

Leitthema

HNO 2011 · 59:255–260
 DOI 10.1007/s00106-011-2271-6
 Online publiziert: 10 März 2011
 © Springer-Verlag 2011

A.M. Huber¹ · A. Eiber²

¹ Klinik für Klinik für Ohren-, Nasen-, Hals- und Gesichtschirurgie,
 Universitätsspital Zürich

² Institut für Technische und Numerische Mechanik, Universität Stuttgart

Schwingungseigenschaften der Ossikel und der Cochlea und deren Bedeutung für unser Gehör

Durch die Entwicklung von hochsensiblen Bewegungsmessmethoden wurden neue Erkenntnisse über das Schwingungsverhalten des Trommelfells, der Ossikel und in der Cochlea gewonnen. Diese Erkenntnisse haben eine konkrete Relevanz für die Theorie des Hörens, aber auch klinische Bedeutung bei der mikrochirurgischen Rekonstruktion von Mittelohrstrukturen oder Erklärung der Symptome von pathologischen Veränderungen.

Die Bewegungen des Trommelfells und der Gehörknöchelchen werden ausgelöst durch Druckänderungen in der umgebenden Luft. Dabei führen quasistatische Luftdruckänderungen, wie sie beim Überwinden von Höhenunterschieden in der Außenluft oder aber beim Valsalva-Manöver oder Schnäuzen im Mittelohrraum auftreten, zu Bewegungen der Ossikel im Millimeterbereich. So führt der Aufbau von einem Druck von 1 kPa zu einer Verlagerung des Umbos um 0,3 mm [1]. Bei den kleinen dynamischen Druckänderungen, wie sie bei der Übertragung von akustischen Signalen auftreten, werden hingegen nur sehr kleine Schwingungen des Trommelfells und der Ossikel ausgelöst. Ein Sinuston mit einer Frequenz von 1 kHz und einer Amplitude von 80 dB SPL führt zu einer Auslenkung des Trommelfells am Punctum maximum von nur gerade 60 nm, am Umbo von 10 nm [2] und am Stapes von etwa 1,7 nm [3]. Solch kleine Bewegungen können nur mit technisch hochentwickelten Methoden gemessen werden. In den

letzten Jahren hat sich hierbei die Laser-Doppler-Vibrometrie (LDV) als Modalität durchgesetzt. Die Laser-Doppler-Vibrometrie erlaubt Bewegungsmessungen im Subnanometerbereich.

Die Laser-Doppler-Vibrometrie erlaubt Bewegungsmessungen im Subnanometerbereich

Die Laser-Doppler-Vibrometrie (LDV) beruht auf der Technik des Dopplereffekts und der Interferometrie, wobei ein feiner Laserstrahl mit einem Durchmesser von etwa 5 µm auf ein bewegliches Objekt geschickt wird. Das Laserlicht erfährt dabei einen Dopplervershift und dadurch eine Veränderung der Wellenlänge. Dieses reflektierte Licht wird dann durch Prismensysteme mit dem ausgehenden Strahl überlagert. Die auftretende Frequenzverschiebung und Interferenzen können gemessen und direkt in Geschwindigkeit bzw. Auslenkungsamplituden umgerechnet werden. Diese Technik hat den Vorteil, dass sie berührungsfrei mit hoher örtlicher Auflösung sowohl Bewegungsamplituden als auch die zeitliche Komponente (Phase) erfassen können. Allerdings ist ein direkter Einblick auf das bewegliche Objekt notwendig, was bei den sehr kleinen Strukturen im Mittelohr Schwierigkeiten bereiten kann.

Schwingungsverhalten mechanischer Systeme

Die allgemeine Bewegung eines Systems ist eine Superposition der sog. Eigenbewegungen. Je nach Komplexität eines

Systems existieren unterschiedlich viele Eigenbewegungen. Sie sind gekennzeichnet durch eine bestimmte Bewegungsform (Eigenform, „mode“), in der alle Elemente des Systems mit gleicher Frequenz (Eigenfrequenz) schwingen (alle Punkte bewegen sich monofrequent in Phase oder in Gegenphase). Für Bewegungen in Frequenzen außerhalb der Eigenfrequenzen geht dieses zeitlich einheitliche Muster durch die Überlagerung der unterschiedlichen Eigenbewegungen verloren.

Einfache Schwingungsmuster bei tiefen Frequenzen

Bei tiefen Frequenzen schwingt das Trommelfell in Phase, was bedeutet, dass gleichzeitige Ein- und Auswärtsbewegungen des gesamten Trommelfells vorliegen [2]. An verschiedenen Positionen des Trommelfells treten dann verschiedene Auslenkungsamplituden auf, wobei der hintere obere Quadrant mit der stärksten und der Umbo mit der schwächsten Auslenkung vibriert (■ **Abb. 1a**). Der Hammer führt eine Drehbewegung um die klassische Rotationsachse durch, welche durch das vordere Hammerband und den kurzen Ambossfortsatz geht [4]. Das Gelenk zwischen Hammer und Amboss ist funktionell nahezu fixiert [5], und der Amboss führt ebenfalls eine Rotationsbewegung um die klassische Rotationsachse aus. Da der lange Fortsatz des Ambosses im Vergleich zum Hammergriff etwas kürzer ist, ergibt sich eine Hebelwirkung mit einem Faktor von etwa 1,4. Dies führt zu einer Verstärkung der Kraftübertragung auf

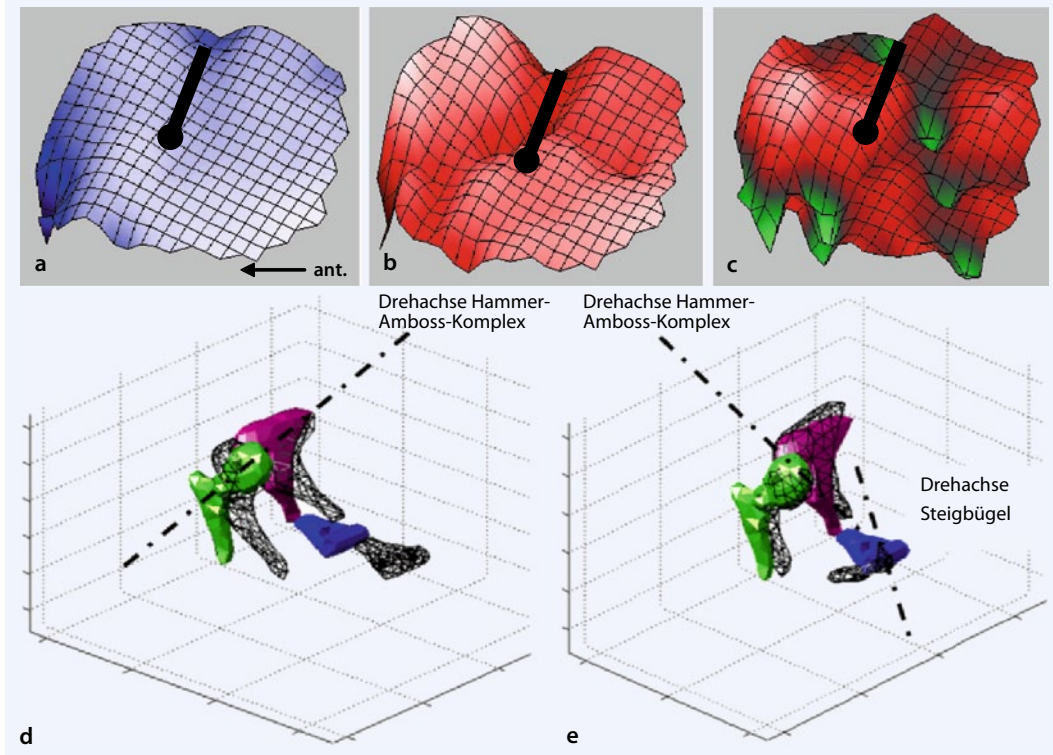


Abb. 1 ◀ Physiologische Schwingungsmuster im Mittelohr. Trommelfell bei **a** 500 Hz, **b** 2000 Hz und **c** 5000 Hz. Schwarze Linie Lage des Hammergriffs mit dem Umbo, der Pfeil weist in Richtung anterior. Gehörknöchelchenkette bei **d** 500 Hz und **e** 5000 Hz mit eingezeichneter Drehachse

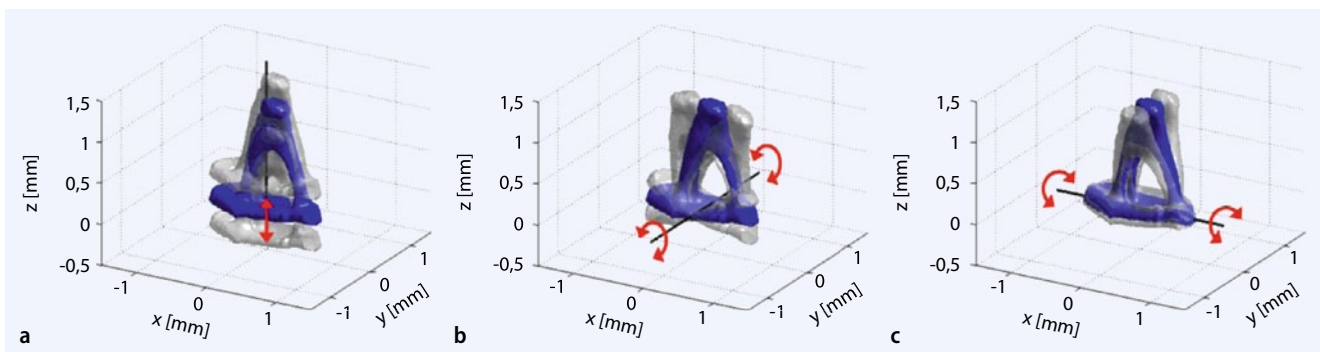


Abb. 2 ▲ Vibrationsbewegung des Steigbügels. **a** Kolbenförmig, **b** kippförmig um die kurze und **c** um die lange Achse der Fußplatte

den Steigbügel auf Kosten einer verminderten Auslenkung. Der auf den Steigbügel übertragene Schalldruck wird dann an der Fußplatte stempelförmig auf die Flüssigkeit des Innenohrs übertragen [6]. Solche Bewegungen treten im menschlichen Mittelohr hauptsächlich unterhalb des Bereichs 1100–1400 Hz auf [7].

Komplexe Schwingungsmuster bei höheren Frequenzen

Bei Frequenzen oberhalb der ersten Resonanzfrequenz beginnt das Trommelfell in verschiedenen Phasenlagen zu schwingen, sodass beispielsweise gleichzeitig eine Auswärtsbewegung im hinteren oberen Quadranten und eine Einwärtsbewe-

gung im vorderen unteren Trommelfellquadranten möglich sind (▣ **Abb. 1b**). Diese Schwingungsmuster zeigen bis etwa 2500 Hz ein nachvollziehbares Muster und lösen sich in höheren Frequenzen in immer kleinere schwingende Bereiche auf ([8], ▣ **Abb. 1c**). Entsprechend zeigt sich auch ein komplexes Schwingungsmusters des Hammers, welcher nicht mehr um die klassische Rotationsachse schwingt, sondern ein nun individuell und je nach Frequenz stark variierendes Rotationsmuster aufweist [4]. Das inkudomalleolare Gelenk ist funktionell nicht mehr fixiert, sondern es kommt zu Gleitbewegungen im Gelenk, was zu einem veränderten Übertragungsverhalten führt. Somit ist die klassische Hebelwirkung in den

höheren Frequenzen ebenfalls nicht mehr gegeben.

Die nun vom Processus lenticularis auf den Steigbügel übertragene Anregung bewirkt eine komplexe räumliche Bewegung des Steigbügels, welche grob aufgetrennt werden kann in stempelförmige Bewegungsanteile (▣ **Abb. 2a**) sowie Kippanteile um die kurze (▣ **Abb. 2b**) und lange Achse (▣ **Abb. 2c**) der Steigbügelfußplatte. Bewegungen in der Ebene der Fußplatte sowie Rotationsbewegungen um die Steigbügelhochachse können ebenfalls auftreten, sind aber aufgrund von theoretischen Überlegungen vernachlässigbar [9].

Die Bewegungen des Steigbügels wurden bereits von Békésy 1960 [10] be-

schrieben. Die damals erhobenen Messergebnisse setzten hohe Schalldrucke voraus und ergaben, dass eine komplexe Bewegung hauptsächlich abhängig von den Stimulationsamplituden sei. Nachfolgende Untersuchungen von verschiedenen Autoren zeigten jedoch, dass die Schwingungsmuster im physiologischen Lautheitsbereich nicht vom Schalldruck, sondern einzig von der Frequenz abhängen [3, 6, 11]. Neuere Untersuchungen mit hoher Genauigkeit zeigen, dass bei etwa 7 kHz eine maximale Kippbewegung des Steigbügels vorliegt [9]. Dabei sind die aus der Kippbewegung resultierenden Verschiebungen, z. B. an der Hinterkante der Fußplatte, größer als die aus der reinen kolbenförmigen Bewegung (■ **Abb. 3**). Kippbewegungen des Steigbügels dominieren also bei höheren Frequenzen.

► Kippbewegungen des Steigbügels dominieren bei höheren Frequenzen

Die gängigen Mittelohr- und Cochleamodelle repräsentieren diesen Effekt meist nicht, weil angenommen wird, dass solche Kippbewegungen einen vernachlässigbaren Effekt auf das cochleäre Hören haben [12, 13].

Klassische Theorie des Hörens

Die klassische Theorie des Hörens besagt, dass die Druckdifferenz zwischen rundem und ovalem Fenster der effektive Stimulus für das Hören sei [14]. Dabei wird angenommen, dass die kolbenförmige Einwärts-auswärts-Bewegung der Steigbügel Fußplatte eine Volumenverschiebung im Vestibulum verursacht und zu einer Druckerhöhung in der Scala vestibuli führt [15]. Diese Flüssigkeitsverschiebung über die Scala tympani ist durch deren flexiblen Abschluss durch die Rundfenstermembran möglich. Deshalb wird in der klassischen Theorie die Nettovolumenverschiebung als Auslösung für die Wanderwelle angesehen.

Kippförmige Rotationsbewegungen der Steigbügel Fußplatte um die kurze und lange Achse führen daher laut der Theorie nicht zu einer Volumenverschiebung, da die auf der einen Seite eingedrückte Flüssigkeit auf der anderen Seite wieder her-

HNO 2011 · 59:255–260 DOI 10.1007/s00106-011-2271-6
© Springer-Verlag 2011

A.M. Huber · A. Eiber

Schwingungseigenschaften der Ossikel und der Cochlea und deren Bedeutung für unser Gehör

Zusammenfassung

Untersuchungen der Bewegungen von Trommelfell und Steigbügel belegen, dass in den höheren Frequenzen komplexe, räumliche Vibrationsmuster auftreten, bei denen sich die einzelnen Elemente in sehr unterschiedlichen räumlichen Richtungen und in sehr unterschiedlichen Phasenlagen bewegen. Am Steigbügel sind eine kolbenförmige Bewegung sowie eine Rotation um die kurze und lange Steigbügelachse zu unterscheiden. Im Gegensatz zu den kolbenförmigen Schwingungen führen Rotationsbewegungen nicht zu einer Nettovolumenverschiebung der cochleären Flüssigkeit in einem ge-

wissen Abstand von der Fußplatte. Deshalb wird aufgrund der gängigen Theorie des Hörens angenommen, dass solche Kippbewegungen keinen Einfluss auf das Gehör haben. In einer Reihe von Studien wurde jedoch qualitativ gezeigt, dass auch Kippbewegungen zu cochleärer Aktivität führen können. Weitere Forschung ist notwendig, um diesen Effekt zu quantifizieren.

Schlüsselwörter

Mittelohrmechanik · Gehörknöchelchen · Cochlea · Stapes · Cochleäre Physiologie

Vibration properties of the ossicle and cochlea and their importance for our hearing system

Abstract

The investigations of movements of the eardrum and stapes have shown that at higher frequencies, complex spatial vibration patterns occur in which the individual elements move in very different spatial directions and phase angles. For the stapes, such movements can be divided into piston-like and rotational movements around its short and long axis (tilting or rocking motions). Unlike the piston-like vibrations, rotational rocking motions do not lead to a net volume displacement of cochlear fluid at a certain dis-

tance from the footplate. Therefore, according to the current theory of hearing, it is assumed that such tilting movements have no effect on hearing. A number of studies have shown, however, that tilting motions can lead to cochlear activity. Further research is needed to quantify this effect.

Keywords

Middle ear mechanics · Auditory ossicles · Cochlea · Stapes · Cochlear physiology

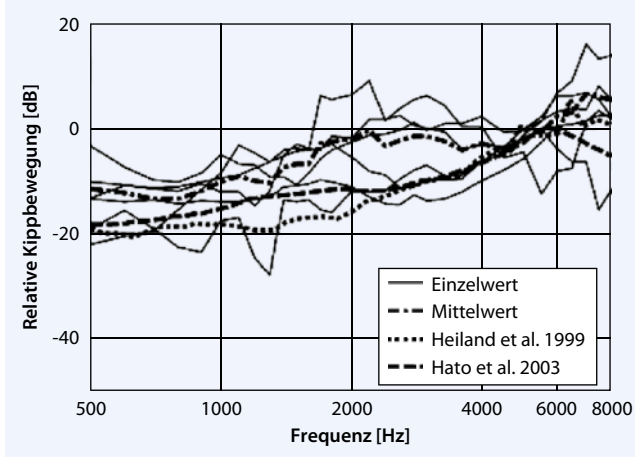


Abb. 3 ▲ Physiologische Bewegung des Steigbügels. Aufgezeichnet ist für die hintere Kante des Steigbügels der Verschiebungswert aus der Kippbewegung im Verhältnis zur reinen kolbenförmigen Verschiebung in dB

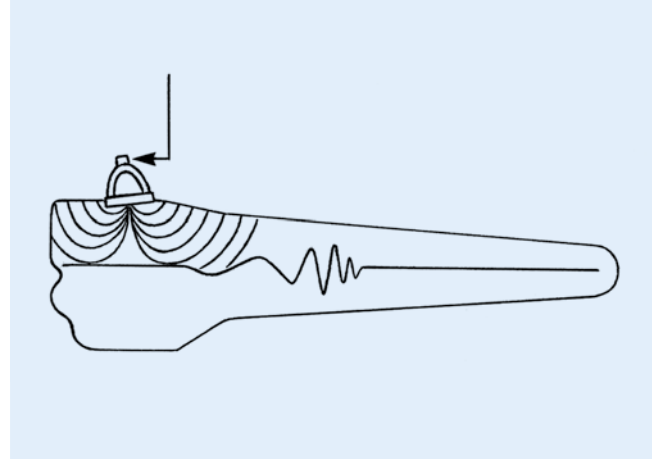


Abb. 4 ▲ Ausbreitung der Druckwellen in der Cochlea bei kippförmiger Bewegung des Steigbügels

ausgezogen wird, sodass kein Nettovolumen verschoben wird. Somit kommt es in einem gewissen Abstand zu Fußplatte zu keiner Flüssigkeitsbewegung mehr. Da angenommen wird, dass der effektive Stimulus für die Cochlea die globale Druckdifferenz zwischen dem ovalen und dem runden Fenster ist, haben solche Kippbewegungen des Steigbügels keinen Einfluss auf die Auslenkung der Basilarmembran, sondern führen lediglich zu einem Verlust von Übertragungsenergie. Falls jedoch Kippbewegungen zu lokalen Druckdifferenzen führen, welche bis zur Basilarmembran fortgetragen werden, könnte auch eine Wanderwelle ausgelöst werden (▣ **Abb. 4**).

Messung von evozierten Potenzialen durch Steigbügelkippbewegung

Eine Möglichkeit, Effekte von Kippbewegungen nachzuweisen, ist die Messung von akustisch evozierten Potenzialen im Tierversuch. Durchgeführt wurde dies an Meerschweinchen. Dabei macht man sich den cochleären Verstärkereffekt zu Nutze, welcher auch kleine Druckveränderungen in der Cochlea, die zu minimalen Bewegungen der Basilarmembran führen, verstärkt. Es wurde dazu ein mechanischer Stimulator konstruiert, welcher mit der Steigbügel suprastruktur verbunden werden kann. Dabei ist eine gute Verbindung zwischen dem Schallgeber und der Steigbügel suprastruktur von essenzieller Bedeutung, um dessen Bewegung effizient

kontrollieren zu können. Trotzdem ist es notwendig, die eigentliche Bewegung des Steigbügels zu überprüfen, was mittels dreidimensionaler Laser-Doppler-Vibrometrie möglich ist. Mit dieser wird gleichzeitig die Stapesbewegung in alle Richtungen dokumentiert. Durch ein Feedbacksystem kann so die gemessene Bewegung gegenüber der erwünschten Bewegung angepasst werden, sodass eine möglichst reine stempelförmige Bewegung (y-dominant) bzw. eine möglichst reine Kippbewegung um die kurze (x-dominant) und lange (z-dominant) Fußplattenachse ausgelöst wird.

Wird eine mechanisch ausgelöste Bewegung nun in Form eines Klicks auf den Steigbügel übertragen, kann das an den Nerven ausgelöste Summenaktionspotenzial mittels elektrophysiologischer Messung nachgewiesen werden [16]. Da in einem physikalischen System nie reine Bewegungen ausgelöst werden können, sind immer noch Komponenten von anderen Bewegungen enthalten. Dies bedeutet, dass beispielsweise bei einer Bewegung um die lange Steigbügel Fußplattenachse (z-dominant) noch etwa 15% kolbenförmige Bewegungsanteile enthalten sind.

In ▣ **Abb. 5** ist das evozierte Potenzial aufgrund von verschiedenen Bewegungsmustern exemplarisch dargestellt. Dabei entsprechen die durchgezogenen Linien einer starken Anregungsamplitude und die gestrichelten Linien einer schwachen Anregungsamplitude in jeweils derselben Bewegungsrichtung. Betrachtet man

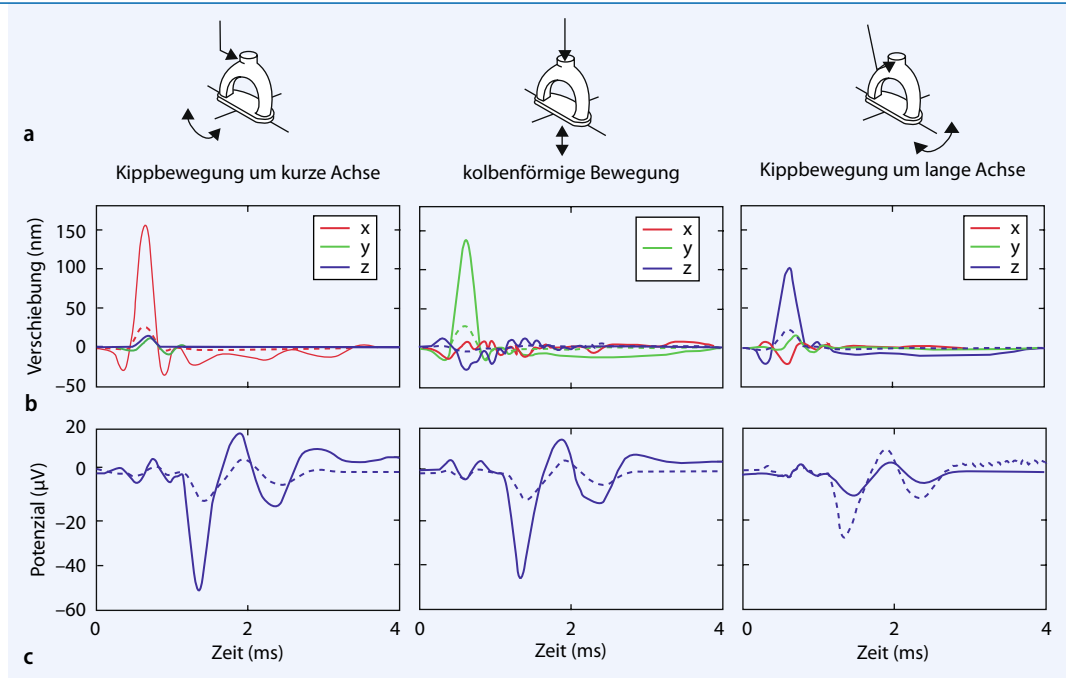
nun die kolbenförmige Bewegung in der Auslenkungsgrafik (▣ **Abb. 5b**), findet sich bei der kleineren Anregungsamplitude etwa ähnlich viel kolbenförmige Bewegung wie in der kippförmigen Bewegung um die kurze Achse bei der großen Anregungsamplitude. Die entsprechenden Aktionspotenziale (▣ **Abb. 5c**: gepunktete Linie in der kolbenförmigen Bewegung gegenüber der durchgezogenen Linie in der Kippbewegung im die kurze Achse) sind jedoch deutlich unterschiedlich. Es findet sich bei der Kippbewegung ein eindeutig höheres Aktionspotenzial, obwohl gleich viel stempelförmige Bewegungsanteile vorhanden sind. Dies wird aus ▣ **Abb. 6** deutlich, in der die evozierten Signale über dem kolbenförmigen Bewegungsanteil aufgetragen sind. Die kippdominanten Bewegungsformen rufen bei gleicher kolbenförmiger Verschiebung deutlich höhere Potenziale hervor.

Dieses Phänomen kann mit der klassischen Theorie des Hörens nicht erklärt werden. Hätte die kippförmigen Bewegungen keinen Einfluss auf die Bewegung der Basilarmembran, dürfte höchstens ein evoziertes Potenzial entsprechend der enthaltenen kolbenförmigen Bewegung nachweisbar sein.

Die klassische Theorie des Hörens muss erweitert werden

Dieser Effekt konnte bei verschiedenen Versuchen und verschiedenen Amplituden gezeigt werden. Mittels umfanglicher Fehleranalyse konnte ausgeschlossen wer-

Abb. 5 ▶ Auswirkung von verschiedenen Bewegungsmustern des Steigbügels. **a** Bewegungsmuster, **b** effektiv gemessene Bewegung am Steigbügelkopf in x (Rotation um die kurze Achse), y (stempelförmige Bewegung) und z (Rotation um die lange Achse). **c** Ausgelöstes Aktionspotenzial, gemessen am Promontorium. Individuelle Messergebnisse bei großer (durchgezogene Linie) und kleiner (gepunktete Linie) Stimulationsamplitude



den, dass in diesen Versuchen eine Messungenauigkeit für den genannten Effekt verantwortlich war. Die klassische Theorie des Hörens muss also erweitert werden.

Wissenschaftliche und klinische Relevanz

Diese neuen Erkenntnisse haben einen Einfluss auf die wissenschaftliche Hypothese des Hörens, welche um die Anregung mit komplexen Schwingungsmustern erweitert werden muss. Ebenfalls müssen Modelle des Ohrs – seien sie physikalisch oder numerisch – erweitert werden, um über alle Frequenzen im Detail die Gehörfunktion simulieren zu können. Zur Bewertung der Hörfunktion müssen also neben der kolbenförmigen Bewegung auch die Kippbewegungen des Steigbügels mit einbezogen werden.

In der rekonstruktiven Mittelohrchirurgie sollen mittels passiver Implantate Vibrationen vom Trommelfell oder mittels aktiver Implantate Schalldruckänderungen auf die Cochlea übertragen werden. Das genaue Wissen um die Bedeutung von komplexen Schwingungsmustern auf das Gehör ist Voraussetzung, um in Zukunft die Rekonstruktionstechniken so zu verändern, dass eine Verbesserung der Schallübertragung erreicht werden kann. Ebenso kann möglicherweise die Entwicklung von optimierten ak-

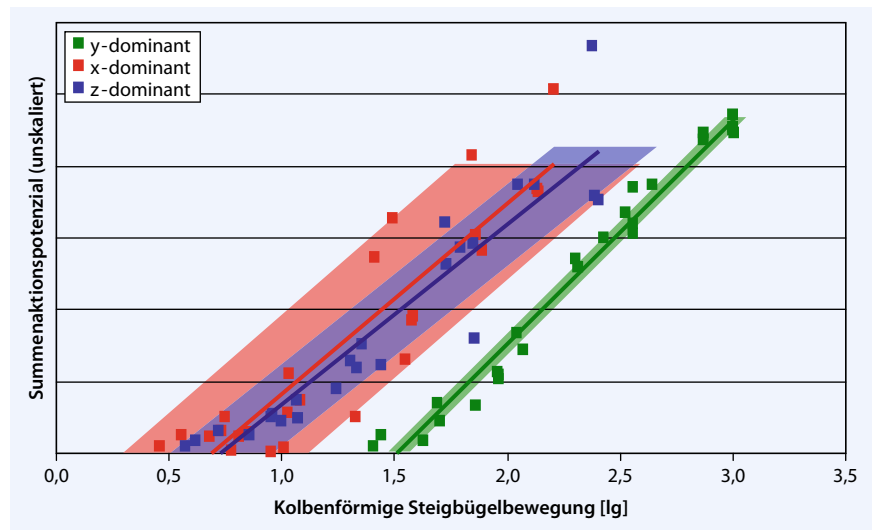


Abb. 6 ▶ Cochleäre Aktivität aufgrund von 3 dominanten Bewegungsmustern mit verschiedener Amplitude: x-dominant (Rotation um die kurze Achse), y-dominant (stempelförmige Bewegung) und z-dominant (Rotation um die lange Achse). Aufgetragen ist das gemessene Summenaktionspotenzial gegenüber dem Anteil der kolbenförmigen Bewegung

tiven und passiven Mittelohrprothesen unter Berücksichtigung der komplexen Bewegungsmuster zu einer Verbesserung der funktionellen Resultate führen. Diese können neben den kolbenförmigen Bewegungen des Steigbügels auch aus seinen Kippbewegungen erzielt werden.

Nicht zuletzt können mit diesem Effekt auch pathologische Veränderungen erklärt werden. So ist aufgrund der klassischen Theorie des Hörens anzunehmen, dass bei Atresie des runden Fensters, wie

das in seltenen Fällen als alleinige pathologische Veränderung vorkommt, ein Schallleitungsblock entsteht, weil das durch eine kolbenförmige Bewegung des Steigbügels zu verdrängende Flüssigkeitsvolumen nicht am runden Fenster ausgeglichen werden kann. Ebenfalls ist ein Volumenfluss im Sinne eines Drittes-Fenster-Effekts durch die relativ langen und engen endo- und perilymphatischen Duktus unwahrscheinlich. In der Klinik findet sich jedoch lediglich ein „air-bone

gap“ von 20–30 dB [17], was durch eine Schallübertragung durch v. a. kippförmige Steigbügelschwingungen erklärbar ist.

Ebenfalls kann erklärt werden, wie- so in umgekehrter Richtung trotz vollständiger otosklerotischer Fixierung der Steigbügel Fußplatte mittels runder Fensterstimulation mit einem Mittelohrhörgerät vom Typ Soundbridge eine Schallverstärkung erreicht werden kann.

Fazit für die Praxis

- **Dynamische (akustische) und quasistatische (umgebender Luftdruck) Druckveränderungen führen zu Bewegungen von Trommelfell und Mittelohr in verschiedenen Größenordnungen.**
- **Bei tiefen Frequenzen finden sich einfache Bewegungen von Trommelfell und Ossikel mit einphasiger Trommelfellbewegung sowie Drehbewegungen von Hammer und Amboss um die klassische Rotationsachse mit entsprechender Hebelwirkung auf den Steigbügel.**
- **Bei akustischer Anregung oberhalb der ersten Eigenfrequenzen finden sich komplexe, räumliche Bewegungsmuster von Trommelfell und Ossikel, die sich durch unterschiedliche Phasenlagen auszeichnen.**
- **In den hohen Frequenzen treten verstärkt Kippbewegungen auf, die die kolbenförmigen Bewegungen des Steigbügels übertreffen können.**
- **Nicht nur kolbenförmige Bewegungen des Steigbügels führen zu evozierten Potenzialen und somit zu Höreindrücken, sondern auch Kippbewegungen.**
- **Diese neuen Erkenntnisse führen zu einer Erweiterung der klassischen Theorie des Hörens.**
- **Der neu beschriebene Effekt hat Einfluss auf Modelle des Ohrs, die rekonstruktive Chirurgie sowie auf die Interpretation der Hörschwelle bei Mittelohrmissbildungen.**
- **Eine genaue Quantifizierung des Effekts mittels Experimenten und numerischen Modellen ist notwendig.**

Korrespondenzadresse

Prof. Dr. A.M. Huber
Klinik für Klinik für Ohren-, Nasen-, Hals- und Gesichtschirurgie
Universitätsspital Zürich
Frauenklinikstr. 24, 8091 Zürich
Schweiz
alex.huber@usz.ch

Danksagung. Die Autoren bedanken sich für die Mitarbeit in den Studien sowie für die finanzielle Unterstützung: Dr. sc. techn. Urban Willi, Dr.-Ing. Hans-Georg Freitag, Dr. med. Damian Sequeira, Dr.-Ing. Christian Breuninger, Dipl.-Ing. Michael Lauxmann, Dr. med. Michail Chatzimichalis, Dr. Jae Hoon Sim, Dipl.-Ing. Christoph Heckeler. Deutsche Forschungsgemeinschaft und Schweizerischer Nationalfonds (DFG SCHI 119/13-1,-2; DFG SCHI 119 27-1,-2; DFG EI 231/4-1,-2; SNF #3100-067011; SNF #310000-120237).

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

Literatur

1. Hüttenbrink KB (1988) The mechanics of the middle-ear at static air pressures: the role of the ossicular joints, the function of the middle-ear muscles and the behaviour of stapelial prostheses. *Acta Otolaryngol Suppl* 451:1–35
2. Huber A, Schwab C, Linder T et al (2001) Evaluation of eardrum laser Doppler interferometry as a diagnostic tool. *Laryngoscope* 111:501–507
3. Huber A, Linder T, Ferrazzini M et al (2001) Intraoperative assessment of stapes movement. *Ann Oto Rhinol Laryngol* 110:31–35
4. Eiber A (1999) Mechanical modeling and dynamical behavior of the human middle ear. *Audiol Neurootol* 4:170–177
5. Willi UB, Ferrazzini MA, Huber AM (2002) The incudo-malleolar joint and sound transmission losses. *Hear Res* 174:32–44
6. Heiland K, Goode R, Asai M et al (1999) A human temporal bone study of stapes footplate movement. *Am J Otol* 20:81–86
7. Hato N, Stenfelt S, Goode R (2001) Stapes footplate 3D motion in human temporal bones using a laser Doppler measuring system (Abstract). In: Santi P (Hrsg) 24th ARO midwinter meeting. St. Petersburg Beach/FL, USA, S 106
8. Huber A, Ball G, Asai M et al (1997) The vibration pattern of the tympanic membrane after placement of a total ossicular replacement prosthesis. In: Huttenbrink K (Hrsg) Middle ear mechanics in research and otosurgery. Proceedings of the first international workshop on middle ear mechanics, Dresden, Sept 19–22, 1996. UniMedia, Leipzig Dresden, S 82–88
9. Sim J, Chatzimichalis M, Lauxmann M et al (2010) Complex stapes motions in human ears. *J Assoc Res Otolaryngol* 11:329–341
10. Békésy G v (1960) Experiments in hearing. McGraw-Hill, New York, NY
11. Voss S, Rosowsky J, Merchant S et al (2000) Acoustic responses of the human middle ear. *Hear Res* 150:43–69
12. Lim KM, Steele CR (2002) A three-dimensional nonlinear active cochlear model analyzed by the WKB-numeric method. *Hear Res* 170:190–205
13. Kolston PJ, Ashmore JF (1996) Finite element micromechanical modeling of the cochlea in three dimensions. *J Acoust Soc Am* 99:455–467
14. Voss S, Rosowsky J, Peake W (1996) Is the pressure difference between the oval and round windows the effective acoustic stimulus for the cochlea? *J Acoust Soc Am* 100:1602–1616
15. Dallos P (1973) The auditory periphery: biophysics and physiology. Academic Press, New York
16. Huber AM, Sequeira D, Breuninger C et al (2008) The effects of complex stapes motion on the response of the cochlea. *Otol Neurotol* 29:1187–1192
17. Linder TE, Ma F, Huber A (2003) Round window atresia and its effect on sound transmission. *Otol Neurotol* 24:259–263