

Schallübertragung im Mittelohr



Bewegungsmessungen zur Aufklärung der Biomechanik des menschlichen Mittelohrs

Beim Verständnis der Strukturdetails und der funktionellen Beziehungen im gesunden und kranken Mittelohr wurden in letzter Zeit bedeutende Fortschritte gemacht. Ein Grund für diese enorme Verbesserung ist die Verfügbarkeit berührungsloser Laser-Doppler-Vibrometer als Messtechnik sowohl für in-vitro-Laboruntersuchungen als auch für in-vivo-Messungen im Operationssaal.

Einführung

Die Größenordnung der physiologischen Bewegungen im Mittelohr liegt in der Regel unterhalb 100 nm. Daher benötigt man präzise Messungen mit ausreichendem Signal/Rausch-Verhältnis im Frequenzbereich von 20 Hz bis 20 kHz für Messungen am menschlichen Ohr und darüber hinaus für Messungen an Tieren.

Wir stehen im Moment an der Schwelle zu einem Verständnis der Zusammenhänge zwischen der Morphometrie des individuellen menschlichen Mittelohrs und der biomechanischen Prozesse, die die jeweilige physiologische Reaktion hervorrufen.

Diese Studie wurde erforderlich, weil trotz aller Fortschritte noch eine Wissenslücke bei der Beziehung zwischen Struktur und Schallübertragung im Mittelohr besteht, welche den Erfolg von Reparaturmaßnahmen am Mittelohr stark einschränkt. Außerdem gibt es Schwierigkeiten beim Interpretieren der otoakustischen Emission, die von

der Gehörschnecke über das Mittelohr in den Ohrkanal übertragen und dort gemessen wird.

Experimenteller Ansatz

In der OtoBiomechanics-Gruppe werden auspräparierte Mittelohren in ihre Subsysteme zerlegt, von denen jedes durch eine Kombination physiologischer und morphologischer Messungen sowie dreidimensionaler mathematischer Analysen charakterisiert wird. Die Subsysteme werden dann mathematisch rekonstruiert, um das intakte Mittelohr des jeweiligen Individuums umfassend analysieren zu können. Folgende Subsysteme werden erzeugt:

- Trommelfell mit Gehörgang
- Hammer/Amboss-(Malleus/Incus)-Komplex, ohne Steigbügel (Bild 1)
- Basisplatte des Steigbügels

Messaufbau

Die dynamischen Messungen zur Ermittlung der biomechanischen Parameter der Subsysteme wurden mit

einem Polytec HLV-1000 Laser Doppler Vibrometer durchgeführt (Bild 2). Ohne Verbindung zum Trommelfell oder Steigbügel reagiert der Malleus/Incus-Komplex (Bild 3) nicht auf Schall. Deshalb wurde ein Magnet an der Spitze des Hammers (Malleus) angebracht und durch eine am Trommelfell befestigte Spule angesteuert.



Bild 1: Isolierter Malleus/Incus-Komplex (mikro-computertomographisches Modell)



Bild 2: Polytec HLV-1000 Hearing Laser Vibrometer

Amplitude und Phasenwinkel der Geschwindigkeit wurden an verschiedenen Punkten des Malleus und Incus gemessen. Jeder Punkt wurde dabei aus fünf oder mehr unterschiedlichen Richtungen gemessen, um eine Zerlegung in drei Vektorkomponenten (In-Plane und Out-of-Plane) zu ermöglichen.

Das Präparat wird auf zwei gekoppelten Goniometern befestigt, wodurch zwei orthogonale Rotationsachsen entlang eines gemeinsamen Punktes 17,5 mm oberhalb des Goniometers zur Verfügung stehen. Das Goniometer hat eine Winkelauflösung von 5 Bogenminuten und einen Drehbereich von ± 15 Grad um die eine Achse und ± 20 Grad um die andere. Die Koordinaten wurden so gewählt, dass der Ursprung im Schläfenbein liegt. Die y-Achse verläuft entlang des Incus, die x-Achse in der Ebene des Trommelfells. Die z-Achse liegt in der Messrichtung des Laserstrahls.

Das Geometriemodell

Der Winkel der Rotation um die x-Achse sei α , der Winkel um die y-Achse entsprechend β . Die gemessene Geschwindigkeit v_i bei einem bestimmten Winkel steht dann mit ihren x-, y- und z-Komponenten v_x , v_y und v_z in folgender Beziehung:

$$v_i = -\sin(\beta_i)v_x + \sin(\alpha_i)\cos(\beta_i)v_y + \cos(\alpha_i)\cos(\beta_i)v_z$$

Diese Gleichung kann kompakt in folgender Matrixform ausgedrückt werden:

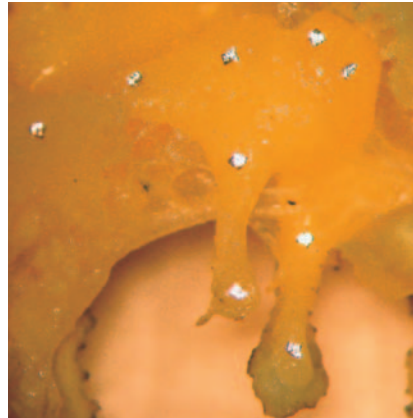


Bild 3: Präparat der Mittelohr-Knöchelchen, mit reflektierendem Material

$$\mathbf{v}_m = \mathbf{A} \cdot \mathbf{v}$$

wobei $\mathbf{v}$ ein Vektor aus den berechneten x-, y- und z-Komponenten ist, $\mathbf{v}_m$ die gemessenen Geschwindigkeiten enthält und $\mathbf{A}$ die aus den Messwinkeln ermittelte Matrix darstellt. $\mathbf{v}$ wird dann mit der Methode der kleinsten Fehlerquadrate berechnet.

Für jedes Subsystem und für das intakte Mittelohr werden hochaufgelöste mikrocomputertomographische (microCT-) Bilder erzeugt, um die individuelle Anatomie darzustellen. Die microCT-Bilder werden zu dreidimensionalen Modellen des Gehörgangs, des Trommelfells, der Gehörknöchelchen, Bänder und Sehnen kombiniert, die dann weiter analysiert werden können.

Das mathematische Modell

Das mathematische Modell umfasst die anatomischen Eigenschaften des Trommelfells, darunter seine geneigte Lage im Gehörkanal, seine konische Form und seinen komplizierten Aufbau aus ringförmigen und radialen Faserschichten (Bild 4).

Die Bewegung der Gehörknöchelchen wird mittels eines Mehrkörpersystems modelliert:

$$\mathbf{M}\ddot{\mathbf{x}}(t) + \mathbf{C}\dot{\mathbf{x}}(t) + \mathbf{K}\mathbf{x}(t) = \mathbf{F}(t),$$

wobei der Vektor $\mathbf{x}(t)$ für den Schwingweg zum Zeitpunkt t steht, und die Vektoren $\dot{\mathbf{x}}(t)$ und $\ddot{\mathbf{x}}(t)$ entsprechend für die Geschwindigkeit und Beschleunigung. Der Kraftvektor $\mathbf{F}(t)$ enthält

die am Magnet/Spule-System auftretenden Kräfte. Die Massen-Matrix $\mathbf{M}$, die Dämpfungsmatrix $\mathbf{C}$ und die Steifheitsmatrix $\mathbf{K}$ erhält man aus den zugrundeliegenden Beziehungen nach Methoden für lineare Systeme. Die besondere Herausforderung dieses Ansatzes liegt in der Abschätzung der viskoelastischen Parameter der Bänder und Sehnen. Diese werden durch 3D-Geschwindigkeitsmessungen mittels Laservibrometer bestimmt.

Schlussfolgerungen und Ausblick

Diese Studie wird durch Kombination der Subsysteme biomathematische Modelle des gesamten Mittelohrs auf anatomischer Basis verfügbar machen. Damit wird eine verlässliche Grundlage für die Mechanik der Schallübertragung im Mittelohr gelegt, die Anwendungen in weiten Bereichen der Ohrenmedizin ermöglicht. Dazu zählen klinische Rekonstruktionen des Mittelohrs, otoakustische Emissionen und passive wie aktive Prothesen. In der Reihe der zum Verständnis von Struktur-Funktions-Beziehungen des Ohrs benötigten Messtechniken wird die Laservibrometrie weiterhin eine entscheidende Rolle spielen.

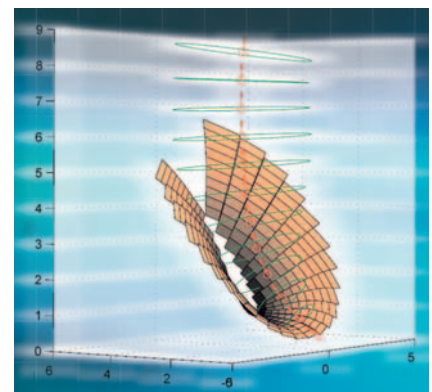


Bild 4: Mathematisches Modell des Trommelfells

AUTOR · KONTAKT

Prof. Sunil Puria, Ph.D.
Stanford University
Departments of Mechanical
Engineering and Otolaryngology-
Head and Neck Surgery
OtoBiomechanics Group
Stanford, CA 94305
puria@stanford.edu