

FEM-Simulation des gesunden und rekonstruierten Mittelohrs

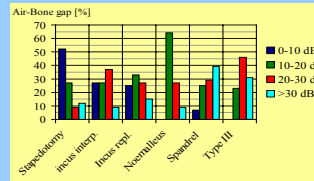
Mattia Ferrazzini, Alex Huber, Norbert Dillier
ORL-Klinik, Universitätsspital Zürich, Schweiz

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.

Verschiedene Faktoren können die Schallleitung bei rekonstruiertem Mittelohr beeinflussen:

- chronische Otitis
- postoperative Vernarbung
- postoperative Verschiebung der Prothese
- Biokompatibilitätsfaktor
- **mechanisch-akustische Eigenschaften der Prothese**



Postoperative Air-Bone Gap nach Rekonstruktionstechnik

Effektiver postoperativer Air-Bone Gap für verschiedene Rekonstruktionstechniken 3 Jahre nach der Implantation.

Patientenanzahl:

- Stapedotomie: n = 330
- Incus Interp.: n = 22
- Incus repl.: n = 24
- Neomalleus: n = 23
- Spandrel: n = 28
- Type III: n = 26

Methode

Mechanisch-akustische Analyse: Eine Methode zur Verbesserung der Mittelohrprothesen

dynamische Analyse: Berücksichtigung des dynamischen Verstärkungsfaktors bei akustischer Anregung

3D-Analyse: komplexe 3D-Bewegung der intakten und rekonstruierten Ossikelkette

virtuelle Modelle: Untersuchung von parametrischen Änderungen (Knochendichte, E-Modul von Weichteilen, Prothesenmaterialien,...)

=> FEM: Methode der Finiten Elemente

Folgende 5 Punkte sind zu berücksichtigen bei der Arbeit mit FEM:

- 1) Wahl der zu analysierenden Parameter
- 2) **Geometrieerfassung**
- 3) Materialeigenschaften
- 4) Anfangs- und Randbedingung
- 5) **Validierung des Modells durch experimentelle Daten**

Geometrieerfassung

3 Techniken wurden analysiert

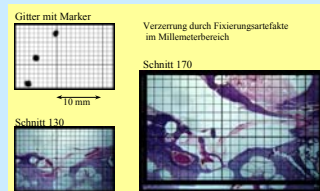
• Histologische Schnitte

Vorteile:

Alle Strukturen sichtbar

Nachteile:

- µm-Genauigkeit nur in einer Dimension
- mm-Verzerrung durch Präparation
- Arbeiten nur am fixierten Präparat
- Segmentierung nur manuell möglich



Schnitt jede 20 µm, gefärbt jeder 10. Schnitt
3 Markierungslöcher

• Klinisches MRI

Vorteile:

Alle Strukturen sichtbar

Nachteile:

- Maximale Voxel -Auflösung 100x100x300 µm
- Lange Messzeit (> 10h)
- Arbeiten nur am fixierten Präparat
- Segmentierung nur manuell möglich

• Micro-CT¹

Vorteile:

- Alle Strukturen sichtbar
- µm-Genauigkeit in allen Dimensionen
- Arbeiten am frischen Präparat möglich
- Knochensegmentierung automatisch

Nachteile:

- Weichteilesegmentierung nur manuell möglich

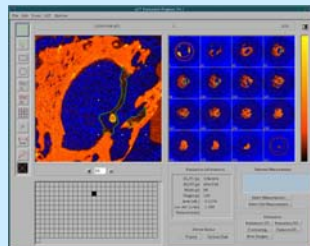


Bild aus Micro-CT Evaluationsprogramm

¹ µCT 80, SCANCO MEDICAL AG, CH-8303 Bassersdorf

Validierung des Modells durch experimentelle Daten

Laser Doppler Scanning Vibrometer: LDV²

Alle Daten für die Modellvalidierung werden mit LDV-Technik aufgenommen. Diese Technik erlaubt eine kontaktlose Analyse des Geschwindigkeitstatus von irgendeiner Oberfläche (Schwingungsgeschwindigkeit und Phasendifferenz bezüglich Schallsignal).

• Merkmale:

- Erregungssignal: Multisinus, 31 Frequenzen, 80/90/100 dB SPL
- Laserquelle: He-Ne, λ=632.8 nm, I<1 mW
- Räumliche Auflösung: 5 µm
- Kleinste messbare Geschw.: 0.5 µm/s



LDV Flächen Scan

Alle LDV-Messungen werden in vitro am Felsenbein durchgeführt. Entnommene Felsenbeine werden in Cyalitlösung bei 5°C aufbewahrt und spätestens 3 Tagen post mortem gemessen. Die hier dargestellten Daten beziehen sich auf ein einziges Felsenbein.

• Stapesbewegung (ohne cochleäre Last):

Zerlegung der Geschwindigkeit nach Hauptachsenkomponenten, die den Freiheitsgraden entsprechen: **2 Rotationen** (um x- und y-Achse) und **1 Translation** (z-Achse).

Formel für den Geschwindigkeitstatus eines Starrkörpers:

$$\vec{v} = \vec{v}_i + \vec{\omega} \times \vec{r}$$

$$\Rightarrow \vec{v}_z = \vec{v}_i + \vec{\omega}_x \cdot \vec{r}_y - \vec{\omega}_y \cdot \vec{r}_x$$

($\vec{v}_i$, $\vec{\omega}_x$, $\vec{\omega}_y$: gesuchte Geschwindigkeiten)

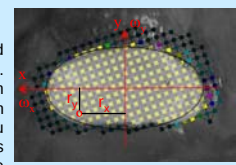
zu lösendes Gleichungssystem:

$$\begin{cases} v_{z1} = v_i + \omega_x \cdot r_{y1} - \omega_y \cdot r_{x1} \\ v_{z2} = v_i + \omega_x \cdot r_{y2} - \omega_y \cdot r_{x2} \\ v_{z3} = v_i + \omega_x \cdot r_{y3} - \omega_y \cdot r_{x3} \end{cases}$$



Stapes & xz-Ebene

Für die Lösung des Systems sind mindestens 3 Messpunkte notwendig. Deren Koordinaten (r_x , r_y) sind aus dem LDV-Videobild entnommen. Um den Fehler beim Koordinateneinlesen zu minimieren, wird ein überdeterminiertes System gelöst. Dazu wurden 20 Punkte benutzt.



LDV-Videobild: Messebene mit Messpunkten

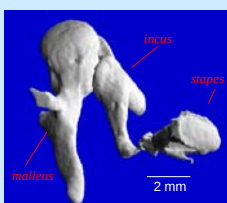


Stapes & xy-Ebene

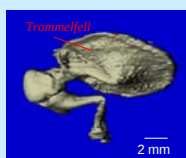
² Scanning Vibrometer PSV-200, POLYTEC GmbH, D-76337 Waldbronn

Resultate

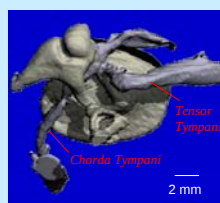
Micro-CT



Ossikelkette ohne Weichteile
Voxelauflösung: 35x35x35 µm

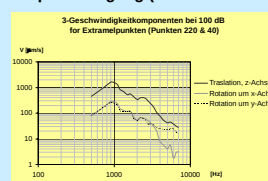


Ossikelkette mit Trommelfell
Voxelauflösung: 65x65x65 µm



Chorda Tympani, Tensor Tympani
und Trommelfell sind deutlich sichtbar
Voxelauflösung: 65x65x65 µm

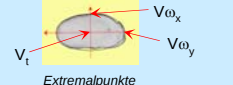
Stapesbewegung (ohne cochleäre Last)



Frequenzverlauf der Geschwindigkeiten für Extrempunkte

Geschwindigkeit auf den 3 Hauptachsen					Geschwindigkeiten für Extrempunkte				
V _i	ω _x	ω _y	Frequency		V _i	V _{ωx}	V _{ωy}		
[m/s]	[rad/s]	[rad/s]	[Hz]		[mm/s]	[mm/s]	[mm/s]		
0.000118	0.0239	0.0130	500		118	18	20		
0.000486	0.0202	0.0499	1000		486	77	75		
0.00097	0.0218	0.0121	2000		97	18	18		
0.000991	0.0201	0.0098	3000		91	15	15		
0.000028	0.0077	0.0056	4000		28	6	8		
0.000014	0.0074	0.0049	5000		14	6	7		
0.000012	0.0031	0.0041	6000		12	2	6		
0.000028	0.0021	0.0037	7000		8	3	5		

Geschwindigkeitskomponenten auf den 3 Hauptachsen und für Extrempunkte



Extrempunkte

Schlussfolgerungen

Für die Geometrieerfassung wird die Micro-CT Technik gewählt. Die Bildqualität (Auflösung und Informationen über die verschiedenen Strukturen) ist bedeutend besser als bei den anderen Techniken. Auf der Basis dieser 3D-Bilder wird die Vernetzungsstruktur für die FEM-Berechnungen modelliert.

Die LDV-Technik scheint im Moment die einzige berührungslose Methode zur Analyse der Gehörknöchelchenbeweglichkeit (10kHz Frequenzband, Geschwindigkeit in µm/s-Bereich) zu sein.

Die LDV-Messungen am Stapes haben bestätigt, dass bei hohen Frequenzen die Rotationsbewegung um die kleine Achse eine bedeutende Rolle spielt. Zusätzlich wurden auch die Bewegungen der Stapesfußplatte quantitativ berechnet. Vergleichbare Resultate wurden bei 80, 90 und 100 dB SPL Erregungssignal gefunden. Die Tatsache, dass der Stapes nicht nur eine Kolben-Bewegung ausführt, soll bei der FEM-Simulation berücksichtigt werden.