interdisziplinären Austausches mit den Akustikern/innen und Fachmediziner/-kliniken des jeweiligen regionalen Einzugsbereiches. Grundsätzliches Prinzip ist es, die Eltern stets aktiv in den hörtechnischen Versorgungsprozess ihres Kindes mit einzubinden, um einen größtmöglichen Grad an Transparenz und Orientierung zu bieten.

In den ersten Lebensjahren sind die Zuverlässigkeit der Informationen des Kindes und seine Mitarbeitsbereitschaft noch stark eingeschränkt. In diesem Zeitraum sind die Eltern sowie andere Bezugspersonen (z. B. die Frühförderer/innen) gefordert, durch Verhaltensbeobachtung Informationslücken zu schließen. Schritt für Schritt nähert man sich im Laufe der Zeit der optimalen hörtechnischen Versorgung an. Einstellungsänderungen oder Umversorgungen, die zu einer Verbesserung der Hörausgangsbasis führen könnten, werden getestet. Mit zunehmendem Alter und wachsender Hörerfahrung der Kinder nimmt nicht nur die Mitarbeitsbereitschaft, sondern auch die Genauigkeit und Zuverlässigkeit der Angaben zu. Rückmeldungen bezüglich der hörtechnischen Versorgung erhält man nun direkt durch das betroffene Kind. Der gleitende Anpassungsprozess erstreckt sich über Jahre und in diesem Zeitraum sind die Mitarbeiter/innen der Pädagogischen Audiologie vertraute Ansprechpartner, die den „Hörweg“ des Kindes meist von Beginn an verfolgen konnten.

Neben dieser prozessorientierten Ausrichtung kommt der Pädagogischen Audiologie an einer Hörgeschädigteneinrichtung auch eine bedeutende Rolle zu, wenn akute Störungen im Bereich der Hörtechnik zu beheben oder plötzlich auftretende Veränderungen im Hörverhalten zu klären sind. Diese anlassorientierten Arbeiten nehmen im schulischen Alltag einen breiten Raum ein.

Pädagogische Audiologie zeichnet sich insbesondere durch folgende Qualitätsmerkmale aus:

- Interpretation des kindlichen Hörverhaltens vor dem Hintergrund seiner Hör-, Sprech- und Sprachkompetenz, seines allgemeinen Entwicklungsstandes, seiner Reaktionsmöglichkeiten, seiner kognitiven Fähigkeiten sowie zusätzlicher Störungen und Mehrfachbehinderungen
- kontinuierliche Beobachtung des kindlichen Hörstatus durch alle an der Förderung beteiligten Personen
- Ermöglichung schnellen und effektiven Handelns bei auftretenden hörtechnischen Problemen oder unerwarteten Veränderungen durch direkten fachlichen Austausch innerhalb der Einrichtung
- Hördiagnostik und Optimierung der Hörtechnik stehen stets im wechselseitigen Verhältnis zu Förderung und Unterricht
- vertraute Bezugspersonen aus dem schulischen Umfeld sowie bekannte Räumlichkeiten erleichtern den Beziehungsaufbau und die Interaktion mit dem Kind.

Die Hörgeschädigtenschulen haben sich inhaltlich und organisatorisch zunehmend zu überregional ausgerichteten Beratungs- und Förderzentren weiter entwickelt, deren Arbeitsfeld weit über die klassische Funktion als „Schule“ hinausgeht. Die pädagogisch-audiologischen Beratungsstellen stehen dabei für hördiagnostische Überprüfungen, Beratungen sowie Fortbildungen rund um das Thema Hören und Hörschädigung zur Verfügung. Es sind offene Beratungsstellen, die nicht nur von Eltern, sondern auch von Lehrkräften, Ärzten/innen, Erziehern/innen, Akustikern/innen und Therapeuten/innen genutzt werden. Die inhaltliche Spanne reicht dabei von telefonischen Beratungen (z. B. Anfragen von Eltern bezüglich Adressen von Fachärzten/innen oder Therapeuten/innen; Erörterung von Fördermöglichkeiten) bis hin zu zeitintensiveren Beratungsgesprächen in der Einrichtung (z. B. Abklärung der sinnvollsten schulischen Förderung des Kindes).

Die Zahl der Schüler/innen mit einer Hörschädigung, die von den Kompetenzzentren Hören ambulant betreut werden, stieg in den letzten Jahren kontinuierlich an. Es zeigen sich jedoch immer wieder Probleme im Hinblick auf die spezifische pädagogisch-audiologische Betreuung dieser Schüler/innen in der Fläche. Aufgrund der zum Teil großen Entfernung zum Kompetenzzentrum Hören fehlt die Anbindung mit einer regelmäßigen hörtechnischen Betreuung. Die Besuchsfrequenzen der mobil tätigen Fachpädagogen/innen sind zu gering, um eine intensive hörtechnische Begleitung zu gewährleisten. Hinzu kommt, dass sowohl die Lehrkräfte der allgemeinen Schulen als auch die hörgeschädigten Schüler/innen selbst die Dringlichkeit einer pädagogisch-audiologischen Betreuung nicht erkennen oder falsch einschätzen.

Mit der Ratifizierung der UN-Behindertenrechtskonvention im Jahre 2009 sind die Inklusionsbestrebungen in Deutschland insbesondere auch im Bereich der Schulen deutlich. Von Bundesland zu Bundesland werden jedoch unterschiedliche Wege zur Umsetzung der Inklusion in Form von länderspezifischen Schulgesetzen und Verordnungen erkennbar. Die Spannweite der Modelle reicht dabei vom Abbau aller bzw. eines Teils der Förderschulen über die Einrichtung von Schwerpunktschulen bis hin zur Ausgestaltung von Modellregionen inklusive Bildung.

Vor diesem Hintergrund entscheiden sich Eltern zusehends häufiger für die Beschulung ihres hörbehinderten Kindes in der allgemeinen

Schule. Sie sehen zwar die damit verbundenen Nachteile (größere Klassen; keine oder nur geringe fachpädagogische Betreuung; schlechtere raumakustische Rahmenbedingungen usw.), sie entscheiden jedoch risikofreudiger. Sie möchten sich später nicht den Vorwurf machen bzw. machen lassen, es nicht wenigstens versucht zu haben.

Eine weitere Folge der Inklusionsbestrebungen wird zunehmend deutlich. Die politisch Verantwortlichen tendieren zu einer Gleichschaltung der Förderschulpädagogik und zu einem Abbau spezieller Fachlichkeit. Angestrebt wird die allgemein kompetente Förderschullehrkraft, die in der allgemeinen Schule eingesetzt ist, um die dort vorhandenen Schüler/innen mit den unterschiedlichsten Behinderungsformen in ihrem Bildungsprozess zu unterstützen. Im Hinblick auf die pädagogisch-audiologische Betreuung der hörbehinderten Schüler/innen würde ein solcher Abbau von spezieller Fachlichkeit einen erheblichen Qualitätsverlust darstellen. Dieser Nivellierung von fachspezifischem Know-how sollte auf allen Ebenen entgegengewirkt werden.

Vor diesem Hintergrund stellt sich die Frage, wie sich zukünftig Hörqualität in der inklusiven Schullandschaft durch die Pädagogische Audiologie absichern lässt. Folgende Aspekte sind unverzichtbar:

- intensive Kooperation mit den Hörgeschädigtenpädagogen/innen, die die hörgeschädigten Schüler/innen vor Ort betreuen (regelmäßige Konferenzen; Informationsaustausch zu aktuellen hörtechnischen Entwicklungen; Fallbesprechungen ...)
- Sensibilisierung der Lehrkräfte an den Regelschulen für die spezielle Hörsituation der hörgeschädigten Schüler/innen (z. B. durch Fortbildungsveranstaltungen im Kompetenzzentrum oder vor Ort)
- prozessorientierte pädagogisch-audiologische Betreuung der hörgeschädigten Schüler/innen im überregionalen Kompetenzzentrum (hör- und sprachdiagnostische Überprüfungen und hörtechnische Kontrollen; Ziel: Optimierung der hörtechnischen Einstellung und Behebung von Funktionsstörungen)
- Intensivierung der Beratung der zuständigen Schulträger im Hinblick auf gute raumakustische Bedingungen
- Intensivierung der interdisziplinären Zusammenarbeit im Bereich der Regelschulen (Bildung regionaler Netzwerke)
- Absicherung und Ausbau von Qualitätsstandards der Pädagogischen Audiologie (Zertifizierung).

Zukunft der Hördiagnostik



Hubert Löwenheim,
Universitäts-HNO-Klinik Tübingen

Zusammenfassung

Schwerhörigkeit ist das häufigste sensorische Defizit, die häufigste Berufserkrankung und die dritthäufigste chronische Erkrankung. Schwerhörigkeit ist damit eine der führenden Herausforderungen für das Gesundheitswesen in Europa und in der Welt. Obwohl sich die Hördiagnostik insbesondere auf den Gebieten der Audiologie und der Bildgebung weiterentwickelt hat erlauben die bisherigen Möglichkeiten der Hördiagnostik noch zu selten einen klaren ätiologischen Rückschluss. Damit ist Weg zu einer kausalen Therapie verschlossen. Ziel für die Zukunft der Hördiagnostik muss daher eine ätiologisch begründete Diagnose sein, die neben den etablierten Möglichkeiten einer symptomatischen Therapie auch eine kausale Therapie zulässt. Für die Schallempfindungsschwerhörigkeit werden exogene und endogene Ursachen unterschieden. Exogene Ursachen wie Lärm, Ototoxizität oder Infektionen können meist bereits durch die Anamnese erkannt werden. Die spezifische Diagnose endogener Ursachen ist wesentlich komplexer. Sie steht jedoch aufgrund neuer Technologien in der genetischen Diagnostik vor einem entscheidenden Wandel, der den klinischen Alltag der Hördiagnostik weitgehend verändern wird.

Endogene Ursachen für Schwerhörigkeit

Etwa zwei Drittel der prälingual entstehenden Schallempfindungsschwerhörigkeiten haben eine genetische Ursache. Eines von 500 Neugeborenen ist von einer angeborenen, bilateralen Innenohrschwerhörigkeit von ≥ 40 dBHL betroffen. Bis zum Alter von 5 Jahren steigt diese Zahl auf 2,7 pro 1000 und im Jugendalter nochmals auf 3,5 pro 1000^[1]. Obwohl der Anteil der exogenen Ursachen bei postlingual entstehender Schwerhörigkeit deutlich zunimmt, wird der Anteil der genetischen Ursachen auch in dieser Altersgruppe immer noch auf bis zu 50 % geschätzt.

Der überwiegende Anteil genetisch bedingter Schwerhörigkeit ist mit 70 % nicht-syndromal, 30 % sind syndromaler Herkunft. Unterscheidet man nach dem Vererbungsmuster entsprechen 77 % autosomal-rezessiven, 22 % autosomal-dominanten, 1 % X-chromosomalen und < 1 % mitochondrialen (maternalen) Erbgängen^[2].

Zu den syndromalen Erkrankungen mit Schwerhörigkeit zählen beispielsweise das Usher-Syndrom (Retinitis pigmentosa), Alport-Syndrom, Pendred-Syndrom oder das Waardenburg-Syndrom. In der

Summe sind mehr als 400 Syndrome bekannt, die mit Hörstörungen einhergehen^[3].

Neue Möglichkeiten in der Hördiagnostik

In der bisherigen Praxis der Hördiagnostik beruhte die Unterscheidung zwischen endogenen und exogenen Ursachen auf Anamnese, körperlicher Untersuchung und audiologischen Prüfungen. Um bei Verdacht auf eine endogene Ursache zunächst zwischen nicht-syndromalen und syndromalen Formen unterscheiden zu können, wurden darüber hinaus zusätzliche Untersuchungen wie Bildgebung, Labor-diagnostik, Schilddrüsenfunktionsprüfung, EKG und konsiliarische Untersuchungen (z. B. Ophthalmologie) veranlasst. Diese Form der Diagnostik führte häufig nicht zu einem eindeutigen Nachweis einer genetischen Ursache bzw. der Unterscheidung zwischen nicht-syndromalen und syndromalen Formen genetischer Schwerhörigkeit. Damit blieb die Diagnose einer genetischen Ursache trotz ihrer Häufigkeit der Exklusion und nicht dem direkten Nachweis überlassen. Auch die Möglichkeit einer humangenetischen Untersuchung auf der Basis von Einzelgenanalysen hat das Prinzip dieser Ausschlussdiagnostik fortgeführt und nur weniger als 10 % der möglicher Diagnosen erfasst. In der Regel wurde die Aufmerksamkeit auf das Gen GJB2 (Connexin 26) gerichtet, dem am häufigsten betroffenen Gen für nicht-syndromale Schwerhörigkeit. Erfolgte hier ein Ausschluss war die Auswahl und Priorisierung weiterer Kandidaten-Gene schwierig. Damit blieb die genetische Untersuchung in der klinischen Hördiagnostik letztlich relativ unbedeutend und stand häufig an letzter Stelle der diagnostischen Maßnahmen (Abbildung 1A).

Erst seit relativ kurzer Zeit (d. h. seit ca. 4 Jahren) stehen durch neue Sequenzieretechnologien (sog. Next Generation Sequencing, NGS) umfassende und kostengünstige Möglichkeiten zur simultanen genetischen Diagnostik nahezu aller bekannten Gene für Schwerhörigkeit zur Verfügung^[4, 5, 6]. Vor der Entwicklung von NGS-Techniken, wurden Einzelgenanalysen basierend auf DNA-Sequenzierungs-Techniken wie die Sanger-Sequenzierung verwendet. Mit dieser Technologie war es aus Zeit- und Kostengründen schwierig, fast unmöglich, die Untersuchung jedes der derzeit bekannten Gene für Schwerhörigkeit zu untersuchen. Die neuen Hochdurchsatztechnologien erbringen einen erheblichen Fortschritt für die klinische Hördiagnostik und werden den Stellenwert der genetischen Diagnostik entsprechend der epidemiologischen Bedeutung in den Vordergrund der Hördiagnostik rücken. Damit steht für den Kliniker im Ablauf der Hördiagnostik die genetische Untersuchung bereits direkt nach Anamnese, klinischer Untersuchung und audiologischen Prüfungen zur Verfügung (Abbildung 1B).

Hochdurchsatzsequenzierung

In den vergangenen Jahren wurden die neuen Verfahren der Hochdurchsatz-Sequenzierung entwickelt. Diese neuen Verfahren beruhen auf der parallelen Sequenzierung von sehr vielen DNA-Fragmenten in einem einzigen Durchlauf. Diese Sequenzieretechnologie wird auch als

Technologie der zweiten Generation oder der nächsten Generation (engl. „Next Generation Sequencing“ oder NGS“) bezeichnet. Dieser Technologiesprung erfolgte etwa ab dem Jahr 2008 und erhöhte die Sequenzierleistung von 10^2 kbd (tausend Basenpaare pro Tag) auf 10^{12} kbd^[7]. Gleichzeitig sanken die Kosten für die Sequenzierung zum Beispiel für ein vollständiges humanes Genom von 100 Millionen \$US auf heute wenige 1 000 \$US^[8]. Aufgrund dieser quantitativ und qualitativ hohen Sequenzierleistung ist es neuerdings möglich im Detail die genetischen Grundlagen vieler Krankheiten gezielt zu analysieren. Im Falle der Hördiagnostik ist dies besonders bedeutend, da durch diese Technologie insbesondere Erkrankungen mit ausgeprägter genetischer Heterogenität mit vertretbarem Zeitaufwand und kostengünstig analysiert werden können. Hierzu werden alle derzeit bereits bekannten Gene parallel sequenziert, die einer bestimmten Erkrankung – wie der Schwerhörigkeit – zugrunde liegen. Dies erfolgt nachdem diese Abschnitte aus dem Gesamt-Genom angereichert wurden (sog. „Targeted Genomic Enrichment“ (TGE) oder „Sequence Capture“). Diese Form der primär erkrankungsbezogenen Diagnostik bezeichnet man als „Plattformdiagnostik“ oder auch „Paneldiagnostik“. Hervorzuheben ist, dass mit dieser Methode nur die bereits bekannten Gene für Schwerhörigkeit angesprochen werden sollen. Es können jedoch auch neue Varianten für diese Gene entdeckt und evaluiert werden. Diagnostik-Panels führen zu deutlich höheren Aufklärungsquoten als bisherige Einzelgenanalysen und stehen bereits in mehreren klinischen und kommerziellen Zentren als schnelle, effiziente und kostengünstige Methode für die Hördiagnostik zur Verfügung (siehe Abbildung 1B).

Technisch ermöglicht NGS auch die Sequenzierung des gesamten Exoms (sog. „whole-exome“ Sequenzierung) und kann daher auch zur Entdeckung neuer Gene der Schwerhörigkeit genutzt werden. Für

die heutige klinische Routine erscheint dieses Verfahren jedoch noch nicht geeignet, insbesondere weil die Datenanalyse wesentlich aufwändiger ist, ethische Fragen aufwirft und die erforderliche genetische Beratung dann weit über das Gebiet der Schwerhörigkeit hinausgehen müsste. Im Vergleich zu einer umfassenden diagnostischen Plattform für Schwerhörigkeit wird bei einer „whole-exome“ Sequenzierung die anfallende Datenmenge etwa dreißigmal größer und die Analysezeit etwa zehnmal länger eingeschätzt^[9]. Durch eine „whole-exome“ Sequenzierung können neben den krankheitsbezogenen Befunden Sekundärbefunde entstehen. Diese Sekundärbefunde sind Zufallsbefunde und haben keinen Bezug zur ursprünglichen vom Patienten nachgefragten Analyse einer bestehenden Schwerhörigkeit. In jedem Exom finden sich potentiell hunderte klinisch relevante Varianten, die alle einzeln analysiert und mit dem Patienten beraten werden müssten. Im Folgenden soll daher primär auf den aktuellen Stand der Plattformtechnologien zur Diagnostik von Schwerhörigkeit eingegangen werden.

Warum Diagnostik Plattformen?

Für diagnostische Plattformen oder Diagnostik-Panels werden die bekannten Gene für Schwerhörigkeit herangezogen. Die Gen-Orte verteilen die sich auf alle Chromosomen^[10].

Die Entdeckung der Loci und Gene für Schwerhörigkeit reicht bis in die 90er-Jahre zurück. Insgesamt sind zurzeit 211 Loci und 142 Gene für Schwerhörigkeit bekannt^[11]; Abbildung 2A, B). Die Differenz zwischen der Anzahl der Loci und der Anzahl der Gene zeigt, dass noch mindestens 69 Gene vor ihrer Entdeckung stehen (Abbildung 2C). Die Anzahl der Entdeckung neuer Loci und neuer Gene zeigt über die

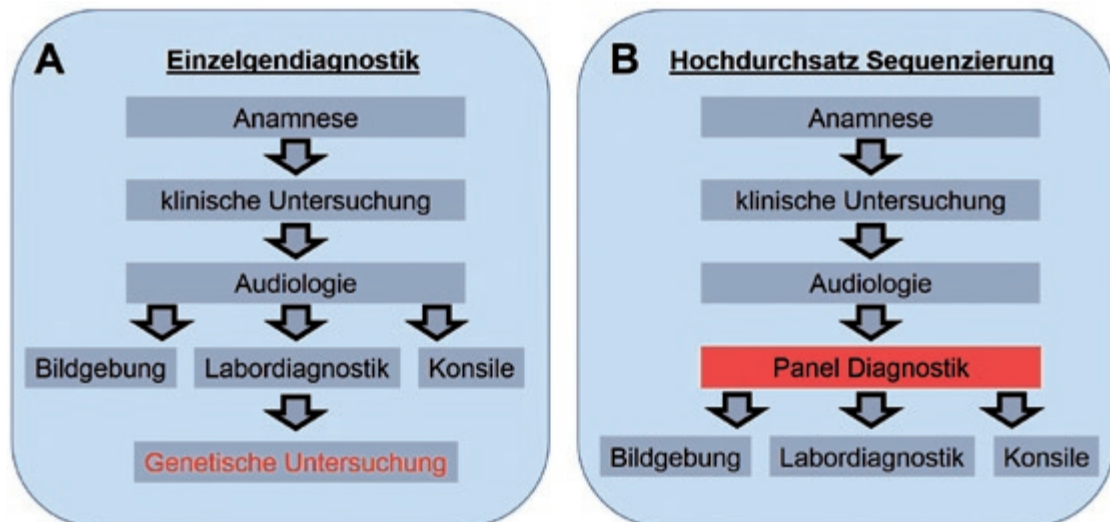


Abbildung 1:

A: Klassische Abfolge der Hördiagnostik. Die Reihenfolge beginnt mit Anamnese, klinische Untersuchung, audiologische Prüfung, Bildgebung, Zusatzuntersuchung (z. B. Labordiagnostik, Schilddrüsenfunktionsprüfung, EKG), Konsiluntersuchungen (z. B. Ophthalmologie, Neurologie, Kardiologie) und endet schließlich mit der humangenetischen Untersuchung auf Basis der Einzelgendiagnostik. Genetische Ursachen können nach diesem Vorgehen per Ausschlussdiagnostik in der Regel nur angenommen werden, können aber meist nicht direkt nachgewiesen werden.

B: Zukünftige Abfolge der Hördiagnostik unter Einbeziehung der umfassenden genetischen Diagnostik. Der direkte Nachweis einer genetischen Ursache wird bereits nach der Anamnese, klinischen Untersuchung und audiologischen Prüfung angestrebt. Der klinische Phänotyp kann bei der genetischen Befundbeurteilung wertvolle Hinweise liefern. Im Falle des Nachweises einer syndromalen Form der Schwerhörigkeit können dann gezielt weiter Zusatzuntersuchung und Konsiluntersuchungen veranlasst werden.

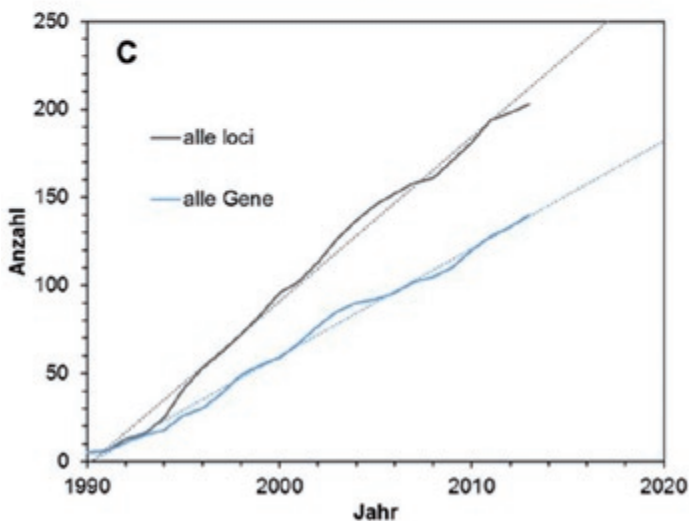
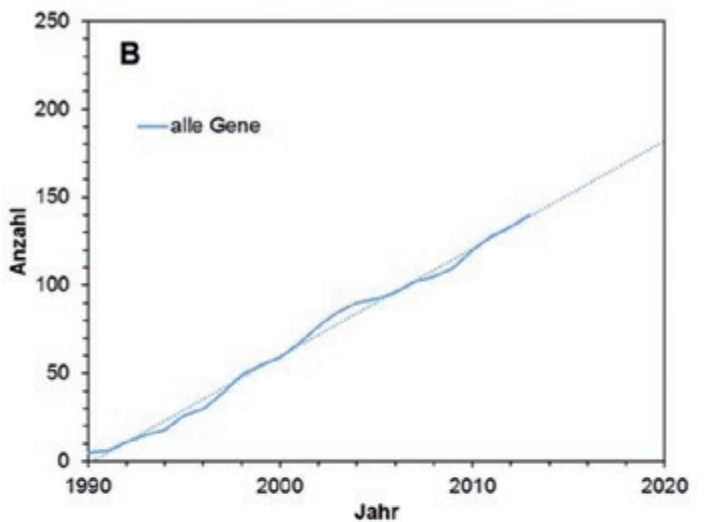
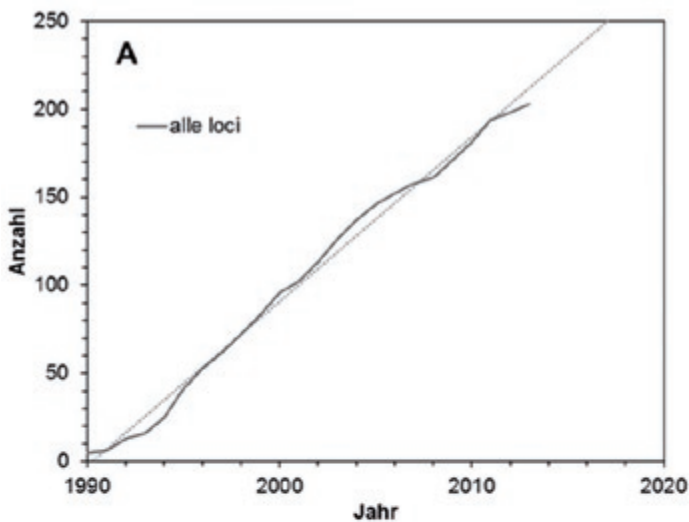


Abbildung 2:

A: Kumulierte Anzahl der seit 1990 entdeckten Loci für Schwerhörigkeit. Zurzeit (2014) sind 211 Loci bekannt.
 B: Kumulierte Anzahl der seit 1990 entdeckten Gene für Schwerhörigkeit. Zurzeit (2014) sind 142 Gene bekannt.
 C: Vergleich der kumulierten Anzahl der seit 1990 entdeckten Loci und Gene für Schwerhörigkeit. Es besteht zurzeit eine Differenz zwischen Loci und Genen von 69. Dies bedeutet, dass noch mindestens 69 Gene vor der Entdeckung stehen. Aufgrund des konstanten Anstiegs in der Beschreibung von Loci und Genen ist jedoch von einer höheren Zahl auszugehen.

letzten 25 Jahre einen konstanten Anstieg. Trotz der bereits vor mehr als fünf Jahren neu eingeführten Technologien der Sequenzierung ergibt sich bisher kein Anzeichen für eine Verlangsamung dieses Trends. Es kann daher davon ausgegangen werden, dass bei entsprechender Fortschreibung die für Gene für die Schwerhörigkeit auf mehr als 200 ansteigen. Bereits mit den bisher bekannten Genen ist jedoch die notwendige kritische Anzahl erreicht, die eine parallele Sequenzierung aller bekannten Gene im Rahmen einer erkrankungsbezogenen diagnostischen Plattform sinnvoll macht. Hierbei ist zu berücksichtigen, dass der Pool der bisher bekannten Gene insbesondere die häufiger betroffenen Gene enthält und dass auch neue pathogene Varianten für diese Gene entdeckt werden können. Somit können derzeit mit dieser Technologie bereits mehr als die Hälfte der Fälle mit Verdacht eine genetische Ursache gelöst werden. Die Plattformen erlauben auch die kontinuierliche Ergänzung neuer Gene, so dass die Raten für gelöste diagnostische Fälle sich ebenfalls kontinuierlich weiter verbessern werden.

Die derzeit 142 bekannten Gene für Schwerhörigkeit setzen sich aus 77 nicht-syndromalen Genen und 43 syndromalen Genen zusammen. 16 dieser Gene sind sowohl mit nicht-syndromalen als auch syndromalen Formen assoziiert. Unter den nicht-syndromalen Genen sind 47 autosomal-rezessive Gene (DFNB), 30 autosomal-dominante Gene

(DFNA), 4 X-chromosomale Gene (DFNX) und 8 mitochondriale (maternal) Gene bekannt. Sechs dieser Gene sind wiederum sowohl mit autosomal-rezessiven als auch mit autosomal-dominanten Formen assoziiert (siehe Tabelle 1^[11]).

Für die einzelnen Gene existieren wiederum verschiedene pathogene Varianten. Allein für die nicht-syndromalen Gene für Schwerhörigkeit sind mehr als 1 200 pathogene Varianten beschrieben^[12, 13]. Zum Vergleich sind in der Human Gene Mutation Database (HGMD[®]), einer umfassenden Kollektion aller bekannten Keimbahn-Mutationen nukleärer Gene, die Erkrankungen des Menschen verursachen oder damit assoziiert sind zur Zeit 148 413 pathogene Varianten eingetragen^[14]. Die auch für Schwerhörigkeit relative hohe Anzahl an pathogenen Varianten zeigt deren genetische Heterogenität und damit Komplexität. Werden durch eine diagnostische Plattform neue Varianten entdeckt müssen diese als pathogen, wahrscheinlich pathogen oder nicht pathogen eingestuft werden. Für nicht-syndromale Schwerhörigkeit wird die Reihenfolge der am häufigsten von verschiedenen Mutationen betroffenen Gene mit GJB2, SLC26A4, MYO15A, OTOF, CDH23 und TMC1 angegeben. Für jedes dieser Gene wurden mindestens 20 pathogene Mutationen beschrieben, für GJB2 sogar über 220 Mutationen. Die Anzahl pathogener Mutationen in den anderen, seltener betroffenen Genen liegt noch unter 20^[15].

Firma/Universität	Test	Ort	Website	Anzahl Gene
University of Iowa Carver College of Medicine	OtoScope	Iowa City, IA 52242, USA	http://www.medicine.uiowa.edu/mor/DeafnessClinical/	66
Cegat GmbH	OtoPanel	D-72072 Tübingen	http://www.cegat.de/5chwerhoerigkeit_172.html	128
Otogenetics	Oto-DA3	Norcross, GA 30071, USA	http://www.otogenetics.com/deafness_genes.htm	~ 129
Bioscientia	Taubheit/Hörstörungen	D-55218 Ingelheim	http://www.bioscientia.de/de/diagnostik/humanogenetik/molekulargenetik/	~ 89
Cincinnati Children's Hospital Medical Center	Otoseq®	Cincinnati, OH 45229- 3039, USA	http://www.cincinnatichildrens.org/service/default/diagnostic-labs/default/	23
Harvard, Laboratory for Molecular Medicine	OtoGenome™	Cambridge, MA, 02139, USA	http://pcpgm.partners.org/lmm/tests/hearing-loss/OtoGenome	76

Tabelle 1: Auswahl von klinischen und kommerziellen Anbietern von diagnostischen Plattformen für genetische Schwerhörigkeit basierend auf Hochdurchsatzsequenzierung. Die Angaben zur Anzahl der untersuchten Gene für Schwerhörigkeit variiert von 23 – 129 Genen.

Trotz dieser hohen genetischen Heterogenität können diagnostische Plattformen für genetische Schwerhörigkeit bereits hohe Aufklärungs-raten erzielen. Die Höhe der Aufklärungsrate korreliert mit klinischen Faktoren, und zwar, wie zu erwarten mit einer positiven Familienanamnese und einem symmetrischen Hörverlust^[9]. Auf technischer Ebene korreliert die Aufklärungsrate unter anderem mit der Anzahl der untersuchten Gene. Die derzeitige Anzahl der auf diagnostischen Plattformen untersuchten Gene variiert je nach Anbieter von 23–129 Genen (siehe Tabelle 1).

Nach bisher bekannten Daten zu Aufklärungs-raten diagnostischer Plattformen liegen diese zwischen 15 % und 55 %^[9, 16, 17]. Hierbei korreliert die Anzahl der auf der jeweiligen Plattform zur Verfügung stehenden Gene mit der Aufklärungsrate. Allerdings müssen auch Unterschiede in der Methodik und den Patientenkollektiven berücksichtigt werden. Es kann jedoch festgehalten werden, dass mittels Diagnostik-Plattformen bei Verwendung einer umfassenden Anzahl von Genen eine Aufklärungsquote von über der Hälfte der Fälle erreicht werden kann. Zu den häufig betroffenen Genen zählen GJB2, STRC, CDH23, MYH14, MYO15A, MYO7A und SLC26A4^[9]. Interessanterweise weisen häufig betroffene Gene (z.B. GJB2, MYO15A, SLC26A4) auch besondere eine hohe Anzahl an Mutationen auf. Trotzdem sind die Diagnostik-Plattformen offensichtlich in der Lage auch Gene mit einer Vielzahl an Varianten aufzuklären. Bei der Interpretation von neuen Varianten mit bisher unbekannter Bedeutung kann die Korrelation mit dem Phänotyp insbesondere den audiologischen Daten wertvolle Hinweise geben^[18, 19]. Darüber hinaus können sich aus dem Ergebnis bereits Hinweise auf die Prognose von therapeutischen Interventionen wie einer Cochlea-Implantation ergeben^[20].

Obwohl auf den diagnostischen Plattformen nahezu alle Schwerhörigkeitsgene vertreten sind (z. T. über 120), werden die hohen Aufklärungs-raten bereits mit einer relativ geringen Anzahl an Genen erreicht. So liegen einem Drittel der gelösten Fälle nur die vier Gene GJB2, MYO15A, MYO7A und SLC26A4 zugrunde (9). Für die Hälfte der gelösten Fälle werden 8 Gene benötigt und für etwa 80 % der

gelösten Fälle ca. 21 Gene (9). Dies bedeutet für die genetische Beratung im klinischen Alltag, dass in der Regel eine noch überschaubare Anzahl an Genen betroffen ist.

Schlussfolgerung

Bei der Diagnose der Schwerhörigkeit sollte eine genetische Untersuchung in Form einer Diagnostik-Plattform nach Anamnese, körperlicher Untersuchung und audiologischer Untersuchung erfolgen. Eine genetische Diagnostik kann weitere (invasive) diagnostische Verfahren vermeiden. Die genetische Diagnostik erlaubt es dem Patienten eine genetische Beratung anzubieten und besitzt wertvolle prognostische Informationen. Diese bilden die Grundlage für die Entwicklung einer personalisierten Medizin und in Zukunft evtl. einer maßgeschneiderten Pharmakotherapie oder einer individuellen molekularen Therapie.

Interessenkonflikt: S. Biskup ist Geschäftsführerin und Gründerin der GeGaT GmbH, Tübingen.

Literatur

- Eppsteiner RW et al., Prediction of cochlear implant performance by genetic mutation: the spiral ganglion hypothesis. *Hear Res*, 2012. 292(1-2): p. 51-8 (20)
- Eppsteiner RW et al., Using the phenome and genome to improve genetic diagnosis for deafness. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 2012. 147(5): p. 975-7 (19)
- Hilgert N, Smith RJ and Van Camp G, Forty-six genes causing nonsyndromic hearing impairment: which ones should be analyzed in DNA diagnostics? *Mutat Res*, 2009. 681(2-3): p. 189-96 (15)
- Laboratory for Molecular Medicine. Partners HealthCare Center for Personalized Genetic Medicine (PCPGM). Aufgerufen 02/2014; Available from: <http://pcpgm.partners.org/lmm/tests/hearing-loss/OtoGenome> (16)
- Mardis ER, A decade's perspective on DNA sequencing technology. *Nature*, 2011. 470(7333): p. 198-203 (7)
- MORL. The Molecular Otolaryngology and Renal Research Laboratory at the University Iowa. Aufgerufen 02/2014; Available from: <http://deafnessvariationdatabase.org/> (13)
- Morton CC and Nance WE, Newborn hearing screening—a silent revolution. *N Engl J Med*, 2006. 354(20): p. 2151-64 (1)
- Morton NE, Shields DC and Collins A, Genetic epidemiology of complex phenotypes. *Ann Hum Genet*, 1991. 55(Pt 4): p. 301-14 (2)
- National Library of Medicine (NLM), Homo sapiens (human) genome view, mapview „deafness genes“. Aufgerufen 02/2014; Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov> (10)
- Neveling K et al., A post-hoc comparison of the utility of sanger sequencing and exome sequencing for the diagnosis of heterogeneous diseases. *Hum Mutat*, 2013. 34(12): p. 1721-6 (5)
- Requena T, Espinosa-Sanchez JM and Lopez-Escamez JA, Genetics of dizziness: cerebellar and vestibular disorders. *Curr Opin Neurol*, 2014. 27(1): p. 98-104 (6)
- Shearer AE and Smith RJ, Genetics: advances in genetic testing for deafness. *Curr Opin Pediatr*, 2012. 24(6): p. 679-86 (12)
- Shearer AE et al., Advancing genetic testing for deafness with genomic technology. *J Med Genet*, 2013. 50(9): p. 627-34 (9)
- Shearer AE et al., Deafness in the genomics era. *Hear Res*, 2011. 282(1-2): p. 1-9 (4)
- Stenson PD et al., The Human Gene Mutation Database: building a comprehensive mutation repository for clinical and molecular genetics, diagnostic testing and personalized genomic medicine. *Hum Genet*, 2013 (14)
- Taylor KR et al., AudioGene: predicting hearing loss genotypes from phenotypes to guide genetic screening. *Hum Mutat*, 2013. 34(4): p. 539-45 (18)
- Toriello HV, Reardon W and Gorlin RJ, Hereditary Hearing Loss and its Syndromes (Oxford monographs on medical genetics). 2004, Oxford University Press, Inc.: New York, NY (3)
- Tropitzsch A et al., Next-generation Sequencing in der Diagnostik der genetischen Schwerhörigkeit. In: Deutsche Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie. 84. Jahresversammlung der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie. 2013. German Medical Science GMS Publishing House; 2013 (17)
- Van Camp G and Smith RJH, Hereditary Hearing Loss Homepage. Aufgerufen 02/2014; Available from: <http://hereditaryhearingloss.org/> (11)
- Wetterstrand KA, DNA Sequencing Costs: Data from the NHGRI Genome Sequencing Program (GSP). Aufgerufen 02/2014; Available from: www.genome.gov/sequencingcosts. (8)

Understanding and treating hearing loss with central auditory prosthetics: Challenges and new directions



Hubert H. Lim,
University of Minnesota, USA

The thought of implanting a computer chip into the brain to restore sensory or motor function is no longer viewed as a science fiction phenomenon. There are hundreds of thousands of individuals implanted with some type of neural device for sensory or motor restoration as well as for treating neurological and neuropsychiatric disorders^[1]. Devices are designed for interfacing with the peripheral or central nervous system, and can be fully implanted into the body or head with wireless capabilities. These devices have been capable of restoring hearing, vision, movement, limb function, bladder control, balance, and somatosensation. These devices have also enabled recovery of autonomic functions, such as heart rate, or used to treat abnormal neurological or psychological conditions, such as pain, depression, seizure, tinnitus, and addiction. The field of neuroengineering has experienced tremendous growth in technological, scientific, and clinical advances over the past decade. Even greater developments and research in neural interfacing are expected in the upcoming decade, propelled forward by international efforts and investments in mapping, modeling, and understanding the human brain relevant for clinical applications.

The auditory field has played a critical role in this growth and wide acceptance of the neural prosthesis field^[2, 3]. The cochlear implant (CI) is considered one of the most successful neural prostheses, and is designed for implantation into the cochlea for electrically stimulating nearby auditory nerve fibers for hearing restoration (Figure 1). Over 200,000 deaf patients have received a CI, with many of these individuals capable of speech perception and even the ability to converse over the telephone. Children, including infants younger than one year of age, have been implanted with a CI and have been able to integrate into mainstream schools. Therefore, the CI has been remarkably successful for many deaf individuals, which in turn has guided the development of other neural prosthetics for sensory or motor restoration, such as the visual prosthesis or a neural-controlled prosthetic limb^[4, 5].

There are still some limitations with the CI in that its hearing performance degrades in noisy environments or with more complex inputs (e.g., music or multiple talkers), and not all implantees experi-

ence sufficient hearing capabilities. One major limitation has been the inability to activate a large number of independent frequency channels due to the bony cochlear wall acting as a barrier that causes the current to spread broadly across the tonotopically organized nerve fibers located outside of the cochlea. Hearing loss can also be associated with a significant loss in the number of viable auditory nerve fibers available for electrical activation with a CI. Furthermore, there are many individuals who cannot benefit from a CI since they do not have a functional auditory nerve (e.g., due to a head injury or tumor removal surgery, or being born without one) or do not have an implantable cochlea (e.g., due to ossification or head trauma). Therefore, a central auditory prosthesis may be able to provide an alternative hearing solution for deaf patients, particularly those who cannot sufficiently benefit from a CI.

In contrast to the CI, central auditory prostheses have experienced slower progress. The first auditory brainstem implant (ABI; Figure 1) was implanted as early as 1979, which coincided with some of the first CIs, yet achieved performance levels dramatically lower than



Figure 1: Different auditory neural prosthetics used in deaf patients for hearing restoration.

CI: Cochlear Implant, which consists of an electrode array that is implanted into the cochlea and used for auditory nerve stimulation.

ABI: Auditory Brainstem Implant that is used for surface stimulation of the cochlear nucleus.

PABI: Penetrating Auditory Brainstem Implant that is used for penetrating stimulation of the cochlear nucleus.

AMI: Auditory Midbrain Implant that is used for penetrating stimulation of the auditory midbrain (i.e., the inferior colliculus). There are several companies that build these types of implant devices. The examples shown in this figure are developed by Cochlear Limited (Australia).

CIs^[6]. The rationale for the ABI and for deep brain surgery for array implantation stemmed from experiences surrounding a subpopulation of deaf patients, those with Neurofibromatosis Type 2 (**NF2**), who had to undergo tumor removal surgery. NF2 is associated with bilateral acoustic neuromas that develop along the eighth cranial nerve (consisting of the auditory and vestibular nerves). In most cases of tumor removal, both the auditory and vestibular nerves are compromised. Considering that open head surgery and access to the brainstem are required for tumor removal and the patient usually becomes completely deaf after the operation, it is possible to implant a flat electrode array on the surface of the cochlear nucleus (the auditory portion of the brainstem) with minimal added surgical risks to restore some auditory sensations. Since 1992, the original single channel ABI has been developed into a multi-site surface array by four different companies and implanted in over 1000 patients worldwide with etiologies no longer limited to NF2^[6-10]. ABIs are being implanted in non-tumor patients, including in children as young as two years of age, in which open-head surgery is performed solely for implanting an array for hearing restoration^[11, 12]. The ABI generally provides significant improvements in lip-reading capability and environmental awareness on a daily basis. However, most recipients do not achieve open-set speech perception that is possible with CIs. Therefore, there has been a strong need to improve the effectiveness of central auditory prostheses so that the majority of implanted patients can consistently achieve open-set speech perception and integrate into society.

There are currently two approaches to increase the effectiveness of central auditory prostheses: (1) improve the ABI, or (2) develop an improved implant for a different auditory structure. There are valid arguments for both approaches and the decision largely depends on the target population. We have selected the approach of stimulating the ICC for several reasons. One major reason is the challenges in achieving high speech perception performance with the ABI in NF2 patients^[6, 8, 10]. Few NF2 patients have achieved open-set speech perception comparable to the top CI patients. One hypothesis is that the tumor growth and/or removal may be damaging crucial structures at the brainstem level required for speech perception so that they can no longer be effectively activated with the ABI^[8]. In support of this hypothesis, one study^[10] showed that over half of the 48 non-tumor patients implanted with an ABI achieved good open-set speech perception with a few reaching levels comparable to the top CI patients. These non-tumor ABI patients obtained an average score of 59% on an open-set speech test compared to an average score of 10% across 32 NF2 ABI patients. Considering that similar implants, stimulation strategies, and surgical approaches were used for both patient groups in the same clinic, these findings support the hypothesis that the limited performance observed in NF2 patients may be related to tumor damage, including surgical damage, of the cochlear nucleus. There is recent evidence that some NF2 patients with an ABI are able to achieve high levels of performance comparable to CI patients^[13, 14]. One proposed possibility is that the neurosurgeon was able to minimize damage to the brainstem. While surgical procedures to minimize surgical damage should be further investigated, achieving such success has been challenging, as evidenced by over 1000 ABI patients with limited speech perception.

Another proposed factor limiting speech perception with the ABI is the diffuse nature of activation with surface stimulation^[15]. The cochlear nucleus is a complex neural structure consisting of distinct types of neurons specifically and tonotopically organized throughout its central region^[16, 17]. Surface stimulation may not appropriately acti-

vate the deeper regions of the cochlear nucleus. To address this issue, a new type of penetrating ABI (PABI; Figure 1) consisting of 8 or 10 shanks, each with an activated iridium site at the tip (2000 or 5000 μm^2), has been implanted into 10 NF2 patients^[15]. Although the PABI can achieve low and stable activation levels as well as a wide range of pitch percepts across sites that were implanted into the cochlear nucleus, its overall performance has not yet exceeded that of the surface ABI device. It is possible that specific neurons need to be targeted and/or more complex stimulation strategies are required within the cochlear nucleus, and thus further research is needed in this field. It is also possible that there may be tumor-related damage within the cochlear nucleus that limits performance with PABI stimulation, as may be the case with ABI stimulation.

Considering the potential tumor-related and/or surgical damage at the brainstem level associated with the ABI or PABI, my colleagues and I have pursued an alternative neural structure beyond the cochlear nucleus for an auditory prosthesis. The targeted region is the central nucleus of the inferior colliculus (**ICC**), which is the main ascending auditory region of the midbrain. Unlike the cochlear nucleus, the surface of the inferior colliculus is directly visible during surgery and easy to identify, especially in NF2 patients who can have severe tumor distortions at the brainstem level^[18, 19]. There are no cranial nerves at the midbrain level that can be life-threatening if damaged, as there are at the brainstem level. The ICC also has a more systematic tonotopic organization than the brainstem^[20-22], which has shown to be important for transmitting speech signals with an auditory implant^[23-25]. Therefore, my colleagues and I developed the auditory midbrain implant (**AMI**; Figure 1), which consists of a single-shank array with 22 ring sites and is designed for stimulation along the tonotopic gradient of the ICC. A more detailed description of the AMI device and its justification are provided in a previous publication^[26].

The AMI was implanted in five patients in 2006–2008 and has shown to be safe for over 6 years^[26]. The AMI has provided improvements in lip-reading capability and environmental awareness with some useful speech perception. The hearing performance is comparable to a typical ABI in NF2 patients, but is still much lower than what is achieved with a CI. Although the initial results with the AMI were encouraging, we need to still improve its performance to achieve intelligible speech perception.

To better understand the limitations with the AMI, we performed extensive psychophysical studies across a wide range of stimulation parameters in the AMI patients and compared the results with those of CI patients. We confirmed that AMI stimulation could achieve frequency-specific activation^[22, 27]. However, we observed dramatically poorer temporal coding abilities. There are two psychophysical tests that can reveal temporal coding abilities: temporal modulation detection (i. e., ability to detect small changes in amplitude modulation) and temporal resolution (i. e., ability to detect small temporal changes)^[28, 29]. Both have shown to be important for speech understanding^[30, 31]. For temporal modulation detection, CI users can achieve reliable detection of modulation frequencies beyond 150–300 Hz^[32], whereas our best AMI patient exhibited degraded capabilities even at 20–50 Hz^[29]. This indicates that during AMI stimulation, the patients are unable to sufficiently detect the envelope structure of the electrical stimulation pattern, which may be limiting their ability to perceive the necessary fluctuations of the transmitted sound stimulus required for speech perception. What was surprising was the drastic difference between CI and AMI stimulation for shorter interval pulse

trains. CI patients exhibit lower thresholds and louder percepts as the pulse rate of stimulation on each site increases (i. e., as the pulse intervals decrease)^[33-35]. This is attributed to a short-term integrator that sums the incoming pulsed activity within a short window (~ 5 ms) to track the fast temporal features that can contribute to speech understanding^[34, 36, 37]. AMI stimulation does not exhibit this short-term integration.

The ICC is a three-dimensional structure with two-dimensional isofrequency laminae that have shown to code for varying temporal features of sound across different neurons^[20, 38]. Unlike stimulation of the cochlea, stimulation of a single site within a given frequency lamina in the ICC may not sufficiently activate higher centers using repeated electrical pulses. Instead, multi-site stimulation within a lamina may be needed to achieve improved temporal coding abilities. To investigate if these limited temporal activation properties are caused by stimulating only one site in each lamina versus multiple sites, we performed experiments in guinea pigs^[39]. We inserted two single-shank AMI arrays into the ICC side-by-side (1.5 mm apart). Although we would like to insert multiple arrays into the ICC to fully span all neurons, it would not be surgically and safely possible to insert many arrays into the ICC of humans. In response to AMI stimulation, we then recorded the corresponding neural activity in the primary auditory cortex, which is linked to auditory perception. We confirmed that stimulation of a single site within each ICC lamina causes strong suppressive effects on a short (<5 ms) and long (beyond 100 ms) time scale^[39, 40], which can correspond to the time scale of short-term temporal integration and amplitude modulation coding, respectively. Encouragingly, stimulating at least two sites in each lamina significantly minimized these suppressive effects, which in turn is expected to improve speech understanding with the AMI.

In addition to revealing improvements in auditory activation with a two-shank AMI array, we also investigated ways to improve stimulation strategies for the AMI. We performed another set of experiments in guinea pigs in which we presented the animal's own natural vocalizations (i. e., guinea pig speech), which exhibit similar temporal and spectral patterns as human speech. We presented these vocalizations to each animal and recorded the corresponding neural spiking pattern across the ICC. Further details on the methods and results are presented in a previous publication^[41]. We discovered that many ICC neurons still code for the envelope structure of the bandpass filtered components of the inputted sound signal. In other words, stimulation strategies similar to those used in CIs may still be successful with the AMI. In the single-shank AMI patients, a CI type of strategy was used, but we argue that the limited performance was caused by using only one site in each ICC lamina. Based on our animal results, we believe that stimulation with a two-shank AMI array that has two sites in each ICC lamina while using a CI type of strategy will greatly improve hearing performance in future deaf patients.

Based on these animal and human studies, my colleagues at Hannover Medical School (led by Dr. Thomas Lenarz) and Cochlear Limited (led by Dr. James Patrick) and I designed a 2nd generation AMI device that consists of two shanks with 11 sites along each shank (Figure 2; note that 22 total sites is the limit of the Cochlear stimulator/processor). The number of sites and site spacing are consistent with the ability to stimulate different frequency layers of the human ICC while still spanning a sufficient number of frequency channels for speech perception. Using the original single-shank array, it was still possible to obtain a reasonable range of pitches with 11 sites (i. e.,

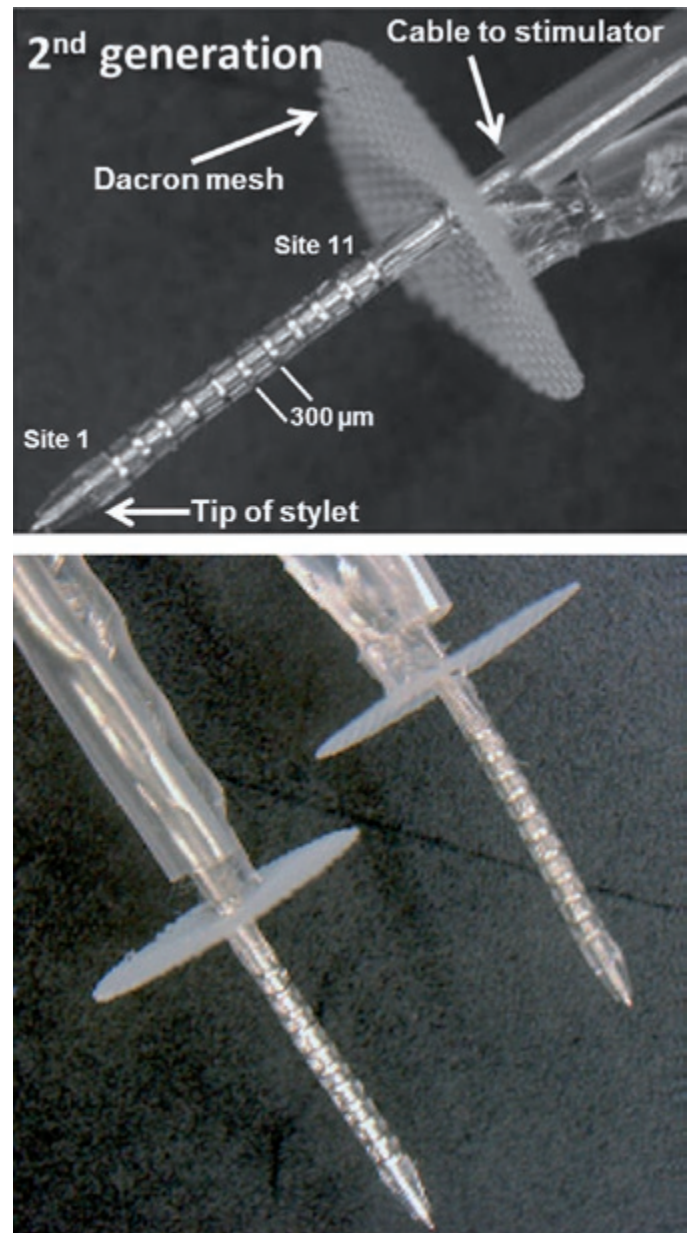


Figure 2: A new two-shank deep brain stimulation array to activate the inferior colliculus for hearing restoration. The array was developed by Cochlear Limited (Australia).

TOP: One of two shanks consisting of 11 ring sites along a silicone carrier (300 μm site spacing, 200 μm ring thickness, 400 μm shank diameter). Dacron mesh prevents over-insertion of the array into the inferior colliculus and stabilizes it onto the brain surface.

BOTTOM: Two parallel shanks will be inserted into the inferior colliculus in each patient, with an approximate shank spacing of 1 mm.

~ 2 mm spatial span;^[22]). To ensure a sufficient span, we designed each shank with a site spacing of 300 μm (i. e., ~ 3 mm spatial span). The site spacing may be slightly larger than the ~ 200 μm thickness of each ICC lamina^[20, 21]. However, we can increase the current on each site to access adjacent laminae. This AMI site spacing across

the frequency dimension is considerably finer than what is possible with the CI, which still achieves high performance levels^[2, 25].

Encouragingly, we received funding (Grant #: U01DC013030) from the National Institute of Health in the U.S.A. to pursue a clinical study at Hannover Medical School in collaboration with Cochlear Limited for implanting this two-shank AMI device in five patients. This clinical study will occur from May 2014 to April 2019. If we can achieve hearing performance with this new AMI device that approaches the performance of the CI, then we will have created a new central auditory prosthesis that can be used as a potential alternative to the ABI in deaf patients. It is important that research and development still move forward with the ABI and other types of central auditory prostheses since different devices may be more successful for different types of deaf patients. The continued progress made with central auditory prostheses will open up greater opportunities for using these leading-edge deep brain stimulation technologies for other clinical applications, and thus contribute to the exciting future of neural engineering.

Acknowledgements. This research was performed in a collaboration among Hannover Medical School (led by Dr. Thomas Lenarz), Cochlear Limited (led by Dr. James Patrick), and University of Minnesota (led by Dr. Hubert Lim). This research was also performed together with Dr. Colette McKay from Bionics Institute (Australia) and the surgical team at International Neuroscience Institute in Hannover (led by Dr. Madjid Samii). The funding support was provided by the German Ministry of Research and Education (Grant # 01GQ0816), German Research Foundation (Grant # PP1608Kr3370/2-1), SFB 599, Cochlear Limited, and start-up funds from the University of Minnesota (Institute for Translational Neuroscience and the College of Science and Engineering).

References

- Behr R et al., The high rate CIS auditory brainstem implant for restoration of hearing in NF-2 patients. *Skull Base*, 2007. 17(2): p. 91-107 (9)
- Calixto R et al., Coactivation of different neurons within an isofrequency lamina of the inferior colliculus elicits enhanced auditory cortical activation. *J Neurophysiol*, 2012. 108(4): p. 1199-1210 (39)
- Cant NB and Benson CG, Parallel auditory pathways: projection patterns of the different neuronal populations in the dorsal and ventral cochlear nuclei. *Brain Res Bull*, 2003. 60(5-6): p. 457-74 (17)
- Colletti L, Shannon R and Colletti V, Auditory brainstem implants for neurofibromatosis type 2. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg*, 2012. 20(5): p. 353-7 (13)
- Colletti V and Shannon RV, Open set speech perception with auditory brainstem implant? *Laryngoscope*, 2005. 115(11): p. 1974-8 (8)
- Colletti V et al., Complications in auditory brainstem implant surgery in adults and children. *Otol Neurotol*, 2010. 31(4): p. 558-64 (11)
- Colletti V et al., Outcomes in Nontumor Adults Fitted With the Auditory Brainstem Implant: 10 Years' Experience. *Otol Neurotol*, 2009. 30: p. 614-618 (10)
- Fraser M and McKay CM, Temporal modulation transfer functions in cochlear implantees using a method that limits overall loudness cues. *Hear Res*, 2012. 283(1-2): p. 59-69 (32)
- Friesen LM et al., Speech recognition in noise as a function of the number of spectral channels: comparison of acoustic hearing and cochlear implants. *J Acoust Soc Am*, 2001. 110(2): p. 1150-63 (23)
- Geniec P and Morest DK, The neuronal architecture of the human posterior colliculus. A study with the Golgi method. *Acta Otolaryngol Suppl*, 1971. 295: p. 1-33 (21)
- Johnson MD et al., Neuromodulation for brain disorders: challenges and opportunities. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2013. 60(3): p. 610-24 (1)
- Kreft HA, Donaldson GS and Nelson DA, Effects of pulse rate on threshold and dynamic range in Clarion cochlear-implant users. *J Acoust Soc Am*, 2004. 115(5 Pt 1): p. 1885-8 (33)
- Lenarz M et al., Electrophysiological validation of a human prototype auditory midbrain implant in a guinea pig model. *J Assoc Res Otolaryngol*, 2006. 7: p. 383-398 (27)
- Lim HH et al., Effects of phase duration and pulse rate on loudness and pitch percepts in the first auditory midbrain implant patients: Comparison to cochlear implant and auditory brainstem implant results. *Neuroscience*, 2008. 154(1): p. 370-80 (28)
- Lim HH et al., Frequency representation within the human brain: Stability versus plasticity. *Sci Rep*, 2013. 3: p. 1474 (22)
- Lim HH, Lenarz M and Lenarz T, Auditory midbrain implant: a review. *Trends Amplif*, 2009. 13(3): p. 149-80 (26)
- Mathies C et al., Auditory brainstem implants in neurofibromatosis Type 2: is open speech perception feasible? *J Neurosurg*, 2014. 120(2): p. 546-58 (14)
- McCreery DB, Cochlear nucleus auditory prostheses. *Hear Res*, 2008. 242(1-2): p. 64-73 (15)
- McKay CM and McDermott HJ, Loudness perception with pulsatile electrical stimulation: the effect of interpulse intervals. *J Acoust Soc Am*, 1998. 104(2 Pt 1): p. 1061-74 (34)
- McKay CM, Lim HH and Lenarz T, Temporal processing in the auditory system: insights from cochlear and auditory midbrain implantees. *J Assoc Res Otolaryngol*, 2013. 14(1): p. 103-24 (29)
- Moore JK and Osen KK, The cochlear nuclei in man. *Am J Anat*, 1979. 154(3): p. 393-418 (16)
- Nevison B et al., Results from a European clinical investigation of the Nucleus multichannel auditory brainstem implant. *Ear Hear*, 2002. 23(3): p. 170-83 (7)
- Oliver DL, Neuronal organization in the inferior colliculus, in *The Inferior Colliculus*, JA Winer and CE Schreiner, Editors. 2005, Springer Science+Business Media, Inc.: New York. p. 69-114 (20)
- Rees A and Langner G, Temporal coding in the auditory midbrain, in *The Inferior Colliculus*, JA Winer and CE Schreiner, Editors. 2005, Springer Science+Business Media, Inc.: New York. p. 346-376 (38)
- Rode T et al., Neural representation in the auditory midbrain of the envelope of vocalizations based on a peripheral ear model. *Front Neural Circuits*, 2013. 7: p. 166 (41)
- Samii A et al., Auditory midbrain implant: a combined approach for vestibular schwannoma surgery and device implantation. *Otol Neurotol*, 2007. 28(1): p. 31-8 (18)
- Schwartz MS et al., Auditory brainstem implants. *Neurotherapeutics*, 2008. 5(1): p. 128-136 (6)
- Sennaroglu L et al., Auditory brainstem implantation in children and non-neurofibromatosis type 2 patients: a consensus statement. *Otol Neurotol*, 2011. 32(2): p. 187-91 (12)
- Shannon RV, A model of threshold for pulsatile electrical stimulation of cochlear implants. *Hear Res*, 1989. 40(3): p. 197-204 (35)
- Shannon RV et al., Speech recognition with primarily temporal cues. *Science*, 1995. 270(5234): p. 303-4 (31)
- Shannon RV, Fu QJ and Galvin J, 3rd, The number of spectral channels required for speech recognition depends on the difficulty of the listening situation. *Acta Otolaryngol Suppl*, 2004(552): p. 50-4 (24)
- Shannon RV, The relative importance of amplitude, temporal, and spectral cues for cochlear implant processor design. *Am J Audiol*, 2002. 11(2): p. 124-7 (25)
- Straka MM, Schendel D and Lim HH, Neural integration and enhancement from the inferior colliculus up to different layers of auditory cortex. *J Neurophysiol*, 2013. 110(4): p. 1009-20 (40)
- Viemeister NF and Wakefield GH, Temporal integration and multiple looks. *J Acoust Soc Am*, 1991. 90(2 Pt 1): p. 858-65 (36)
- Viemeister NF, Temporal modulation transfer functions based upon modulation thresholds. *J Acoust Soc Am*, 1979. 66(5): p. 1364-80 (37)
- Vince GH et al., An anatomical assessment of the supracerebellar midline and paramedian approaches to the inferior colliculus for auditory midbrain implants using a neuronavigation model on cadaveric specimens. *J Clin Neurosci*, 2010. 17(1): p. 107-12 (19)
- Weber DJ, Friesen R and Miller LE, Interfacing the somatosensory system to restore touch and proprioception: essential considerations. *J Mot Behav*, 2012. 44(6): p. 403-18 (4)
- Weiland JD, Cho AK and Humayun MS, Retinal prostheses: current clinical results and future needs. *Ophthalmology*, 2011. 118(11): p. 2227-37 (5)
- Wilson BS and Dorman MF, Cochlear implants: a remarkable past and a brilliant future. *Hear Res*, 2008. 242(1-2): p. 3-21 (2)
- Zeng FG et al., Cochlear implants: system design, integration, and evaluation. *IEEE Rev Biomed Eng*, 2008. 1: p. 115-42 (3)
- Zeng FG, Trends in cochlear implants. *Trends Amplif*, 2004. 8(1): p. 1-34 (30)

Vorhersage des Sprachverstehens mit Cochlea-Implantat



Andreas Büchner,
Medizinische Hochschule Hannover

Einleitung

Seit über 30 Jahren werden Cochlea-Implantate (CI) eingesetzt, um ertaubten Patienten wieder ein grundlegendes Hören zu ermöglichen (Wilson & Dorman 2008, Krüger et al. 2008). In den ersten Jahren konnten nur Patienten von einem CI profitieren, die komplett ertaubt waren. Mit zunehmendem technischen Fortschritt sowie klinischen Erfahrungen konnten in den letzten Jahren die Indikationsgrenzen für das CI zunehmend in Richtung Resthörigkeit verschoben (Müller 2005, Gifford 2011) werden. Gleichzeitig gab es enorme Fortschritte in der Entwicklung der konventionellen und implantierbaren Hörgeräte zu verzeichnen und mittlerweile gibt es eine zunehmende Anzahl von Patienten, die von verschiedenen Gerätetypen profitieren können. Da ein CI präoperativ nicht ausprobiert werden kann, ist ein Modell erforderlich, mit dessen Hilfe das Sprachverstehen mit CI bereits vor dem OP-Entscheid möglichst exakt vorhergesagt werden kann, um Unterstützung für die Auswahl des richtigen Hörsystems vor dem operativen Eingriff zu erhalten.

Bisher existiert kein Vorhersagemodell, mit dem das spätere Sprachverstehen in klinisch akzeptabler Genauigkeit vorhergesagt werden kann. Es gibt einige Ansätze, die hauptsächlich auf Regressionsanalysen und Klassifikatoren basieren. Allerdings verwenden die meisten Untersuchungen hierzu die gleichen Datensätze sowohl zum Identifizieren der Modellparameter als auch zur Überprüfung des fertigen Modells. Beispielsweise wurde die Iowa-Formel entwickelt (Rubinstein 1999). Bei den eigenen Daten wurde ein Korrelationskoeffizient zwischen vorhergesagten und gemessenen CNC-Wörtern von 0,77 ermittelt. Sobald diese Formel jedoch auf neue Datensätze angewendet wurde, brach der Korrelationskoeffizient auf $r = 0,5$ ein (Friedland et al. 2003). Ein neueres Modell teilt Kinder in drei Performancegruppen ein (O'Brien et al. 2012). Hier teilte ein Regressionsmodell 74 % der Kinder in die richtige der drei Performancegruppen ein, ein Klassifikations- und Regressionsbaum erreichte 74 % und ein klinischer Experte in dieser speziellen Studie nur 64 %.

Gerade die älteren Modelle konnten jedoch als Einflussfaktoren hauptsächlich demographische Faktoren wie Alter und Taubheitsdauer verwenden, da wegen der damaligen Indikationsgrenzen resthörige Patienten mit CI kaum existierten. Neuere Untersuchungen zeigen

beispielsweise den deutlichen Einfluss des Restgehörs und des präoperativen Sprachverstehens auf die postoperative Hörperformanz mit CI, allerdings spielen auch weitere Faktoren wie kognitive Fähigkeiten oder Sozialschicht eine wesentliche Rolle (Niparko et al. 2010, Haumann et al. 2012). Ein erstes Prädiktionsmodell der Autoren, das diese Faktoren mit einbezieht, konnte bereits mittels gewichteten Korrelationen einen individuellen Sprachverständlichkeitswert mit einem umgebenden Fehlerkorridor von 25 % vorhersagen, der in 62,5 % der Fälle im (unabhängigen) Testset getroffen wurde (Haumann et al. 2010). In der jetzigen Weiterentwicklung wurden für die Prädiktion der Hörperformanz neuronale Netze verwendet mit dem Ziel, diese Vorhersage zu verbessern.

Material & Methoden

Testbatterie

Im Rahmen der Audiologie-Initiative Niedersachsen wurden an der Medizinischen Hochschule Hannover neue, zusätzliche Untersuchungen in die Voruntersuchungen zum CI eingeführt. Die gesamte Testbatterie inklusive der klinisch verwendeten Basistests wird in Haumann et al. (2012) beschrieben. Eine wesentliche Neuerung bei der präoperativen Testung war der Einsatz des Master Hearing Aids (MHA) (Grimm et al. 2006) zur akuten Versorgung der CI-Kandidaten mit Kopfhörer, so dass alle Patienten mit einem standardisierten HiFi-Hörgerät durch die Testbatterie liefen. Die Testbatterie umfasst den Freiburger Sprachverständlichkeitstest versorgt und unversorgt (Hahlbrock 1953) sowie der Oldenburger Satztest (OLSA, Wagener et al. 1999) versorgt und unversorgt mit unmodulierten (olnoise) und moduliertem (icra5-250) Störgeräusch. Weiterhin wurde als visuelles Analogon zum OLSA der Text-Reception-Text (TRT)-Test nach Zekveld et al. (2007) angewandt. Hierbei sollte modalitätenunabhängig das Sprach-/Textverständnis unter schwierigen Bedingungen untersucht werden. Über Fragebögen wurden subjektive Hörfähigkeit (Holube & Kollmeier 1994), subjektive Beeinträchtigung (Kießling et al. 1997), allgemeiner Gesundheitszustand (Bullinger & Kirchberger 1998) und Sozialschicht (Socio-economic status, SES, Ahrens et al. 1998) ermittelt.

Ferner wurden folgende Daten als Eingangsvariablen verwendet: Alter, jeweilige Dauer des guten und beeinträchtigten Hörvermögens, sowie der Ertaubung, Tragedauer des Hörgerätes und Tonschwelle.

Nach sechs Monaten Tragedauer des CI wurden die Sprachverständlichkeitstests mit CI (Freiburger sowie OLSA mit unmoduliertem und moduliertem Störgeräusch) wiederholt, ebenso die Fragebögen zur subjektiven Hörfähigkeit und zur subjektiven Beeinträchtigung.

Patienten

Die zusätzliche Testbatterie wurde präoperativ bei 180 Patienten durchgeführt sowie bei 137 davon zum 6-Monatstermin, deren Datensätze somit vollständig sind. Alle Patienten waren erwachsen (≥ 16 Jahre). 59 Patienten waren bereits in früher Kindheit schwerhörig, während

78 Patienten postlingual ertaub sind (Ø 58,9 Jahre, 28 m, 50 w). Die Daten dieser Patienten wurden für das Vorhersagemodell verwendet.

Modell

Für das Vorhersagemodell wurde ein künstliches neuronales Netzwerk verwendet. Allgemein gesprochen sollen neuronale Netze die Struktur neuronaler Verschaltungen im Gehirn simulieren und somit eine künstliche Intelligenz erzeugt werden (Borgelt et al. 2003). Zur Anwendung kam hier ein Netz mit mehreren hintereinandergeschalteten Schichten von mehreren künstlichen Neuronen. In die erste Schicht wird ein Vektor mit den ausgewählten Eingangsvariablen geführt. Jede dieser Eingangsvariablen wird in jedem Neuron mit einem Wichtungsfaktor multipliziert, dazu kann ein konstanter Bias aufaddiert werden. In jedem Neuron werden alle so bearbeiteten Eingangsfaktoren aufaddiert und nach einer festgelegten Transferfunktion der Ausgangswert des Neurons bestimmt. Dieser Ausgangswert jedes Neurons einer Schicht wird als Eingangswert in jedes Neuron der nachfolgenden Schicht geführt. In der letzten Schicht wird der Ausgangswert generiert. Dieser Ausgangswert wird mit dem Wert der Zielvariablen verglichen und stellt die Vorhersagegenauigkeit dar. Anhand der Vorhersagegenauigkeit werden die Parameter des Netzes (Wichtungsfaktoren und Bias) verändert, so dass die Differenz der Vorhersage zum Zielwert minimiert wird und damit das künstliche neuronale Netz angelehrt wird.

In unserem künstlichen neuronalen Netz wurden drei Schichten verwendet; zwei davon bestehend aus 20 Neuronen und einer sigmoidalen Transferfunktion und eine Ausgangsschicht bestehend aus einem Neuron mit linearer Transferfunktion. Das Modell wird in Abbildung 1 illustriert. Für die Implementierung wurde die MATLAB-Toolbox Neural Networks¹ verwendet.

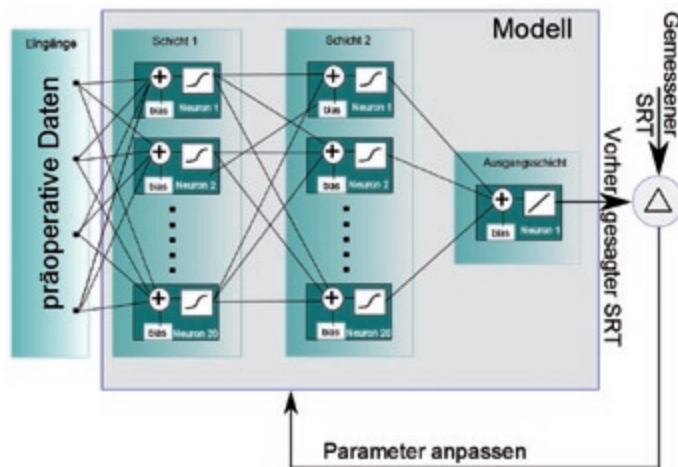


Abbildung 1: Struktur des von uns verwendeten künstlichen neuronalen Netzes

Diese Prozedur des Lernens geschieht mit einem Teil der Daten, dem sog. Trainingsset. Um zu verhindern, dass das gelernte Netz nur beim Trainingsset funktioniert, wird während des Lernens das Netz gleichzeitig mit einem weiteren Teil der Daten überprüft, dem Validierungsset. Die Vorhersagegenauigkeit beim Validierungsset wird aller-

dings nicht zum Lernen verwendet, es läuft nur zur Verifikation mit. Solange sich die Vorhersagequalität des Trainingssets und des Validierungssets gleichermaßen verbessert, wird davon ausgegangen, dass das Netz tatsächlich besser wird. Sobald allerdings die Vorhersagegenauigkeit des Validierungssets wieder schlechter wird, wird vermutet, dass das Netz zu stark an das Trainingsset angepasst ist und folglich das Lernen gestoppt. Nach dem fertigen Lernen wird das künstliche Neuronale Netz auf den dritten Teil der Daten, das Testset, angewendet. Diese Datensätze wurden für das Lernen des Netzes gar nicht verwendet, so dass die finale Aussagekraft des neuronalen Netzes anhand der Vorhersagequalität im Testset beurteilt werden kann.

Der Eingangsvektor in unserem künstlichen neuronalen Netz enthielt die oben aufgeführten präoperativ erhobenen Daten. Als Ausgang wurde das Sprachverstehen im OLSA mit moduliertem Störgeräusch, versorgt mit CI zum 6-Monats-Termin verwendet. Vorhergesagt wurde hier der patientenspezifische Signal-Rauschabstand zur Sprachverständlichkeitsschwelle (Speech Reception Threshold, SRT). Um diesen prädierten Wert wurde ein Korridor von ± 3 dB SNR gelegt, in dem das tatsächliche Testresultat des Patienten fallen sollte. Dieser vorhergesagte Wert wurde mit dem gemessenen Wert verglichen.

Die Datensätze wurden zufällig in Trainings-, Validierungs- und Testset aufgeteilt (60 %, 20 %, 20 %). Zur Ermittlung der Vorhersagequalität wurde prozentual berechnet, in wie vielen der Fälle im Testset der gemessene, patientenspezifische SRT im individuell vorhergesagten Korridor lag.

Ergebnisse

Zwischen den präoperativ erhobenen Daten und dem Sprachverstehen mit CI wurden einige signifikante Korrelationen gefunden. Eine Auswahl dieser Korrelationen ist in Tabelle 1 aufgeführt.

	Postoperativ	CI: Freiburger Einsilber	CI: OLSA adapt. unmod.	CI: OLSA adapt. mod.
Präoperativ				
Alter		-0,15	0,35**	0,37***
Taubheitsdauer		-0,15	0,02	0,03
Normalhördauer		-0,11	0,03	0,05
TRT randomisierte Balken		0,24*	-0,41***	-0,40***
MHA: Freiburger Einsilber		0,30*	-0,14	-0,11
MHA: OLSA adapt. unmod.		0,03	0,41#	0,39#
MHA: OLSA adapt. mod.		-0,06	0,50*	0,60**
SES		0,29*	-0,30*	-0,34**

Tabelle 1: Korrelationskoeffizienten zwischen prä- und postoperativ erhobenen Daten

- # = Trend (p < 0.1),
- * = signifikant (p < 0.05),
- ** = hoch signifikant (p < 0.01),
- *** = höchst signifikant (p < 0.001).

Negative Korrelationskoeffizienten erklären sich dadurch, dass bei einigen Tests kleine Zahlenwerte gute Performanz bedeuten und bei einigen Tests umgekehrt große Zahlenwerte gute Performanz.

¹ www.mathworks.de/products/neural-network/

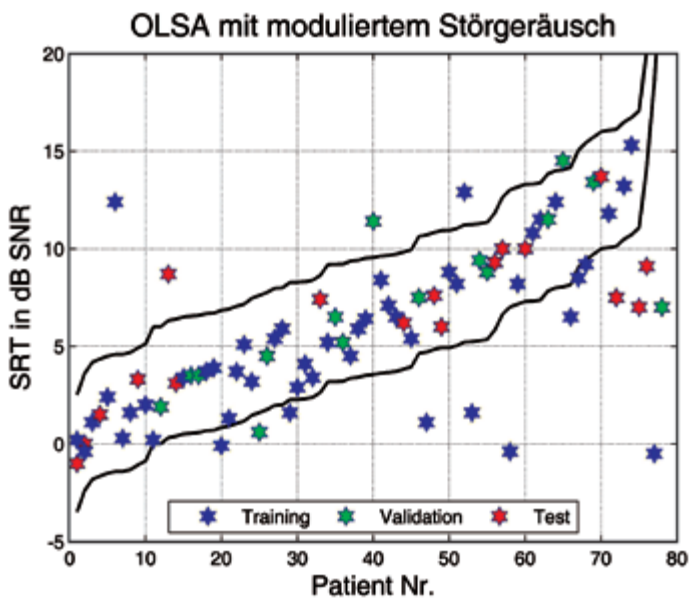


Abbildung 2: Vorhersage der individuellen Ergebnisse im OLSA. Auf der x-Achse sind die Patienten aufgetragen, sortiert nach aufsteigendem vorhergesagtem SRT. Dieser ist auf der y-Achse aufgetragen. Der individuell vorhergesagte Korridor ist als schwarze Linie dargestellt (Ober- und Untergrenze), der tatsächlich gemessene Wert zum 6-Monats-Termin ist als Sternchen dargestellt. In blau sind die Datensätze des Trainingssets abgebildet, anhand derer das neuronale Netz angeleitet wurde, in grün die Daten des Validierungssets, welches zur Kontrolle des Lernprozesses eingesetzt wurde, und in rot die Daten des Testsets, die in keiner Weise zum Lernen verwendet wurden.

Die Vorhersage unseres neuronalen Netzes wird in Abbildung 2 illustriert. Es zeigte sich, dass in 76 % der Datensätze im Testset der vorhergesagte Korridor getroffen wurde.

Diskussion und Schlussfolgerung

Mit den hier beschriebenen Testverfahren konnten klare Zusammenhänge zwischen prä- und postoperativen Daten nachgewiesen werden. Besonders hervorzuheben sind die Korrelationen des TRT-Testes zum Sprachverstehen mit CI in Ruhe und noch mehr im Störgeräusch. Dieser Test, der modalitätenunabhängig das Sprach-/Textverständnis untersucht, kann auch bei nicht vorhandenem akustischen Resthörvermögen durchgeführt werden und ist somit bei nahezu jedem CI-Kandidaten präoperativ erfassbar. Ebenfalls besonders hervorzuheben sind die Korrelationen zwischen den Sprachtests, die präoperativ versorgt mit dem Master Hearing Aid durchgeführt wurden, und dem späteren Sprachverstehen mit CI. Die Sprachtests mit MHA konnten nur bei den Patienten mit signifikantem Restgehör durchgeführt werden. Allerdings gehören genau diese Patienten in die Gruppe, die von verschiedenen Hörhilfen profitieren kann, so dass gerade hier eine möglichst genaue Vorhersage wichtig ist. Wie bereits Niparko et al. (2010) in den USA haben wir jedoch auch in Deutschland einen (hoch) signifikanten Einfluß der Sozialschicht gefunden. Insgesamt lässt sich allerdings feststellen, dass die Einflußfaktoren auf das Sprachverstehen mit CI komplexer Natur sind und nicht durch einzelne Testverfahren, sondern nur durch eine vielschichtige Testbatterie abgebildet werden können.

Mit Hilfe des KI-basierten Modells ist es uns erstmals gelungen, das Sprachverstehen mit CI aus präoperativen Daten mit einer Genauigkeit vorherzusagen, die einen sinnvollen klinischen Einsatz erahnen lässt, auch in Hinblick auf die optimale Hörsystemauswahl.

Momentan wird das Modell um weitere Hörsysteme, insbesondere aktive Mittelohrimplantate, erweitert, so dass die Vorhersage zur Hörsystemauswahl tatsächlich klinisch anwendbar werden sollte. Ein weiteres Fernziel der Vorhersagemodelle ist der Einsatz der Systeme zur Kontrolle der Anpassung von Hörsystemen, gerade auch unter Berücksichtigung telemedizinischer Anpassungskonzepte oder Selbstanpassungsszenarien.

Literatur

- Ahrens W, Bellach BM & Böckel KH (1998) Messung soziodemographischer Merkmale in der Epidemiologie. RKI-Schriften. München: MMV Medizin Verlag
- Borgelt C, Klawonn F, Kruse R, Nauck D. (2003) Neuro-Fuzzy-Systeme – Von den Grundlagen künstlicher Neuronaler Netze zur Kopplung mit Fuzzy-Systemen. Vieweg-Verlag, 3. Auflage
- Bullinger M & Kirchberger I (1998) SF-36: Fragebogen zum Gesundheitszustand. Handanweisung. Hogrefe Verlag
- Dreschler WA, Verschuur H, Ludvigsen C, Westermann S (2001) ICRA noises: artificial noise signals with speech-like spectral and temporal properties for hearing instrument assessment. International Journal of Audiology 40(3): 148–57
- Friedland DR, Venick HS & Niparko JK (2003) Choice of Ear for Cochlear Implantation: The Effect of History and Residual Hearing on Predicted Postoperative Performance. Otolology & Neurotology 24(4): 582–589
- Gifford RHJ (2011) Who is a cochlear implant candidate? The Hearing Journal 64(6): 16–22
- Grimm G, Herzke T, Berg D & Hohmann V (2006) The Master Hearing Aid: A PC-based platform for algorithm development and evaluation. Acta Acustica united with Acustica 92(4): 618–628
- Hahlbrock KH (1953) Über Sprachaudiometrie und neue Wörtertteste. Archiv für Ohren-, Nasen- und Kehlkopfheilkunde 162(5): 394–431
- Haumann S, Herzke T, Hohmann V, Lenarz T, Lesinski-Schiedat A & Büchner A (2010) Indikationskriterien für Cochlea-Implantate und Hörgeräte: Neue Ansätze. Tagungs-CD 13. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie Frankfurt (17.–20. März 2010), 3 pages.
- Haumann S, Hohmann V, Meis M, Herzke T, Lenarz T & Büchner A (2012) Indication criteria for cochlear implants and hearing aids: impact of audiological and non-audiological findings. Audiology Research 2(1): 55–64, e12
- Holube I & Kollmeier B (1994) Modifikation eines Fragebogens zur Erfassung des subjektiven Hörvermögens und dessen Beziehung zur Sprachverständlichkeit in Ruhe und unter Störgeräuschen. Zeitschrift für Audiologie/Audiological Acoustics 33(4): 22–35
- Kießling J, Kollmeier B & Diller G (1997) Versorgung und Rehabilitation mit Hörgeräten. Stuttgart: Georg Thieme Verlag
- Krüger B, Joseph G, Rost U, Strauss-Schier A, Lenarz T & Büchner A (2008) Performance groups in adult cochlear implant users: speech perception results from 1984 until today. Otolology & Neurotology 29(4): 509–512
- Müller J (2005) Gestörtes Hören: Die apparative Versorgung der Schwerhörigkeit – Cochlea-Implantate und Hirnstammimplantate – Aktuelle Entwicklungen der letzten 10 Jahre. Laryngo-Rhino-Otologie 84(Suppl 1): S60–S69
- Niparko JK, Tobey EA, Thal DJ, Eisenberg LS, Wang N-Y, Quitner AL & Fink NE (2010) Spoken language development in children following cochlear implantation. Journal of the American Medical Association 303(15): 1498–1506
- O'Brien LCG, Valim C, Neault M, Kammerer B, Clark T, Johnston J, Culver S, Zhou J, Kenna MA & Licameli GR (2012) Prognosis tool based on a modified children's implant profile for use in pediatric cochlear implant candidacy evaluation. Annals of Otolology, Rhinology & Laryngology 121(2): 73–84
- Rubinstein JT, Parkinson WS, Tyler RS & Gantz BJ (1999) Residual Speech Recognition and Cochlear Implant Performance: Effects of Implantation Criteria. American Journal of Otolology 20 (4): 445–452
- Wagener K, Kühnel V, Kollmeier B (1999) Entwicklung und Evaluation eines Satztests für die deutsche Sprache I: Design des Oldenburger Satztests. Zeitschrift für Audiologie 38: 4–15
- Wilson BS & Dorman MF (2008) Cochlear implants: current designs and future possibilities. Journal of Rehabilitation Research and Development, 45(5): 695–730
- Zekveld AA, George EL, Kramer SE, Goverts ST & Houtgast T (2007) The development of the text reception threshold test: a visual analogue of the speech reception threshold test. Journal of Speech, Language and Hearing Research 50 (3): 576–584

Brain-Computer Interfaces zur Steuerung von Hörhilfen: eine Zukunftsvision



Stefan Debener,
Universitätsklinik Oldenburg

Moderne digitale Hörgeräte können durch die Bereitstellung verschiedener Programme auch in komplexen akustischen Umgebungen das Hören substantiell unterstützen. Allerdings kann sich das Gerät nicht an kurzfristige Präferenzen und augenblickliche Hörbedürfnisse des Höreräteträgers anpassen. Im Rahmen des Exzellenzclusters Hearing4All ist es unser Ziel die impliziten und expliziten Hörbedürfnisse des Benutzers kontinuierlich zu erfassen und an das Gerät zu vermitteln, so dass das Gerät das jeweils optimale Programm auswählt. Dazu haben wir die Zukunftsvision der Steuerung des Hörgerätes mit einem brain-computer Interface (BCI). Unsere ersten Ergebnisse hin zur Entwicklung der mobilen Mini-Elektroenzephalographie (EEG) sprechen dafür, dass die relevanten Muster der Gehirnaktivität auch in alltagsnahen Situationen durchgehend und mit nahezu unsichtbarer Technik ableitbar sein werden.

Hörgeräte und Cochleaimplantate sind hochentwickelte leistungsfähige Geräte, die vielen Menschen mit Hörbeeinträchtigungen unterschiedlichen Grades das Hören ermöglichen. Die Entwicklung der letzten Jahre war geprägt durch die Entwicklung immer besserer, leistungsfähigerer Geräte und Stimulationsprogramme. Es ist absehbar, dass eine zukünftige Generation von Hörprothesen sogar komplexe akustische Situationen bewältigen kann, wie sie beispielsweise bei einer Cocktail-Party vorkommen.

In Situationen mit mehreren gleichzeitig sprechenden Personen, diversen Hintergrundgeräuschen und zusätzlicher Musik fällt es Menschen mit Hörbeeinträchtigungen bekanntlich schwer die einzelnen Quellen voneinander zu trennen und die Aufmerksamkeit auf eine Quelle zu lenken, so dass diese perzeptuell im Vordergrund erscheint. Schon jetzt ist es möglich, dass die Hörprothese die Quellentrennung erleichtert, indem etwa sprachrelevante Signalanteile selektiv verstärkt werden. Zukünftige Geräte, wie etwa binaurale Hörgeräte mit Richtungs-mikrofonen, werden wohl auch in der Lage sein eine einzelne Quelle, etwa ein Sprecher an einem bestimmten Ort, zu verstärken. Damit könnte die Technologie helfen das Cocktail-Party Problem im Prinzip zu lösen. Allerdings gibt es bislang keine überzeugende Lösung für das Problem der Steuerung einer solchen intelligenten Hörprothese. Ein manuelles Umschalten erscheint bei immer kleineren Geräten immer schwieriger und zudem umständlich. Auch ist eine Smartphone- oder Gestensteuerung ebenso mit Aufwand von Seiten des

Hörgerätenutzers verbunden und nicht zuletzt deutlich langsamer als Normalhörende, die in der Lage sind ihre auditorische Aufmerksamkeit kontinuierlich von einer Quelle abzuziehen und auf eine andere zu lenken. Optimal wäre daher eine Lösung, die implizite Informationen über die aktuellen Bedürfnisse des Geräteträgers registrieren würde und zur Steuerung der Hörhilfe heranziehen könnte.

Wenn es etwa möglich wäre durch die Auswertung der Gehirnaktivität die mentale Anstrengung des Hörens kontinuierlich zu messen könnte ein intelligentes Gerät den Zeitpunkt des Umschaltens auf das geeignete Stimulationsprogramm selbst bestimmen – ohne explizite Aufmerksamkeit oder gar eine offensichtliche Handlung des Trägers für den Umschaltprozess zu benötigen. Eine solche durch Hirnaktivität gesteuerte Hörhilfe existiert bislang nicht einmal unter laborexperimentellen Bedingungen. Wir argumentieren hier, dass wir bereits auf dem Weg hin zu diesem äußerst ambitionierten Ziel viele Fortschritte machen werden. Zum einen ermöglicht das Forschungsprogramm neue Erkenntnisse im Bereich der neuronalen Korrelate des Hörens, ein grundlagenwissenschaftlich höchst spannendes Forschungsgebiet. Zum anderen erfordert das Projekt die Weiterentwicklung der Technik der Elektroenzephalographie (EEG). Das EEG ist die älteste und sicher auch eine der am besten etablierten Methoden zur nichtinvasiven Erfassung kortikaler Gehirnaktivität beim Menschen. Die im weiteren vorgestellten ersten eigenen Ergebnisse lassen uns vermuten dass es in Zukunft möglich sein wird mit nahezu unsichtbarer Technologie EEG-Signale von für die Fragestellung hinreichender Qualität kontinuierlich aufzuzeichnen.

Mobiles EEG

Alle etablierten Verfahren zur non-invasiven Untersuchung menschlicher Gehirnaktivität erfordern die Reduktion von Kopfbewegungen, die im Idealfall im Bereich von wenigen mm liegen sollten. Alltagsnahe Bewegungen wie Kopfdrehungen oder direkte verbale Kommunikation sind damit während der Ableitung nicht möglich; nicht zuletzt aufgrund dieser Einschränkungen haben wir die neuronalen Mechanismen komplexer mentaler Prozesse in dynamischen Situationen noch nicht hinreichend verstanden. Techniken wie die funktionelle Magnetresonanztomographie oder auch die Magnetenzephalographie haben das zusätzliche Problem, dass die erforderliche Messtechnik nicht miniaturisiert werden kann.

Anders verhält es sich beim EEG. Hier ist neben den Messelektroden lediglich ein Differentialverstärker zur Ableitung der hirnelektrischen Aktivität notwendig. Solche Verstärker können heutzutage klein und mit geringem Gewicht hergestellt werden. In Bezug auf die Bewegungsanfälligkeit erfordert die traditionelle kabelbasierte EEG-Ableitetechnik ebenso eine deutliche Reduktion von Bewegungen während der Signalaufzeichnung. Bei miniaturisierten EEG-Systemen jedoch, bei denen die Verstärkereinheit am Kopf angebracht werden kann lässt sich eine deutlich höhere Bewegungstoleranz erreichen. Die



Abbildung 1: Das mobile Oldenburger 14-Kanal-EEG-System mit drahtloser Datenübertragung zu einem Notebook oder Smartphone

normalerweise einstreudenden Interferenzartefakte können stark minimiert werden, wenn die Messtechnik sich gemeinsam mit dem Messobjekt bewegt und weiterhin die Bewegung von einzelnen Kabeln und Elektroden in der Messkette minimiert wird.

In Abbildung 1 ist unser Oldenburger mobiles EEG-System der ersten Generation dargestellt, das wir 2012 durch Kombination von Labor-EEG-Technik mit Bauteilen aus dem sog. Consumer EEG Markt hergestellt haben (Debener:2012dj). Es handelt sich um einen 14-Kanal Verstärker mit einer kabellosen Signalübertragung zu einer Aufzeichnungseinheit, die aus einem Notebook oder einem Smartphone bestehen kann. Mit einer Abtastrate von 128 Hz und einer Bandbreite von 0.16 bis 45 Hz lassen sich so EEG-Signale aufzeichnen. Das Gesamtgewicht der Verstärkereinheit wiegt ca. 50 Gramm und beinhaltet eine Stromversorgung für mehrere Stunden. In einer Reihe von Studien zur auditorischen Aufmerksamkeit verglichen wir mit diesem System die EEG-Qualität in ruhenden, sitzenden Bedingungen mit der Qualität die wir erzielten während die Testpersonen auf dem Oldenburger Universitätscampus spazieren gingen. Wir wollten wissen ob es möglich ist während der laufenden Bedingung bekannte ereigniskorrelierte kortikale Potentiale (EKP) zu messen, und zwar solche die Aufschluss geben über die Aufmerksamkeitsausrichtung der Testpersonen. In unserer ersten Studie zeigte sich eine klare P300-EKP-Komponente auf auditorische Zielereize im Vergleich zu Standardreizen (Debener:2012dj). Dieser bekannte P300-Effekt war sowohl in der sitzenden Bedingung als auch in der Bewegungsbedingung nachweisbar, und zwar nicht nur in über Messwiederholungen gemittelten Daten sondern auch in einer Analyse der EEG Antworten auf einzelne Stimuluspräsentationen.

Da die P300-Komponente durch die willkürliche Aufmerksamkeitsausrichtung hervorruft ist (Polich:2007dv) und damit zu einem großen Anteil von den Testpersonen kontrolliert werden kann, ist sie traditionell eins der wichtigsten EEG-Eingangssignale für die Steuerung von brain-computer Interfaces (BCI).

Auditorische Brain-Computer Interfaces

Die Entwicklung von BCI-Systemen hatte ursprünglich zum Ziel, z. B. paralyseierten Patienten ohne willkürliche Muskelkontrolle eine Kommunikationsmöglichkeit bereitzustellen (Wolpaw:2002wx). Mit der BCI-Technik ist es möglich allein durch Gedankenkraft zu kommunizieren. Personen können etwa auf bestimmte Buchstaben achten, die auf einem Bildschirm erscheinen, und die P300-Antwort des Gehirns auf diese attendierten Buchstaben wird identifiziert und zur Buchstaben-selektion genutzt. Methoden des maschinellen Lernens wurden für die BCI-Anwendung entwickelt und haben die Leistungsfähigkeit von BCIs massiv verbessert (Blankertz:2011e). Während die Eingangssignale ursprünglich visuell präsentiert wurden gibt es inzwischen auch leistungsfähige auditorisch basierte BCI-Systeme, die u. a. für Patienten entwickelt wurden, welche die Kontrolle ihrer Augenbewegungen verloren haben (Schreuder:2010kb).

In unserer ersten oben erwähnten mobilen EEG-Studie benutzten wir das bekannte Oddball Paradigma, in dem ein seltener aufgabenrelevanter Zielreiz, dessen Auftreten etwa zu Zählen ist, mit einem häufig präsentierten aufgabenirrelevanten Standardreiz kombiniert wird. Hier wird die P300-Komponente auf den Zielreiz jedoch nicht allein durch die willkürliche Aufmerksamkeitsausrichtung, sondern auch durch die automatische Aufmerksamkeitsausrichtung, die ein seltenes Ereignis erfährt (Orientierungsreaktion), generiert. Da letzterer Anteil weitgehend automatisch erfolgt eignet er sich nicht gut zur Kontrolle eines BCI-Systems. Daher wiederholten wir das Experiment mit leicht veränderten Bedingungen. Nun wurden zwei seltene Reize in einer Zufallsabfolge mit einem häufig präsentierten Standardreiz präsentiert, während einer der seltenen Töne leise mitzuzählen war (:2013vo). Wieder konnten wir das ursprüngliche Ergebnis replizieren; es ergab sich eine klare P300-Komponente auf den mitzuzählenden Zielreiz sowohl in der sitzenden Bedingung als auch in der Bewegungsbedingung, und auch hier war die P300 bei der Analyse der Antworten auf

die Einzelreize nachweisbar. Wir schlussfolgern aus diesen Arbeiten, dass das wichtigste EEG-Signal zur Steuerung von BCIs, die P300-Komponente, zuverlässig auch außerhalb von einer kontrollierten bewegungsarmen Laborsituation unter alltagsnahen Bedingungen ableitbar ist.

Nahezu unsichtbare EEG-Ableitungen

Während die oben genannten Studien ermutigend sind und die Möglichkeit BCI-tauglicher EEG-Ableitungen bei vergleichsweise uneingeschränkter, natürlicher Alltagstätigkeit demonstrieren, ist die Verwendung von EEG-Hauben zur Positionierung von EEG-Elektroden, wie in Abbildung 1 zu sehen, sicher nicht realitätsnah für die eingangs skizzierte Anwendung. Daher haben wir auch begonnen alternative Methoden der EEG-Ableitung zu untersuchen. In einer kürzlich erschienenen Studie wurde gezeigt, dass miniaturisierte EEG-Ableitungen eine hinreichende Signalqualität liefern können (Nikulin:2010cs). Wir haben diese Idee aufgegriffen und Ableitpositionen um das Ohr

herum sowie im äußeren Ohrkanal exploriert, ähnlich einer anderen Arbeitsgruppe (Looney:2011us). Bei Verwendung von miniaturisierten gesinterten Ag/AgCl-EEG-Elektroden mit einem Durchmesser von 2 mm waren wir in der Lage die P300-Komponente innerhalb und außerhalb des Labors nachzuweisen.

Fazit

Auch wenn unsere Forschung zur Entwicklung des mobilen EEG noch am Anfang steht und viele Probleme zu bearbeiten sind, so zeigen die bisherigen Ergebnisse doch klar auf, dass es möglich ist, für BCI-Steuerung taugliche EEG-Aktivität in Alltagssituationen aufzuzeichnen. Wir sind zuversichtlich, dass dies in Zukunft auch mit miniaturisierter, nahezu unsichtbarer Technologie geschehen kann – hinter dem Ohr und vielleicht auch in dem äußeren Ohrkanal. Damit kommen wir der eingangs beschriebenen Vision, der Gedanken-gesteuerten Hörprothese, eine gutes Stück näher.

VERZEICHNIS DER REFERENTINNE/REFERENTEN

Prof. Dr. Uwe Baumann
Johann Wolfgang Goethe-Universität
Theodor Stern Kai 7
60590 Frankfurt an Main
Uwe.Baumann@kgu.de

Barbara Bogner
Pädagogische Hochschule Heidelberg
Keplerstraße 87
69120 Heidelberg
bogner@ph-heidelberg.de

Prof. Dr. Andreas Büchner
Medizinische Hochschule Hannover
Carl-Neuberg-Straße 1
30625 Hannover
Buechner.Andreas@mh-hannover.de

Prof. Dr. Stefan Debener
Universitätsklinik Oldenburg
Carl-von-Ossietzky-Straße 9-11
26111 Oldenburg
stefan.debener@uni-oldenburg.de

Professor Dr. Gottfried Diller
Pädagogische Hochschule Heidelberg
Keplerstraße 87
69120 Heidelberg
gdiller@ph-heidelberg.de

Prof. Dr. Norbert Dillier
Universitätsspital
Frauenklinikstraße 24
CH-8091 Zürich

Manfred Drach
Johannes-Vatter-Schule
Homburger Straße 20
61169 Friedberg
manfred.drach@vatterschule.de

Assistant Prof. PhD Karen Gordon
University of Toronto
555 University Avenue
Toronto, Canada
karen.gordon@utoronto.ca

Prof. Dr. med Manfred Gross
Campus Charité Mitte
Luisenstraße 13
10117 Berlin
Manfred.Gross@charite.de

Dr. Rainer Huber
HörTech GmbH
Marie-Curie-Straße 2
26129 Oldenburg
Rainer.Huber@HoerTech.de

Prof. Dr. Jürgen Kießling
Universität Gießen
Klinikstraße 29
35392 Gießen
Juergen.Kiessling@hno.med.uni-giessen.de

Professor Dr. Andrej Kral
Medizinische Hochschule Hannover
Feodor-Lynen-Straße 35
30175 Hannover
kral.andrej@mh-hannover.de

Prof. Dr. Anke Lesinski-Schiedat
Medizinische Hochschule Hannover
Carl-Neuberg-Straße 1
30625 Hannover
Les@hoerzentrum-hannover.de

Hubert H. Lim Ph.D.
University of Minnesota
312 Church Street S.E.7-105 Nils Hasselmo Hall
MN 55455 Minneapolis, USA
hlim@umn.edu

Professor Dr. Annette Limberger
Hochschule Aalen
Gartenstraße 135
73430 Aalen
annette-limberger@htw-aalen.de

Dr. Hubert Löwenheim
Universitäts-HNO-Klinik
Elfriede-Aulhorn-Straße 5
72076 Tübingen
hubert.loewenheim@uni-tuebingen.de

Prof. Dr. Hannes Maier
HNO-Klinik der Medizinischen Hochschule Hannover
Carl-Neuberg-Straße 1
30625 Hannover
Maier.Hannes@mh-hannover.de

Dr. Markus Meis
Hörzentrum Oldenburg GmbH
Marie-Curie-Straße 2
26129 Oldenburg
m.meis@hoerzentrum-oldenburg.de

Prof. Dr. med. Hartmut Meister
Universität zu Köln
Geibelstraße 29
50931 Köln
hartmut.meister@uni-koeln.de

Prof. Dr. Tobias Moser
Georg-August-Universität Göttingen
Robert-Koch-Straße 40
37075 Göttingen
tmoser@gwdg.de

Prof. Dr. med. Katrin Neumann
St. Elisabeth Hospital GmbH
Bleichsstraße 16
44787 Bochum
Katrin.Neumann@ruhr-uni-bochum.de

Prof. Dr. Pascale Sandmann
Medizinische Hochschule Hannover
Feodor-Lynen-Straße 27
30625 Hannover
Sandmann.Pascale@mh-hannover.de

Dimensionen der Hörqualität

Materialsammlung vom 17. Multidisziplinären Kolloquium der GEERS-STIFTUNG
am 10. und 11. Februar 2014 in der Konrad-Adenauer-Stiftung
Tiergartenstraße 35, 10785 Berlin

Leitung: Gottfried Diller, Heidelberg

Schriftenreihe GEERS-STIFTUNG, Band 20

GEERS-STIFTUNG

zur Förderung wissenschaftlicher Vorhaben
zum Wohle der Hörbehinderten
im Stifterverband für die Deutsche Wissenschaft e. V.
Barkhovenallee 1 · 45239 Essen (Heidhausen)
Postfach 16 44 60 · 45224 Essen
Telefon (02 01) 84 01-161 · Telefax (02 01) 84 01-301

Vorstand:

Professor Dr. phil. Gottfried Diller, Heidelberg (Vorsitzender)
Professor Dr. rer. nat. Sebastian Hoth, Heidelberg
Professorin Dr. med. Annerose Keilmann, Mainz
Professor Dr. med. Andrej Kral, Hannover
Professor Dr. med. Thomas Lenarz, Hannover
Ehrenvorsitzender: Professor Dr. med. Peter Plath, Haltern-Flaesheim
Ehrenmitglied: Professor Dr. rer. nat. Hellmut von Specht, Magdeburg

Anschrift des Herausgebers:

GEERS-STIFTUNG
Otto-Hahn-Straße 35 · 44227 Dortmund
Telefon +49 231 9760 628 · Telefax: +49 231 9760 77628
E-Mail: info@geers-stiftung.de

Die Abbildungen in den Beiträgen wurden von den Autoren als Dateien zur Verfügung gestellt.

Verlag und Redaktion:

Median-Verlag von Killisch-Horn GmbH
Im Breitspiel 11 a · 69126 Heidelberg
Postfach 10 39 64 · 69029 Heidelberg
Telefon (0 62 21) 90 509-0 · Telefax (0 62 21) 90 509-20
E-Mail: info@median-verlag.de

Redaktionskoordinatorin: Anna Walter
Layout: Günter Lochmeyer
Titelbild: psi-motion
Druck: Gruber Offset-Druck, Walldorf

Mit der Annahme zur Alleinveröffentlichung erwirbt der Verlag alle Rechte, einschließlich der Befugnis zur Einspeisung in eine Datenbank.

© Median-Verlag 2014

