

MECHANISCH-AKUSTISCHE ANALYSEN DES MITTELOHRS ZUR OPTIMIERUNG VON HÖRPROTHESEN: Aufbau Eines Computermodells

M. Ferrazzini¹, N. Dillier²

¹Institut für Biomedizinische Technik der Universität und ETH Zürich

²Klinik für Otorhinolaryngologie, Hals- und Gesichtschirurgie, Universitätsspital Zürich

ABSTRACT

After an implantation of a middle ear prosthesis the hearing loss is often not totally recovered. Depending on the type of the prosthesis there will be an Air/Bone-Gap of 20-30 dB.

One possible reason for this gap could be the suboptimal mechano-acoustical properties of the prosthesis.

Based on this hypothesis, research has been performed with the intention to better understand the middle ear physiology and to be able to make suggestions for an improved middle ear prosthesis design.

The analysis of the middle ear was performed with acoustical stimuli and an optical measurement device, a Scanning Laser Doppler Vibrometer (SLDV); 5 fresh temporal bones (max. 24 hour post mortem) were used. In particular, the incudo-malleolar joint mobility was analysed as well as the translational and rotational stapes footplate movement. Based on the measurement results, a virtual model of the middle ear was developed. The required geometrical information of the middle ear was collected using micro Computer Tomography (micro-CT) scans of a middle ear. With this model it will be possible to analyse the mechano-acoustical properties of middle ear prostheses (geometrical and material properties).

ZUSAMMENFASSUNG

Nach Mittelohrprothesen-Implantationen wird häufig der Schalleitungsverlust nicht vollständig behoben. Es bleibt ein vom Prothesentyp abhängiger Air/Bone-Gap von 20-30 dB. Mögliche Ursachen dafür könnten in suboptimalen mechanisch-akustischen Eigenschaften heutiger Prothesen zu finden sein. Aufbauend auf dieser Arbeitshypothese wurden Forschungsarbeiten durchgeführt, welche einerseits zu einem vertiefteren Verständnis der Mittelohrphysiologie und andererseits zu Vorschlägen für die verbesserte Gestaltung von Mittelohrprothesen führen sollen.

Für die Untersuchung der Mittelohrfunktion wurden akustischen Stimulatoren und optische (SLDV: Scanning Laser Doppler Vibrometer) Messmethoden benutzt. Die Messungen wurden an 5 frischen Felsenbeinen (maximal 24 Stunden post mortem) durchgeführt.

Insbesondere wurde die Beweglichkeit des Incudo-malleolaren Gelenkes untersucht sowie die translatorischen (Kolbenbewegung) und rotatorischen (Kippbewegung) Komponenten der Stapesfussplattenbewegung analysiert.

Mit diesen Messdaten werden dynamische virtuelle Mittelohrmodelle konstruiert, mit denen mechanische und akustische Eigenschaften unterschiedlicher Prothesen (z.B. Geometrie und

Materialkoeffizienten) analysiert werden können. Die dazu nötigen dreidimensionalen FEM-Computermodelle der zu analysierenden Strukturen wurden mittels Micro-CT-Aufnahmen von Felsenbeinen erstellt.

Einführung

Die chirurgische Behandlung einer Schallleitungsschwerhörigkeit umfasst oft den Ersatz von Gehörknöchelchen durch eine Prothese. Häufig verbleibt nach der Operation ein Schallleitungshörverlust (Air/Bone-Gap) von 20-30 dB [1]. Einer der möglichen Faktoren, der die Schallleitung bei rekonstruiertem Mittelohr beeinflussen kann, ist die mechanisch-akustische Eigenschaft der Prothese.

Ziel der Arbeit ist die Entwicklung eines Computermodells für die mechanisch-akustische Analyse des Mittelohrs.

Aus technischer Sicht kann man das Trommelfell als die Kopplung zwischen akustischer Welt (Aussenohr) und biomechanischem System (Mittelohr) betrachten, woraus die Idee einer mechanisch-akustischen Analyse entsteht (**Bild 1**).

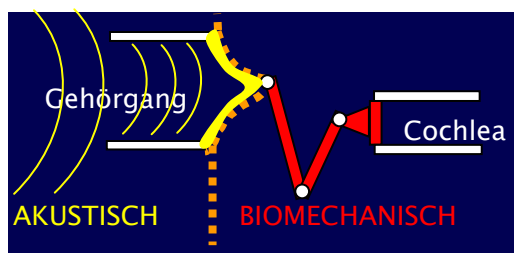


Bild 1: Funktionsskizze des Mittelohrs

Material/Methode

Geometrie

Für die Erstellung eines virtuellen Modells braucht es zuerst geometrische Daten im Computer. Für die Erfassung der komplexen 3D-Struktur des

Mittelohrs wurden verschiedene Techniken untersucht (histologische Schnitte, Magnetresonanz und Micro-CT). Die Auswahl fiel auf die Micro-CT Technik (μ CT 80, SCANCO MEDICAL AG, CH-8303 Bassersdorf). Diese erlaubt nämlich eine genügend feine räumliche Auflösung für die korrekte Darstellung der Gelenke und des Trommelfells.

Messwerte zur Modell-Validierung

Die erstellten Computermodelle müssen noch validiert werden, d.h. man muss die Simulationsresultate mit reellen Daten vergleichen, um zu prüfen, ob die Simulation realitätsnahe Bewegungen und Deformationen liefert.

Alle Daten für die Modellvalidierung werden mittels Scanning Laser Doppler Vibrometer (SLDV)-Technik aufgenommen (Scanning Vibrometer PSV-200, POLYTEC GmbH, D-76337 Waldbronn). Diese Technik erlaubt eine kontaktlose Analyse des Geschwindigkeitstatus einer Oberfläche (Schwingungsgeschwindigkeit und Phasendifferenz bezüglich Schallsignal) [2]. Merkmale des benutzten Messsystems sind: kleine räumlich Auflösung ($5\mu\text{m}$), kleinste messbare Geschwindigkeit: $0.5\mu\text{m/s}$, Messzeit: 10ms/Punkt.

Alle SLDV-Messungen wurden in vitro am frischen menschlichen Felsenbein durchgeführt. Die 5 benutzten Felsenbeine wurden innerhalb 24 Stunden postmortem entnommen und anschliessend für die Messungen vorbereitet.

Als Stimulus wurde Schalldruck in Form eines Multisinussignals (200 Hz- 8000 Hz) mit verschiedenen Intensitäten (70, 80 ,90 dB SPL) benutzt.

Resultate

Geometrie

Wie bekannt, ist bei der CT-Technik die Erfassung von Weichteilen schwierig (vor allem bei dünnen Strukturen wie z.B. dem Trommelfell). Um das Weichteil-Kontrastvermögen zu erhöhen, wurde das Präparat mit einer Silber-Lösung (50% wässrige Lösung mit AgO_3) behandelt. Damit perfundieren die schweren Ag^+ -Ionen in die Weichteile und der Röntgenstrahlen-Absorptionskoeffizient wird erhöht.

In **Bild 2** ist eine 3D-Rekonstruktion mittels dieser Technik sichtbar. Zu bemerken ist die hohe Qualität der Trommelfell-Wiedergabe.

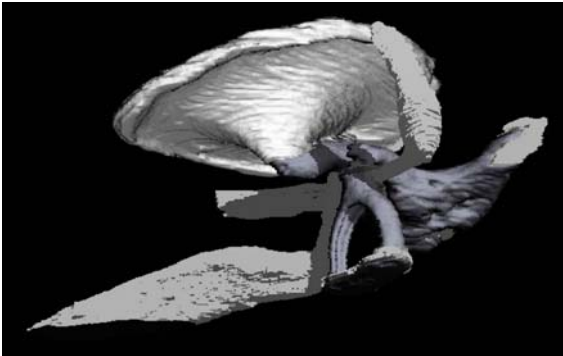


Bild 2: Micro-CT Rekonstruktion des Mittelohrs

Computermodell

Computerprogramme, die eine mechanisch-akustische Analyse erlauben, sind unter dem Namen "Finite Element Methode (FEM)" bekannt.

Diese Programme vernetzen das in kleine Elemente zerlegte, zu analysierende Volumen und diskretisieren die mechanischen Bewegungsgleichungen, sodass es möglich wird, die Deformationen und Bewegungen der einzelnen Elemente zu berechnen. In **Bild 3** wird eine solche Volumenvernetzung am Beispiel der Ossikelkette gezeigt.

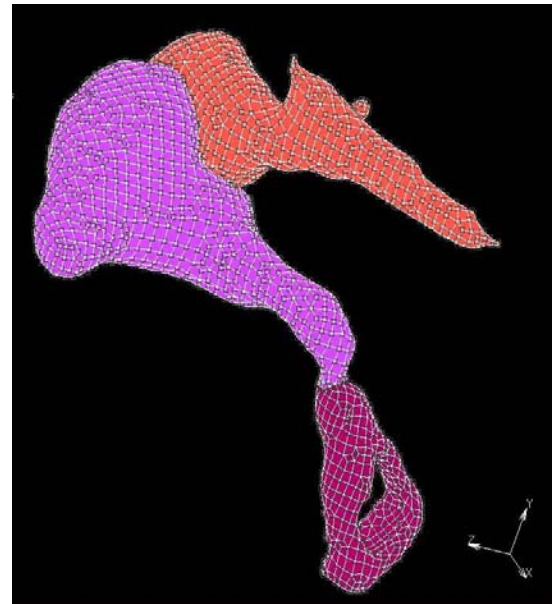


Bild 3: Ossikelvernetzung

Incudo-malleolares Gelenk

Das dynamische Verhalten des Incudo-malleolaren Gelenkes wurde untersucht.

In der Literatur [3-6] findet man, dass dieses Gelenk unter physiologischem Schalldruck nicht beweglich ist, obwohl dynamische Untersuchungen im physiologischen Bereich nicht durchgeführt wurden.

Die Analyse der Gelenkoberfläche (**Bild 4**) zeigt eine Beweglichkeit über alle Frequenzen. In **Bild 5** wird die deutliche Oberflächenbiegung bei 3 kHz gezeigt. Ähnliche Gelenkdeformationen sind über den ganzen Frequenzbereich zu sehen.

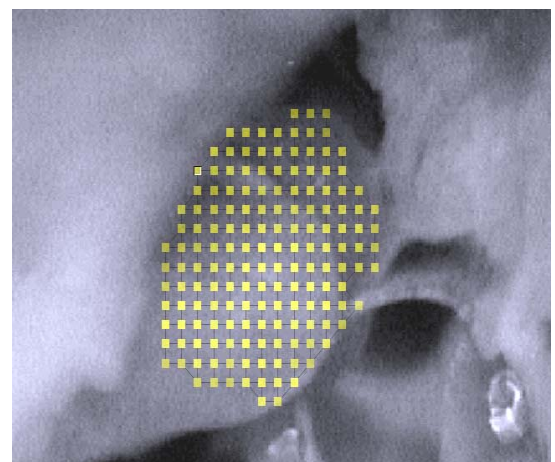


Bild 4: Gelenkmessoberfläche

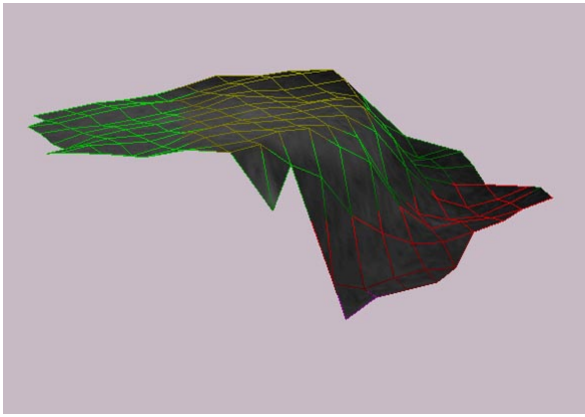


Bild 5: Biegung der Gelenkoberfläche, 3kHz, 80 dB

Die Tatsache, dass das Gelenk beweglich ist, hat einen grossen Einfluss auf das Modellieren. Malleus und Incus müssen durch eine dünne Schicht von Weichgewebe getrennt werden und können somit nicht als ein einziger Körper gebildet werden.

Stapes-Beweglichkeit

Da der Stapes als Eingangstür zum Innenohr betrachtet werden kann, wurde seine Beweglichkeit besonders gut untersucht. Eine neue Methode wurde entwickelt, die die Analyse der verschiedenen Bewegungskomponenten erlaubt. Für ein erstes Modell wurde nur die Stapesbeweglichkeit im Fall der drainierten Cochlea analysiert. Die Effekte der cochleären Last werden erst in einer zweiten Phase ins Modell eingebracht.

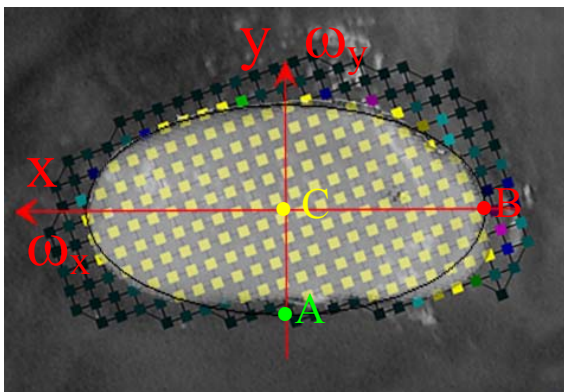


Bild 6: Stapes Fussplatte-Messoberfläche, mit Extrempunkten A, B, C.

Die Oberfläche der Stapesfussplatte wurde mit SLDV gescannt (**Bild 6**) und die Geschwindigkeiten jedes Messpunktes gespeichert. Nach den Gesetzen der Mechanik ist es möglich, die Geschwindigkeit der Messpunkte in ihre Komponenten zu zerlegen. Jeder freie Starrkörper besitzt 6 Freiheitsgrade (3 translatorisch und 3 rotatorisch), die aufgrund geometrischer Einschränkungen reduziert werden können. Im Fall der Stapesfussplatte erlauben die geometrischen Randbedingungen nur eine Translation und zwei Rotationen.

Es wurde bestätigt [7-9], dass die Stapes-Beweglichkeit aus einer Translation (die bekannte Kolbenbewegung) und zwei Rotationen (Kippbewegungen) um die Hauptachse der Stapesfussplatte besteht. Die drei Bewegungskomponenten wurden auch quantitativ berechnet. Um die Rotationsgeschwindigkeiten (Winkelgeschwindigkeit um die Rotationsachse in [rad/s]) mit der Translationsgeschwindigkeit (in [m/s]) vergleichen zu können, wurden die Geschwindigkeitskomponenten für die Extrempunkte A, B, C berechnet (**Bild 6**). Man bemerkt, dass die Translationsgeschwindigkeit etwa um 20 dB grösser als die beiden Rotationskomponenten ist und dass ab ca. 3 kHz die Rotationsgeschwindigkeit um die kleine Rotationsachse relativ zu den anderen Komponenten grösser wird (**Bild 7**).

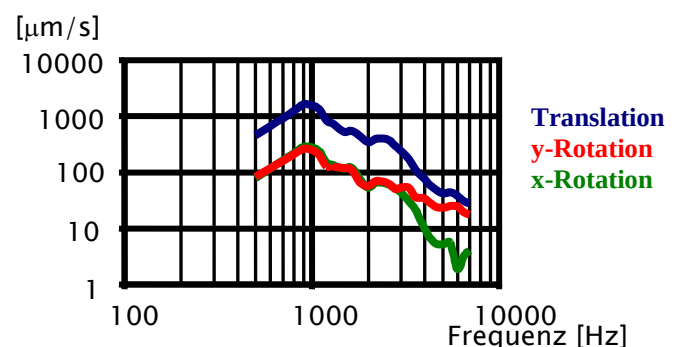


Bild 7: 3-Geschwindigkeitskomponenten für Extrempunkte

Diskussion

Die Anwendung der FEM-Technik auf biologische Systeme wird erschwert durch die Tatsache, dass Computermodelle, zusätzlich zu korrekten geometrischen Angaben der zu untersuchenden Struktur Materialparameter wie Dichte, Masse, Elastizitätsmodul, Dämpfungswerte, usw. benötigen.

Es ist klar, dass die meisten Materialparameter für die verschiedenen Weichteile nicht direkt gemessen werden können (wie könnte man z.B. die Dichte der Weichteile des Incudo-Malleolaren Gelenkes messen?).

Dieses Problem wird durch Abschätzung und rekursive Verfeinerung der Parameter gelöst.

Für die Parameterabschätzung benutzt man die in der Literatur publizierten Werte für ähnliche Strukturen (Knochen, Bänder, Sehnen) [10]. Mit dem so gebildeten Computermodell werden dann einige Musterfälle simuliert, für die Messwerte vorhanden sind. Für den zweiten Schritt (rekursive Verfeinerung) werden die simulierten Resultate mit den relativen Messungen verglichen und die verschiedenen Materialparameter justiert, bis der Unterschied zwischen Simulation und Messung einen bestimmten minimalen Wert erreicht (**Bild 8**).

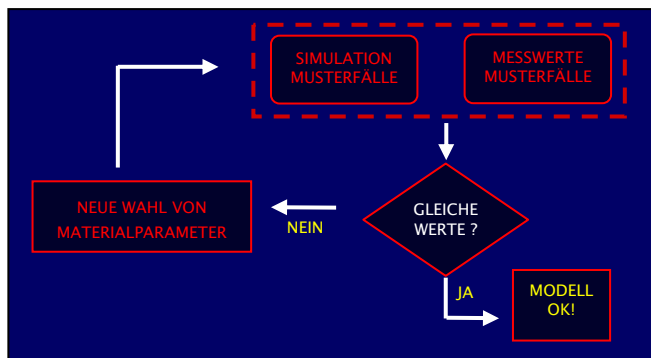


Bild 8: Anpassungskreislauf für Materialparameter

Als Schlussresultat des rekursiven Verfahrens bekommt man ein optimiertes Computermodell des

Mittelohrs. Damit entsteht ein leistungsfähiges Werkzeug für Mittelohruntersuchungen, mit dem verschiedene Aspekte analysiert werden können, wie z.B.:

Optimierung von Mittelohrprothesen

Untersuchung von pathologischen Veränderungen

Untersuchung der Auswirkung von chirurgischen Eingriffen.

Danksagung

Ein besonderer Dank geht an Herrn Prof. P.Niederer (Institut für Biomedizinische Technik an der ETH-Zürich), an Frau Dr. H.Felix und Frau Dr. A.Pollak (Morphologisches Forschungslabor an der ORL-Klinik, Universitätsspital Zürich) sowie an Dr. A.Huber (ORL-Klinik, Universitätsspital Zürich), ohne deren Hilfe dieses Projekt nicht durchführbar gewesen wäre.

LITERATURVERZEICHNIS

- [1] Fisch U. Tympanoplasty and Stapedectomy. Thieme Verlag Stuttgart; 1980.
- [2] Vogel U, Zahnert T, Hofmann G, Offergeld C, Hüttenbrink KB. Laser Vibrometry of the Middle Ear: Opportunities and Limitations. Proceedings of the International Workshop on Middle Ear Mechanics in Research and Otosurgery, Dresden, Germany, 1996.
- [3] Gundersen T, Hogmoen K. Holographic Vibration analysis of the Ossicular Chain. Acta Otolaryngol 1976;82:16-25.
- [4] Cancura W. On the statics of the malleus and incus and on the function of the malleus-Incus joint. Acta Otolaryngol 1980;89:342-344.

- [5] Marquet J. The incudo-malleal joint. The Journal of Laryngology and Otology 1981;95:543-565.
- [6] Hüttenbrink KB. The Mechanics of the Middle-Ear at Static Air Pressure: the Role of the Ossicular Joints, the Function of the Middle-Ear Muscles and the Behaviour of Stapedial Prostheses. Acta-Otolaryngol-Suppl. 1988; 4511-35.
- [7] Gyo K, Aritomo H, Goode R. Measurement of the Ossicular Vibration Ratio in Human Temporal Bones by Use of a Video Measuring System. Acta Otolaryngol (Stockh), 1987;103:87-95.
- [8] Heiland K, Goode R, Asai M, Huber A. A Human Temporal Bone Study of Stapes Footplate Movement. The American Journal of Otology 1999;20:81-86.

- [9] Asai M, Huber A, Goode R. Analysis of the Best Site on the Stapes Footplate for Ossicular Chain Reconstruction. Acta Otolaryngol (Stockh) 1999;119:356-361.
- [10] Fung Y. Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues. Springer-Verlag 2nd ed.

Korrespondenzadresse:

Mattia Ferrazzini

ORL-Klinik, Universitätsspital

CH-8091 Zürich

e-mail: mattia.ferrazzini@orl.usz.ch