

Anpassmethoden bei der bimodalen Versorgung

Uwe Baumann

Zentrum der Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde/Schwerpunkt Audiologische Akustik
Klinikum der Johann Wolfgang Goethe-Universität, Frankfurt

Zusammenfassung

Aufgrund der Ausweitung der Indikationskriterien für die CI-Versorgung werden zunehmend Patienten mit teilweise funktionellem Restgehör auf dem Gegenohr implantiert. Viele Patienten benutzen nach der Anpassung des CI-Sprachprozessors das Hörgerät auf der Gegenseite weiter. Zahlreiche Studien konnten mittlerweile belegen, dass ein zusätzlich zum Cochlea Implantat getragenes Hörgerät nicht nur das Sprachverstehen mit und ohne Hörgerät, sondern auch die Abbildung von Musik verbessert (Baumann & Seeber, 2001, Seeber et al., 2004a, Kong et al., 2005). In einigen Fällen wurde über eine Verbesserung der akustischen Lokalisation berichtet. Man vermutet, dass die über die Hörgeräte-Seite vermittelte Kontur des Sprach-Grundfrequenzverlaufes den zentralen Trennungsprozess zwischen Sprache und Störgeräusch nachhaltig unterstützt (Chang et al., 2006). Diese Vorteile erschließen sich in vielen Fällen nicht unmittelbar nach der Erstanpassung des CI-Sprachprozessors, so dass von Lern- und Akklimatisations-Vorgängen bei der bimodalen Versorgung ausgegangen werden muss. Selten kann es auch ein störender Einfluss des zusätzlich getragenen Hörgerätes beobachtet werden.

Eigenschaften des binauralen Hörens

Durch die binaurale Verarbeitung werden im wesentlichen die folgenden Leistungen ermöglicht beziehungsweise verbessert:

Akustische Lokalisation

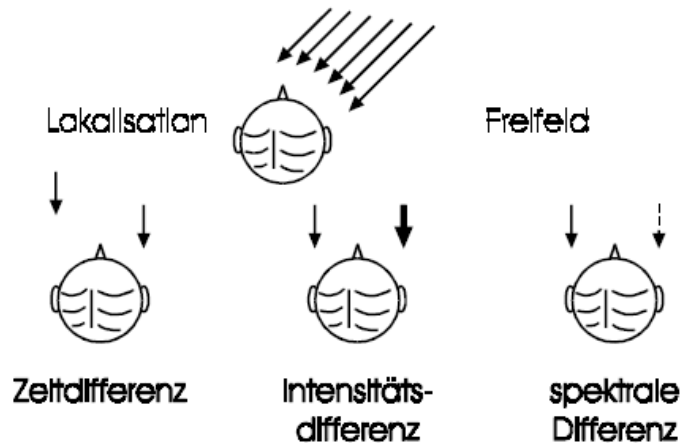


Abb. 1: Akustische Merkmale bei der Lokalisation (Kollmeier, 1997)

Eine in einem bestimmten Winkel zum Zuhörer positionierte Schallquelle wird im binauralen System durch einen kleinen Laufzeitunterschied (interaural Time Difference, ITD), einen geringen Intensitätsunterschied (interaural level difference, ILD) und eine spektrale Verfärbung abgebildet. Der Anteil dieser drei Effekte hängt von der Frequenz des Signals ab: unterhalb 1,5 kHz dominieren Laufzeiteffekte, oberhalb 1,5 kHz interaurale Pegelunterschiede. Die spektralen Effekte ermöglichen die Vorne/Hinten Unterscheidung. Die Genauigkeit der Lokalisationsleistung hängt vom Signal und der Einfallsrichtung ab. Breitbandige Signale können frontal auf 1 Grad genau aufgelöst werden, seitliche Schalle werden mit 5 Grad aufgelöst.

Hören im Störgeräusch

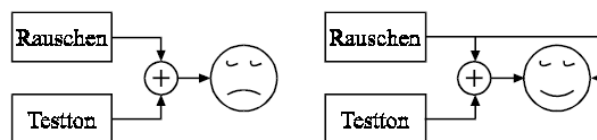


Abb. 2: Masking Level Difference (MLD) , nach Kollmeier, 1997

Die beidohrige Verarbeitung ermöglicht eine Verbesserung der Detektion von Sinustönen im Rauschen gegenüber einer monauralen Darbietung. Voraussetzung hierfür ist, dass eine dichotische Darbietung von Rauschen oder Testton erfolgen. Der größte Effekt ist zu beobachten, wenn der Testton in umgekehrter Phasenlage am Gegenohr angeboten wird. Die

durch die beidohrige Darbietung veränderte Hörschwelle des Testreizes wird durch den Begriff „masking level difference“ (MLD) charakterisiert. Wird ein phaseninvertierter Testton mit 500 Hz verwendet, kann die MLD bis zu 18 dB betragen.

Binaurale Fusion/Separation

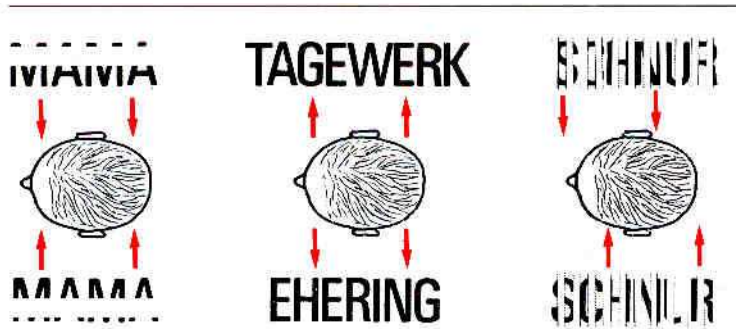


Abb. 3: Akustische Summation/Separation nach Lehnhardt, 1996

Bei der binauralen Fusion wird eine beidohrig unterschiedliche zeitliche oder spektrale Information intern zusammengesetzt und somit das Verstehen deutlich verbessert. Der zentrale Hörtest nach Matzker (Matzker, 1962) verwendet hochpass- und tiefpassgefilterte Sprache und liefert für bestimmte Hirnläsionen ein auffälliges Ergebnis. Auch alternierend zwischen den beiden Ohren dargebotene Sprache kann bei Normalhörenden bei Wechselfrequenzen zwischen 5-20 Hz verstanden werden, während Patienten mit Hirnstammläsionen Fehlleistungen zeigen (Bocca et al., 1954). Die beidohrige Separationsfähigkeit untersucht der dichotische Test nach Feldmann (Feldmann, 1965) durch seitengetrennte, gleichzeitige Präsentation gleichlanger, mehrsilbiger Wörter.

Binaurale Lautheitssummation

Lautheitsempfindungen werden durch eine beidohrige Darbietung verstärkt. Die Größe dieses Effektes scheint allerdings von zahlreichen Parametern abzuhängen. Eine durch die reine Summation der von beiden Ohren übertragenen Schallleistung würde einer Steigerung von etwa 3 dB entsprechen ($10 \log 2/1$). Dieser Betrag wurde auch annähernd in den Untersuchungen von Marks bis etwa 50-60 dB SPL bei 100, 400 und 1000 Hz nachgewiesen.

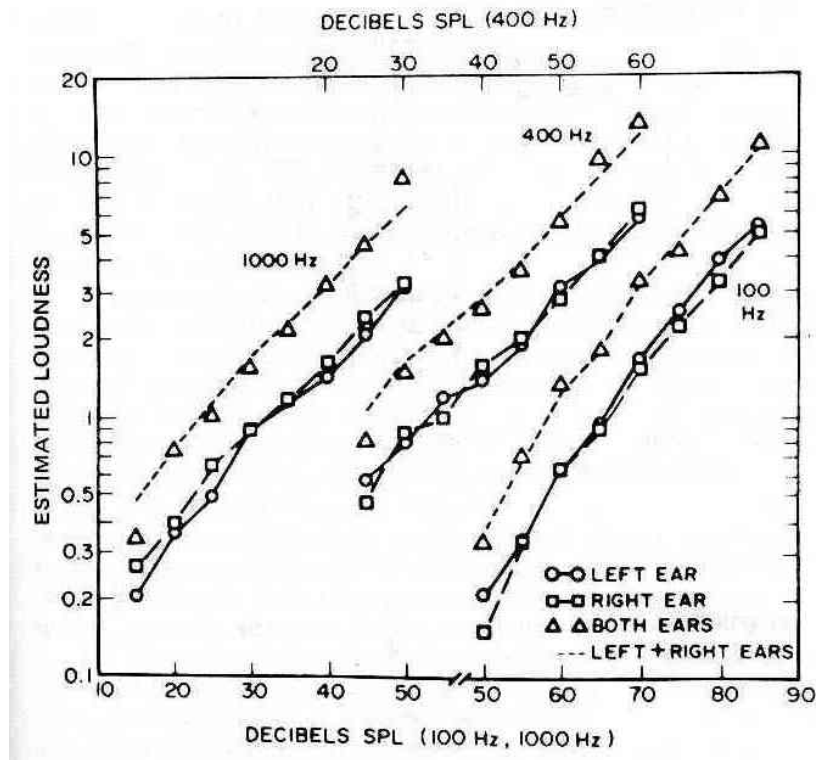


Abb. 4: Lautheitssummation nach Marks (1978)

Bei der binauralen Anpassung von Hörgeräten sollte der Lautheits-Summationseffekt berücksichtigt werden. Abb. 5 stellt die in einem Kollektiv von 20 Schwerhörigen (mittleres Audiogramm als Inlett) unter Darbietung von Schmalbandrauschen (Mittenfrequenz 4 kHz) in verschiedenen Bedingungen gewonnenen Lautheitsbewertungen dar (Baumann et al., 2005). Es zeigt sich gegenüber der monauralen Darbietung ein deutlicher Summationseffekt. Es wurde weiterhin gezeigt, dass eine vom Eingangspiegel abhängige Rücknahme der Verstärkung, wie durch das NAL-NL1 Verfahren vorgesehen, eine größere Akzeptanz findet, als eine pauschale Verringerung der Verstärkung von 3 dB.

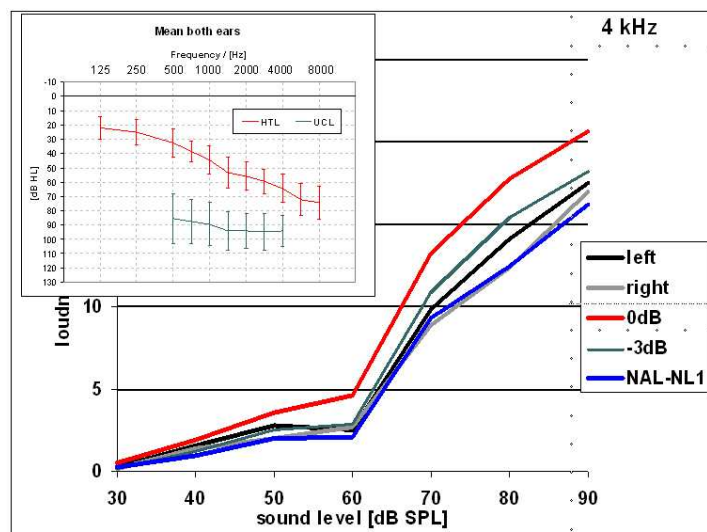


Abb. 5: Lautheitsummutation mit Hörgeräten nach Baumann et al., 2005.

Dead Regions, Akklimatisation und Training

Bereiche der Cochlea mit sehr wenigen oder sogar gar keinen inneren Haarzellen und/oder Neuronen werden als „Dead Regions“ bezeichnet (Moore, 2004). Liegen derartige Bereiche vor, so können Tonaudiogramme zu Fehlinterpretationen führen, weil in den eigentlich funktionslosen Bereichen eine residuale Hörfunktion dargestellt wird.

Besonders bei der bimodalen Anpassung von Hörgerät und Cochlea Implantat sollten diese nicht funktionellen Bereiche der Cochlea berücksichtigt werden.

Abb. 6: Auslenkung der Basilarmembran nach einem Modell „Dead region“ (straffiert) oberhalb 1 kHz, Erregungsmuster von Testtönen mit 1100 – 1500 Hz und Pegeln, welche gerade die (eingeschränkte) Hörschwelle bei 1 kHz erreicht („off frequency listening“, nach Moore, 2004.

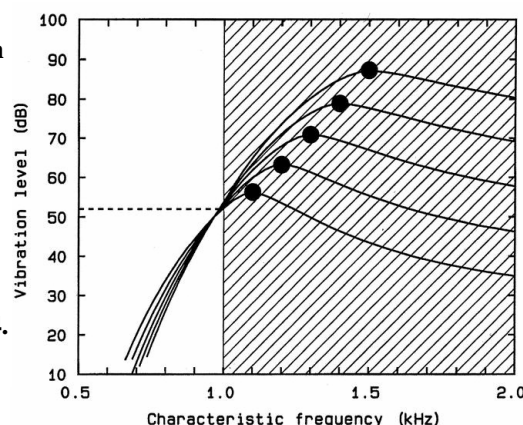


Abb. 6 stellt eine bei 1 kHz beginnende „Dead Region“ (straffiert) sowie die aus einem Modell berechnete Auslenkung der Basilarmembran bei verschiedenen Reizfrequenzen dar. Die Amplitude des Reizes wurde hierbei so gewählt, dass die Auslenkung der Basilarmembran am Rand des noch eingeschränkt funktionellen Bereichs bei 1 kHz gerade eben zu einer überschwelligsten Stimulation führt. Es ist ersichtlich, dass der Effekt des so genannten „off frequency listening“ eintritt, also der von einem nicht funktionellen Bereich betroffene Schwerhörige bei den Prüffrequenzen 1100 – 1500 Hz eine Hörempfindung wahrnimmt, diese aber nicht mit der entsprechenden Testfrequenz übereinstimmt. Da viele CI-Träger meistens eine noch verwertbare Hörfunktion unterhalb von 1000 Hz haben, und eine relativ große Anzahl dieser Patienten von „dead regions“ betroffen ist, ist bei der Anpassung des Hörgerätes dafür zu sorgen, dass die Verstärkung im Bereich der „dead region“ zurückgeregelt wird.

Eine weitere Eigenschaft des Hörsystems ist der durch die neuronale Plastizität gegebene Trainingseffekt. Es konnte durch akustische Simulationen an Normalhörenden gezeigt werden, dass die für das Sprachverstehen schädliche Auswirkung eines nicht funktionellen Bereichs der Cochlea sowohl durch Training als auch durch Veränderung der Zuordnung der spektralen Information in andere, noch funktionstüchtige Bereiche, reduziert werden kann und dabei erhebliche Lerneffekte auftreten (Smith & Faulkner, 2006).

Bimodale Versorgung

Zunehmend erfolgt aufgrund der bisherigen, überwiegend guten Erfahrungen eine Cochlea

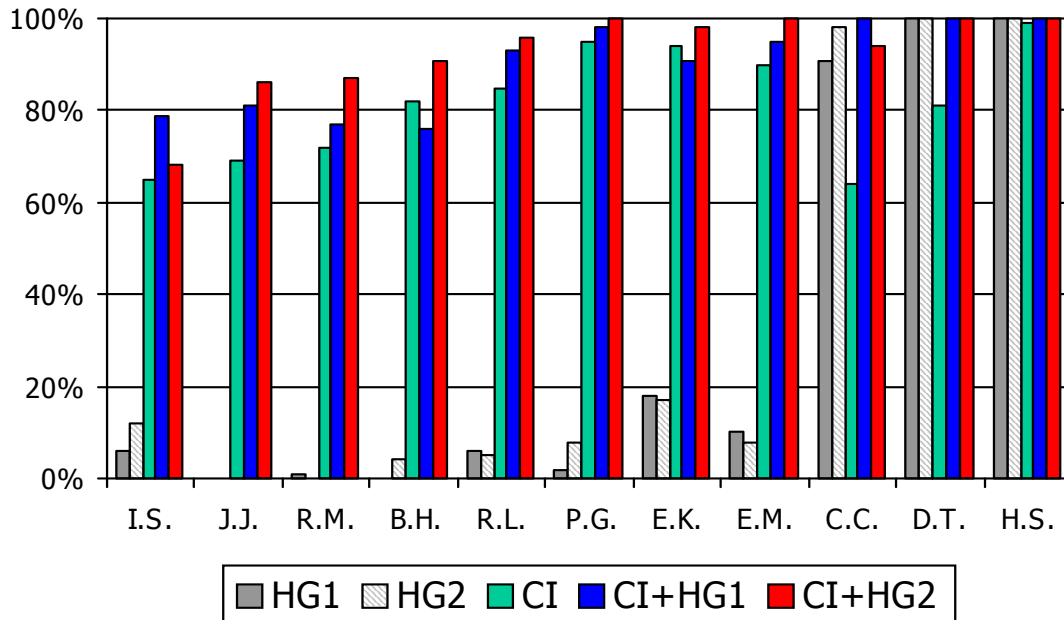


Abb. 6: Individuelles Sprachverständnis im Oldenburger Satztest ohne Störgeräusch mit verschiedenen Versorgungsarten. Nach Baumann, 2001a.

Implantation nicht nur bei vollständig Ertaubten, sondern auch bei Vorliegen von größeren Hörresten. Der aktuelle Entwurf der Leitlinie zur Cochlea Implantat Versorgung lässt bei bestmöglicher Hörgeräteversorgung ein Einsilberversandnis von maximal 30% als Indikation zur Cochlea Implantat Versorgung zu (AWMF-Leitlinien-Register, 2002). In der Regel wird die Implantation am schlechter hörendem Ohr vorgenommen, um dem Patienten das Resthörvermögen am besser hörendem Ohr zu erhalten. Zusätzlich steht die besser hörende Seite weiterhin für die Nutzung von Hörgeräten zur Verfügung.

Viele CI-Patienten mit ausreichendem Restgehör geben subjektiv ein verbessertes Sprachverständnis besonders in problematischen Hörsituationen wie z.B. im Störgeräusch an, wenn zusätzlich zum Cochlea Implantat ein Hörgerät auf der Gegenseite zum CI-versorgten Ohr benutzt wird. Abb. 6 vergleicht die Hörleistungen eines Patientenkollektivs im Oldenburger Satztest ohne Störgeräusch unter verschiedenen Bedingungen. Es zeigt sich in vielen Fällen eine Verbesserung in der bimodalen Bedingung (CI+HG). Eine Reihe von Studien konnte auch Verbesserungen unter Störgeräuschbedingungen zeigen (Baumann, 2000, Baumann, 2001b, Ching et al., 2004). Das Richtungshören kann sich ebenso wie das Sprachverstehen im Störgeräusch durch eine bimodale Versorgung verbessern. Neben einer

durchgehenden Verbesserung der Lateralisation konnte in Fällen mit besonders gutem Restgehör auf der HG-versorgten Seite durch die gleichzeitige Nutzung von CI und Hörgerät eine Verbesserung oder sogar Wiederherstellung der Lokalisationsfähigkeit in der Horizontalebene erreicht werden (Baumann, 2001a, Seeber et al., 2004b).

Wie aus Abb. 7 ersichtlich, kann Proband H.S. bei alleiniger Nutzung des Hörgerätes die Schalleinfallrichtung nicht bestimmen. Bei Schalleinfall von links (Hörgeräteseite) gibt er, unabhängig von der tatsächlichen Einfallrichtung, mit relativ geringer Abweichung aus subjektiven Einfallrichtungen zwischen -20 und -30 Grad an. Wird das bei Benutzung des Hörgerätes von der rechten Seite her beschallt, nimmt die Ortungsunsicherheit erheblich zu. Die Angaben schwanken zwischen -30 und +30 Grad. Abb. 7 Mitte verdeutlicht, dass auch bei alleiniger Nutzung des CIs keine sichere Lokalisation möglich ist. Die subjektive Richtungsangabe stimmt zwar für einige Schalleinfallrichtungen (+10,+20,+30 Grad), die Mehrzahl der Bewertungen liegt jedoch abseits der vorgegebenen Richtung. Erst bei gleichzeitiger Nutzung von CI und Hörgerät stimmt bei Proband H.S. die wahrgenommene Schalleinfallrichtung mit relativ guter Genauigkeit mit der Vorgaberichtung auch in den äußeren Einfallrichtungen überein (Abb. 7 rechts). Bei Darbietung von links vergrößert sich die Abweichung etwas, je weiter der Schall von außen angeboten wird. Für eine möglichst gute Abbildung der Schalleinfallrichtung mit einer bimodalen Versorgung muss nicht nur eine binaurale Lautheitsbalance in einem möglichst breiten Frequenzbereich hergestellt werden.

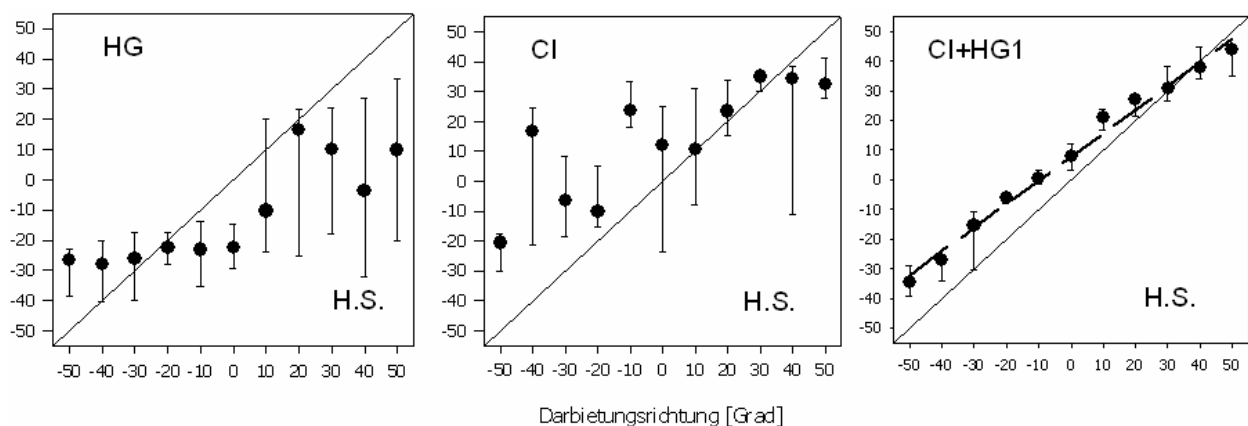


Abb 7: Akustische Lokalisation eines Probanden in der frontalen Horizontalebene in verschiedenen Bedingungen. Mediane und Interquartile aus jeweils 10 Darbietungen je Richtung. Nach Baumann (2001a).

Untersuchungen bei bilateral versorgten CI-Trägern haben gezeigt, dass auch die Einstellung und der Abgleich der Kompressions- und der Schallpegel/Ausgangsstromkennlinie der beiden Sprachprozessoren Einfluss auf die Lokalisationsleistung haben (Nopp & Schleich, 2004).

Lautheitsskalierung

Verfahren zur Lautheitsskalierung sollten bei der Anpassung von Hörgerät und CI immer dann eingesetzt werden, wenn der Patient sich genügend an die zunächst fremden

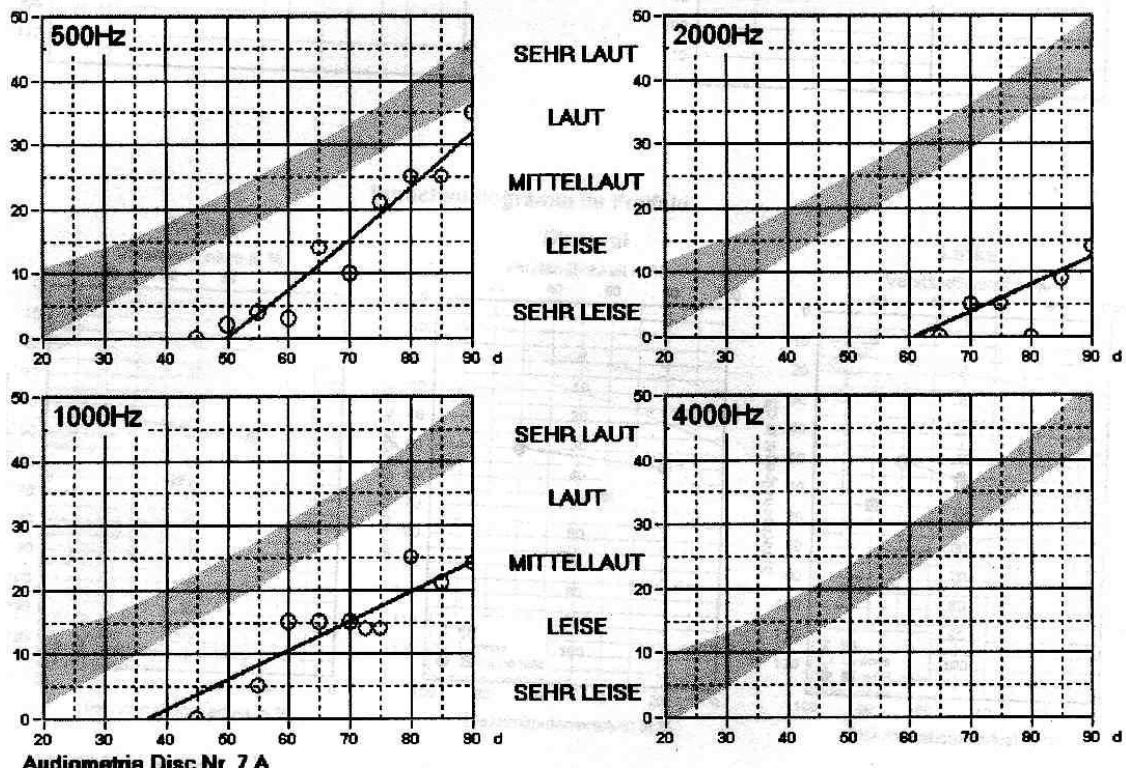


Abb. 8: Hörfeldskalierung mit HG (WHF), unzureichender Lautheitsanstieg bei 2000 Hz, auch 1000 Hz schwach. H-R.S., *21.02.1950

Höreindrücke gewöhnt hat. Einige Patienten sind bereits schon einen Tag nach der Erstanpassung in der Lage, reproduzierbare Lautheitsangaben abzugeben. Es sollten seitengetrennte Lautheitsfunktionen ermittelt werden. Bei der Untersuchung der CI-Seite ist für ein ausreichendes Verstöpseln des HG Ohres zu sorgen, zweckmäßigerweise durch einfaches Ausschalten des HGs bei geschlossenen Otoplastiken. Eine beidseitige Testung kann durch den Vergleich mit den monauralen Darbietungen Aufschlüsse über das Vorliegen und den Umfang eines Lautheits-Summationseffektes geben. Die Lautheitsskalierungsergebnisse zeigen, welche Frequenzbereiche einen nur noch unzureichenden Lautheitsanstieg ohne Rekrutment haben. Unter der Voraussetzung, dass die Verstärkung des Hörgerätes optimal eingestellt ist, sollten Frequenzbereiche ohne Lautheitsausgleich abgeschaltet werden, da möglicherweise eine „dead region“ vorliegt und nur Bereiche der Cochlea abseits der eigentlichen Prüffrequenz auf die Erregung ansprechen („off frequency listening“),

Fallbeispiel: Abb. 8 zeigt die Ergebnisse nur mit Hörgerät eines bimodal versorgten CI-Patienten. Bei 4 Khz wurden wegen der vorliegenden Surditas keine Antworten gegeben, bei 2 kHz ist ein unzureichender Lautheitsaufbau zu erkennen.

Die Ergebnisse nur mit CI werden in Abb. 9 dargestellt. Es ist zu erkennen, dass bei 1, 2 und 4 kHz ein ausreichender Lautheitsaufbau erzielt wird. Allerdings ist der Bereich bei 500 Hz zu schwach angepasst. Interessanterweise führt der Summationseffekt bei gleichzeitiger Benutzung von CI und Hörgerät zu relativ ausgeglichenem Lautheitsaufbau (Abb. 10). Der Patient zeigte bereits nach 3-Monaten bimodaler Erfahrung besonders im Störgeräusch deutliche Verbesserungen in der bimodalen Bedingung gegenüber der monauralen Versorgung (HSM +10 dB SNR: HG 34,0%, CI 20,6%, CI+HG 43%).

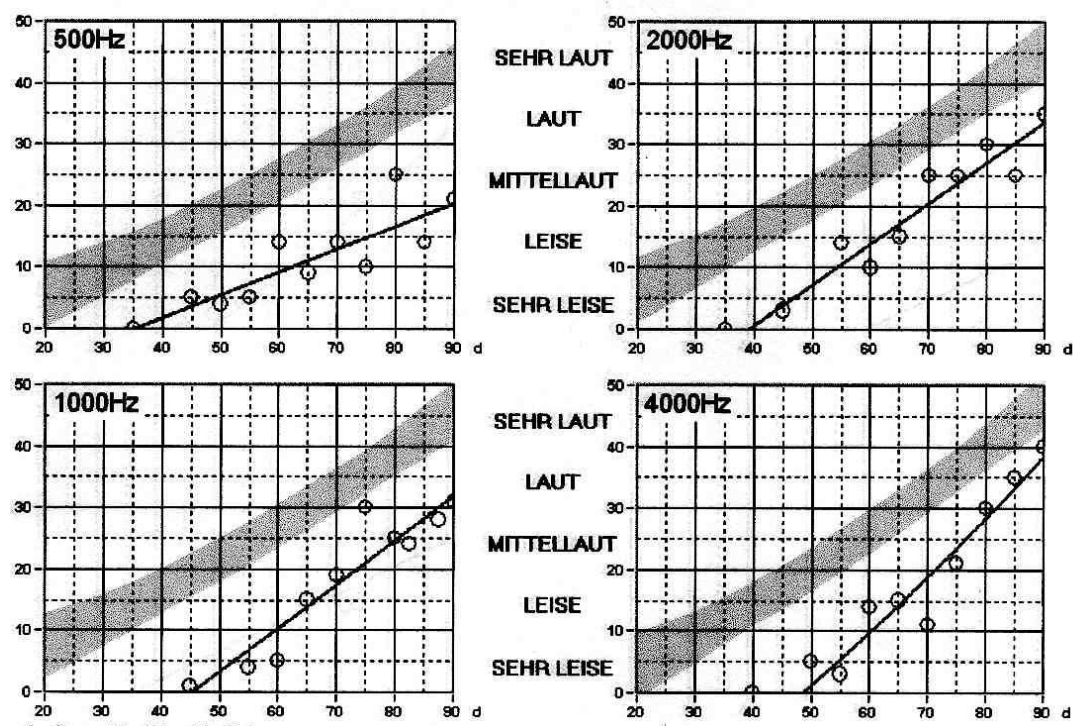


Abb. 9: Hörfeldskalierung mit CI, unzureichender Lautheitsaufbau bei 500 Hz,

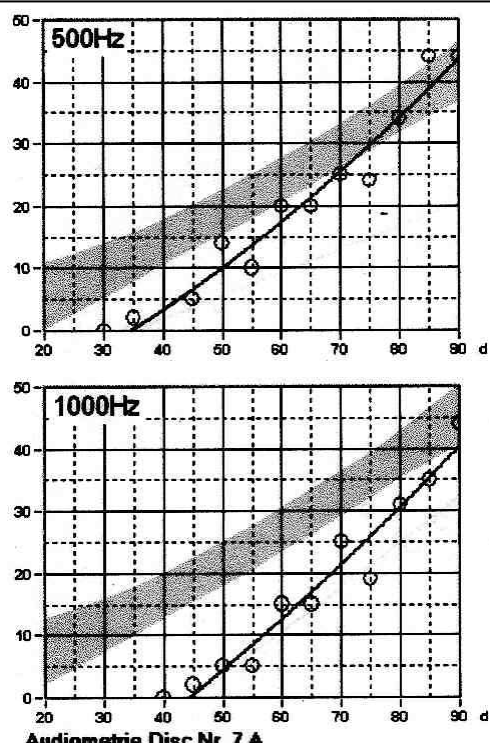


Abb 10: Hörfeldskalierung in der bimodalen Bedingung (CI+HG). Im Vergleich zu den monauralen Darbietungen zeigt sich ein deutlicher Summationseffekt bei 500 und 1000 Hz

Anpassvorschläge

Für die Grundanpassung des Hörgerätes hat sich die Anpassregel NAL-NL1 als günstig erwiesen. Aufgrund der hochgradigen Hörstörung der meisten Patienten kann die vorgeschriebene Verstärkung vielfach nicht erzielt werden (Ching et al., 2004). Bei vielen CI-Patienten findet sich am Gegenohr oberhalb 1 kHz kein ausreichendes Restgehör oder oftmals ein nicht mehr funktioneller Bereich („dead region“). Da dieser Frequenzbereich sehr gut von der CI-versorgten Seite abgedeckt werden kann, sollte die Verstärkung des Hörgerätes in diesem Bereich reduziert oder völlig ausgeschaltet werden. Besonders bei Vorliegen von „off frequency listening“ führt diese Vorgehensweise zu einer besseren Akzeptanz.

Zur Berücksichtigung des Lautheitssummationseffektes sollten am CI-Sprachprozessor zwei Einstellungen programmiert werden. Besonders in der ersten Anpassphase sollte ein Programm so eingestellt sein, dass der Patient bei ausschließlicher Nutzung des CIs einen ausreichenden Lautheitseindruck erhält. In der Regel wird dieses Programm bei gleichzeitiger Nutzung des Hörgerätes etwas zu laut erscheinen, so dass ein in der Anpassung abgesenktes zweites Programm für die bimodale Nutzung von CI und HG eingestellt werden sollte.

Wichtig ist auch die Lautheitsbalance in verschiedenen Frequenzbereichen zu prüfen. Bei Hochtonsteilabfällen wird allerdings im Frequenzbereich oberhalb der Grenze des Hörvermögens der Höreindruck über die CI-versorgte Seite dominieren, so dass ein Balancetest nur mit Testschallen unterhalb 1 kHz sinnvoll ist. Gerade bei Erstanpassungen dominiert oft noch die HG Seite, so dass die CI-Seite Zug um Zug hinsichtlich des Reizstromes erhöht werden kann, bis ein Ausgleich eintritt.

Bimodale Rehabilitation

Die Rehabilitation von bimodal versorgten CI-Patienten kann sich unter folgenden Bedingungen als sehr schwierig erweisen:

1. Noch relativ gut nutzbares Gehör an der nicht implantierten Seite, z.B.:
 - a. Hochtonsteilabfall an der mit HG versorgten Seite oberhalb 750 Hz,
 - b. Verstehen von Mehrsilbern mit Hörgerät mehr als 90% und begrenztes Einsilberverstehen,
2. Langjährige Hörgeräte-Gewöhnung,
3. Implantiertes Ohr wesentlich länger ohne Nutzen mit HG als die Gegenseite,
4. Partielle Elektrodeninsertion

Bereits vor der Implantation des CIs sollten Patienten mit funktionellem Gehör auf der Gegenseite darüber informiert werden, dass eine mitunter recht anstrengende und langwierige

Rehabilitation notwendig sein kann. Zur Beschleunigung der Gewöhnung an die sehr fremden Höreindrücke, welche über das CI vermittelt werden, ist ein Abschalten des Hörgerätes in der Anfangsphase erforderlich. Hilfreich kann auch ein über den Audiosignal-Eingang direkt in den Sprachprozessor eingekoppelter CD-Discman mit einfachen Hörbüchern sein. Um dennoch eine Gewöhnung an die bimodalen Hörreize in der Anfangsphase zu fördern, ist beispielsweise das Hören von Musik in der bimodalen Situation geeignet.

Literatur

- AWMF-Leitlinien-Register (2002) "Cochlear Implant Versorgung" einschließlich auditorisches Hirnstammimplantat. 017/71
- Baumann, U. (2000) *Sprachverständnis im Störgeräusch mit Cochlea Implantat und Hörgerät*. In: Sill, A. (ed) Fortschritte der Akustik - DAGA 2000, Oldenburg, DEGA e.V., pp 268-269
- Baumann, U. (2001a) *Sprachverständnis im Störgeräusch und akustische Lokalisation mit Cochlear Implant und Hörgerät*. Forschungsbericht Nr. 9, Forschungsgemeinschaft Deutscher Hörgeräteakustiker, Köln
- Baumann, U. (2001b) *Sprachverständnis mit Cochlea Implantat und Richtmikrofon-Hörgerät*. In: von Estorff, O. (ed) Fortschritte der Akustik - DAGA '01, Oldenburg, DEGA, pp CD-Rom, ISBN 3-9804568-9-7
- Baumann, U., Seeber, B.U. (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
- Baumann, U., Stemplinger, I., Nobbe, A., Chalupper, S., Rohrseitz, K. (2005) *Binaural Loudness Compensation with Two Hearing Aid Fitting Strategies*. In: ARO MidWinter Meeting, Mt. Royal, NJ, Assoc. Res. Otolaryngol. Abs., p 59 (Abstract)
- Bocca, E., Calero, C., Cassinari, V. (1954) *A New Method for Testing Hearing in Temporal Lobe Tumours - Preliminary Report*. Acta Oto-Laryngologica 44:219-221
- Chang, J.E., Bai, J.Y., Zeng, F.G. (2006) *Unintelligible low-frequency sound enhances simulated cochlear-implant speech recognition in noise*. IEEE Trans. Biomed. Eng. 53:2598-2601
- Ching, T.Y.C., Incerti, P., Hill, M. (2004) *Binaural benefits for adults who use hearing aids and cochlear implants in opposite ears*. Ear and Hearing 25:9-21
- Feldmann, H. (1965) *Dichotischer Diskriminationstest, eine neue Methode zur Diagnostik zentraler Hörstörungen*. Archiv Ohren-, Nasen-, und Kehlkopfheilkunde 184:294-329
- Kollmeier, B. (1997) *Grundlagen*. In: Kießling J, Kollmeier B, Dillier N (eds) Versorgung und Rehabilitation mit Hörgeräten. Stuttgart, NewYork, Thieme, 1-48.

- Kong, Y.Y., Stickney, G.S., Zeng, F.G. (2005) *Speech and melody recognition in binaurally combined acoustic and electric hearing*. The Journal of the Acoustical Society of America 117:1351-1361
- Lehnhardt, E. (1996) *Zentrale Hördiagnostik*. In: Lehnhardt E, Janssen Th, Kießling J (eds) *Praxis der Audiometrie*. Stuttgart New York, Thieme, 228-238.
- Matzker, J. (1962) *The Binaural Test*. International Audiology 1:209-211
- Moore, B.C.J. (2004) *Dead Regions in the Cochlea: Conceptual Foundations, Diagnosis, and Clinical Applications*. [Article]. Ear & Hearing 25:98-116
- Nopp, P., Schleich, P. (2004) *Sound source localization as a function of presentation level*. In: Wullstein Symposium 2004, p Abstract
- Seeber, B.U., Baumann, U., Fastl, H. (2004a) *Localization ability with bimodal hearing aids and bilateral cochlear implants*. JASA 116:1698-1709
- Seeber, B.U., Baumann, U., Fastl, H. (2004b) *Localization ability with bimodal hearing aids and bilateral cochlear implants*. J. Acoust. Soc. Am. 116:1698-1709
- Smith, M.W., Faulkner, A. (2006) *Perceptual adaptation by normally hearing listeners to a simulated "hole" in hearing*. J. Acoust. Soc. Am. 120:4019-4030