

Der Einfluss der Stapesfussplattenfläche auf den Druck in der Perilymphe und die Auslenkung der Basilarmembran

W. Arnold F. Böhnke E. Scherer

Hals-Nasen-Ohrenklinik und Poliklinik der Technischen Universität, Klinikum rechts der Isar, München, Deutschland

Zusammenfassung

Bei Steigbügeloperationen hängt die Qualität der Resultate einerseits von Geschick und Erfahrung des Operateurs, andererseits aber auch von der Art der verwendeten Prothese ab. Eine statistische Auswertung der qualitativen Ergebnisse von Stapedektomien und Stapedotomien ergab, dass der postoperative Knochenleitungsgewinn bei der Stapedektomie im Frequenzbereich von 1–2 kHz um etwa 8 dB höher ist. **Methode:** Um eine optimale Prothese zu entwickeln, wird eine numerische Simulation der Mechanik der Koppelstelle zwischen der Stapesfussplatte und der Perilymphe der Cochlea in drei Dimensionen vorgenommen, die zu einer speziellen Geometrie der Grenzfläche zwischen der Prothese und der angekoppelten Perilymphe führt. **Resultate:** Die Resultate zeigen, dass eine Vergrößerung der Stapesfussplattenfläche eine Erhöhung des Drucks in der Perilymphe bewirkt. Da dies auch eine Zunahme der maximalen Auslenkung der Basilarmembran zur Folge hat, wäre eine weitere Verbesserung der Knochenleitung nach Stapedektomie bei Otosklerose mit bereits vorliegender Innenohrdepression mit einer entsprechend verbesserten Prothesenform zu erwarten.

Key Words

Basilar membrane · Perilymph · Stapes footplate prosthesis

Influence of the Area of Stapes Footplate Prostheses on Perilymphatic Pressure and Basilar Membrane Displacement

Objective and Method: The quality of the result after stapedotomy depends on the one hand on the skilfulness and experience of the surgeon and on the other on the kind of the applied prosthesis. Our comparative study between stapedectomy and stapedotomy shows the bone conduction gain of 8 dB in the frequency band 1–2 kHz in case of stapedectomy. In order to develop an optimal prosthesis a

numerical study of the three-dimensional mechanics of the transition between the stapes footplate and the perilymph is applied whose results lead to a special geometry of the boundary surface. **Results:** It can be shown that the enlargement of the boundary surface brings an increase of the maximal perilymphatic pressure. Because this result is accompanied by an increase of the maximal basilar membrane displacement we expect the improvement of the hearing threshold of those patients who are provided with the corresponding prostheses.

Copyright © 2000 S. Karger AG, Basel

L'influence de la surface de la platine sur la pression dans la périlymphe et sur le déplacement de la membrane basilaire

Objectifs: La qualité des résultats des opérations concernant l'étrier dépend d'un côté de l'habileté et de l'expérience du chirurgien, mais aussi du type de prothèse utilisée. En plus, l'étude comparative entre la platinectomie et la platinotomie montre que le gain de la conduction osseuse monte d'environ 8 dB en faveur de la platinectomie dans les fréquences de 1 à 2 kHz. **Méthode:** Pour créer la meilleure prothèse, on effectue une simulation numérique de la mécanique du point d'accouplement entre la platine et la périlymphe de la cochlée en trois dimensions. Cette simulation mène à une géométrie particulière de la face de contact entre la prothèse et la périlymphe attachée. **Résultats:** Les résultats montrent que l'agrandissement de la surface de la platine effectue une augmentation de la pression dans la périlymphe. Etant donné que cela cause aussi une augmentation du déplacement maximal de la membrane basilaire, on peut attendre un gain de l'audition après une platinectomie par des prothèses respectivement améliorées.

Einleitung

Unter klinischer Otosklerose versteht man eine überwiegend schalleitungsbedingte Schwerhörigkeit, ausgelöst durch partielle oder totale Fixation der Steigbügelfussplatte im Rahmen des ovalen Fensters. Seit der Erstbeschreibung von John Shea (1958) ist der Ersatz des fixierten Steigbügels durch eine Prothese das therapeutische Mittel der Wahl [1]. Hierbei zeigen sich sehr unterschiedliche Resultate, die einerseits wesentlich von der Erfahrung des Operateurs, andererseits aber auch von den geometrischen und mechanischen Eigenschaften der eingesetzten Prothese beeinflusst werden. Audiometrische Untersuchungen nach totaler Stapedektomie unter Verwendung einer Drahtbindegewebsprothese, beispielsweise nach Schuknecht oder House zeigten bessere postoperative Ergebnisse im Vergleich mit 0,4-mm-Durchmesser-Teflon-Platin-Prothesen (Fisch-Piston) oder Prothesen mit einem Durchmesser von 0,6 mm [2]. Auch liess sich nachweisen, dass eine Vergrößerung des Durchmessers der kreisförmigen Prothesenendfläche, z.B. von 0,4 mm auf 0,6 mm, bessere Ergebnisse im Tonschwellenaudiogramm erbrachte [3]. Eigene Untersuchungen bestätigen diese Ergebnisse (Abb. 1). Der Vergleich von 57 Stapedektomien mit 47 Stapedotomien ergibt bei der Frequenz $f = 1000$ Hz einen Knochenleitungsgewinn von etwa 8 dB zugunsten der Stapedektomie. Abgesehen von der Frequenz $f = 4$ kHz, bei der sich eine Reduktion des Knochenleitungsgewinns von etwa 1 dB zeigt, findet man auch bei allen anderen Frequenzen nach der Stapedektomie und Einsetzen einer Draht-Bindegewebsprothese signifikant bessere Knochenleitungsschwellen als präoperativ. Dieses Ergebnis legt den Schluss nahe, dass eine Vergrößerung der Kontaktfläche der verwendeten Prothese zur Perilymphe nicht nur eine bessere Schallübertragung zum Innenohr zulässt, sondern auch einen günstigen Einfluss auf die Schallempfindungsschwelle hat.

Um zunächst diese empirisch gewonnenen Ergebnisse zu erklären und darüber hinaus die optimale Prothesenform zu bestimmen, wird ausgehend von einem elasto-hydrmechanischen Modell eine numerische Simulation der Hydromechanik der Perilymphe, sowie der angekoppelten Strukturen, insbesondere der Stapesfussplatte und ihrer Lagerung, vorgenommen. Dabei wurde besonders untersucht, in welcher Weise die Grösse der Kontaktfläche zwischen Prothese-Perilymphe den Hörgewinn beeinflusst.

Methode

Da es kaum möglich ist, den Perilymphdruck in der unverletzten Cochlea direkt zu messen, wird zur Simulation des mechanischen Verhaltens ein Finite-Elemente (FE)-Modell des Organs entwickelt. Bei realistischer Wahl der Geometrie- und Materialparameter gelingt

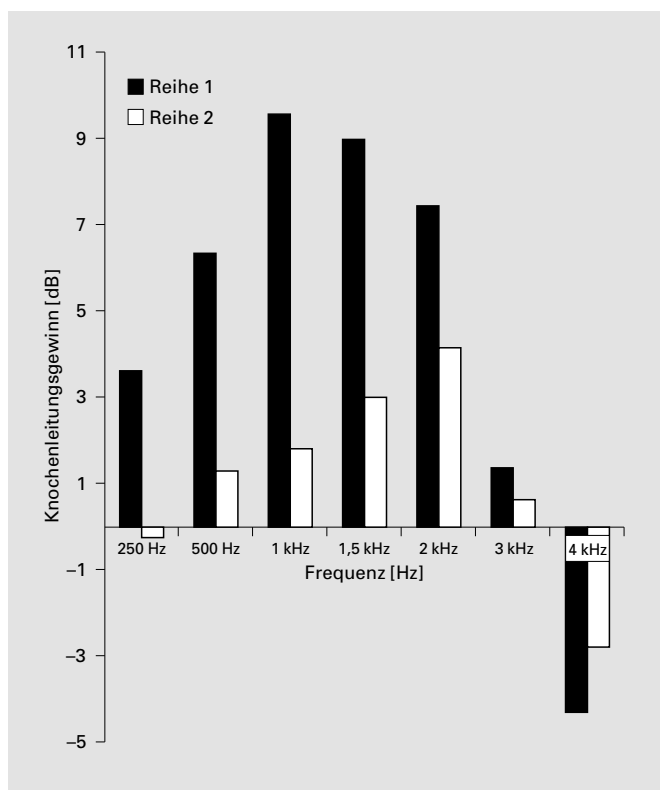


Abb. 1. Knochenleitungsgewinn post-operativ bei Stapedektomie (Reihe 1, $n = 51$) versus Stapedotomie (Reihe 2, $n = 47$).

es damit sowohl den Druck in der Perilymphe, wie auch die zugehörige Auslenkung der Basilarmembran bei unterschiedlichen Randbedingungen zu berechnen. Um zuverlässige Ergebnisse zu gewährleisten, werden die Parameter des FE-Modells möglichst an die Messbedingungen von Experimenten mit cochleo-vestibulären Sinnesorganen menschlicher Kadaver angepasst [4]. Die Variation der Stapesfussplattenfläche im FE Modell gestattet dann die Berechnung der physikalischen Grössen wie beispielsweise Druck und Auslenkung, deren direkte Messung nur mit hohem experimentellem Aufwand möglich ist.

Entwicklung des Finite-Elemente-Modells

Das vereinfachte Modell erfasst mit der zweieinhalbfach gewundenen Cochlea und einem Teil des Vestibulums nur einen Abschnitt des gesamten cochleo-vestibulären Organs. Die Abbildung 2 zeigt das vollständige Geometriemodell der Cochlea. Vorne links im Bild kennzeichnet die äussere Linie das ovale Fenster. Die hierzu parallel verlaufende innere Linie begrenzt die Stapesfussplatte. Abbildung 3 stellt einen Stapes mit der Stapesfussplatte des Menschen dar. Die Skalierung unten im Bild entspricht Millimetern. Der ovale Ring umfasst den Bereich des Ligamentum anulare stapedis (Ringband zwischen Stapesfussplatte und ovalem Fenster). Die Breite des Ringbands kann für die Berechnung unterschiedlich gewählt werden, also z.B. $w_{LA} = 100 \mu\text{m}$ oder $w'_{LA} = 300 \mu\text{m}$. In diesen beiden Fällen betragen die Stapesfussplattenflächen 3,6 bzw. 2,16 mm². Es hat überrascht, dass die tatsächliche Breite des Ringbands beim Menschen in der Literatur nicht aufzufinden war.

Die mechanischen Parameter, das sind z.B. die geometrischen Abmessungen und die Elastizitätsmoduli der abgewickelt trapezförmigen Basilarmembran, werden wie bereits zuvor beschrieben gewählt [5, 6]. Als Dämpfungsparameter wird lediglich die Material-

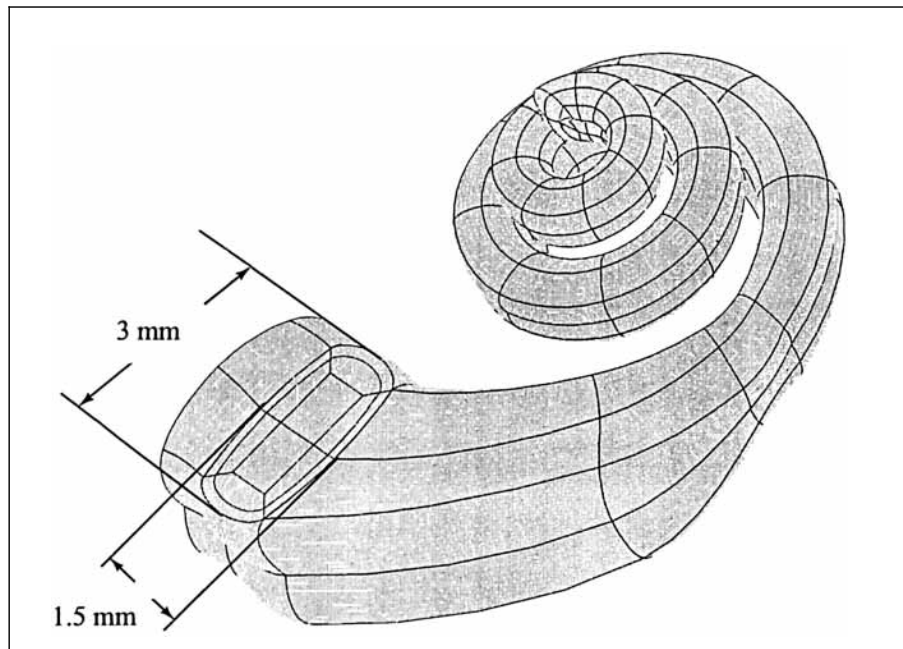


Abb. 2. Geometrie-Modell der Cochlea für die Berechnung mit Finiten Elementen (FE). Links unten ist das Ringband und der Bereich der Stapesfußplatte im ovalen Fenster erkennbar.

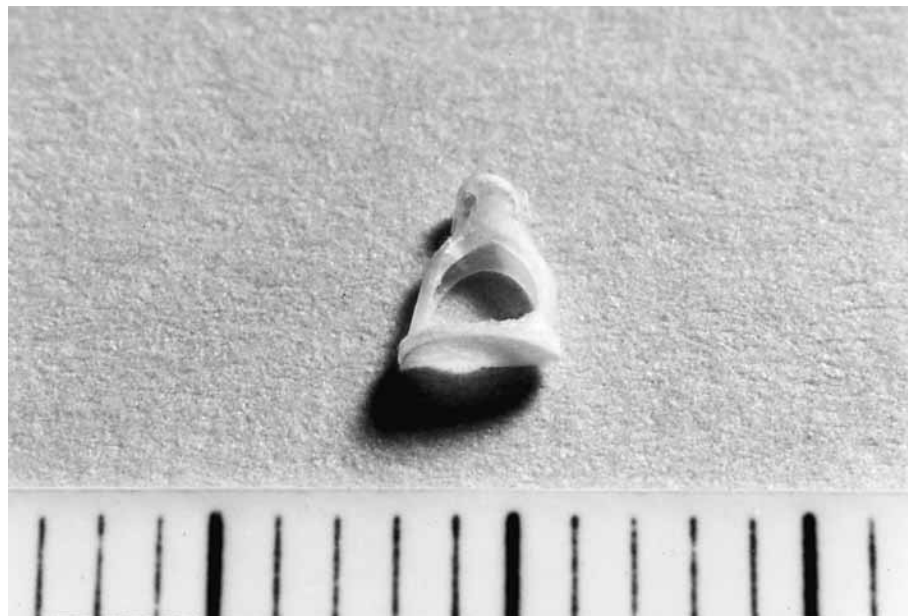


Abb. 3. Steigbügel mit der Stapesfußplatte vom menschlichen Mittelohr. Der Massstab unten im Bild kennzeichnet Millimeter.

dämpfung der Basilarmembran zu $\beta = 0,00003$ berücksichtigt. Es wird angenommen, dass sich sämtliche Strukturen des Modells (Stapesfußplatte, Ringband, rundes Fenster, Basilarmembran, knöcherne Wandstrukturen) und die Flüssigkeit (Perilymphe) linear verhalten.

Die Entwicklung des Geometriemodells zur Abbildung der mehrfach gekrümmten Cochlea ist genauer in [6] beschrieben.

Kompressible Perilymphe

Ein wesentliches Merkmal des FE-Modells ist die Erfassung der Hydromechanik der Perilymphe in drei Dimensionen. Sie steht in Wechselwirkung mit ihren umgebenden elastischen Strukturen. Das sind im wesentlichen die Basilarmembran, das ovale und das runde Fenster. Der Aquaeductus cochleae, der eine Verbindung zwischen der Perilymphe und der cerebrospinalen Flüssigkeit (CSF) herstellt, wird zunächst nicht erfasst. An den Grenzflächen zwischen der Peri-

lymphe und den verschiebbaren Organbestandteilen sind die Bedingungen für die Fluid-Struktur Kopplung zu berücksichtigen. Die starre äussere Bewandung durch den Knochen hat zur Folge, dass die Auslenkungen an den Knoten der Fluid-Elemente senkrecht zur Oberfläche des Knochen verschwinden, bzw. gleich Null sind.

Die Kompressibilität der Lymphflüssigkeit, das heisst das Verhältnis der Dichte ρ zur druckabhängigen Dichteänderung $d\rho/dp$ wird durch den Kompressionsmodul $K_L = 2,25$ GPa erfasst. Dieser hohe Wert entspricht einem nahezu inkompressiblen Verhalten. Mit dem Zusammenhang $c_L = \sqrt{K/\rho}$ und der Dichte $\rho_L = 1000$ kg/m³ ergibt sich die Schallgeschwindigkeit in der Lymphe zu $c = 1500$ m/s. Die Viskosität der Lymphe, die vergleichbar mit der von Wasser ist, wird zunächst vernachlässigt.

Da bei den Steigbügeloperationen das ovale Fenster durch Prothesen ersetzt wird, folgt eine genauere Beschreibung der Modellierung und Lagerung der Stapesfußplatte im ovalen Fenster.

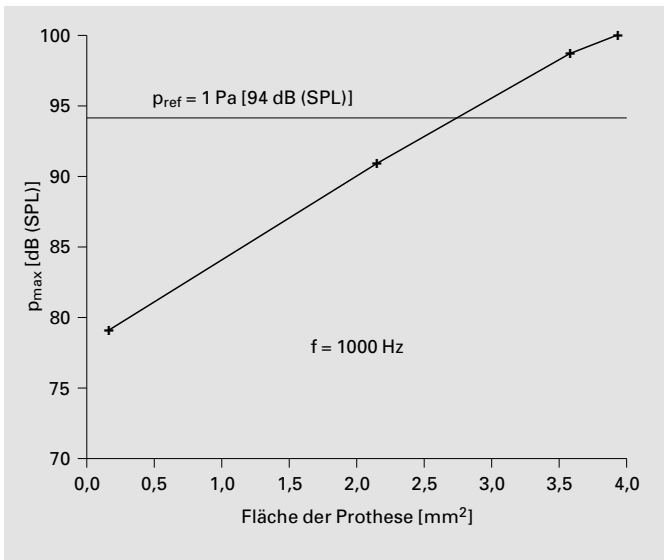


Abb. 4. Funktion des Schalldrucks im basalen Teil der Cochlea in Abhängigkeit von der Fläche der Stapesfußplatten-Prothese.

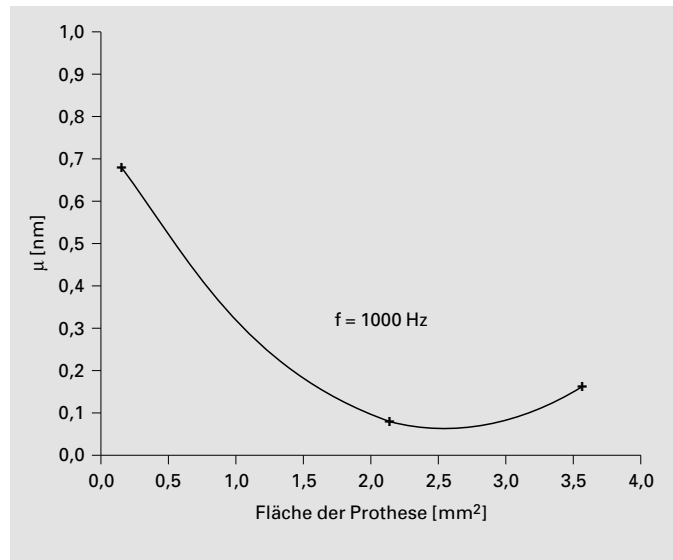


Abb. 5. Funktion der Auslenkung der Stapesfußplatten-Prothese in Abhängigkeit von ihrer Fläche.

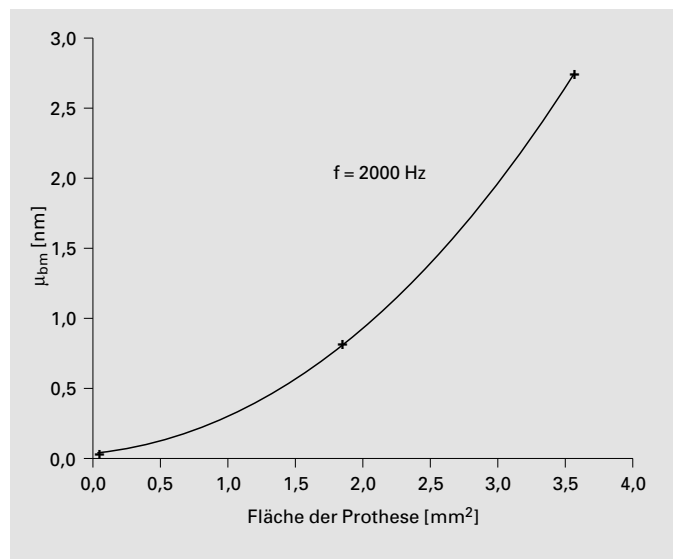


Abb. 6. Funktion der maximalen Basilarmembranauslenkung in Abhängigkeit von der Fläche der Stapesfußplatten-Prothese.

Die Stapesfußplatte und ihre Lagerung im ovalen Fenster

Das Ringband stellt die Verbindung zwischen dem Rand der Stapesfußplatte und dem ovalen Fenster der Cochlea her. Um eine effektive Übertragung von Fußplattenbewegungen auf die Auslenkungen der Basilarmembran in der Cochlea zu gewährleisten, ist das Ringband beim gesunden Organ nachgiebig. Da bisher vom Menschen keine zuverlässigen Daten über die mechanischen Eigenschaften des Ringbands verfügbar sind, wird für die Berechnung der Elastizitätsmodul von Elastin verwendet. Elastin gehört zu den nachgiebigen Gerüsteweisskörpern (Skleroproteine), dessen Elastizitätsmodul an einzelnen Fasern zu $E = 700 \text{ kPa}$ bestimmt wurde [7]. Die Dicke des Ringbands wird zu $t_{LA} = 0,3 \text{ mm}$ angenommen. Die Fläche des ovalen Fensters ist naturgemäß etwas höher als die der Stapesfußplatte und wird zu etwa $A_{OF} = 4 \text{ mm}^2$ gewählt [8]. Der Elastizitätsmodul der Stapesfußplatte entspricht mit $E_{OF} = 12 \text{ GPa}$ etwa dem von Knochen. Aufgrund der Breite des Ringbands ($w_{LA} = 100 \mu\text{m}$) ergibt sich die Fläche des ovalen Fensters zu etwa $3,6 \text{ mm}^2$, ein Wert der etwas geringer gegenüber den in der Literatur angegebenen ist.

Das bei Experimenten, insbesondere bei Frequenzen ab 2 kHz, gefundene Kippen der Stapesfußplatte kann in dem Modell ohne die weiteren Mittelohrknöchelchen nicht erfasst werden.

Alle Berechnungen wurden mit dem Finite-Elemente-Programm ANSYS 5.4 auf einem Dual Pentium II ($f = 333 \text{ MHz}$, 512 Mbyte RAM) PC durchgeführt. Die Auswertung für eine Frequenz erfordert etwa 65 Minuten Rechenzeit.

Ergebnisse

Bei allen Auswertungen wird die extern auf die Stapesfußplatte aufgebrauchte Schalldruckamplitude von 1 Pa entsprechend dem maximalen Schalldruckpegel $L = 94 \text{ dB (SPL)}$ angenommen. Die Abbildung 4 stellt den maximalen Perilymphdruck in Abhängigkeit von der Stapesfußplattenfläche bei der Frequenz $f = 1000 \text{ Hz}$ dar. Bei der kleinen Endfläche von nur etwa $0,2 \text{ mm}^2$ der üblichen

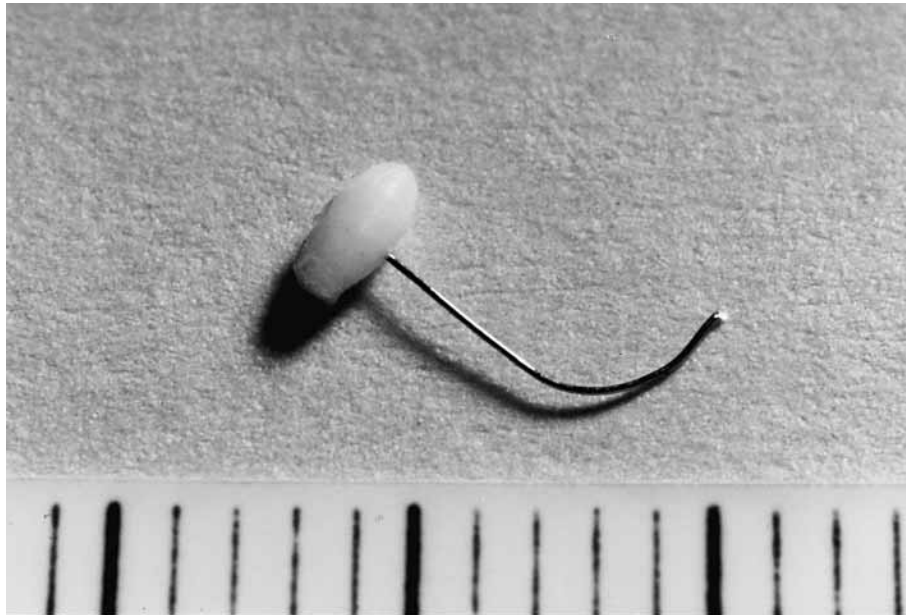


Abb. 7. Prototyp einer Teflon-Stapesfussplatten-Prothese mit erhöhter Grundfläche.

Stapespistons mit den Durchmessern 0,4 und 0,6 mm, beträgt der Druck in der Cochlea nur 79 dB (SPL). Die Erhöhung der Endfläche auf 3,6 mm² führt zur Druckerhöhung in der Cochlea auf 98 dB (SPL) und damit zu einem Gewinn von 19 dB. Die Auslenkung der Stapesfussplatte (Abb. 5) verhält sich umgekehrt. Bei der kleinen Endfläche (0,2 mm²) beträgt die maximale Auslenkung fast 0,7 nm. Die Erhöhung der Fläche auf 3,6 mm² reduziert die Auslenkung auf nur 0,18 nm.

Die maximale Auslenkung der Basilarmembran als Funktion der Fussplattenfläche zeigt die kontinuierliche Zunahme bis auf etwa 2,7 nm (Abb. 6). Die Berechnungen wurden allerdings im Unterschied zu den vorherigen Darstellungen bei der Frequenz $f = 2000$ Hz durchgeführt. Wiederum zeigt sich, dass sich die maximale Auslenkung der Basilarmembran in Abhängigkeit von der Stapesfussplattenfläche (0,185 bis 3,6 mm²) etwa um den Faktor 10 von 0,27 nm auf 2,7 nm und damit um 20 dB erhöht.

In Ergänzung zu den hier dargestellten Ergebnissen ergeben die Auswertungen die charakteristische Abhängigkeit des Ortes maximaler Auslenkung der Basilarmembran in Abhängigkeit von der Frequenz. Mit den angenommenen Parametern liegt das Auslenkungsmaximum bei 2 kHz in etwa in der Mitte bei $L \approx 17$ mm der Basilarmembran. Weitere Auswertungen zu den Basilarmembranauslenkungen sind der Arbeit [6] zu entnehmen.

Diskussion

Da sich der höchste Gewinn im Sprachfrequenzbereich befindet, kann eine Umsetzung der numerischen Resultate in verbesserte Prothesen zum Nutzen der Pa-

tienten mit Otosklerose sein. Es sei allerdings darauf hingewiesen, dass der beschriebene Gewinn nur unter Voraussetzung der konstant gehaltenen Schalldruckamplitude (1 Pa) an der Stapesfussplatte erzielt wird. Im gesamten System, bei dem die Stapesfussplatte vom angekoppelten Ambossschenkel der Gehörknöchelchenkette des Mittelohres angetrieben wird, muss für den theoretisch erreichbaren Gewinn von 19 dB diese Bedingung auch eingehalten werden. Wie hoch der erzielte Gewinn dann tatsächlich ist, kann nur durch den Einbau der entsprechend veränderten Stapesfussplattenprothesen und die anschließenden audiometrischen Untersuchungen ermittelt werden.

Die geringe Auslenkung der Stapesfussplattenfläche von nur 0,2 nm bei 94 dB (SPL) entspricht aktuellen experimentellen Ergebnissen [9]. Wird bei $f = 1$ kHz ein Schalldruckgewinn von 20 dB durch eine intakte Mittelohrkette veranschlagt, so führt ein Schalldruckpegel von 74 dB (SPL) im Gehörgang zu einer Auslenkung der Stapesfussplatte von nur zwei Atomdurchmessern (0,2 nm). Eine lineare Extrapolation auf die Hörschwelle bei 0 dB (SPL) führt zu unvorstellbar geringen Auslenkungen der Stapesfussplatte. Durch aktive Prozesse in der Cochlea werden jedoch wieder höhere Auslenkungen an den mechanoelektrischen Wandlern (Sinneszellen) erreicht, so dass das gesunde Organ das Hören bei 0 dB (SPL) ermöglicht.

Über die dargestellten Ergebnisse hinaus gestatten die Auswertungen auch die Berechnung der bisher experimentell nur schwer bestimmbareren frequenzabhängigen mechanischen Eingangsimpedanz der Cochlea des Menschen [9], auf deren Darstellung hier jedoch verzichtet wird.

Schlussfolgerung

Konsequenzen für die Stapedektomie

Die Studie zeigt, dass sich bei der Erhöhung der Fläche von Stapesfussplattenprothesen von 0,2 auf 3,6 mm² eine Druckerhöhung um 19 dB ergeben kann. Hieraus leitet sich eine neue Prothese ab, die in Abbildung 7 dargestellt ist. Der helle Prothesenkörper, der die Stapesfussplatte ersetzt, hat die Form eines Ellipsoids und ist in diesem Fall aus Teflon gefertigt. Das Ende zur Befestigung am Ambossschenkel ist üblicher V2A-Stapesdraht. Die hier neu beschriebene Ausführung der Stapesfussplattenprothese ist zum Patent angemeldet [10]. Selbstverständlich darf die Masse der Prothese nicht zu hoch werden, da das geringe Gewicht der Gehörknöchelchen unabdingbare Voraussetzung für das Hören bei hohen Frequenzen ist

[11]. Wegen der höheren Auslenkungen der Basilarmembran sollten die Patienten, die mit den neuen Prothesen ausgestattet sind, verbesserte Knochenleitungsschwellen aufweisen. Folglich sollte dieser neue Prothesentyp vorwiegend bei solchen Otosklerosepatienten Anwendung finden, die bereits präoperativ eine deutliche Innenohrdepression haben.

Dank

Wir bedanken uns bei Herrn Prof. Dr. J. Heinzl und seinen Mitarbeitern (Lehrstuhl für Feingerätebau und Mikrotechnik der TU-München) für die Fertigung der Prothesen-Prototypen. Weiterhin gilt unser Dank den Mitarbeitern der CADFEM GmbH in Grafing bei München für die freundliche Unterstützung bei der Verwendung des Finite Elemente Programms ANSYS 5.4.

Literatur

- 1 Shea JJ Jr: Fenestration of the oval window. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1958;67:932–951.
- 2 Kòs MI, Guyot J-Ph: Résultats à long terme du traitement chirurgical de l'ankylose de l'étrier par otosclérose. *Med et Hyg* 1998;56:1957–1960.
- 3 Böheim K, Nahler A, Schlögel H, Filzmoser P: Ergebnisse mit Goldpistons bei der Stapedektomie mit kleiner Fensterung. *Otorhinolaryngol Nova* 1997;7:235–240.
- 4 Puria S, Peake WT, Rosowski JJ: Sound-pressure measurements in the cochlear vestibule of human-cadaver ears. *J Acoust Soc Am* 1997; 101:2754–2770.
- 5 Böhnke F, Arnold W: Studie der Auslenkungen und Rotationen des Corti-Organ in drei Dimensionen. *Otorhinolaryngol Nova* 1996;6: 69–77.
- 6 Böhnke F, Arnold W: 3D-Finite Element Model of the Human Cochlea including Fluid-Structure Couplings. *ORL* 1999;61:305–310.
- 7 Carton RW, Dainauskas J, Clark JW: Elastic properties of single elastic fibres. *J Appl Physiol* 1962;17:547–551.
- 8 Sawashima M: Special situation and areas of the tympanic membrane, the oval and the round window in the human temporal bone. *J Otolaryngol Jpn* 1958;61:247–251.
- 9 Merchant SN, Ravicz ME, Rosowski JJ: Acoustic input impedance of the stapes and cochlea in human temporal bones. *Hearing Research* 1998;97,1/2:30–45.
- 10 Patentanmeldung, Stapesprothese, Nr. 199 22 289.4, 14. Mai 1999.
- 11 Hemilä S, Nummela S, Reuter T: What middle ear parameters tell about impedance matching and high frequency hearing. *Hearing Research* 1995;85:31–44.