

Hören mit kombinierter elektrischer und akustischer Stimulation

Seit Markteinführung der Mehrkanal-Implantat-Technik vor etwa 20 Jahren haben sich die Kochleaimplantat- (CI-)Systeme kontinuierlich weiterentwickelt. Neben den technischen Verbesserungen wurden die Indikationskriterien ständig aufgeweitet.

Zu Beginn der CI-Programme wurden in den verschiedenen Zentren überwiegend ältere, seit vielen Jahren an völliger Taubheit leidende Patienten versorgt. Erste Untersuchungen zum Erhalt des Restgehörs des mit einem Implantat versorgten Ohres zeigten bei der Mehrzahl der Patienten eine weitere Verschlechterung des bereits an Taubheit grenzenden Restgehörs [1]. Aufgrund der Erfolge im Sprachverstehen mit Implantatsystemen wurde die Indikation erweitert und Residualgehör in dem mit einem Implantat zu versorgenden Ohr akzeptiert [2]. Erste Studienergebnisse zeigten, dass bei über der Hälfte der Fälle das Restgehör zumindest bei einer Prüffrequenz im Sprachbereich erhalten werden konnte [3].

Lange Zeit herrschte Unklarheit, ob sich das Hörvermögen des Gegenohrs für eine Verbesserung des Sprachverstehens bei einer bimodalen Versorgung nutzen lässt oder ob die Andersartigkeit der elektrischen Reize einen synergistischen Effekt ausschließt. Erste Berichte zeigten, dass bei zusätzlicher Benutzung des Hörgeräts auf der Gegenseite im Gruppenmittel Verbesserungen auftreten, besonders im Störgeräusch [4,

5]. Nachfolgende Arbeiten zur Untersuchung des Richtungshörens mit CI und Hörgerät am Gegenohr konnten Verbesserungen der Erkennung der Einfallsrichtung, in Einzelfällen auch eine Lokalisationsleistung mit relativ großer Genauigkeit nachweisen [6, 7].

Elektrisch-akustische Stimulation

Ende der 1990er-Jahre verfolgte die Arbeitsgruppe um von Ilberg (Frankfurt) die Idee einer 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. Doch vor der ersten Anwendung der elektrisch-akustischen Stimulation (EAS) mussten einige Kernfragen untersucht werden [8]:

- Interferiert die simultane elektrisch-akustische Stimulation des Hörnervs mit dem physiologischen Entladungsmuster des auditorischen Systems?
- Schädigt die elektrische Dauerreizung die noch funktionstüchtigen Areale der Haarzellpopulation im apikalen Bereich?
- Lässt sich die Cochlea hörerhaltend eröffnen und eine Reizelektrode so einführen, dass die feinen Strukturen auf der Basalmembran funktionell erhalten bleiben?

In einem Tierversuch an Meerschweinchen konnte gezeigt werden, dass sich das über die Ableitung des Summenaktionspotenzials („compound action potential“, CAP) ermittelte Audiogramm weder initial nach Beginn der Elektrostimulation noch nach chronischer Stimulation über einen Zeitraum von 85 Tagen nennenswert am mit einem Implantat versorgten Ohr des Tieres änderte. Somit wurde bewiesen, dass sich eine voll funktionstüchtige Cochlea eröffnen und eine Reizelektrode inserieren lässt, ohne dass zwangsweise ein Hörverlust auftritt.

Bereits Gjuric et al. konnten in Untersuchungen zeigen, dass durch das Bohren an der Cochlea ein akustisches Trauma im Tiermodell zu bleibendem Hörverlust führt [9], und auch neuere Untersuchungen am menschlichen Felsenbein belegen Schallpegelspitzen oberhalb 140 dB [10]. Aus diesem Grunde waren in Anlehnung an die von Lehnhardt eingeführte minimal traumatisierende Innenohrchirurgie (Soft-Surgery) [11] Überlegungen erforderlich, um eine möglichst hörerhaltende Operationstechnik zu entwickeln.

EAS-Chirurgie

Die chirurgische Methodik bei der Kochleaimplantation mit dem Ziel des größtmöglichen Hörerhalts hat in den letzten Jahren eine deutliche Weiterentwicklung erfahren. Das Ziel war dabei zunächst der Erhalt neuronaler Strukturen für die alleinige elektrische Reizung. Vier Jahre nach

der Veröffentlichung von Lehnhardts Soft-Surgery-Ansatz konnten Hodges et al. darlegen, dass in einer Patientengruppe 50% der Probanden einen messbaren Hörerhalt auf der mit einem Implantat versorgten Seite aufwiesen [3] – eine Tatsache, die Raum für Überlegungen zur Nutzung akustischer Hörreste schuf, wenngleich der Umfang der erhaltenen Hörreste damals noch keinen deutlichen Gewinn für das Sprachverstehen zeigte.

Die zunehmende Erfahrung mit der EAS-Chirurgie machte deutlich, dass der Hörerhalt zwar möglich war, aber nicht immer erreicht werden konnte. Hierauf aufbauend wurden die Methodik und die verwendeten Elektroden optimiert.

Indikation

Zur Indikation für eine EAS-Versorgung (Vorgaben der Fa. MED-EL, Innsbruck) sollte der tonaudiometrische Hörverlust unterhalb der Prüffrequenz 750 Hz nicht mehr als 65 dB HL betragen. Oberhalb 1500 Hz sollte der Hörverlust bei mehr als 85 dB liegen. Andernfalls ist eine CI-Versorgung mit konventionellen Implantaten vorzuziehen, da der Tieftonbereich sich nicht mehr mit dem EAS-Hörgeräte- teil versorgen lässt.

Methode

Ziel der Frankfurter Gruppe ist eine 360°-Insertion in die Cochlea, um entsprechend der bekannten Tonotopie und dem Hörverlust der Patienten Frequenzen, die höher sind als 1 kHz, mittels elektrischer Stimulation zu erreichen.

Bereits in der Vorbereitung ergab sich damit bei individuell unterschiedlicher Größe der Cochlea die Notwendigkeit einer Bestimmung der Insertionstiefe. Dass diese mit Hilfe von herkömmlicher Computertomographie und radiologischer Nachbearbeitung möglich ist, konnte bewiesen werden [12] und wurde im Folgenden in die Voruntersuchungsdiagnostik für EAS-Kandidaten implementiert.

Es wurden Modifikationen der bekannten „Soft-Surgery-Technik“ entwickelt, die eine maximal atraumatische Vorgehensweise garantieren sollten [13, 14].

HNO 2009 · 57:542–550 DOI 10.1007/s00106-009-1923-2
© Springer Medizin Verlag 2009

U. Baumann · S. Helbig

Hören mit kombinierter elektrischer und akustischer Stimulation

Zusammenfassung

Patienten mit ausreichendem Tieftongehör nach Cochleaimplantation können elektrisch erzeugte Reizmuster und akustische Reize derart integrieren, dass sich die Wahrnehmung von Sprache, v. a. im Störgeräusch, und die Musikabbildung deutlich verbessern, was auf eine Übertragung der „Feinstruktur“ des Signals durch genauere Abbildung der Grundfrequenz (F0) über den akustischen Reiz zurückgeführt wird. Prinzipbedingt erfolgt die Abbildung von Tonhöhen oder Melodiekonturen mit bisher verwendeten Cochleaimplantaten (CI) nur grob; Tonhöhenunterschiede werden erst bei sehr großen Intervallen erkannt. Man nimmt an, dass die durch den akustischen Informationskanal übertragene Tonhöheninformation den CI-Träger in die Lage versetzt, sicherer zwischen Sprach-

und Störsignal zu unterscheiden. Die Verfolgung eines einzelnen Sprechers in einem Gemisch aus verschiedenen Stimmen gelingt besser, wenn als Trennungsmerkmal die Grundfrequenzkontur der Stimme zur Verfügung steht. Eine besondere Herausforderung besteht in der Schonung der Hörfunktion im zu operierenden Ohr. Die Entwicklung besonders flexibler und dünner Elektroden-träger sowie die Anwendung einer das Innenohr minimal traumatisierenden Operationstechnik ermöglichen bei fast allen Patienten einen weitgehenden Hörerhalt.

Schlüsselwörter

Cochleaimplantat · Residualgehör · Tonhöhenabbildung · Hybrid · Bimodal

Hearing with combined electric acoustic stimulation

Abstract

After cochlear implantation, individuals with sufficient residual hearing in the lower frequency region are able to successfully combine acoustic and electrical stimulation patterns to improve speech perception, especially in noise, and to improve music appraisal as well. These improvements occur through enhanced transmission of fine structure information by more accurate mapping of the fundamental frequency contour through acoustic hearing. In current cochlear implant systems, the transfer of frequency and melodic contour is very coarse, and the correct detection of pitch contour requires large frequency differences. It is assumed that the acoustically transferred part of the signal enables the cochlear implant recipient to bet-

ter segregate between speech signals and interfering sounds. The detection and following of a speech signal emitted by a single talker in a multitalker babble situation is improved when fundamental frequencies as grouping cues are present. The preservation of hearing in the implanted ear must be considered a major surgical challenge. The development of very flexible and soft electrode carriers in combination with surgical approaches that minimally traumatize the inner ear enable hearing preservation in nearly all cases.

Keywords

Cochlear implant · Residual hearing · Pitch perception · Hybrid · Bimodal stimulation

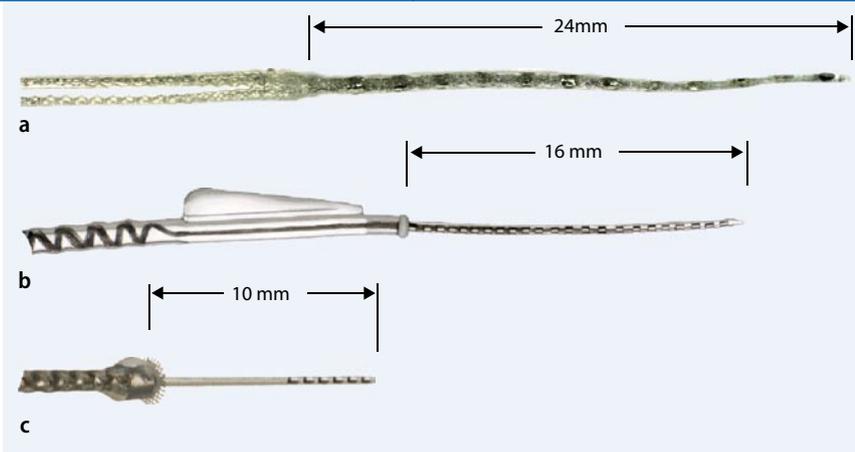


Abb. 1 ▲ Elektrodenbauformen für CI-Versorgungen nach der EAS-Methode. **a** FLEX^{EAS}, 12 Elektroden, Elektrodenabstand 1,9 mm, Verringerung des Querschnitts an der Spitze (Fa. MED-EL, Innsbruck), **b** Hybrid L24, 22 Kontakte – verteilt auf 16-mm-Elektrodenrager [22], **c** Hybrid S8, 6 Elektroden – verteilt auf 10 mm ([21]; Fa. Cochlear, Americas)

Es wird dabei der standardisierte Zugang zur Cochlea verwendet, der Mastoidektomie und posteriore Tympanotomie beinhaltet. Im Bereich des Antrums wird sorgfältig darauf geachtet, einen Bohrerkontakt zum Amboss zu vermeiden, da bereits hierdurch ein Innenohrtrauma resultieren könnte [10]. Sorgfältige Spülungen des Mittelohrs sollen garantieren, dass kein Knochenmehl zurückbleibt.

Das primäre Ziel ist es, eine Verletzung intrakochlearer Strukturen zu vermeiden und auch eine weitere Kontamination der intrakochlearen Räume mit Knochenmehl oder Blut zu umgehen. Im Zuge dieser Bemühungen hat die ursprüngliche Kochleostomie zugunsten der Rundfensterinsertion an Stellenwert eingebust, da neben der guten chirurgischen Handhabung ein reduziertes Trauma bei Vorschieben über das runde Fenster resultierte [15]. Alternativ kann jedoch vor und unterhalb des runden Fensters eine Kochleostomie erfolgen, die durch Nutzung langsam drehender Bohrer das Trauma reduziert – eine Öffnung der Innenohrraume sollte noch nicht erfolgen. Ergänzend kann zur Überprüfung der freigelegten Fläche, die etwa 1 mm² betragen sollte, durch leichten Druck auf das runde Fenster die Endostbewegung getestet werden („EAS-Fensterprobe“).

Vor Eröffnung der Cochlea werden nun begleitend zu der chirurgischen Vorgehensweise Medikamente eingesetzt, deren protektive Wirkung auf das Innenohr bereits in Tierexperimenten bewiesen wurde [16]. Die Verabreichung von Tri-

aminolon (Volon A[®]) direkt auf das runde Fenster, bzw. die Kochleostomie und somit das später eröffnete Innenohr wird mit der intravenösen Gabe von 500 mg Solu-Decortin rechtzeitig vor der Elektrodeninsertion kombiniert. Die Kontamination mit Blut wird durch vorheriges Abschieben der promontorialen Mukosa minimiert. Kurz vor der Eröffnung mit der Rosennadel wird zudem ein Tropfen Hyaluronsäure (Healon[®]) aufgebracht, der zusätzlich ein Auslaufen von Perilymphe vermeiden soll.

Anschließend erfolgt die zeitnahe, langsame Insertion des Elektrodenragers in der zuvor ausgemessenen Tiefe. Da jeder inserierte Elektrodenrager auch Volumen verdrängt, ist durch die reduzierte Geschwindigkeit der Insertion das Risiko für etwaige druckbedingte Läsionen intrakochlear reduziert. Es folgt der Verschluss der Cochlea mit Temporalisfaszie, evtl. auch in Form eines zirkulären, zuvor auf die Elektrode aufgefädelten Faszienslappchen, und die Fixierung der Elektrode in der posterioren Tympanotomie mit Muskellappchen und Fibrinkleber.

Material

Neben dem möglichst atraumatischen chirurgischen Vorgehen gewährleisten inzwischen speziell konstruierte Elektrodenrager einen weitestgehenden Hörerhalt. In den Anfängen der EAS-Versorgung bediente man sich noch der üblichen Standardelektroden, die nur partiell inseriert wurden. Nachteilig war dabei die Re-

duktion der für eine Stimulation verfügbaren Reizelektroden, da die außerhalb der Cochlea liegenden Elektroden keinen Nutzen für das Sprachverstehen zeigten und deaktiviert werden mussten.

Mit der Herstellung einer von 31 mm auf 25 mm verkürzten „Mediumelektrode“ (Fa. MED-EL, Innsbruck), bei welcher der Elektrodenabstand von 2,4 mm auf 1,9 mm verringert wurde, wurde die Nutzung von 12 Reizelektrodenpaaren auch bei verringerter Insertionstiefe ermöglicht. Mit einer weiteren Verringerung des Elektrodenragerradius (Flex^{EAS}, **Abb. 1a**) konnte die zum Erreichen der vollen Einführtiefe benötigte Kraft gegenüber der Standardelektrode weiterhin deutlich reduziert werden [17].

Neben den Studien der Frankfurter Gruppe beschäftigen sich zunehmend weitere Forschergruppen mit dem Thema EAS. Die Gruppe um James nutzte die Eigenschaften der – für die Standard-Kochleaimplantation verfügbaren – vorgeformten Elektrode (Nucleus contour[®], Fa. Cochlear, Sydney, Australien), was bei der gewählten Insertionstiefe von 17–19 mm durchaus EAS ermöglichte [18]. Allerdings ist noch unklar, ob die perimodiolaren Elektroden die dauerhafte Schonung intrakochlearer Strukturen in gleicher Weise garantieren können wie die freien, geraden Elektrodenrager.

Die Arbeitsgruppe von Gantz (Iowa, USA) verwendete eine wesentlich kürzeren 10-mm-, bzw. später auch 6-mm-Elektrode mit 6 Kontakten, die zunächst einen guten Restgehorerhalt ermöglichte [19]. Neuere Untersuchungen lassen vermuten, dass die verkürzte Insertion im Falle eines weiteren Verlusts des Gehörs nach der Implantation ein ausreichendes „elektrisches Gehör“ nicht in gleicher Weise erlaubt, wie es bei der 360[°]-Insertion der Fall ist [20]. Dieser als Hybrid S8 bezeichnete Elektrodenrager wird in klinischen Studien nicht mehr weiter verfolgt (**Abb. 1c**).

Derzeit wird in den Vereinigten Staaten im Rahmen einer von der „Food and Drug Administration“ (FDA) durchgeführten klinischen Studie die Sicherheit und Effizienz von verschiedenen Elektrodenragerausfuhungen geprüft [21]. Die seit Anfang 2008 in der klinischen Studie verfügbare Hybrid-S12-Elektrode ist

10 mm lang und bietet anstelle von nur 6 nun 10 Elektrodenkontakte, wodurch man sich eine detailliertere Abbildung der spektralen Information erhofft.

Die in Deutschland in der Arbeitsgruppe von Lenarz (Hannover) mitentwickelte Hybrid-L24-Elektrode (**Abb. 1b**) verteilt auf einem 16 mm langen, freien Elektrodenträger 22 aktive Elektroden und bietet damit die gleiche Anzahl von übertragbaren Stimulationskanälen wie das in der Routine eingesetzte Contour-Advance-Modell [22]. Weitere Merkmale dieses für die Einführung am runden Fenster vorgesehenen Elektrodenarrays bestehen zum einen in der Anbringung eines Flügels zur besseren manuellen Kontrolle der Einführung und der Torsionsfixation der Elektrode sowie zum anderen in der Anbringung eines Anschlags zur Begrenzung der Insertionstiefe. Als Besonderheit ist zu erwähnen, dass eine Versteifung des Elektrodenträgers im basalen Bereich ein Abknicken wirkungsvoll verhindern soll.

Reimplantation mit Standardelektroden

Trotz aller Bemühungen, das Restgehör möglichst umfassend zu erhalten, kann es bei einer kleinen Gruppe von betroffenen EAS-Nutzern zu einem vollständigen Verlust der residualen Hörfunktion kommen. In vielen Fällen ist dann die Hörleistung mit dem Implantat allein oder in Verbindung mit dem Restgehör der Gegenseite noch zufriedenstellend. Bei einem Geräteausfall oder bei nicht ausreichendem Hörvermögen können eine Reimplantation und das Umsetzen auf einen Standardelektrodenträger erforderlich werden. Da sich durch intrakochleäre Fremdkörperreaktionen Bindegewebsanteile um den Elektrodenträger legen können, besteht prinzipiell die Gefahr, dass sich eine vollständige Einführung des längeren Standardelektrodenträgers nicht durchführen lässt. Die bisherigen Fallberichte zeigen aber, dass eine vollständige Reinsertion eines längeren Elektrodenträgers gelingt [20, 23].

Ausblick für die Chirurgie

Der Wunsch des Hörerhalts bei Insertion einer Reizelektrode in die Kochlea treibt

die Forschung weiter voran. So wird nach Wegen gesucht, die Apoptose von Innenohrhaarzellen zu vermeiden [24]. Ebenso werden virale Vektoren diskutiert, die in Zukunft vielleicht den Hörerhalt ermöglichen werden [25]. Momentan sind aber die lokalen Applikationen von Medikamenten wesentlich greifbarer. Die einfachste Variante stellt dabei das Aufbringen von Wirkstoffen auf das eröffnete runde Fenster dar. Zudem wird an einfühbaren Pumpensystemen und beschichteten Elektrodenträgern geforscht, die eine langfristige Applikation ermöglichen.

Externe Geräte

Die ersten nach der EAS-Methode implantierten Patienten waren auf eine Kombination eines CI-Sprachprozessors mit einem In-dem-Ohr- (IdO-)Hörgerät angewiesen. Aufgrund des meist ausgeprägten Hörverlusts im Tieftonbereich waren in der Regel Konchaschalengeräte erforderlich. Die Handhabung zweier unabhängiger Geräte stellte besonders ältere Patienten vor Probleme – der Batteriewechsel, die Regelung der Lautstärke, das Aufsetzen der Geräte erforderten erhöhte Aufmerksamkeit. Nicht selten wurde das Hörgerät abgelegt, weil der Erfolg mit dem CI-System allein bereits ausreichend erschien. Auch die bei einem externen Hörgeräteakustiker vorzunehmende Anpassung des Hörgerätes bereitete mitunter Schwierigkeiten. Erst die Einführung eines Kombinationsgerätes konnte diese Probleme lösen und eine deutlich verbesserte Akzeptanz der Versorgung des akustischen Tieftonrestgehörs ermöglichen [26].

DUET-Prozessor

Der im Jahr 2006 in den Markt eingeführte DUET-Sprachprozessor (Fa. MED-EL, Innsbruck) verwendet als Basis ein als CI-Sprachprozessor etabliertes System (**Abb. 2a**). Durch Umgestaltung des Batteriefachs und Ankopplung eines speziellen Ohrhakens, welcher einen Schallwandler zur Abgabe der akustischen Signale beinhaltet, konnte auf ein bewährtes Design zurückgegriffen werden. Die Besonderheit der Hörgerätekomponente besteht in der Beschränkung der Ver-

stärkung auf den Tieftonbereich unterhalb 2 kHz.

Anpassung. Das Hörgeräteteil des DUET-Prozessors ist mit 4 Trimmern [GAIN, „low-frequency slope“ (LFS), VOLUME, „automatic gain control“ (AGC)] ausgestattet. Die Grundverstärkung des Geräts ist zwischen 27 dB und 42 dB regelbar, die maximale Verstärkung beträgt 52 dB bei 1,6 kHz. Oberhalb 2 kHz ist keine Verstärkungsleistung mehr vorhanden; in diesem Frequenzbereich soll das Kochleaimplantat die Übertragung übernehmen. Die Flanke der Verstärkung im Tieftonbereich (LFS) lässt sich im Bereich zwischen 0 und 18 dB einstellen. Steilabfallende Hörverlustverläufe erfordern eine höhere Einstellung; ein flacherer Verlauf der Hörkurve soll mit einer geringeren Einstellung kompensiert werden. Der Volumenregler dient als Abschwächer und kann die Ausgangsverstärkung im Bereich zwischen 0 und 47 dB abdämpfen. Der 4. Trimmer reguliert den Einsatzpunkt der automatischen Verstärkungskontrolle (AGC) zwischen 40 dB und 70 dB.

Für die Anpassung des Hörgeräteteils gibt der Hersteller eine Anpassregel vor. Im 1. Schritt wird zunächst der Verstärkungsbedarf nach der „halben Hörverlust-Regel“ bestimmt. Hierbei soll der Hörverlust bei der Prüffrequenz 500 Hz aus dem Tonaudiogramm festgelegt und der hälftige Wert als 1. Einstellung für den Verstärkungsbedarf (GAIN) verwendet werden. Die Einstellung des Reglers LFS ermittelt sich durch die Differenz aus dem Hörverlust bei 250 Hz und 500 Hz. Die Hälfte dieses Wertes soll als 1. Einstellung der Flanke der Tieftonverstärkung verwendet werden. Die Einstellung des Abschwächers (VOLUME) geschieht durch den Lautheitsvergleich zwischen CI und Hörgeräteteil. Dominiert der tieffrequente Anteil (dumper, nachhallender Höreindruck), so ist die Abschwächung zu erniedrigen, bis ein ausgeglichenes Verhältnis entsteht. Zur Einstellung des AGC-Reglers gibt der Hersteller keinen Vorschlag. Es hat sich in der Praxis als hilfreich erwiesen, nach der 1. Einstellung des Systems eine Lautheitsskalierung im Frequenzbereich der Wirkung des Hörgeräteteils durch-



Abb. 2 ▲ EAS-Prozessoren. **a** DUET-Sprachprozessor, akustischer Wandler integriert im Ohrhaken, Ankopplung über konventionelle Maßtopplastik, **b** DUET-2-Prozessor, Einstellung über Fernbedienung, Markteinführung Februar 2009 (Fa. MED-EL, Innsbruck), **c** Freedom für Hybrid, maßangefertigte Ohrschale enthält akustischen Wandler, Ankopplung über speziellen Ohrhaken, Markteinführung geplant (Fa. Cochlear, Hannover)

zuführen, um eine sinnvolle Einstellung der AGC zu erzielen.

Weiter ist es notwendig die Einstellung des Sprachprozessorteils individuell nach dem Tonaudiogramm anzupassen. Hierbei ist der Punkt aufzusuchen, bei welchem das Hörvermögen schlechter als 65 dB HL ist. Dieser Schnittpunkt ist als untere Übertragungsgrenzfrequenz in den Filterparametern des Anpassprogramms einzustellen. Erste Untersuchungen zeigen, dass ein zu großer Überlappungsbereich zum Höreindruck eines stärkeren Nachhalls führt [27]. Bei Patienten mit sog. „dead regions“ – Bereichen mit völligem Verlust der Haarzellpopulation [28] – kann durch das Maximum der Verstärkung bei 1600 Hz das Problem der Miterregung benachbarter, noch funktionstüchtiger Haarzellbereiche auftreten („off-frequency listening“). Bei diesen seltenen Fällen kann es bei hohem Verstärkungsbedarf im Tieftonbereich zu einem verzerrten Höreindruck kommen.

Weitere Entwicklungen

Der technologische Fortschritt im Bereich der CI-Sprachprozessoren hat zur Integration von bereits in der Hörerätetechnik etablierten Leistungsmerkmalen wie Induktionsspulen, Fernbedienungen oder dem einfachen Anschluss von drahtlosen Miniaturempfängern (MLX) geführt.

DUET 2. Diese Eigenschaften konnten vom DUET-Gerät nicht unterstützt werden, da dieser auf dem Design des älteren TEMPO+-Prozessors aufbaut. In der Zwischenzeit wurde vor kurzem eine Weiterentwicklung vorgestellt (DUET 2, Fa. MED-EL), welche auf dem Nachfolgegerät OPUS2 aufsetzt und nun diese bisher nicht realisierbaren Leistungsmerkmale unterstützt (■ **Abb. 2b**). Zusätzlich wurde die Verstärkungsleistung des akustischen Teils auf 43 dB (Bezugsprüfverstärkung, Frequenzbereich 125–1700 Hz) erhöht, um einen größeren Versorgungsbereich abdecken zu können.

Freedom-Hybrid-Soundprozessor. Die Fa. Cochlear hat im Rahmen der derzeit stattfindenden kontrollierten Markteinführung des Hybrid-L-Implantats ebenfalls ein Kombinationsgerät, bestehend aus dem Freedom-Sprachprozessor und einem Hörgerät, vorgestellt (■ **Abb. 2c**). Die akustische Komponente besteht aus der im Sprachprozessor integrierten Signalverarbeitung und einer nach Maß angefertigten Ohrschale, in welche der akustische Wandler integriert wird. Die Anpasssoftware für den Sprachprozessor wurde erweitert, um die Einstellung der Hörerätekomponente vornehmen zu können. Es stehen mehrere Fittingregeln zur Verfügung.

Die Integration der elektrischen und akustischen Komponente in die Bediensoftware erleichtert die Abstimmung

der Systeme; insbesondere kann die Übertragungsfrequenz zwischen elektrischem und akustischem Teil einfach verändert und somit individuell angepasst werden. Neu ist die Einführung einer wählbaren Verzögerungszeit für die akustische Wiedergabekette (DELAY). Durch diesen Parameter soll ein möglicher Laufzeitunterschied zwischen elektrischem und akustischem Teil kompensiert werden. Die Belüftungsbohrung der IdO-Schale kann zwischen 1 und 3 mm Durchmesser angepasst oder bei hohem Tieftonverstärkungsbedarf auch wahlweise ganz verschlossen werden. Die Verstärkung des Höreräteteils beträgt bei 60 dB Eingangspiegel 43 dB (Bezugsprüfverstärkung), sodass für die meisten Fälle ein ausreichender Anpassbereich zu Verfügung stehen sollte.

Ergebnisse

Bereits die Ergebnisse der ersten Arbeiten der Gruppe um von Ilberg zeigten Verbesserungen bei der gleichzeitigen Nutzung von CI und Hörgerät am gleichen Ohr gegenüber der alleinigen Nutzung des CI [8]. Besonders deutliche Effekte wurden bei Sprachtests im Störgeräusch beschrieben [29]. Hierbei wurde beobachtet, dass die Hörleistung mit Hörgerät allein nur sehr gering ist, aber in Verbindung mit dem CI ein überproportional starker Zuwachs zu verzeichnen ist. Zur Erklärung des Umstands, dass ein für sich al-

Abb. 3 ▶ **a** Frequenz-Zeit-Kontur eines Sprachschalls. Pegel kodiert durch Farbe (blau schwach, rot intensiv). Äußerung: „Im Urlaub fliegen Emil und Otto nach Afrika“, weiblicher Sprecher. **b** Simulation der Reizabbildung durch ein CI-System (12 Bänder, Mittenfrequenzen verteilt nach Standard-Map eines TEMPO+-Sprachprozessors, Fa. MED-EL, Innsbruck). Fehlende Abbildung der Sprachgrundfrequenz, Verlust der Harmonizität

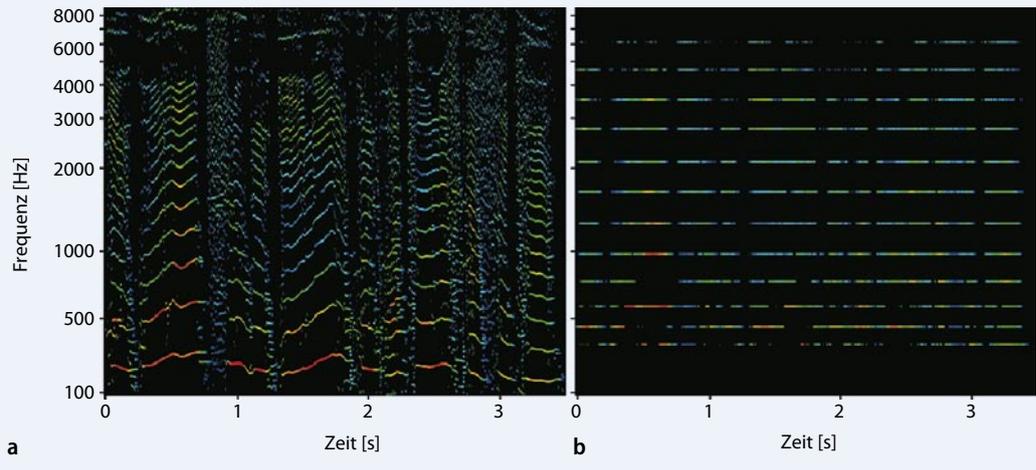
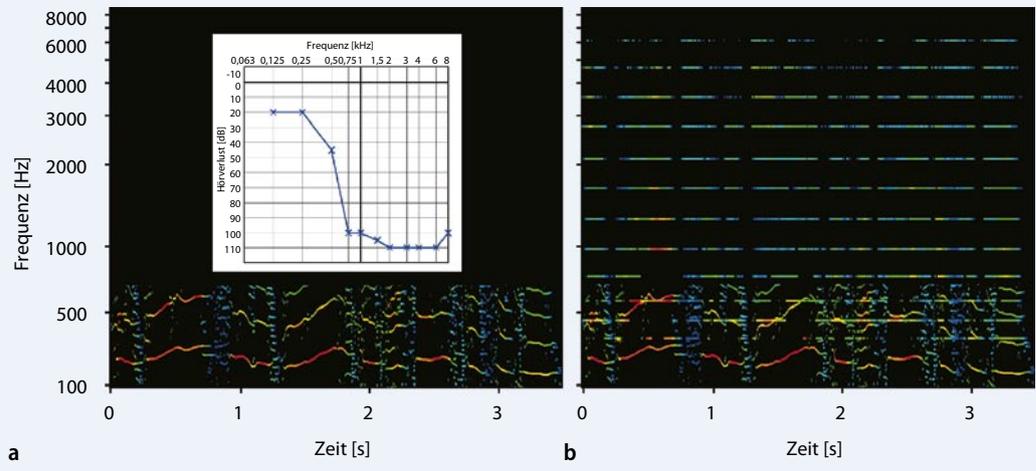


Abb. 4 ▶ **a** Gleiches Sprachsignal wie in Abb. 3, Simulation von Hörverlust mit Hochtonteilabfall. **b** EAS-Kondition: Mischung aus akustischer Tieftonbereichübertragung und CI-Simulation. (Alle Abbildungen als Hörbeispiele unter [30])



lein kaum diskriminierbares Signal einen derart hohen Einfluss auf die kombinierte Hörleistung haben kann, wurden Hörversuche mit EAS-Simulationen mit normalhörenden Probanden durchgeführt.

EAS-Simulation

Sprachinformation wird durch viele verschiedene und teilweise redundante zeitliche und spektrale Informationsmuster abgebildet. Diese Redundanz kann in technischen Systemen, wie beispielsweise bei der Übertragung von Sprache über das Telefon, ausgenutzt werden, wobei eine Eingrenzung des Frequenzbereiches zwischen 300 und 3400 Hz erfolgt. Eine Übertragung der Sprachgrundfrequenzen ist somit nicht möglich. Da aus der Ober-tonstruktur auf die Tonhöhe geschlossen werden kann (virtuelle Tonhöhe) und sich die Verständlichkeit von Sprache durch den Wegfall der tieffrequenten

Information nicht verschlechtert, ist diese Einschränkung des unteren Übertragungsbereichs für Normalhörende problemlos.

CI-Trägern steht zum einen die direkte Abbildung der tiefen Frequenzen und damit der Sprachgrundfrequenz nicht zur Verfügung. Zum anderen kann aufgrund der durch das CI-System prinzipiell nicht übertragbaren Struktur der Harmonischen nicht auf die Grundfrequenz zurückgeschlossen werden (Abb. 3, Hörbeispiele unter [30]). In Abb. 4a ist die perzeptive Wirkung eines Hochtonteilabfalls und in Abb. 4b die Übertragung durch ein EAS-System mit der Mischung aus dem Tieftonsignal und der CI-Simulation dargestellt.

Chang et al. (Irvine, USA) konnten bei einer Gruppe von 16 Normalhörenden mit Darbietungen von EAS-Simulationen in einem aus mehreren Sprechern bestehenden Störgeräusch nachweisen, dass

sich bei einer Hinzunahme der für sich allein nicht verständlichen tieffrequenten Sprachinformation gegenüber einer alleinigen 4-Kanal-CI-Simulation ein Gewinn von 10–15 dB der Sprachverständlichkeitsschwelle im Störgeräusch (SRT) ergibt [31]. Als Gegenexperiment wurde zur 4-Kanal-CI-Simulation anstelle der tieffrequenten Sprachanteile eine Hinzumischung des Sprachfrequenzspektrums oberhalb 4 kHz durchgeführt. Die Ergebnisse dieses Experiments zeigten keine signifikante Verbesserung der Sprachverständlichkeitsschwelle.

Es ist davon auszugehen, dass der durch die Hinzunahme der tieffrequenten Sprachinformation bewirkte Effekt nicht durch eine lineare Addition der Sprachverständlichkeit zwischen den beiden Übertragungsbereichen oder einer Verbesserung des physikalischen Signal-Rausch-Verhältnisses bewirkt wird. Als Erklärung ist eher wahrscheinlich,

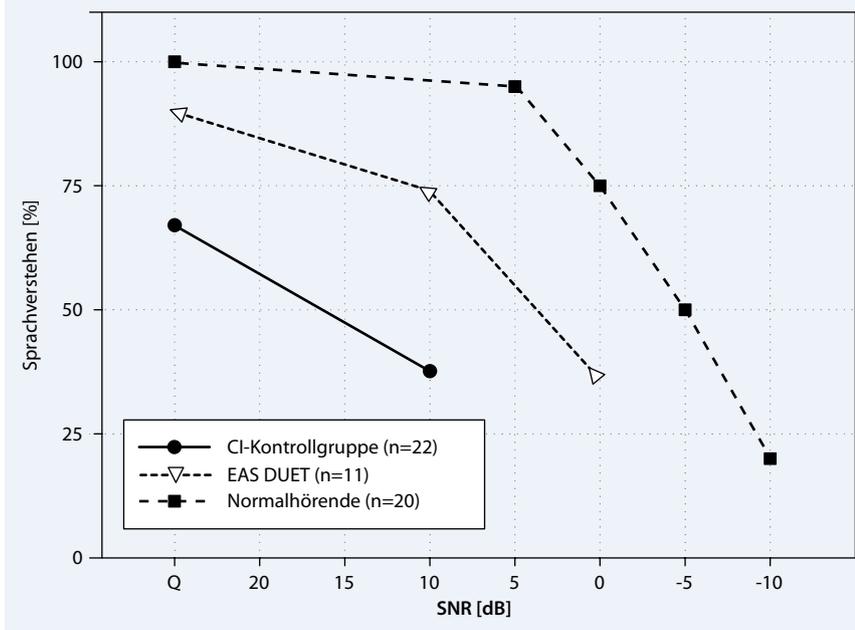


Abb. 5 ▲ Einsilber-Sprachverstehen, abhängig von Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) und Versorgungsbedingung (Q, „quiet“, Messung in Ruhe). (Mod. nach [34])

dass höhere Verarbeitungszentren im auditorischen System zunächst die Sprachgrundfrequenzinformation einer zu verfolgenden Stimme in einem Stimmengewirr herausfiltern, um nachfolgend alle zu diesem akustischen Objekt gehörenden Hüllkurven-Zeitinformationen zu gruppieren, was eine robuste Spracherkennung in realistischer Störgeräuschumgebung ermöglicht [31].

Hörerhalt

Der Erhalt des funktionellen Gehörs ist bei Versorgungsmaßnahmen nach der EAS-Methode von besonderer Bedeutung, da Patienten mit Hörleistungen von bis zu 50% Einsilberverstehen (bestmögliche Hörgeräteversorgung, 65 dB Freifeld) an dem mit einem Implantat zu versorgenden Ohr einer EAS-Versorgung zugeführt werden können. Prinzipiell besteht durch die Operation grundsätzlich das Risiko der vollständigen Ertaubung oder einer deutlichen Funktionseinbuße. Darüber hinaus können postoperative intrakochleäre Reaktionen zu einer progredienten Zunahme der Hörminderung führen. Vermutlich kommt neben der operativen Technik auch der Ausführung des Elektrodenträgers eine hohe Bedeutung für den Hörerhalt zu [32].

Combi-40-M-Elektrode

In einer Studie zum Verlauf des Hörvermögens nach EAS-Eingriff berichtete die Arbeitsgruppe von Gstöttner über die Ergebnisse des Hörerhalts bei 23 Patienten nach EAS-Versorgung mit der M-Elektrode (Fa. MED-EL). Neun Patienten zeigten einen vollständigen Hörerhalt (0–10 dB Differenz) über einen mittleren Beobachtungszeitraum von 29 Monaten, 7 Patienten hatten eine Verschlechterung von 15–40 dB über 25 Monate, 5 Patienten zeigten einen verzögert einsetzenden Verlust des Restgehörs, und 2 Patienten erlitten einen vollständigen Hörverlust unmittelbar nach der Operation [33].

Hybrid-S8-Elektrode

Der mit 10 mm wesentlich kürzere Elektrodenträger der Hybrid-S8-Elektrode (Fa. Cochlear) der Arbeitsgruppe aus Iowa scheint einen deutlicheren Hörerhalt zu gewährleisten: Von 87 mit dieser Elektrode versorgten Patienten hatten 79 (91%) nach 3–24 Monaten einen gewissen Erhalt der Hörfunktion, allerdings zeigte sich bei 30% der Patienten dieser Gruppe ein mittlerer Hörverlust im tiefen Frequenzbereich von mehr als 30 dB im Vergleich zu den vor der Operation gemessenen Hörschwellen [21].

Hybrid-L24-Elektrode

Die derzeit in Deutschland kurz vor der kontrollierten Markteinführung stehende Hybrid-L24-Elektrode (Fa. Cochlear) zeigte bei 4 Patienten (alle mit Hörerhalt) einen mittleren Hörverlust zwischen 5 und 15 dB [22].

FLEX^{EAS}-Elektrode

Innerhalb der kurz vor dem Abschluss stehenden multizentrischen klinischen Studie zu Sicherheit und Effektivität der FLEX^{EAS}-Elektrode (Fa. MED-EL) wurde im Patientenkollektiv der Frankfurter Gruppe postoperativ bisher keine Ertaubung (n=10, Zeitraum: 5–22 Monate) beobachtet.

Sprachverstehen im Störgeräusch

Die von Lorens et al. publizierten Daten (■ **Abb. 5**) des Einsilberverstehens im Störgeräusch einer mit DUET-Gerät versorgten Gruppe liegen nahe an den an Normalhörenden bestimmten Werten [34]. Das Einsilberverstehen der DUET-Gruppe zeigt eine deutliche Verbesserung des SRT-Werts um annähernd 15 dB gegenüber einer Referenzgruppe von konventionell versorgten CI-Patienten. Das Defizit gegenüber einer normalhörenden Kontrollgruppe verringerte sich von 22 dB (CI-Kontrollgruppe) auf 8 dB.

Auch vorläufige Ergebnisse der Hannoverischen Arbeitsgruppe zum Hörerhalt zeigen eine deutliche Verbesserung des Sprachverstehens im Störgeräusch. In einer Gruppe von 15 Patienten konnten 93% der Probanden ihre Hörleistung im Oldenburger Satztest gegenüber dem Ausgangstest vor der Versorgung verbessern. Im Mittel verringerte sich die Sprachverständnisschwelle um beachtliche 12,8 dB (Angaben aus dem Informationsblatt N33385F, Fa. Cochlear, Hannover).

Die in der klinischen Routine beobachteten Verbesserungen des Sprachverstehens im Störgeräusch durch die EAS-Versorgung fallen individuell sehr unterschiedlich aus. Unsere bei der Umrüstung auf den DUET-Sprachprozessor gewonnenen Ergebnisse zeigen im Hochmair-Schulz-Moser- (HSM-)Satztest bei einem Signal-Rausch-Abstand von 5 dB Verbesserungen gegenüber der alleinigen CI-

Nutzung von bis zu 55% [26]. Allerdings beeinflusst der Hörerfolg bei ausschließlicher CI-Nutzung den maximal erzielbaren Gewinn. Patienten mit sehr hohem Sprachverstehen in dieser Situation können aufgrund des Deckelungseffekts keine so deutliche Steigerung entwickeln. Zukünftige Studien werden dementsprechend mit adaptiven Testverfahren – wie dem Oldenburger Satztest im Störgeräusch – durchgeführt werden.

EAS in der Kinderversorgung

Derzeit gibt es nur wenige Berichte über den Einsatz der EAS-Methode bei Kindern. Prinzipiell scheint der Hörerhalt auch bei Kindern möglich, wie Skarzynski et al. in einer 9 Probanden umfassenden Studie zeigen konnten [35]. Allerdings sollte ein erfahrener Chirurg die Operation vornehmen, und die Eltern sollten sorgfältig über den Nutzen und die Risiken des Eingriffs aufgeklärt werden. Viele Kinder mit gutem Tieftongehör und partieller Hochtontaubheit haben bei optimaler Hörgeräteversorgung einen für den Besuch einer Schwerhörigenschule ausreichenden Hörerfolg.

Bedingt durch die Charakteristik des Hörverlusts zeigt sich gegenüber CI-versorgten Kindern aber häufig eine schlechtere lautsprachliche Entwicklung. Auch wenn weitere Studien einen klaren Vorteil für die Sprachentwicklung und das Hörvermögen der EAS-Versorgung gegenüber der Versorgung mit konventionellen Hörgeräten in dieser speziellen Patientengruppe zeigen können, ist die Akzeptanz der EAS-Versorgung fraglich. Oft ist der Leidensdruck der Eltern im Vergleich zum Vorliegen einer vollständigen Taubheit ihres Kindes wesentlich geringer.

Besondere Aspekte der Rehabilitation

Anders als bei der Gruppe der nach herkömmlicher Indikation versorgten CI-Patienten ist bei EAS-Patienten in vielen Fällen ein weitaus besseres Hörvermögen, besonders am Gegenohr anzutreffen. Weil die Wahrnehmung auch nach der Erstanpassung des Prozessors zunächst dazu neigt, sich auf die bekannten und gewohnten Hörreize zu konzentrieren, wir-

ken die über die Elektrostimulation vermittelten Empfindungen zunächst über einen längeren Zeitraum als fremdartig. Patienten mit besonders lang andauernder partieller Taubheit können die neuen Hörempfindungen noch nicht unmittelbar zur Verbesserung des Sprachverstehens einsetzen, weil diese als gesondertes „auditorisches Objekt“ und nicht als zugehörig zu entsprechenden Sprachlauten empfunden werden.

Nach der Erstanpassung des CI-Systems wird aus diesem Grund zunächst noch nicht der Höreräteteil des EAS-Prozessors aktiviert, sondern für einen Zeitraum zwischen 4 und 6 Wochen eine alleinige Nutzung des CI gefordert, um eine schnellere Gewöhnung an die elektrischen Reize zu erreichen. Zusätzlich ist ein Training mit sehr einfachen CD-Hörbüchern zu empfehlen, wobei eine direkte Einkopplung des Wiedergabegeräts über den externen Eingang des Sprachprozessors eine Umgehung des akustischen Hörvermögens ermöglicht und so gezielt eine schnellere Gewöhnung an die Elektrostimulation erreicht wird.

Diskussion

Die vor 10 Jahren vorgestellte Methode der kombinierten elektrisch-akustischen Stimulation (EAS) findet weltweit zunehmende Anwendung. Trotzdem wird die Versorgung nach dem EAS-Prinzip weiterhin kritisch diskutiert [36]. Dies ist nicht verwunderlich, denn nach wie vor muss sich das CI-Team vor jedem EAS-Eingriff die Frage stellen, ob der Kompromiss zwischen einer möglichst deutlichen Verbesserung des Sprachverstehens und einem evtl. teilweisen oder kompletten Hörverlust die operative Maßnahme rechtfertigt. Die Entscheidung wird erleichtert, wenn auch bei totalem Hörverlust oder bei einer zu starken Verschlechterung des akustischen Hörvermögens ein möglichst voll funktionsfähiges CI-System verfügbar ist, welches zudem durch die Mitnutzung der Gegenseite einen hohen Hörgewinn verspricht.

Wie unsere Erfahrungen zeigen, sind die Ergebnisse der Hörleistung bei mit einem EAS-Implantat versorgten Patienten, die den Höreräteteil nicht mehr nutzen können, bei ausschließlicher Nut-

zung des CI vergleichbar mit den Durchschnittswerten eines großen CI-Patientenkollektivs [37]. Die vorgenannten Erfahrungen beruhen auf Ergebnissen, die in einem Patientenkollektiv mit 360°-Elektrodeninsertion gewonnen wurden. Es ist bekannt, dass bei Verwendung von wesentlich kürzeren Elektrodensträgern, wie beispielsweise die in der Arbeitsgruppe von Gantz verwendete 6-mm-Elektrode, diese Ergebnisse nicht erzielt werden können [19]. Naturgemäß beinhaltet die Verwendung von längeren Elektrodensträgern eine Erhöhung des Schädigungspotenzials, weil die aufzuwendenden Einführkräfte ansteigen und die Basilmembran traumatisieren können. Die Entwicklung von Elektrodensträgern mit besonders kleinem Querschnitt an der Elektrodenspitze minimiert das Risiko des Hörverlusts [38]. Weitere Steigerungen der Sicherheit und Effizienz der EAS-Methode sind von der stetigen Verbesserung der operativen Technik und dem Einsatz von speziellen Pharmaka zum Erhalt des Gehörs zu erwarten.

EAS und Neuentwicklungen der Hörerätetechnik

Im vergangenen Jahr wurde eine neue Generation von digitalen Hochleistungshörgeräten vorgestellt, welche die Möglichkeit einer Kompression des abzubildenden Frequenzbereichs ab einem vorgebbaren Übergabepunkt realisiert und besonders bei Patienten mit ausgeprägtem Hochtonhörverlust Vorteile gegenüber einer konventionellen Versorgung zeigen soll. Auf diese Weise soll Sprachinformation vom stark geschädigten Hochtonfrequenzbereich in tiefer liegende Bereiche mit besserem Hörvermögen verschoben werden.

Prinzipiell ist durch dieses Verfahren die Wahrnehmung von unhörbaren Signalanteilen bei Ertaubung des Hochtongehörs möglich. Allerdings wird durch diese Maßnahme die Qualität der Information und damit möglicherweise auch deren Bedeutung entscheidend verändert. Der Konsonant /s/ bekommt beispielsweise durch die Transposition in einen deutlich tieferen Frequenzbereich ein völlig anders gelagertes Klangbild. Man kann erwarten, dass ähnlich wie bei der CI-Rehabilitation ein Lernprozess erforderlich ist, um das trans-

formierte Sprachmuster erkennen zu können. Darüber hinaus ist die Anzahl der zu Verfügung stehenden Frequenzgruppen zur Signalübermittlung natürlicherweise begrenzt. Durch das Verfahren der Frequenzkompression werden mehrere Frequenzgruppenbänder zusammengedrängt über eine einzige Frequenzgruppe übertragen, was besonders im Störgeräusch aufgrund der dadurch bedingten Lautheitssummation Nachteile zeigen könnte.

Erste Untersuchungen mit Frequenzkompressionsgeräten in einer Gruppe von 6 EAS-Kandidaten zeigten, dass nur 2 Versuchsteilnehmer eine signifikante Verbesserung des Sprachverstehens im Vergleich zur konventionellen Hörgeräteversorgung aufwiesen [39]. Nach unseren eigenen Erfahrungen werden Frequenzkompressionsgeräte in der EAS-Kandidatengruppe gut akzeptiert. In einer Gruppe von 4 Patienten, die eine Probeversorgung mit einem Naida III UP (Fa. Phonak, Stäfa, Schweiz) erhielt, wählten 3 Patienten das Frequenzkompressionsgerät und traten von der geplanten Operation zurück.

Fazit für die Praxis

Viele Hörgeschädigte mit erheblichen Einschränkungen der Lebensqualität durch ausgeprägten Hörverlust im Bereich ab 1 kHz sind nur unzureichend mit Hörgeräten zu versorgen. Nach herkömmlichen Indikationskriterien kommt diese Patientengruppe noch nicht für eine CI-Versorgung in Frage, da bei der traditionellen CI-Versorgung das Restgehör unwiederbringlich verloren geht. Die Versorgung nach der EAS-Methode bietet dieser Patientengruppe die Möglichkeit, das Gehör weitgehend zu erhalten und in Verbindung mit einem CI-System zur elektrischen Stimulation des Bereichs oberhalb von 1 kHz eine signifikante Steigerung der Hörqualität – besonders in realen Störgeräuschsituationen – zu erzielen.

Korrespondenzadresse

Prof. Dr.-Ing. U. Baumann



Zentrum der HNO-Heilkunde,
Abteilung Audiologische Akustik,
Klinikum der
Goethe-Universität
Theodor-Stern-Kai 7,
60590 Frankfurt am Main
uwe.baumann@kgu.de

S. Helbig



Zentrum der HNO-Heilkunde,
Abteilung Audiologische Akustik,
Klinikum der
Goethe-Universität
Theodor-Stern-Kai 7,
60590 Frankfurt am Main

Danksagung. Die Autoren bedanken sich bei Herrn Dipl.-Ing. Tobias Rader für die Aufbereitung der Abbildungen und die Einstellung der <http://www-Seiten> mit den EAS-Demonstrationen sowie bei den Herstellern MED-EL (Innsbruck) und Cochlear (Hannover) für die Bereitstellung der Abbildungen.

Interessenkonflikt. Der korrespondierende Autor gibt an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Literatur

- Bogges WJM, Baker JEMC, Balkany TJM (1989) Loss of residual hearing after cochlear implantation. *Laryngoscope* 99:1002–1005
- Ruh S, Battmer RD, Strauß-Schier A, Lenarz T (1997) Cochlear implant in severely hearing impaired patients. *Laryngorhinootol* 76:347–350
- Armstrong M, Pegg P, James C, Blamey P (1997) Speech perception in noise with implant and hearing aid. *Am J Otol* 18:S140–S141
- Baumann U (2000) Sprachverständnis im Störgeräusch mit Cochlea Implantat und Hörgerät. In: Sill A (Hrsg) Fortschritte der Akustik – DAGA 2000. DEGA e. V., Oldenburg, S 268–269
- Seeber BU, Fastl H, Baumann U (2001) Akustische Lokalisation mit Cochlea Implantat und Richtmikrofon-Hörgerät. In: von Estorff O (Hrsg) Fortschritte der Akustik – DAGA 2001. DEGA e. V., Oldenburg, S 167–168
- Seeber BU, Baumann U, Fastl H (2004) Localization ability with bimodal hearing aids and bilateral cochlear implants. *JASA* 116:1698–1709
- Von Ilberg C, Kiefer J, Tillein J et al (1999) Electric-acoustic stimulation of the auditory system – New technology for severe hearing loss. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec* 61:334–340
- Pau HW, Just T, Bornitz M et al (2007) Noise exposure of the inner ear during drilling a cochleostomy for cochlear implantation. *Laryngoscope* 117:535–540
- Lehnhardt E (1993) Specific surgical aspects of cochlear-implant - soft surgery. *HNO* 41:356–359
- Adunka O, Unkelbach MH, Mack MG et al (2005) Predicting basal cochlear length for electric-acoustic stimulation. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 131:488–492
- Kiefer J, Gstoettner W, Baumgartner W et al (2004) Conservation of low-frequency hearing in cochlear implantation. *Acta Otolaryngol* 124:272–280
- Adunka O, Unkelbach MH, Mack M et al (2004) Cochlear implantation via the round window membrane minimizes trauma to cochlear structures: A histologically controlled insertion study. *Acta Otolaryngol* 124:807–812
- Ye Q, Tillein J, Hartmann R et al (2007) Application of a corticosteroid (Triamcinolon) protects inner ear function after surgical intervention. *Ear Hear* 28:361–369
- Adunka O, Kiefer J, Unkelbach MH et al (2004) Development and evaluation of an improved cochlear implant electrode design for electric acoustic stimulation. *Laryngoscope* 114:1237–1241
- James C, Albegger K, Battmer R et al (2005) Preservation of residual hearing with cochlear implantation: How and why. *Acta Otolaryngol* 125:481–491
- Gantz BJ, Turner C, Gfeller KE, Lowder MW (2005) Preservation of hearing in cochlear implant surgery: advantages of combined electrical and acoustic speech processing. *Laryngoscope* 115:796–802
- Dunn CC, Marciniak BA (2009) Options for preserving residual hearing with a cochlear implant. *Audiology online*. http://www.audiologyonline.com/articles/article_detail.asp?article_id=2167, Stand: 23.04.2009
- Lenarz T, Stover T, Buechner A et al (2006) Temporal bone results and hearing preservation with a new straight electrode. *Audiol Neurootol* 11(Suppl 1):34–41
- Helbig S, Baumann U, Helbig M et al (2008) A new combined speech processor for electric and acoustic stimulation – eight months experience. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec* 70:359–365
- Vermeire K, Anderson I, Flynn M, De Heyning PV (2008) The influence of different speech processor and hearing aid settings on speech perception outcomes in electric acoustic stimulation patients. *Ear Hear* 29:76–86
- Kiefer J, Pok M, Adunka O et al (2005) Combined electric and acoustic stimulation of the auditory system: Results of a clinical study. *Audiol Neurootol* 10:134–144
- Baumann U (2009) Cochlea Implantat und EAS Simulation – Hörbeispiele mit Sinuston-Vokodern. <http://www.kgu.de/index.php?id=1551>, Stand: 27.03.2009
- Chang JE, Bai JY, Zeng FG (2006) Unintelligible low-frequency sound enhances simulated cochlear-implant speech recognition in noise. *IEEE Trans Biomed Eng* 53:2598–2601
- Gstoettner WK, Helbig S, Maier N et al (2006) Ipsilateral electric acoustic stimulation of the auditory system: results of long-term hearing preservation. *Audiol Neurootol* 11(Suppl 1):49–56
- Skarzynski H, Lorens A, Piotrowska A, Anderson I (2007) Partial deafness cochlear implantation in children. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology* 71:1407–1413
- Talbot KN, Hartley DEH (2008) Combined electro-acoustic stimulation: a beneficial union? *Clin Otolaryngol* 33:536–545
- Helbig S, Baumann U (2009) Acceptance and fitting of the DUET device – a combined speech processor for electric-acoustic Stimulation. *ORL* (in press)
- Gstöttner W, Settevendemie C, Helbig S et al (2009) A new electrode for residual hearing preservation in cochlear implantation: First clinical results. *Acta Otolaryngol* (in press)
- Gifford RH, Dorman MF, Spahr AJ, McKarns SA (2007) Effect of digital frequency compression (DFC) on speech recognition in candidates for combined electric and acoustic stimulation (EAS). *J Speech Lang Hear Res* 50:1194–1202

Das vollständige Literaturverzeichnis ...

... finden Sie in der html-Version dieses Beitrags im Online-Archiv auf der Zeitschriftenhomepage www.HNO.springer.de