Der Einfluss von intracochleären CI-Elektrodenträgern auf die Mittelohrtransferfunktion

David Pazen, Maike Nünning, Andreas Anagiotos, Antoniu-Oreste Gostian und Dirk Beutner
Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie, Uniklinik Köln, 50937 Köln, Deutschland
Email: david.pazen@uk-koeln.de

Einleitung

Hochgradige Schwerhörigkeiten können mit Cochlea Implantaten (CIs) erfolgreich behandelt werden. In letzter Zeit ist ein besonderes Augenmerk auf spezielle Elektrodendesigns und Implantationstechniken gelegt worden, die eine möglichst atraumatische Implantation ermöglichen. Damit soll etwaiges, meist tieffrequentes Resthörvermögen erhalten werden, das sich mit dem Konzept der kombinierten Stimulation ausnutzen lässt [1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9]. Dabei erfolgt die akustische Stimulation durch den Luftschall eines Hörgeräts und die elektrische durch den Elektrodenträger eines Cochlea Implantats. Mit der kombinierten Stimulation lässt sich beispielsweise ein besseres Sprachverstehen im Störschall und eine bessere Klangqualität erzielen, als mit elektrischer Stimulation allein [4, 5, 6, 7, 8, 10, 11]. Neben einer atraumatischen Implantation ist auch der Erhalt der Schwingungsübertragungseigenschaften des Mittelohrs entscheidend, um eine mechanische Stimulation der Cochlea zu ermöglichen. Es wurde bereits gezeigt, dass die Schwingungsübertragung des Mittel- und Innenohrs durch die Insertion einer Standardelektrode durch eine Cochleostomie nicht klinisch relevant beeinflusst werden [12]. Das runde Fenster stellt neben einer Cochleostomie einen weiteren möglichen Insertionsweg dar. Die Wahl des Insertionswegs und die Elektrodengeometrien sind Parameter, welche die akustomechanischen Eigenschaften von Mittel- und Innenohr beeinflussen können. Ziel dieser Studie ist eine systematische Untersuchung der Einflüsse von verschiedenen Elektroden und des Insertionswegs auf die cochleäre Eingangsimpedanz, das Schwingungsverhalten bzw. die Schwingungsform des Steigbügels und die Fluiddynamik des Innenohrs.

Messungen

Um den Einfluss der intracochleären Elektrodenträger zu quantifizieren sind Messungen an 6 nicht fixierten humanen Felsenbeinpräparaten durchgeführt worden. Der verwendete Versuchsaufbau ist in Abb. 1 skizziert. In einem künstlichen Gehörgang wurde mit einem Lautsprecher akustisch angeregt und dort der Schalldruck p_{GG} gemessen. Mit Laservibrometern sind die Schnellen auf dem Steigbügel und der Rundfenstermembran gemessen worden. Auf die Steigbügelfußplatte ist zur Verbesserung der Rückstreueigenschaften ein rechteckiges Stück reflektierender Folie zwischen die Schenkel gelegt worden. An dessen vier Ecken wurde die Schnelle gemessen und auf den Schalldruck p_{GG} bezogen. Aus einem kalibrierten Foto wurden die Positionen der Messpunkte im Bezug zum Ringband und die Fläche der Fußplatte ermittelt. Wird der Steigbügel als starrer Körper aufgefasst, lässt sich seine Bewegung mit einer translatorischen Komponente senkrecht zur Fußplattenfläche (Schnelle im Mittelpunkt v_{Oz}) und zwei rotatorischen Komponenten entlang der langen und kurzen Achse der Fußplatte (Winkelgeschwindigkeiten ω_{Ox} und ω_{Oy}) beschreiben. Diese drei Bewegungskomponenten können ähnlich wie in [13] beschrieben aus den vier gemessenen Schnellen auf der Fußplatte berechnet werden. Daraus ergibt sich neben den Winkelgeschwindigkeiten auf den Achsen der Fußplatte eine Funktion, welche die ortabhängige Schnelle senkrecht zur Fußplattenebene beschreibt. Die räumliche Integration dieser Funktion innerhalb des Ringbandes ergibt die Nettovolumenschnelle am ovalen Fenster Q_{OF}.

Zur Ermittlung der Nettovolumeschnelle am runden Fenster Q_{RF} ist die Schnelle der Membran mit einem Scanning Laser Vibrometer gemessen und ebenfalls auf den Schalldruck p_{GG} bezogen worden. Auch hierzu wurde zur Verbesserung des SNR eine dünne Schicht reflektierender Glaskügelchen auf die Membran aufgebracht, deren Durchmesser im µm-Bereich liegen. Ein Netz aus 81 gleichmäßig verteilten Messpunkten, welches die Membran gerade vollständig einschließt ist mit der Steuerungssoftware des Vibrometers definiert worden und mit der integrierten Kamera des Vibrometers kalibriert fotografiert worden. Daraus lassen sich die absoluten Koordinaten der einzelnen Messpunkte und ihre zugehörigen Flächen berechnen. Die flächengewichtete komplexe Summe der Schnellen jeden Messpunkts des Scans ergibt die Nettovolumenschnelle am runden Fenster ([14]). Die Änderung der cochleären Eingangsimpedanz kann über die Änderung der schallruckbezogenen Volumenschnelle am ovalen Fenster $H_{p_{GG}Q_{OF}}$ (Mittelohrtransferfunktion) beschrieben werden. Zur Beschreibung der Schwingungsform des Steigbügels ist es sinnvoll, ähnlich wie in [13], den Anteil der rotatorischen Komponenten an der gesamten Bewegung zu betrachten. Deshalb wird im Folgenden der

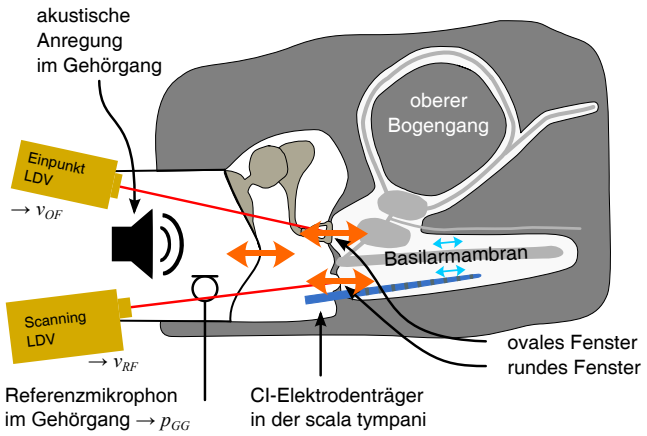

Abbildung 1: Schematische Darstellung des Messaufbaus mit humanem Felsenbeinpräparat mit CI-Elektrodenträger durch eine Cochleostomie inseriert. Es findet eine akustische Stimulation und Schalldruckmessung in einem künstlichen Gehörgang sowie eine gleichzeitige Messung der Schnellen auf der Steigbügelfußplatte und der Rundfenstermembran statt.

Tabelle 1: Übersicht über die gemessenen Bedingungen. Zuerst wurden alle Größen im natürlichen Zustand gemessen. Dieses Szenario wurde als Bezug (baseline) für die Cochleostomie und die Elektrodeninsertion durch die Cochleostomie benutzt. Die Bedingung „Cochleostomie“ wurde als baseline für die Elektrodeninsertion durch das runde Fenster benutzt. Bei den mit „*“ gekennzeichneten Szenarien war keine Messung der Innenohrtransferfunktion möglich, weil das runde Fenster durch die inserierte Elektrode nicht für eine Schnellemessung zugänglich war.

Bedingung		Elektrode	Insertion durch	Baseline zum Vergleich
1	“natürlicher” Zustand	keine Elektrode im Innenohr		
2	Cochleostomie	keine Elektrode im Innenohr		“natürlicher” Zustand
3		Hybrid L24	Cochleostomie	“natürlicher” Zustand
4		Slim Half-Band Straight	Cochleostomie	“natürlicher” Zustand
5		Straight	Cochleostomie	“natürlicher” Zustand
6		Contour Advance	Cochleostomie	“natürlicher” Zustand
7	*	Hybrid L24	runes Fenster	Cochleostomie
8	*	Slim Half-Band Straight	runes Fenster	Cochleostomie
9	*	Straight	runes Fenster	Cochleostomie
10	*	Contour Advance	runes Fenster	Cochleostomie

„Rotationsanteil“ entlang beider Achsen $rr_x = \omega_{Ox}/v_{Oz}$ bzw. $rr_y = \omega_{Oy}/v_{Oz}$ diskutiert. Die Änderung der Fluiddynamik im Innenohr wird durch die Innenohrtransferfunktion $H_{Q_{OF}Q_{RF}}$ beschrieben, welche sich aus dem Verhältnis der Nettovolumenschnellen an beiden Fenstern zusammensetzt.

Die Messungen wurden an jeweils sechs Präparaten in verschiedenen Szenarien durchgeführt. Zunächst erfolgte eine Messung im „natürlichen“ Zustand, ohne Manipulation am Innenohr. Danach ist ein Cochleostoma am Promontorium posterior inferior zum runden Fenster eröffnet und mit Bindegewebe wieder verschlossen worden. Anschließend wurden nacheinander vier Elektroden (Hybrid L24, Slim Half-Band Straight, Straight, Contour Advance der Firma Cochlear) immer in der gleichen Reihenfolge durch das Cochleostoma unter Wasser inseriert, welches anschließend wieder mit Bindegewebe verschlossen wurde (siehe Abb. 2a). Als nächstes wurden bei verschlossenem Cochleostoma die vier Elektroden in der gleichen Reihenfolge ebenfalls unter Wasser durch das runde Fenster inseriert (siehe Abb. 2b). Damit ergaben sich für jedes Präparat insgesamt 10 verschiedene Szenarien.

Die Ergebnisse nach Anlegen der Cochleostomie und nach den Elektrodeninsertionen durch die Cochleostomie wurden auf den „natürlichen Zustand“ bezogen, um die Änderung nach den Manipulationen zu erhalten. Bei den Elektrodeninsertionen durch das runde Fenster soll der Einfluss der mit Bindegewebe verschlossene Cochleostomie, die bei diesen Szenarien immer noch präsent ist, nicht berücksichtigt werden. Es ist nur der Effekt der Elektrodeninsertion von Interesse. Daher wird dann nicht der „natürliche Zustand“, sondern das Szenario nach

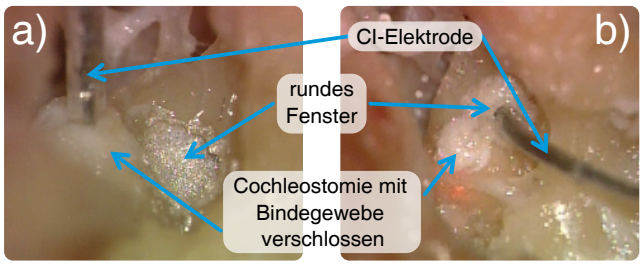

Abbildung 2: CI-Elektroden inseriert durch eine Cochleostomie (a)) und durch das runde Fenster (b)).

Anlegen der Cochleostomie als Bezug (baseline) gewählt. Die hier untersuchten Szenarien sind in der zeitlichen Reihenfolge der Messungen in Tab. 1 zusammengefasst.

Ergebnisse

Der Einfluss einer mit Bindegewebe verschlossener Cochleostomie und einer CI-Elektrodeninsertion auf die Mittelohrübertragungsfunktion ist in Abb. 3 dargestellt. Es werden die Mittelwerte und Standardabweichungen der Änderungen der Mittelohrtransferfunktion $\Delta H_{p_{GG}Q_{OF}} = \frac{Q_{OF,\bullet}/p_{GG,\bullet}}{Q_{OF,base}/p_{GG,base}}$ dargestellt. Bei tiefen Frequenzen zeigt sich bei einer Cochleostomie ein Trend zu einer Erhöhung der Nettovolumenschnelle am ovalen Fenster. Nach der Elektroneninsertion reduziert sich dieser Effekt. Die Phasen bleiben weitgehend unverändert. Bei einer Elektrodeninsertion durch das runde Fenster ist kein einheitlicher Trend außerhalb der Standardabweichungen zu erkennen, wobei auch hier die Phasen nahezu unverändert bleiben.

In Abb. 4 sind die Änderungen der Rotationskomponente des Steigbügels entlang dessen langer Achse $\Delta rr_x = \frac{\omega_{Ox,\bullet}/v_{Oz,\bullet}}{\omega_{Ox,base}/v_{Oz,base}}$ dargestellt. Nach einer Cochleostomie ist bei mittleren Frequenzen ein Trend zu einer Zunahme erkennbar. Je nach Elektrode zeigt sich für beide Insertionswege bei tiefen Frequenzen ein mehr oder weniger starker Trend zu einer Zunahme. Allerdings sind die Standardabweichungen aufgrund interindividueller Unterschiede verhältnismäßig hoch. Abb. 5 zeigt die Änderungen der Rotationskomponente des Steigbügels entlang dessen kurzer Achse $\Delta rr_y = \frac{\omega_{Oy,\bullet}/v_{Oz,\bullet}}{\omega_{Ox,base}/v_{Oz,base}}$. Durch eine Cochleostomie und eine Elektrodeninsertion kann hier kein eindeutiger Trend eines systematischen Effekts jenseits der Standardabweichungen gefunden werden.

Die Änderungen der Innenohrtransferfunktion $\Delta H_{Q_{OF}Q_{RF}} = \frac{Q_{RF,\bullet}/Q_{OF,\bullet}}{Q_{RF,base}/Q_{OF,base}}$ nach einer Cochleostomie und einer Elektrodeninsertion durch die Cochleostomie zeigt Abb. 6. Insbesondere bei tiefen und hohen Frequenzen ist ein Trend zu einer Abnahme zu erkennen. Es kann hier nur der Effekt einer Elektrodeninsertion durch eine Cochleostomie gezeigt werden, weil bei einer Insertion durch das runde Fenster dort keine Messung der Volumenschnelle mehr sinnvoll möglich ist.

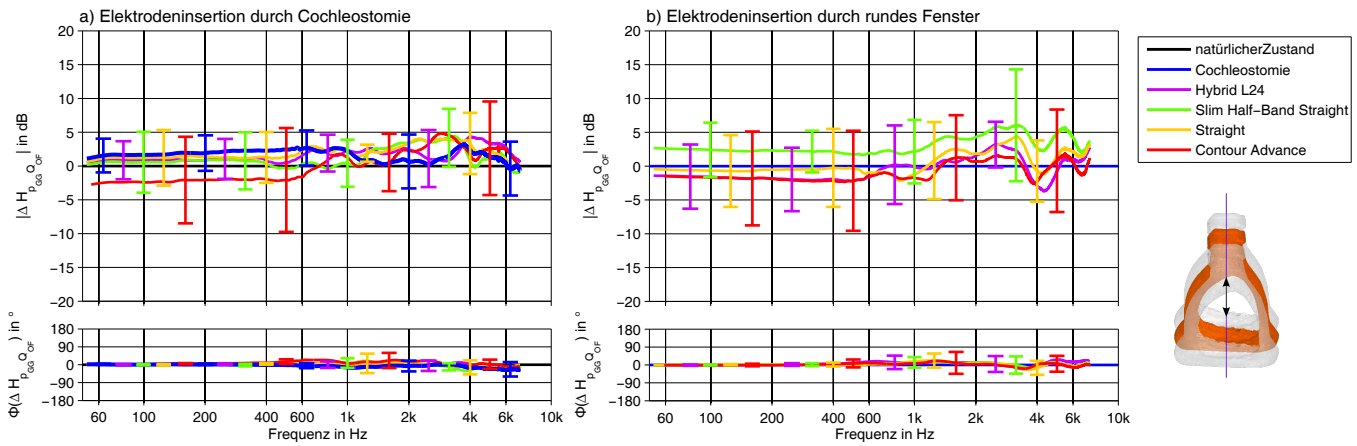

Abbildung 3: Änderung der Mittelohrtransferfunktion bei mit Bindegewebe verschlossener Cochleostomie und nach Elektrodeninsertion durch die Cochleostomie (a)) und durch das runde Fenster (b)).

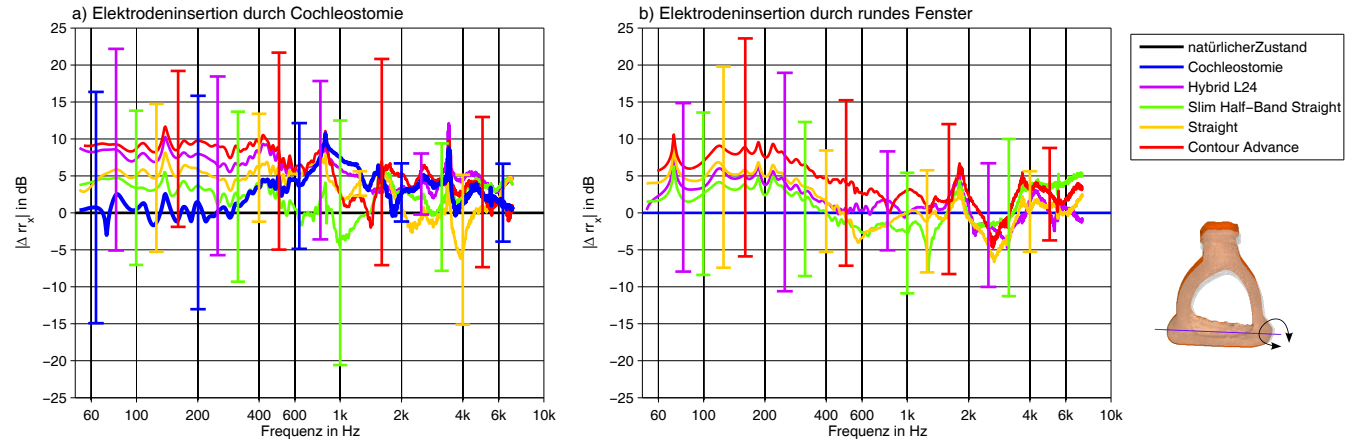

Abbildung 4: Änderung der Rotationsanteile des Steigbügels entlang der langen Achse bei mit Bindegewebe verschlossener Cochleostomie und nach Elektrodeninsertion durch die Cochleostomie (a)) und durch das runde Fenster (b)).

Diskussion und Fazit

In dieser Studie wurde der Einfluss einer Cochleostomie und von vier verschiedenen intracochleären CI-Elektroden bei verschieden Insertionswegen auf die Schwingungsübertragungseigenschaften des Mittelohrs und das Verhältnis der Nettovolumenschnellen der cochleären Fenster untersucht. Die hier dargestellten Ergebnisse zeigen, dass ein Cochleostoma, das mit Bindegewebe verschlossen wurde, die cochleäre Eingangsimpedanz wie zu erwarten etwas reduziert. Ursache hierfür ist eine höhere Nachgiebigkeit des Bindegewebe Verschlusses verglichen mit der knöchernen Wand der Cochlea. Eine systematische Reduzierung der Nettovolumenschnelle konnte auch im Fall der Insertion durch das runde Fenster nicht festgestellt werden. Dies deutet darauf hin, dass der Verschluss des runden Fensters mit Bindegewebe keine klinisch relevanten negativen Auswirkungen auf die Schwingungsübrertragung des Mittelohrs hat.

Die Rotationskomponenten weisen keinen systematischen Trend einer Änderung außerhalb der Standardabweichung auf, die verhältnismäßig groß sind. Die Winkelgeschwindigkeiten des Steigbügels sind bekanntermaßen mit einer großen Unsicherheit behaftet. Generell sind bei biologischen Testumgebungen Zeitvarianzen zu berücksichtigen. Für eine Änderung, insbesondere der Winkelgeschwindigkeiten, können neben einer veränderten cochleären Eingangsimpedanz auch veränderte Nachgiebigkeit des Ringbands und der Bänder des Mittelohrs verantwortlich sein.

Die Cochleotomie kann als eine Art zusätzliches cohleäres Fenster angesehen werden, da sie eine geringere Impedanz als Knochen hat und dadurch tendenziell die cohleäre Eingangsimpedanz reduziert. Ein zweiter Effekt ist die Reduzierung der Volumenschnelle am runden Fenster, wie in Abb. 6 gezeigt.

Insgesamt sind die hier festgestellten Änderungen der Messgrößen und Übertragungsfunktionen noch nicht klinisch relevant und bestätigen damit die bisher in einer in vivo Studie [12] erhobenen Befunde. Generell ist ex vivo Studien wie dieser inherent, dass nur passive akustomechanische Aspekte untersucht werden können. Postoperative Langzeitänderungen und perzeptive Aspekte können hier nicht diskutiert werden. Klinische Studien wie [8] legen jedoch nahe, dass es zu keiner signifikanten Verschlechterung der Luftschallperzeption kommt. Die hier gezeigten Daten favorisieren im Hinblick auf eine möglichst effiziente akustische Stimulation der Cochlea keine Elektrodengeometrie oder Insertionsweg. Andere Faktoren wie eine möglichst atraumatische Elektrodeninsertion scheinen ausschlaggebend für eine optimale Nutzung von Resthörvermögen bei kombinierter Stimulation zu sein.

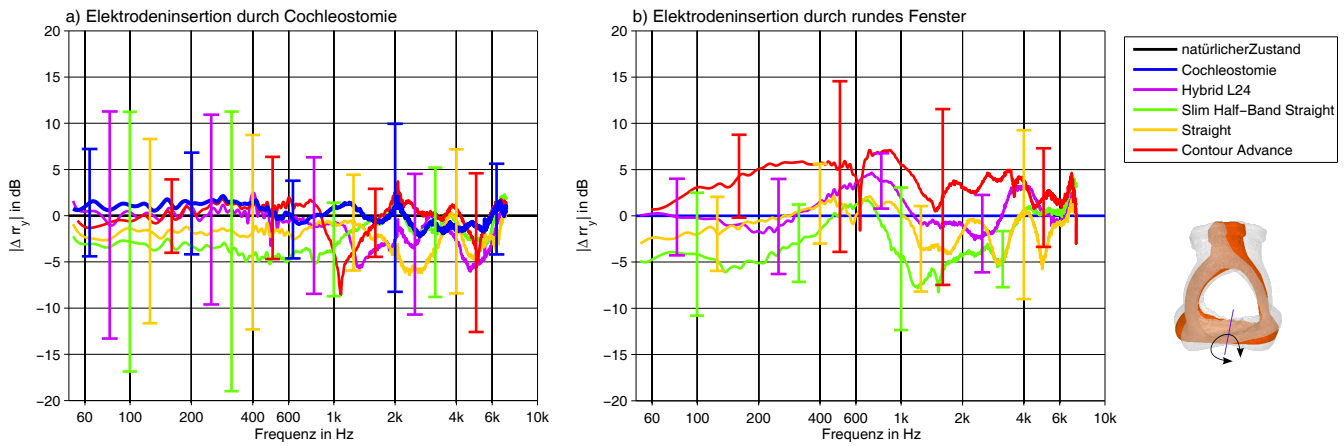

Abbildung 5: Änderung der Rotationsanteile des Steigbügels entlang der kurzen Achse bei mit Bindegewebe verschlossener Cochleostomie und nach Elektrodeninsertion durch die Cochleostomie (a)) und durch das runde Fenster (b)).

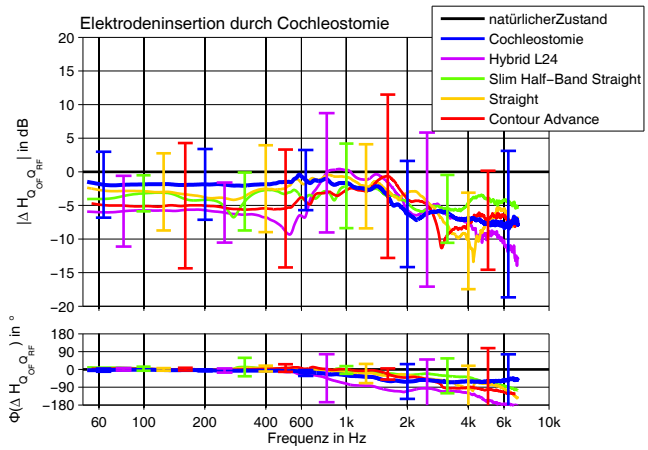

Abbildung 6: Änderung der Innenohrtransferfunktion bei mit Bindegewebe verschlossener Cochleostomie und und nach Elektrodeninsertion durch die Cochleostomie.

Danksagung

Diese Studie wurde unterstützt durch Cochlear Research and Development Ltd.

Literatur

[1] Boggess, W. J., Baker, J. E., Balkany, T. J.: Loss of residual hearing after cochlear implantation. The Laryngoscope 99(10 Pt 1) (1989), 1002-1005.

[2] Hodges, A. V., Schloffman, J., Balkany, T.: Conservation of residual hearing with cochlear implantation. The American Journal of Otology, 18(2) (1997), 179-183.

[3] Von Ilberg, C., Kiefer, J., Tillein, J., et al.: Electric-acoustic stimulation of the auditory system. New technology for severe hearing loss. ORL; Journal for Oto-Rhino-Laryngology and Its Related Specialties, 61(6) (1999), 334–40.

[4] Gantz, B. J., Hansen, M. R., Turner, C. W., et al.: Hybrid 10 clinical trial: Preliminary results. Audiology & Neurotology, 14(suppl 1) (2009), 32–38.

[5] Golub, J. S., Won, J. H., Drennan, W. R., et al.: Spectral and Temporal Measures in Hybrid Cochlear Implant Users. Otology & Neurotology, 33 (2012), 147–153.

[6] Lenarz, T., Stöver, T., Buechner, A., et al.: Hearing conservation surgery using the Hybrid-L electrode. Results from the first clinical trial at the Medical University of Hannover. Audiology & Neuro-Otology, 14 Suppl 1(suppl 1) (2009), 22–31.

[7] Von Ilberg, C. A., Baumann, U., Kiefer, J., et al.: Electric-acoustic stimulation of the auditory system: A review of the first decade. Audiology and Neurotology, 16(suppl 2) (2011), 1–30.

[8] Kiefer, J., Pok, M., Adunka, O., et al.: Combined Electric and Acoustic Stimulation of the Auditory System: Results of a Clinical Study. Audiology & Neurootology 10 (2005), 134-144.

[9] Woodson, E. A., Reiss, L. A. J., Turner, C. W., et al.: The Hybrid cochlear implant: a review. Advances in Oto-Rhino-Laryngology, 67 (2010), 125–34.

[10] Turner, C. W., Gantz, B. J., Karsten, S., et al.: Impact of hair cell preservation in cochlear implantation: combined electric and acoustic hearing. Otology & Neurotology, 31 (2010), 1227–1232.

[11] Turner, C. W., Gantz, B. J., Vidal, C., et al.: Speech recognition in noise for cochlear implant listeners: Benefits of residual acoustic hearing. The Journal of the Acoustical Society of America, 115(4) (2004), 1729-1735.

[12] Huber, A. M., Sim, J. H., Sharouz, B., et al.: The Influence of a Cochlear Implant Electrode on the Mechanical Function of the Inner Ear. Otology & Neurotology 31(3) (2010), 512–518.

[13] Hato, N., Stenfelt, S., Goode, R. L.: Three-Dimensional Stapes Footplate Motion in Human Temporal Bones. Audiology and Neuro-Otology, 8(3) (2003), 140–152.

[14] Stenfelt, S., Hato, N., Goode, R. L.: Fluid volume displacement at the oval and round windows with air and bone conduction stimulation. The Journal of the Acoustical Society of America, 115(2) (2004), 797-812.