

FEM-Simulation des gesunden und rekonstruierten Mittelohrs

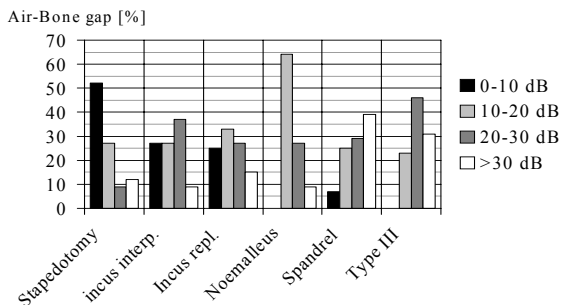
Mattia Ferrazzini, Alex Huber, Norbert Dillier
Universitätsspital Zürich, ORL-Klinik, Frauenklinikstr. 24, CH-8091 Zürich

Einführung

Die chirurgische Behandlung einer Schalleitungsschwerhörigkeit umfasst oft den Ersatz von Gehörknöchelchen durch eine Prothese. Häufig verbleibt nach der Operation ein Schalleitungshörverlust (Air/Bone-Gap) von 20-30 dB.

Verschiedene Faktoren können die Schalleitung 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:

Spandrel: 28	Stapedotomy: 330
Neomalleus: 23	Incus Interposition: 22
Type III: 26	Incus replacement & stapedotomy: 24

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

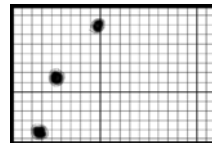
Vorteile:

Alle Strukturen sichtbar

Nachteile:

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

Gitter mit Marker

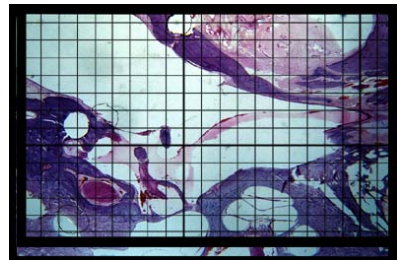


Verzerrung durch Fixierungsartefakte im Millimeterbereich

Schnitt 130



Schnitt 170



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-CT

Vorteile:

Alle Strukturen sichtbar

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

Nachteile:

Weichteilesegmentierung nur manuell möglich

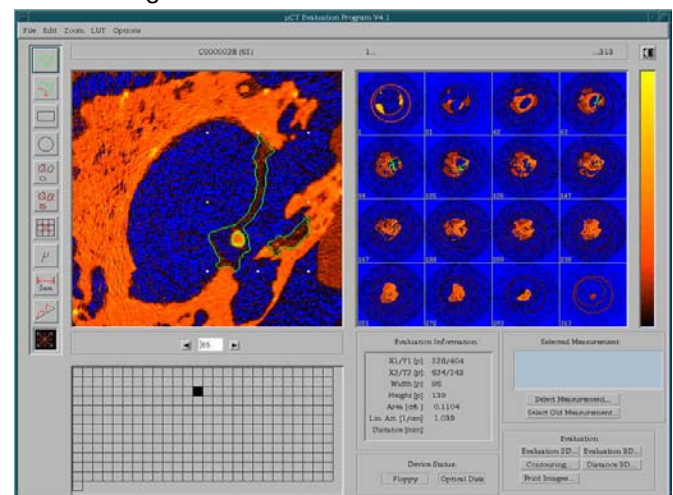


Bild aus Micro-CT Evaluationsprogramm

Validierung des Modells durch experimentelle Daten

Laser Doppler Scanning Vibrometer: LDV

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).

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)

1 Translation (z-Achse)

Formel für den Geschwindigkeitstatus

eines Starrkörpers: $\vec{v} = \vec{v}_t + \vec{\omega} \times \vec{r}$

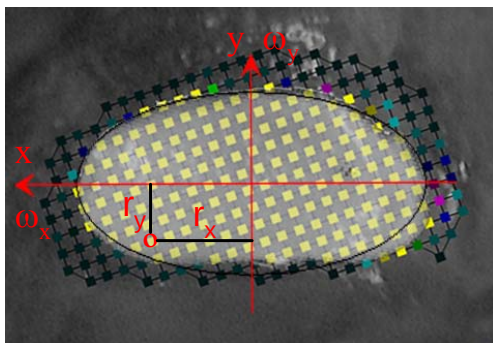
$$\Rightarrow \vec{v}_z = \vec{v}_t + \vec{\omega}_x \cdot \vec{r}_y - \vec{\omega}_y \cdot \vec{r}_x$$

mit v_t, ω_x, ω_y : gesuchte Geschwindigkeiten

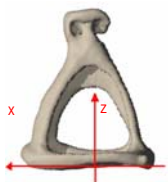
zu lösendes Gleichungssystem:

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

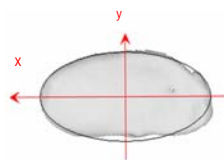
Für die Lösung des Systems sind mindestens 3 Messpunkte notwendig. Deren Koordinaten (r_x, r_y) sind aus dem LDV-Video bild entnommen. Um den Fehler beim Koordinateneinlesen zu minimieren, wird ein überdeterminiertes System gelöst. Dazu wurden 20 Punkte benutzt.



LDV-Video bild: Messebene mit Messpunkten



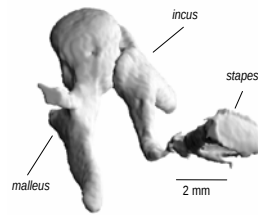
Stapes & xz-Ebene



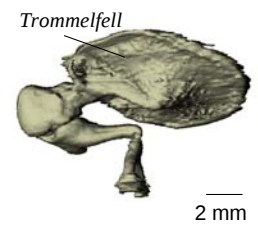
Stapes & xy-Ebene

Resultate

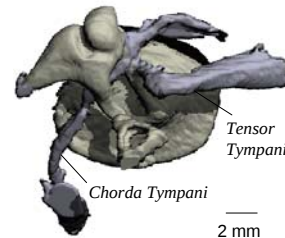
Micro-CT



Ossikelkette ohne Weichteile
Voxelauflösung: 35x35x35µm



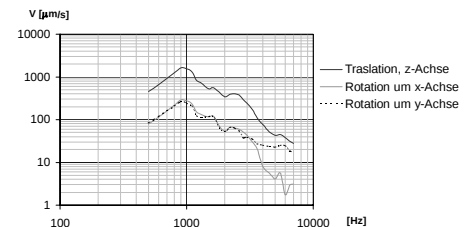
Ossikelkette mit Trommelfell
Voxelauflösung: 65x65x65µm



Chorda Tympani, Tensor Tympani und Trommelfell sind deutlich sichtbar, Voxelauflösung: 65x65x65µm

Stapesbewegung (ohne cochleäre Last)

3-Geschwindigkeitskomponenten bei 100 dB
for Extramelpunkte (Punkten 220 & 40)



Frequenzverlauf der Geschwindigkeiten für Extramelpunkte

Geschwindigkeit auf der 3 Hauptachsen				Geschwindigkeiten für Extramelpunkte		
v_t [m/s]	ω_x [rad/s]	ω_y [rad/s]	Frequency [Hz]	v_t [mm/s]	$v_{\omega x}$ [mm/s]	$v_{\omega y}$ [mm/s]
0.000118	0.0239	0.0130	500	118	18	20
0.000486	0.1020	0.0499	1000	486	77	75
0.000097	0.0218	0.0121	2000	97	16	18
0.000091	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
0.000008	0.0021	0.0037	7000	8	2	5

Geschwindigkeitkomponenten auf den 3 Hauptachsen
und für Extramelpunkte

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.

Für weitere Information:

Mattia Ferrazzini

ORL Klinik, UniversitätsSpital

CH-8091 Zürich, Schweiz

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