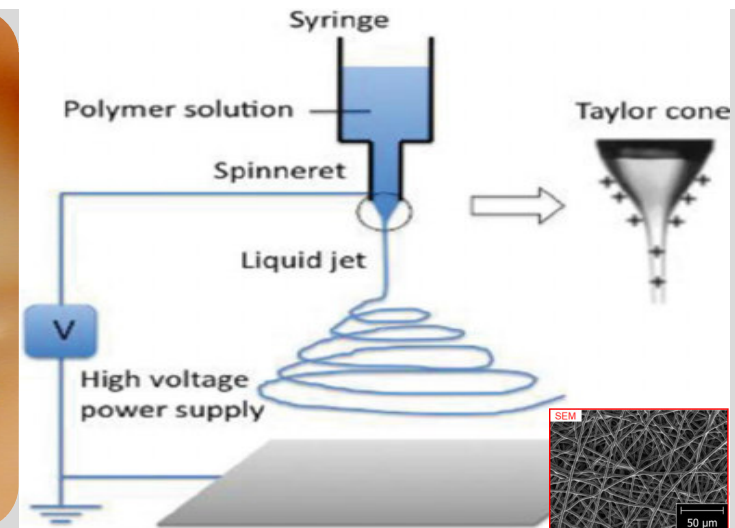
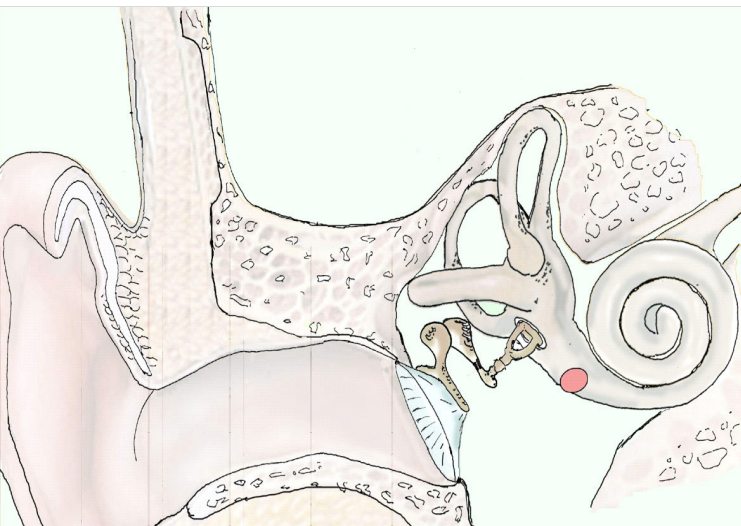


Funktionale Rekonstruktion des humanen Mittelohres

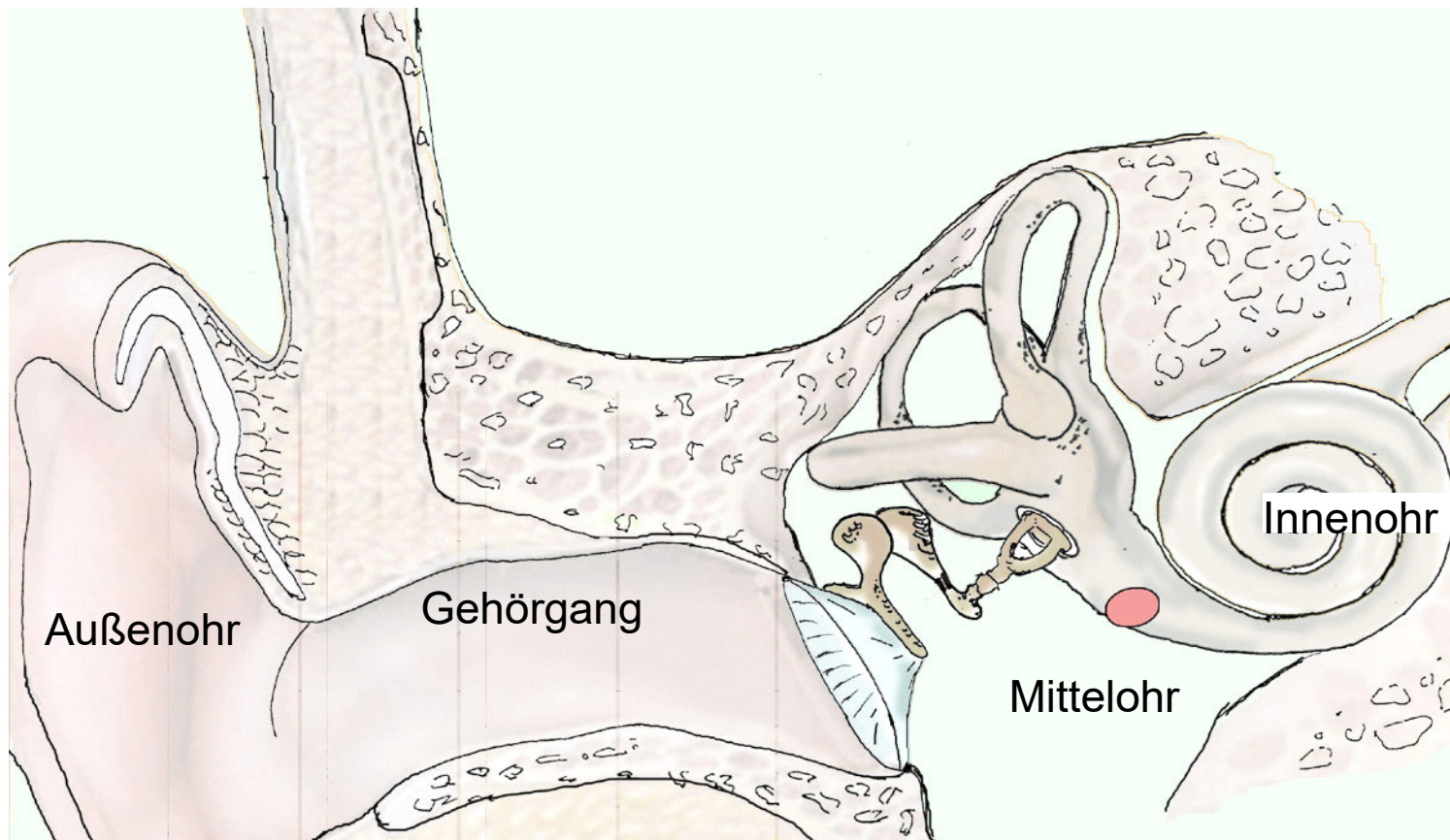
Matthias Bornitz, T. Stoppe, S. Oßmann, Z. Chen, M. Neudert, T. Zahnert

Dresden, 11.11.2021

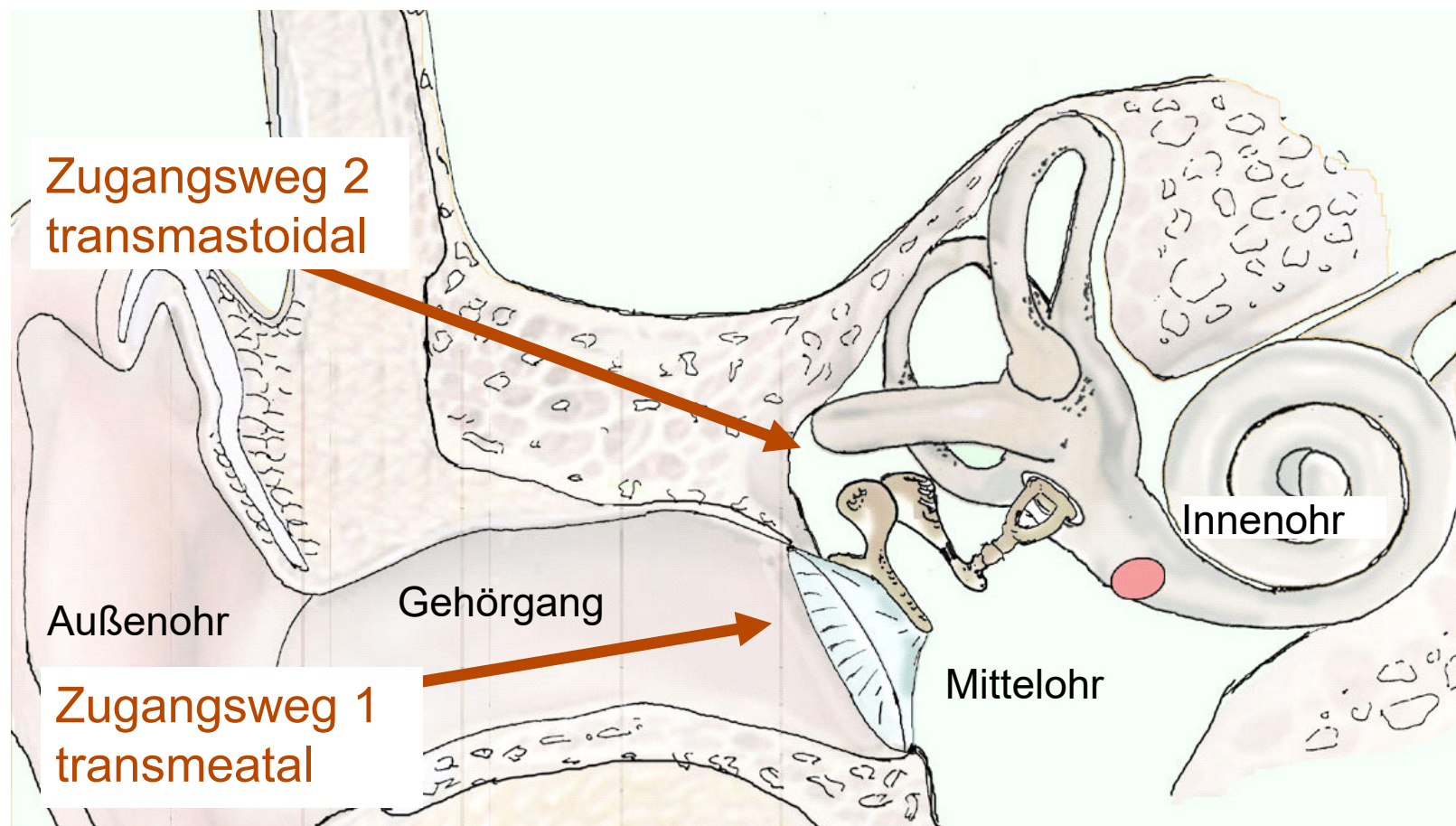


- Anatomie, Hörphysiologie, Mittelohrrekonstruktion
- Neue Prothesenkonzepte
- Neue Trommelfell Ersatzmaterialien

Anatomie

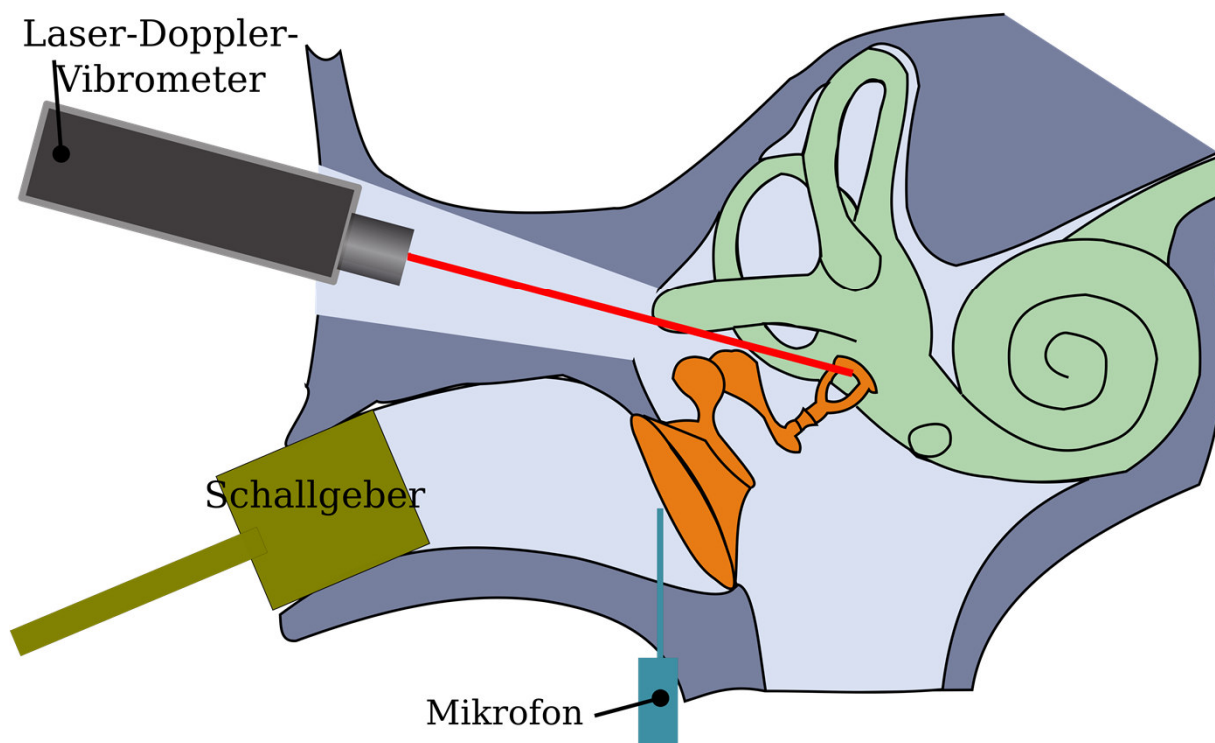


Chirurgische Zugangswege

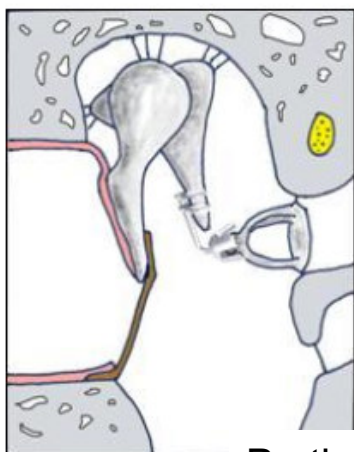


Charakterisierung der Mittelohrfunktion

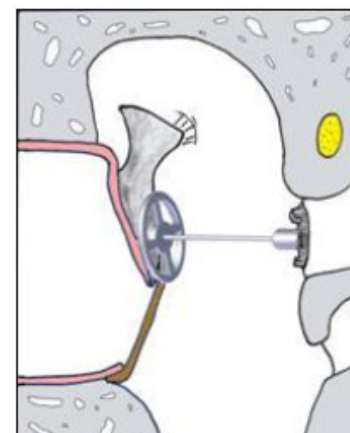
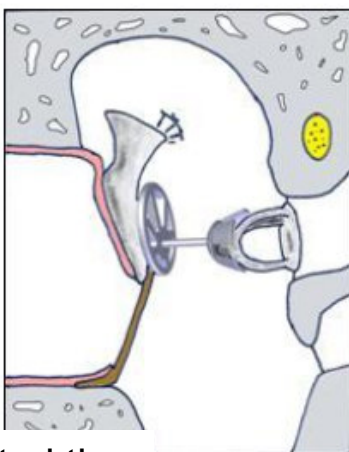
Mittelohr-Übertragungsfunktion bei Schallanregung



Mittelohrrekonstruktion



Partielle Rekonstruktion



Totale Rekonstruktion

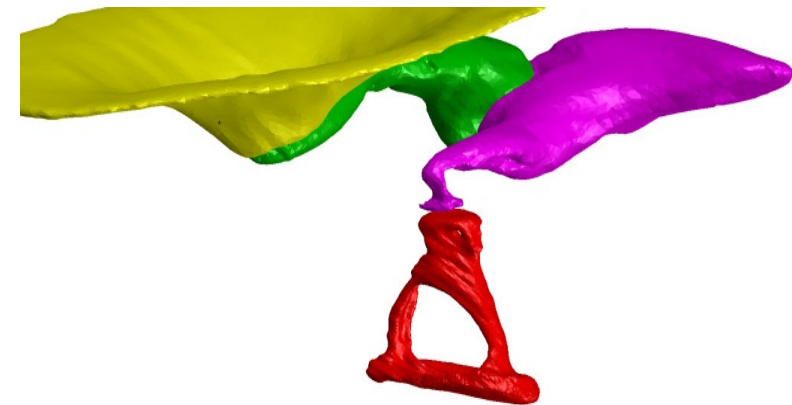
PORP
Partial Ossicular Replacement Prosthesis

TORP
Total Ossicular Replacement Prosthesis



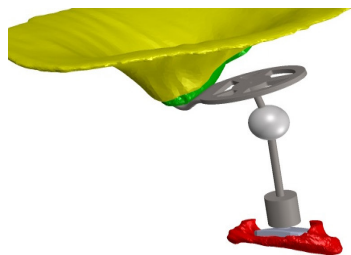
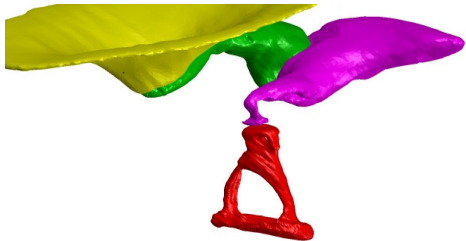
Medizinische Anforderungen

- Gute Schallübertragung
- Stabilität bei quasi statischen Belastungen
- Variable Länge bzw. Gelenk
- Einfache Handhabung
- Preiswert
- Biokompatibel



Neue Prothesenkonzepte

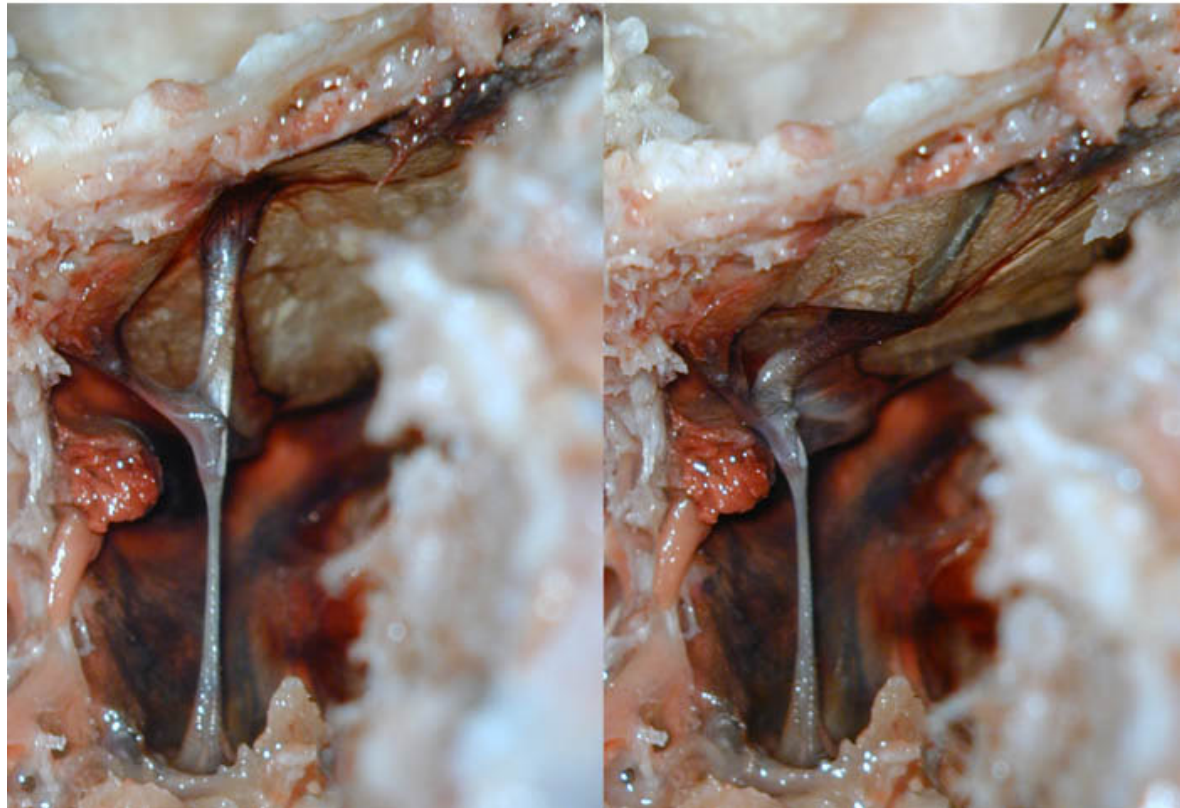
Übersetzte Anforderungen / Vorgaben



Prothese mit Gelenk
bzw. „variabler“ Steifigkeit

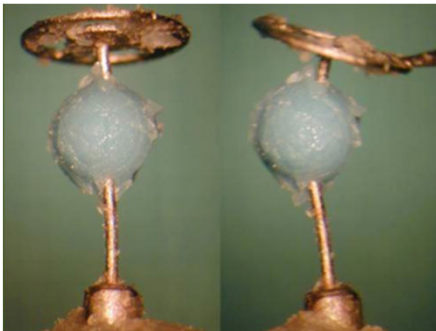
- Bauraum: Durchmesser Kegel ca. 1 mm auf 3 mm, Länge: ca. 5 mm
 - Biokompatibel (bereits zugelassenes bzw. verwendetes Material)
 - max. Fertigungskosten ca. 30 € bei 30.000 Stück jährlich (weltweit)
- Mechanische Anforderungen:
1. Dynamischer Bereich 100 – 6000 Hz
 - $F = 0,1 \dots 3 \text{ mN}$ (94...124 dB SPL)
 - keine Resonanz bis 6000 Hz
 - $c = 7000 \dots 21000 \text{ N/m}$ (bei 5...15 mg Prothesenmasse); bei hoher Dämpfung geringere Steifigkeit
 - Dyn. c mind. 10.000 N/m (Betrag der komplexen Steifigkeit inkl. Dämpfung)
 2. Quasi-statischer Bereich $< 1 \text{ Hz}$
 - $F = 5 \text{ mN}$ (bis ca. 200 mN)
 - $C = 10 \dots 50 \text{ N/m}$
 - Bei 5 mN bis 0,5 mm Längenänderung
 - max. ca. 1 mm reversible Wegänderung

Vorbild Columella



Mittelohr des Strauß
Ohne (links) und mit (rechts)
Statischer Belastung

TORP mit viskoelastischem Element (Silikon)



Anforderung:

dynamisch $F = 0,1 \dots 3 \text{ mN}$

$c = 7000 \dots 21000 \text{ N/m}$

statisch $F = 5 \dots 200 \text{ mN}$

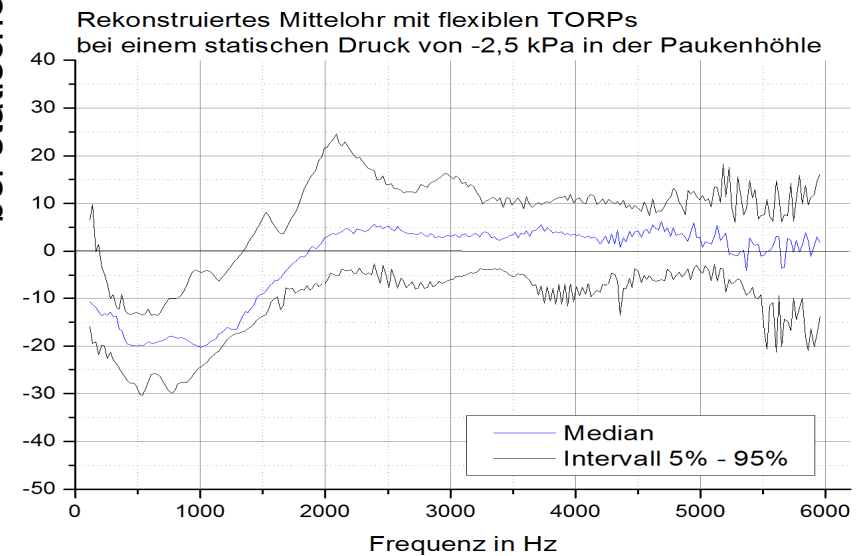
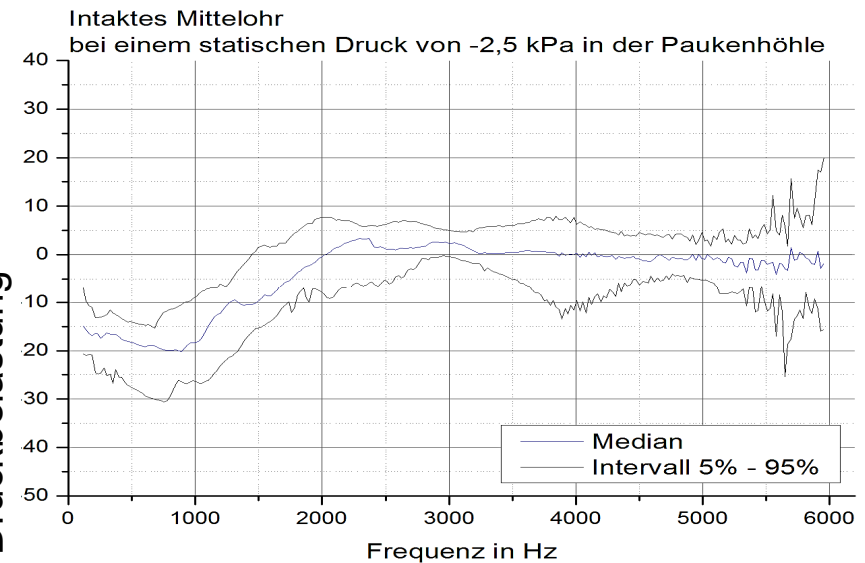
$C = 10 \dots 50 \text{ N/m}$



dynamische Steifigkeit

$$\frac{F}{x} = c + j\omega d$$

Änderung der Mittelohrübertragungsfunktion
bei statischer Druckbelastung



Festkörpergelenk aus Nitinol

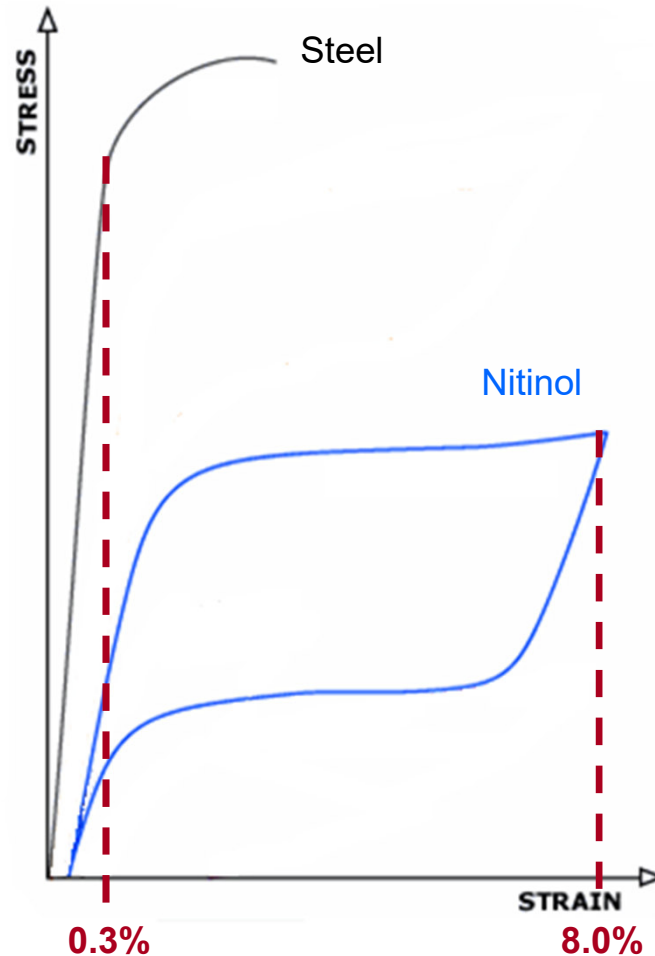
Anforderung:

dynamisch $F = 0,1 \dots 3 \text{ mN}$

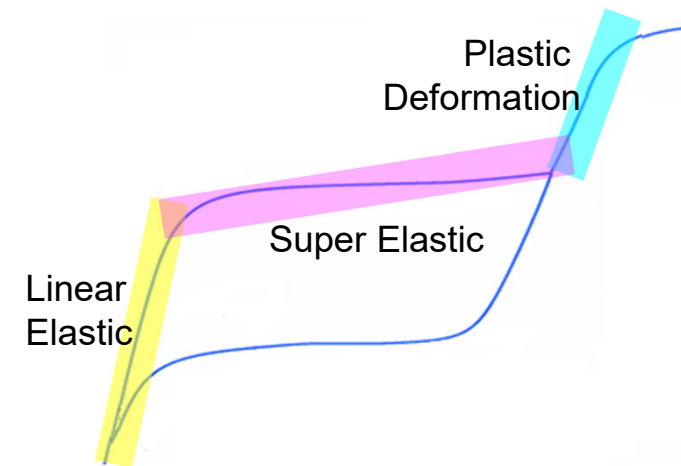
$c = 7000 \dots 21000 \text{ N/m}$

statisch $F = 5 \dots 200 \text{ mN}$

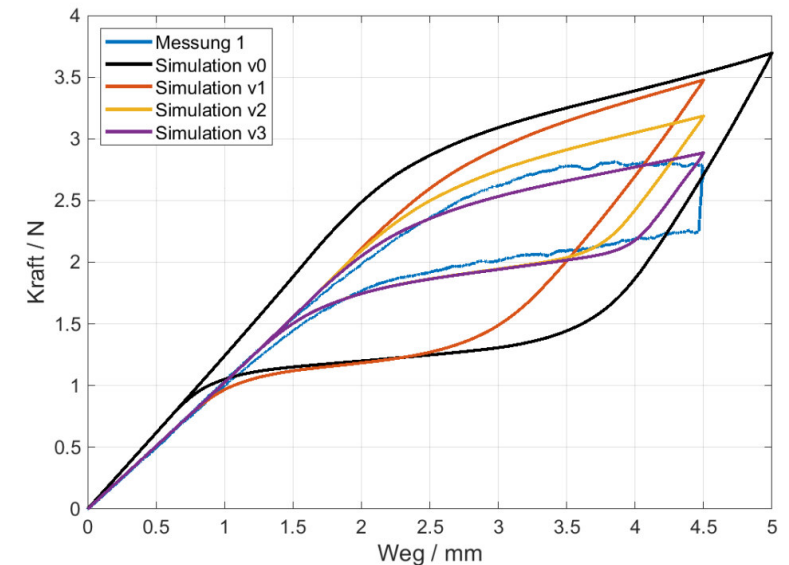
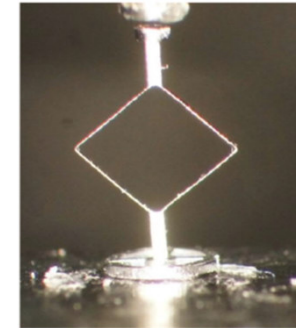
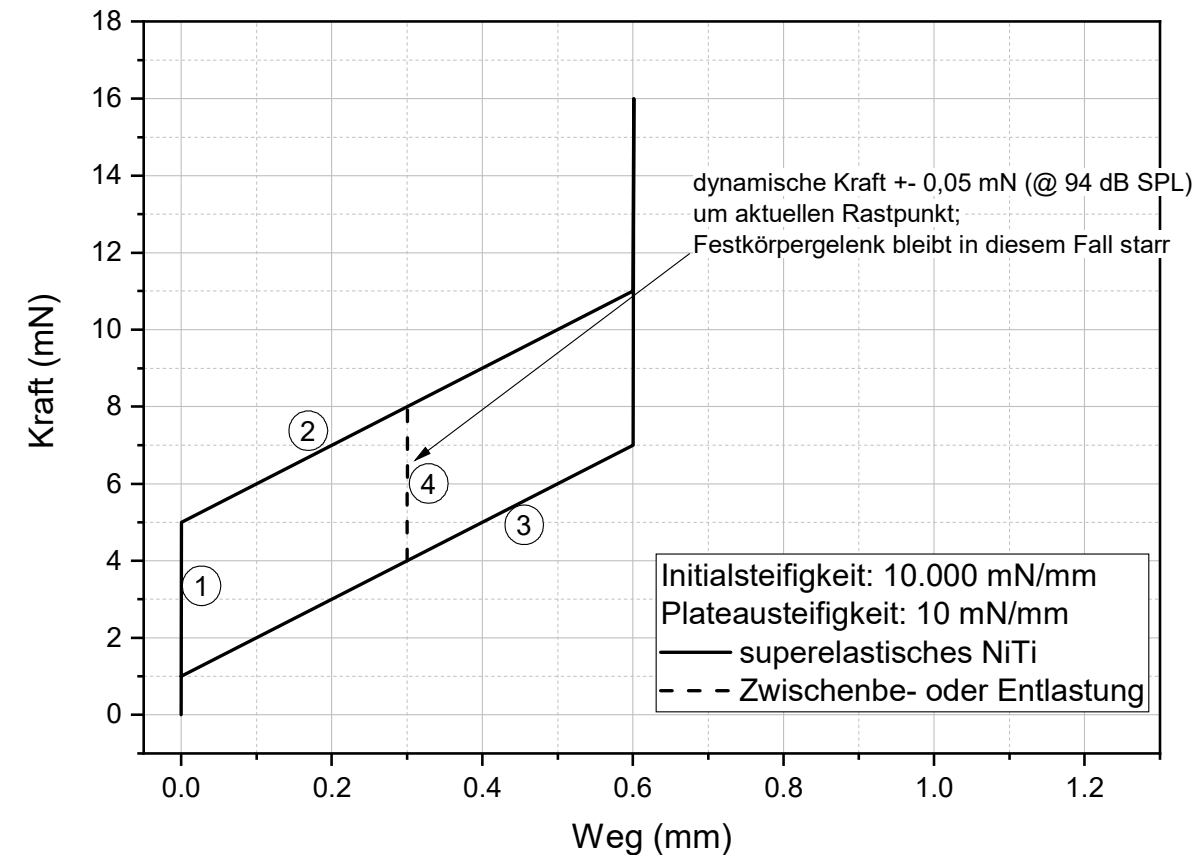
$C = 10 \dots 50 \text{ N/m}$



- Zwei Bereiche unterschiedlicher Elastizität
- Große elastische Dehnung $\sim 8\%$



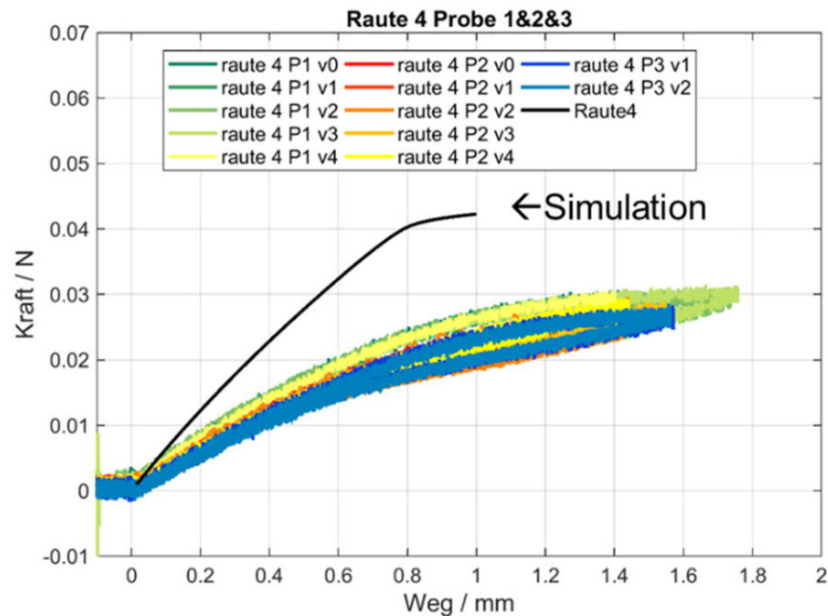
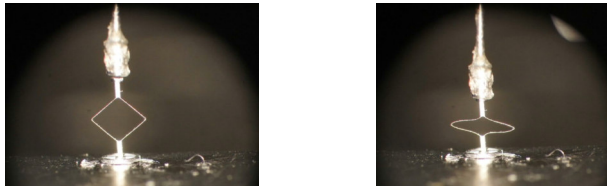
Festkörpergelenk aus Nitinol



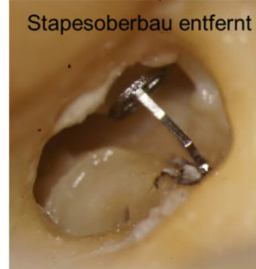
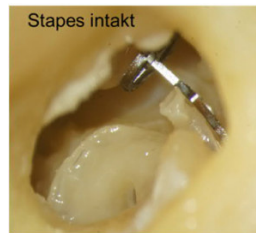
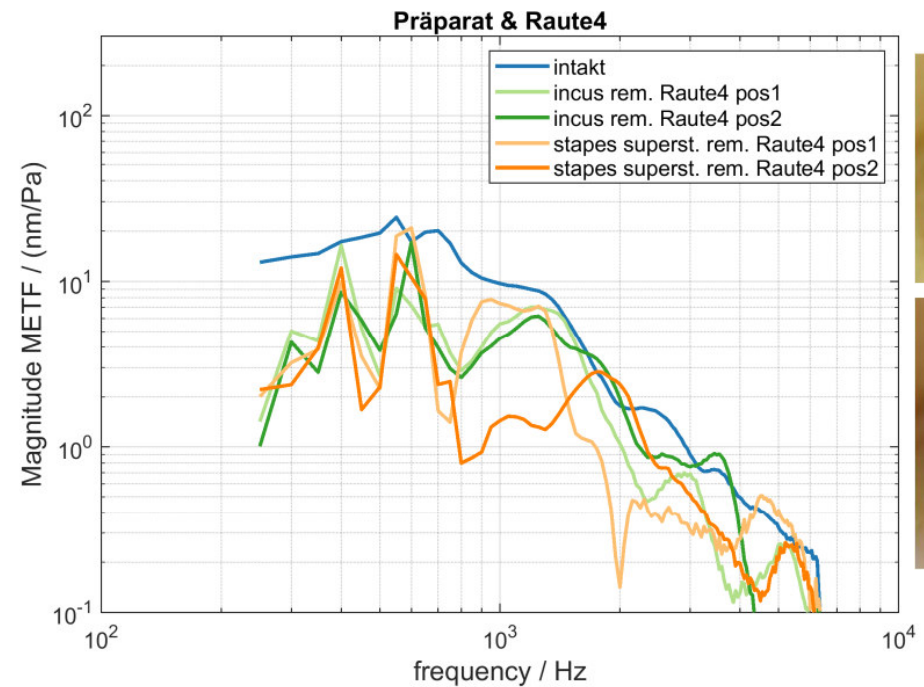
Graph1 R:\Labor_ERCD\projekte\Knickprothese\Programme_Simulationen\feder_reib_element\feder_reib_element_ideal_2

Festkörpergelenk aus Nitinol

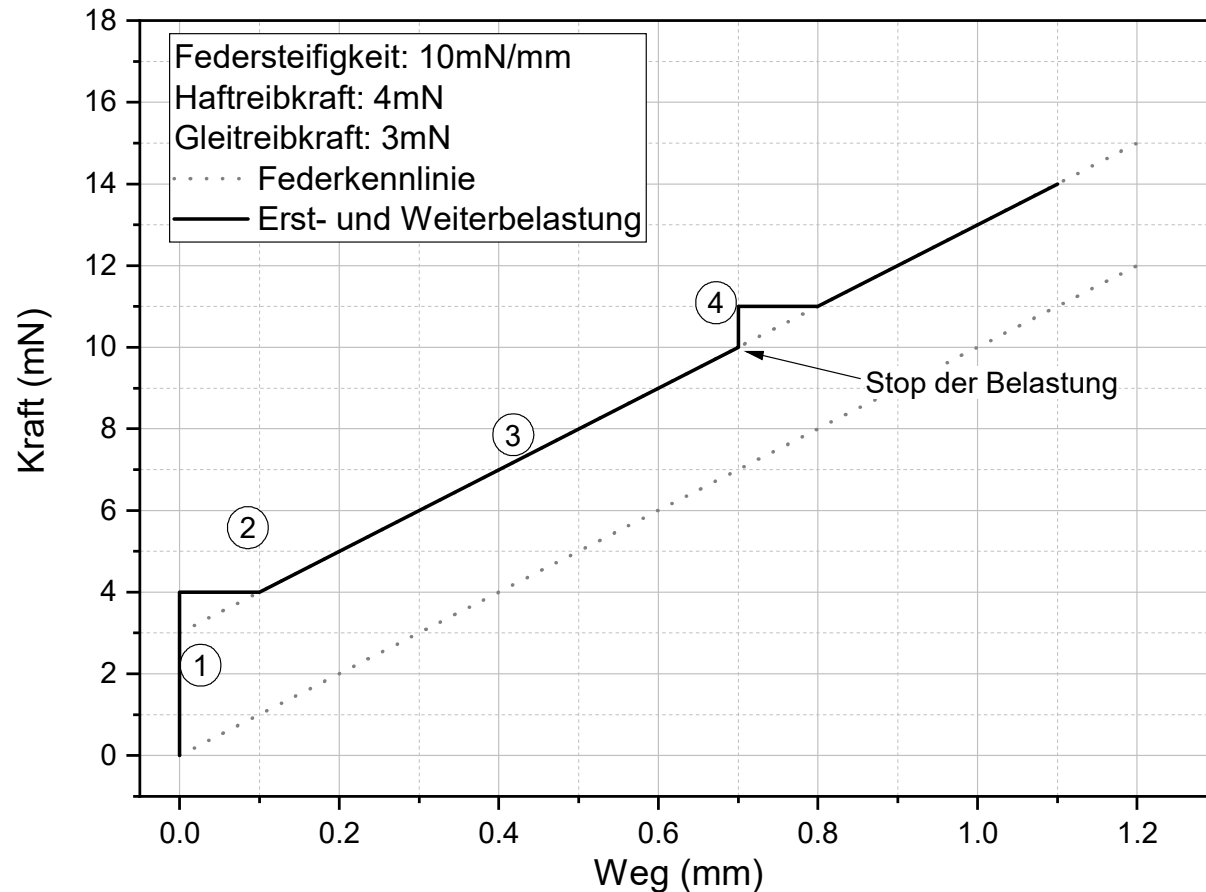
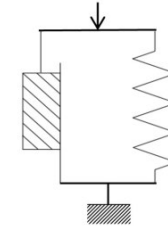
statisch



dynamisch

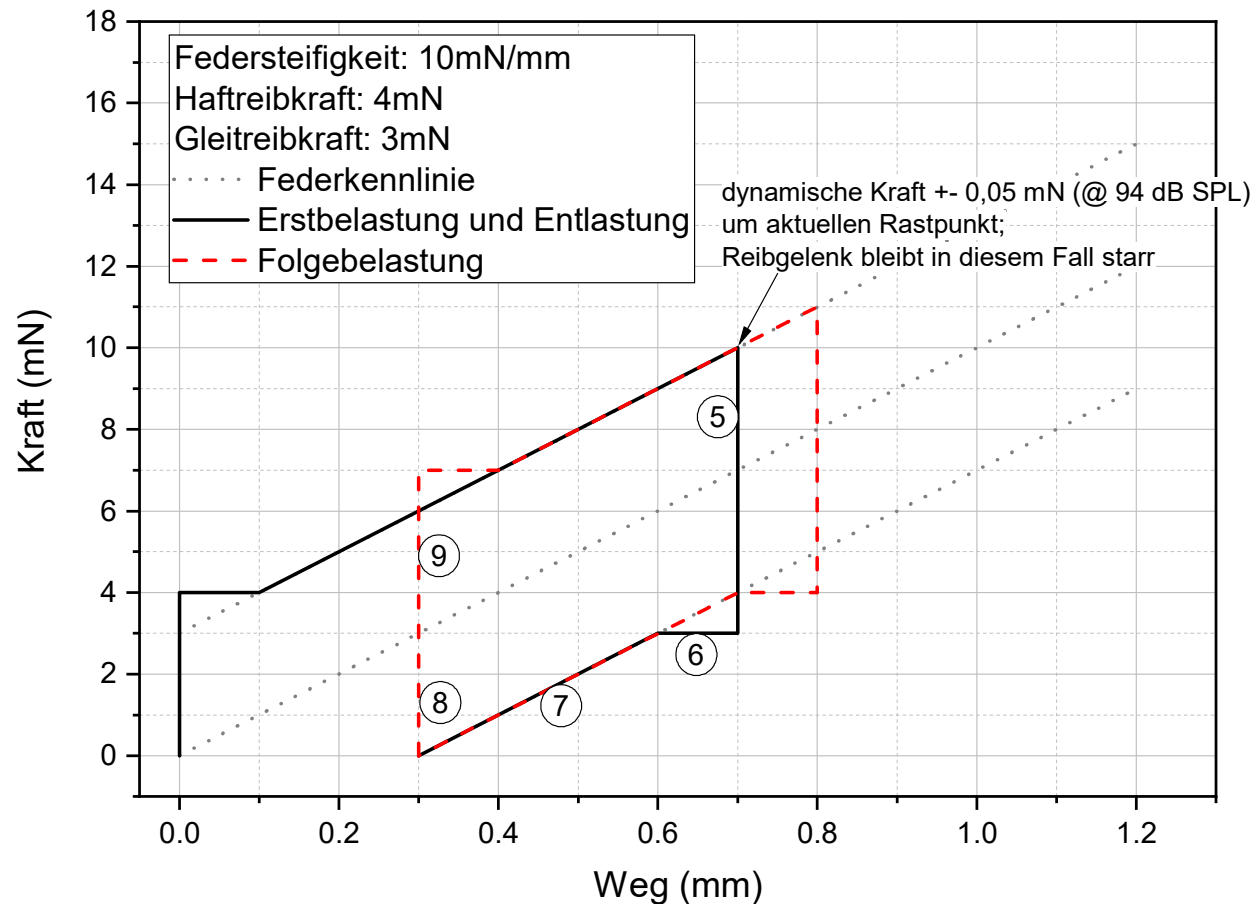
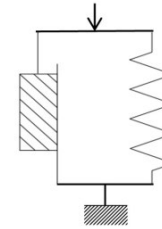


Reibgelenk und Rückstellfeder



1. Keine Bewegung für Kräfte $<$ Haftreibungkraft
2. Wenn Haftreibungskraft erreicht $\rightarrow$ Bewegung entsprechend der Differenz zw. Haft- und Gleitreibung sowie der Federsteifigkeit (z.B. 0,2 mm bei dF von 2 mN)
3. Bei weiterer Belastung $\rightarrow$ Bewegung entsprechend Federkennlinie
4. Nach Stopp der Bewegung muss Haftreibung wieder überwunden werden

Reibgelenk und Rückstellfeder



5. Keine Bewegung im Gelenk bis äußere Kraft $\leq$ akt. Federkraft – Haftreibungkraft ($3 \leq 7 - 4$)

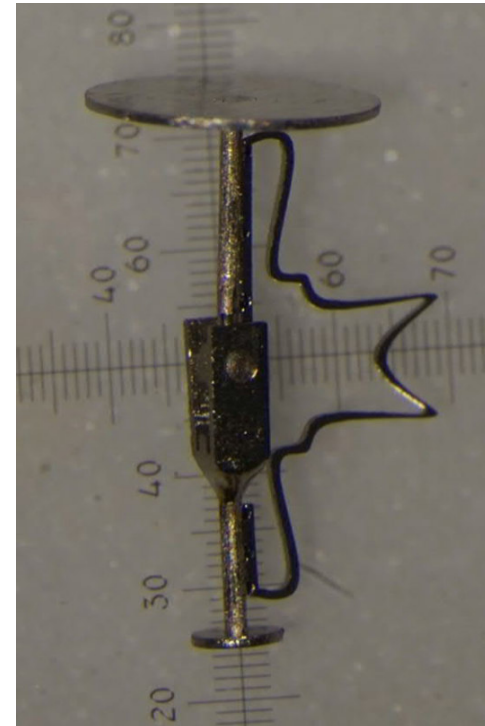
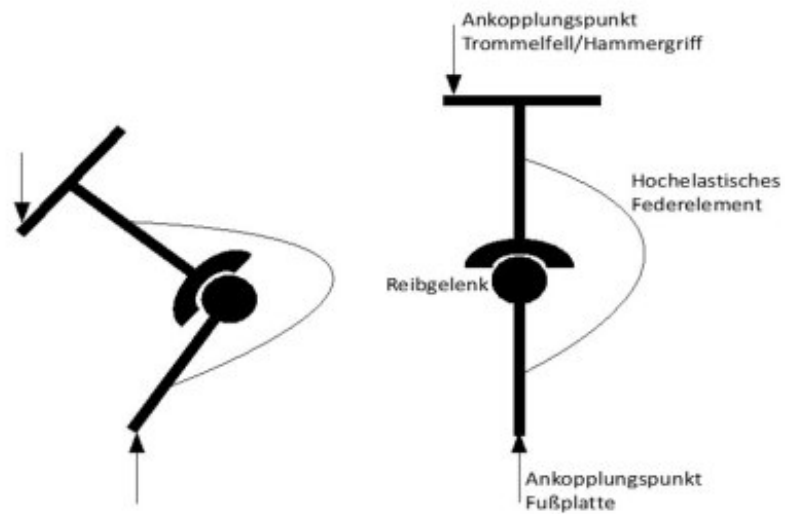
6. Wenn Haftreibungskraft erreicht $\rightarrow$ Bewegung entsprechend der Differenz zw. Haft- und Gleitreibung sowie der Federsteifigkeit (z.B. 0,1 mm bei dF von 1 mN)

7. Bei weiterer Entlastung $\rightarrow$ Bewegung entsprechend Federkennlinie bis Prothese völlig entlastet ist

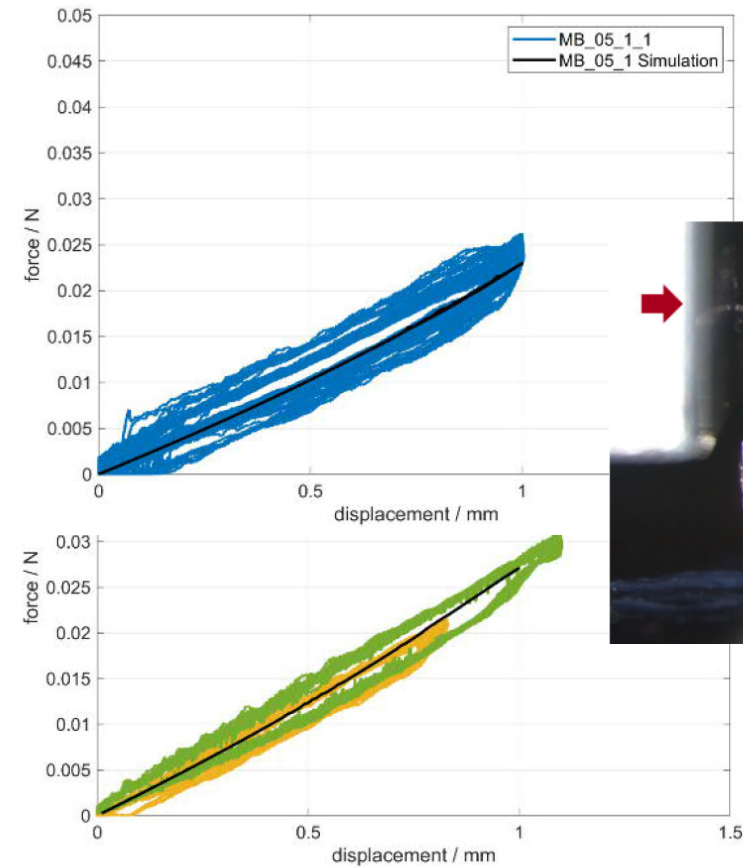
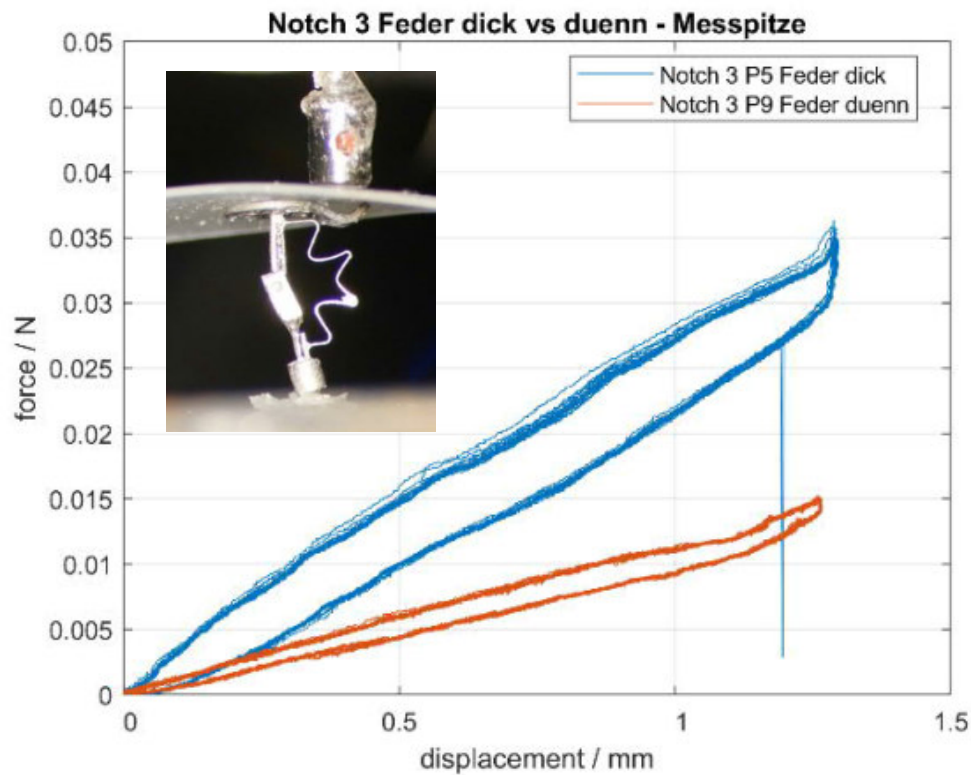
8. Es verbleibt eine Federspannung (und entspr. Deformation) die der Gleitreibungkraft entspricht

9. Bei neuer Belastung muss die äußere Kraft die verbliebene Federkraft plus die Haftreibungkraft erreichen, bevor sich das Gelenk wieder bewegt

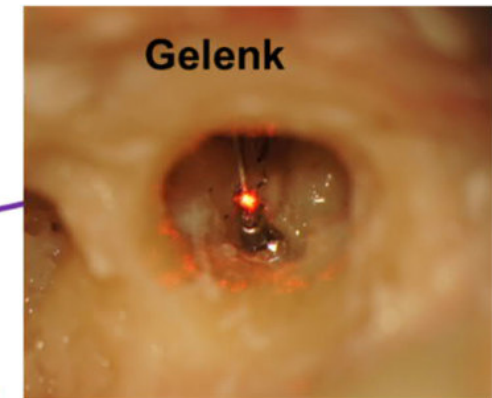
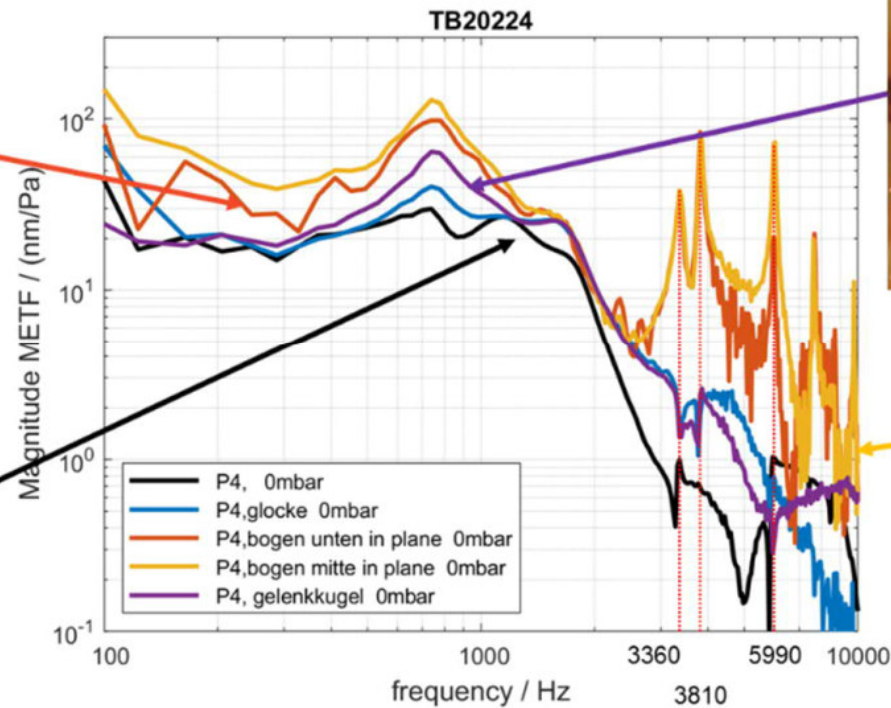
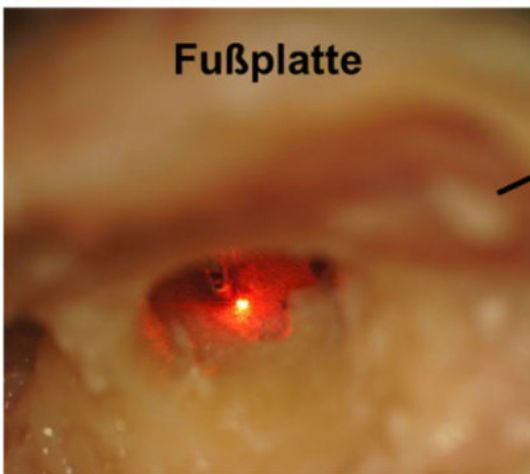
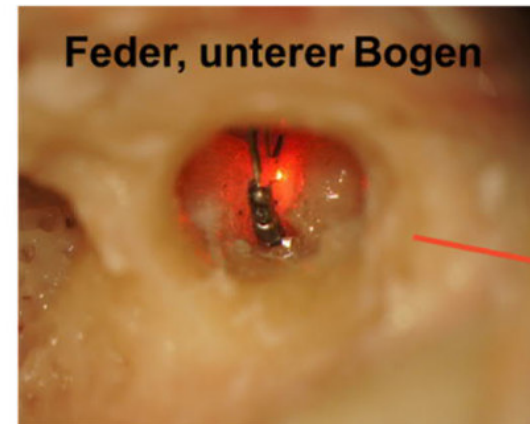
Reibgelenk und Rückstellfeder



Reibgelenk und Rückstellfeder

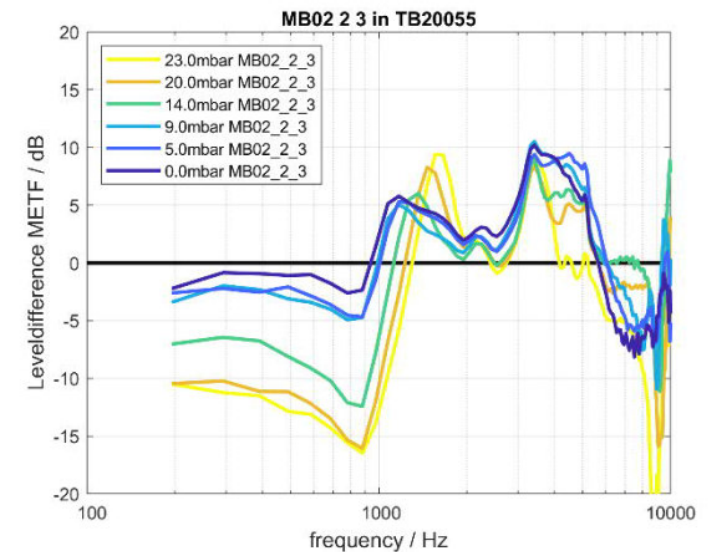
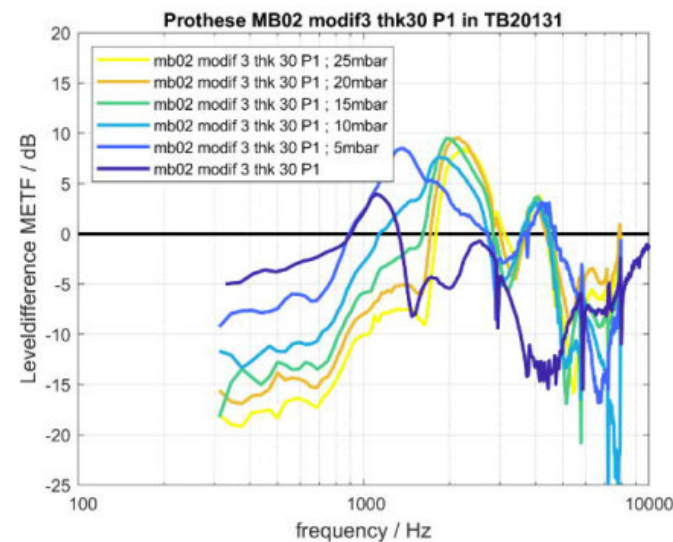
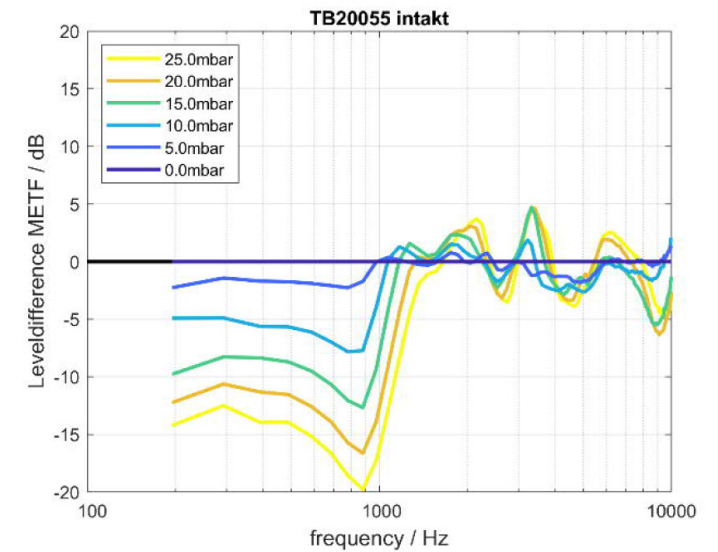
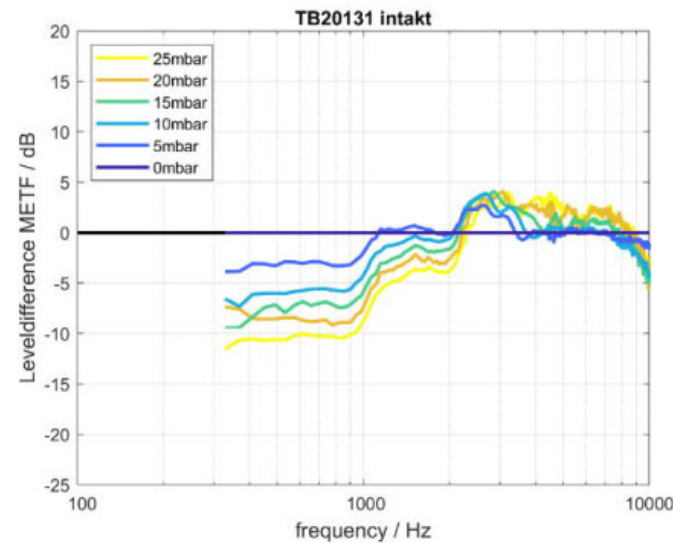


Reibgelenk und Rückstellfeder



Reibgelenk und Rückstellfeder

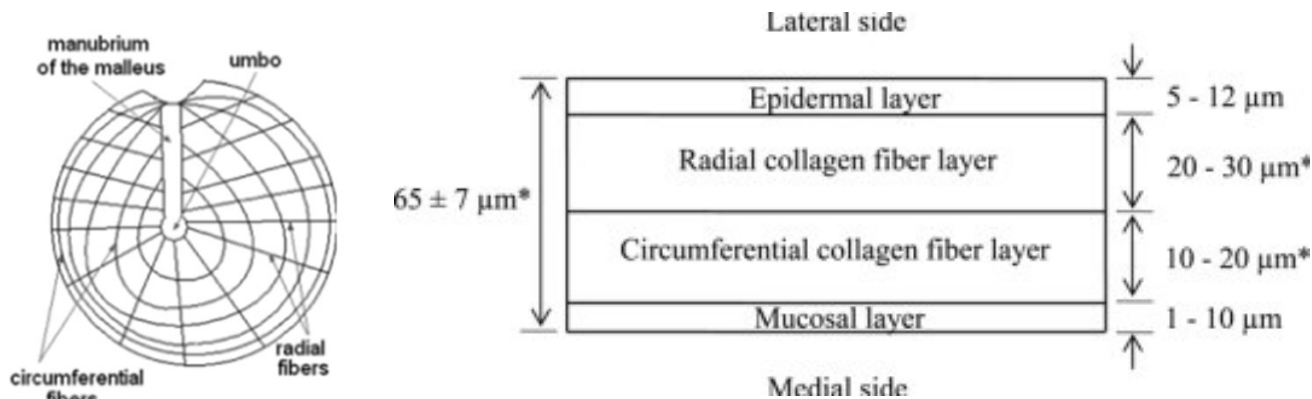
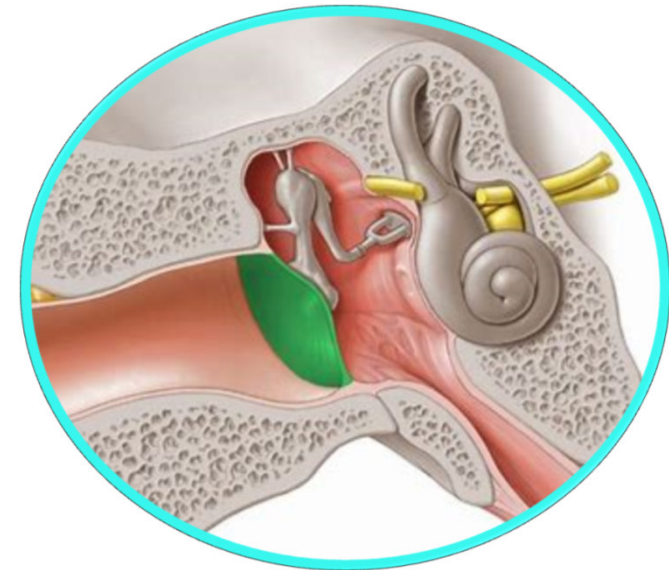
Mittelohr-Übertragungsfunktion
bei statischer Belastung



Synthetisches Trommelfell

I Anforderungen

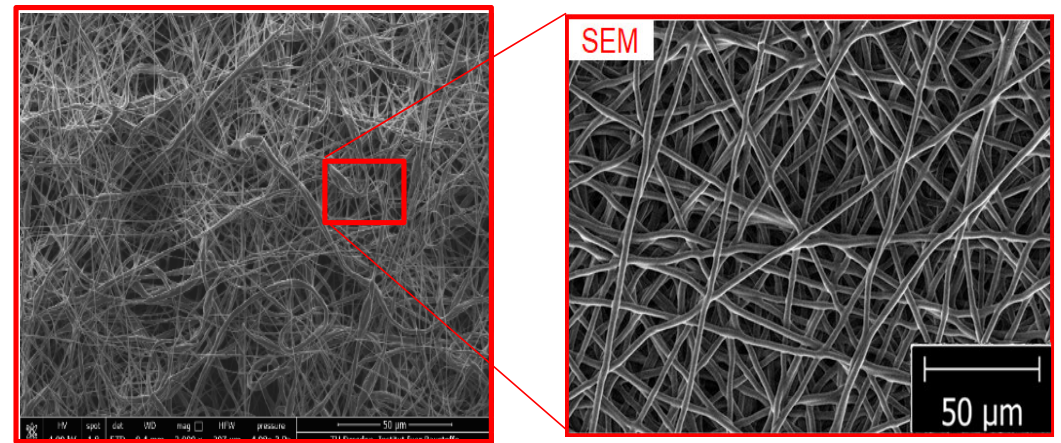
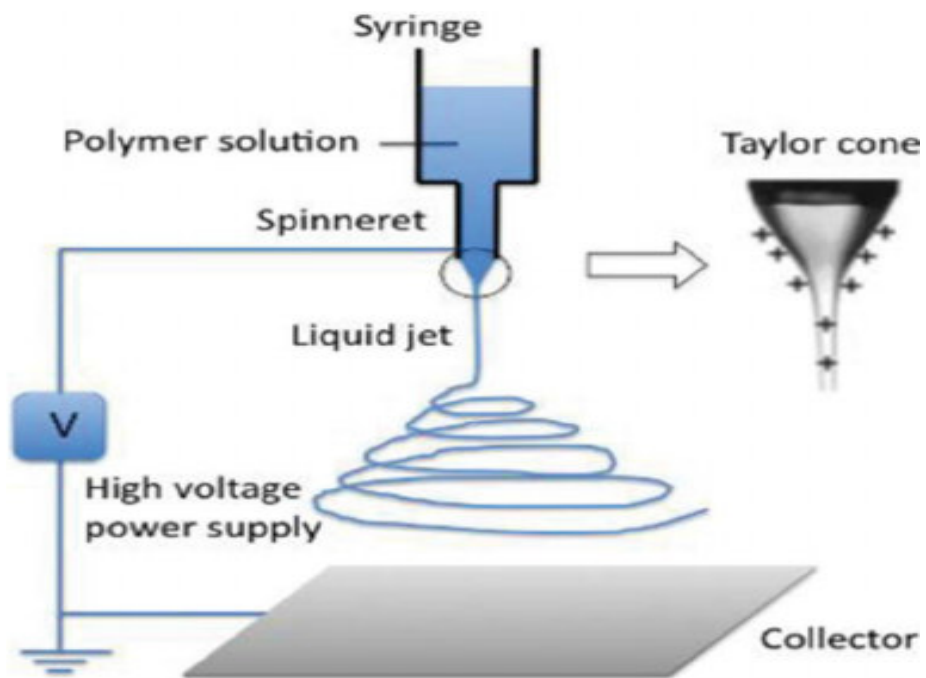
- Hohe Festigkeit
- Gute dynamische Übertragung
- Faserstruktur
- Biokompatibel, langsame Degradation, Hydrophyl



Criterion	Requirement
Thickness	30 µm - 200 µm
E-Modulus	20 MPa – 60 MPa
Acoustic properties	First resonat at 500 ± 200 Hz, amplitude min. 500 nm/Pa

Synthetisches Trommelfell

Electrospinning



Synthetisches Trommelfell

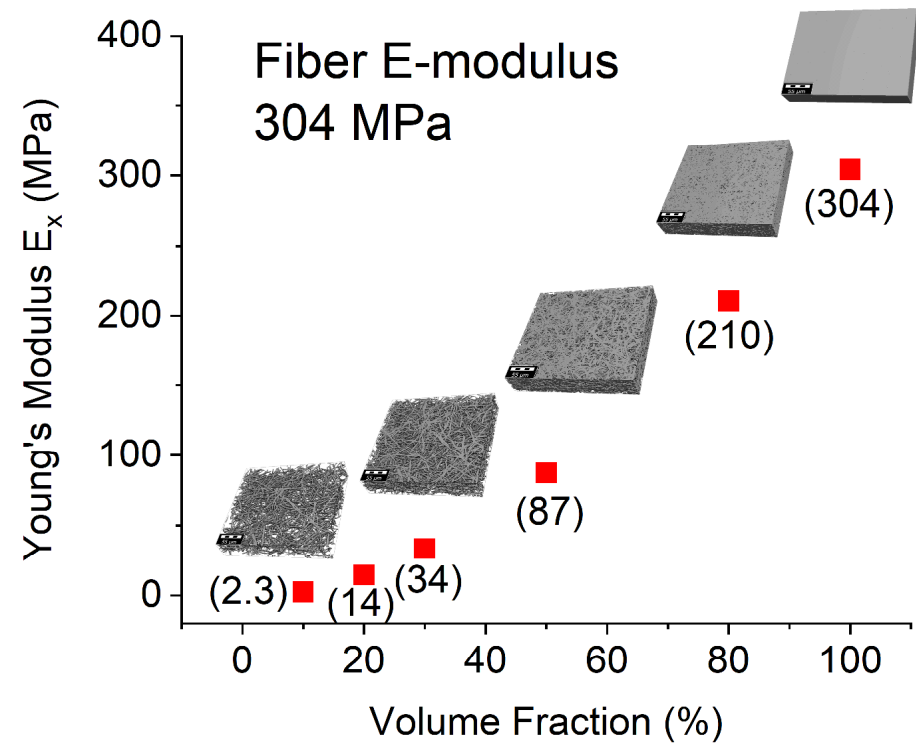
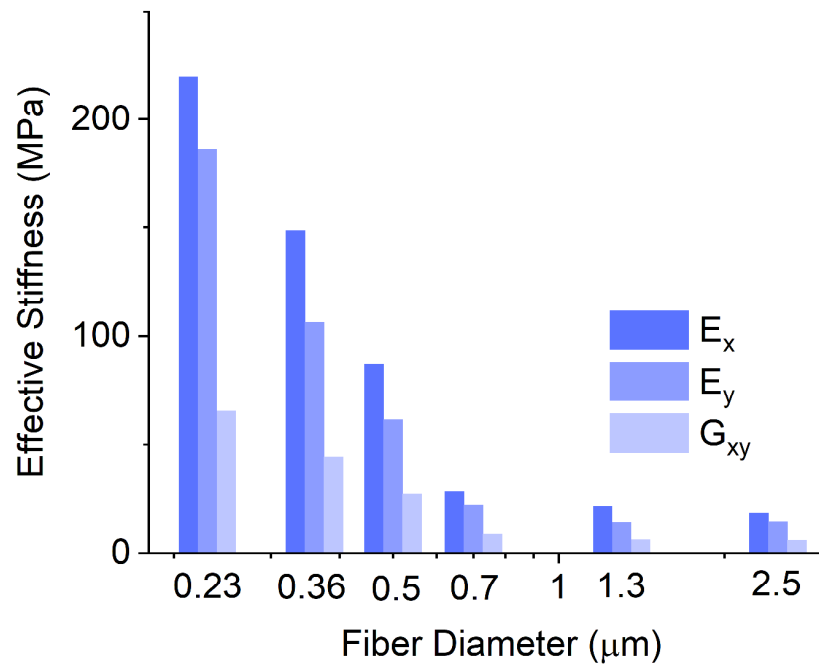
Makroskopische mechanische Eigenschaften (E_x , E_y , G , ...)



Fasereigenschaften, -struktur (Faserdicke, -dichte, -orientierung)

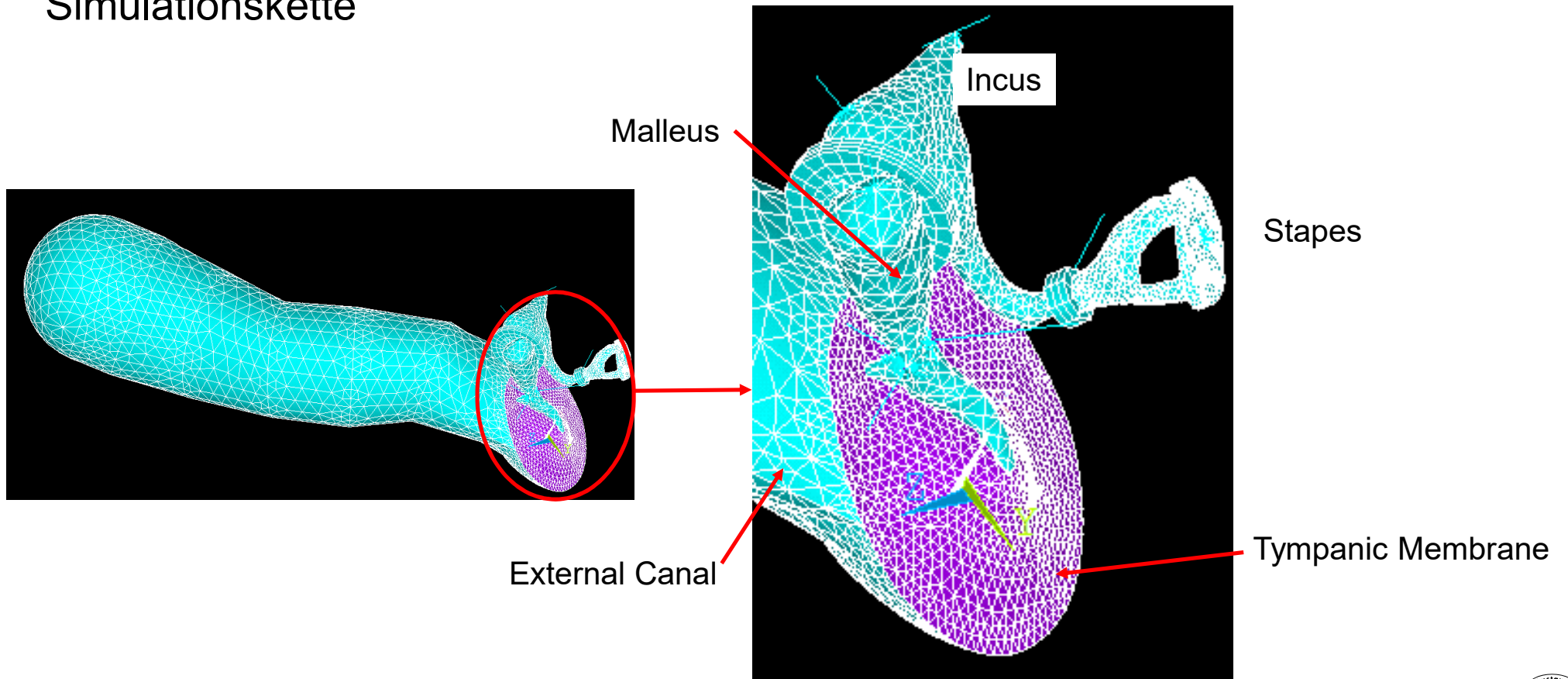


Prozessparameter



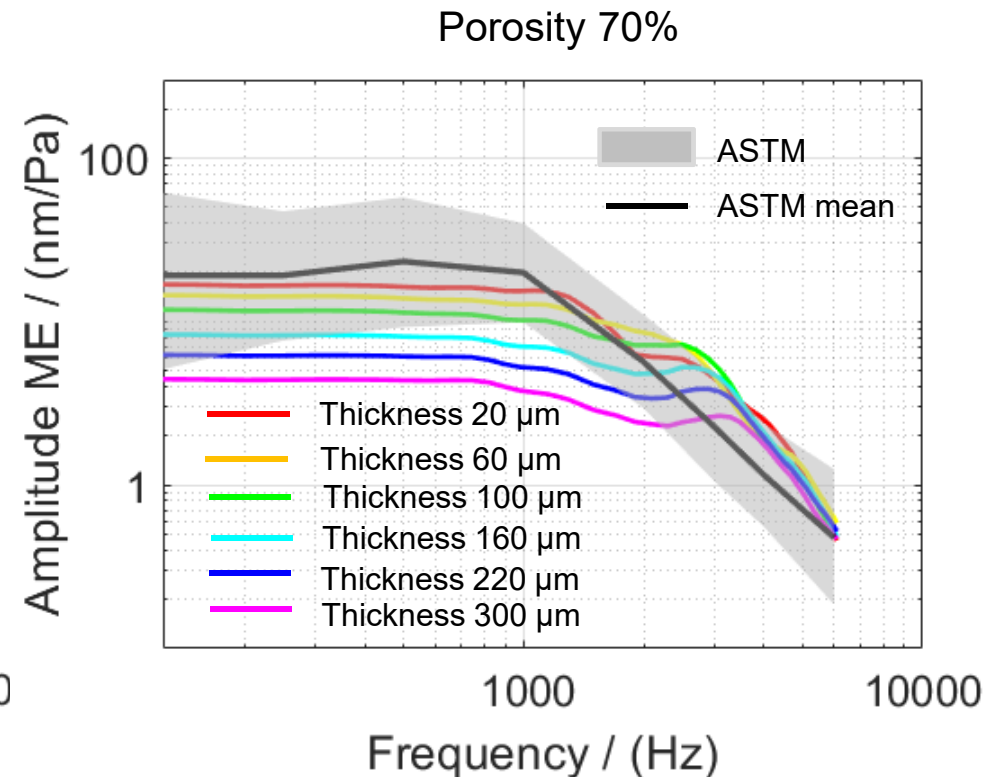
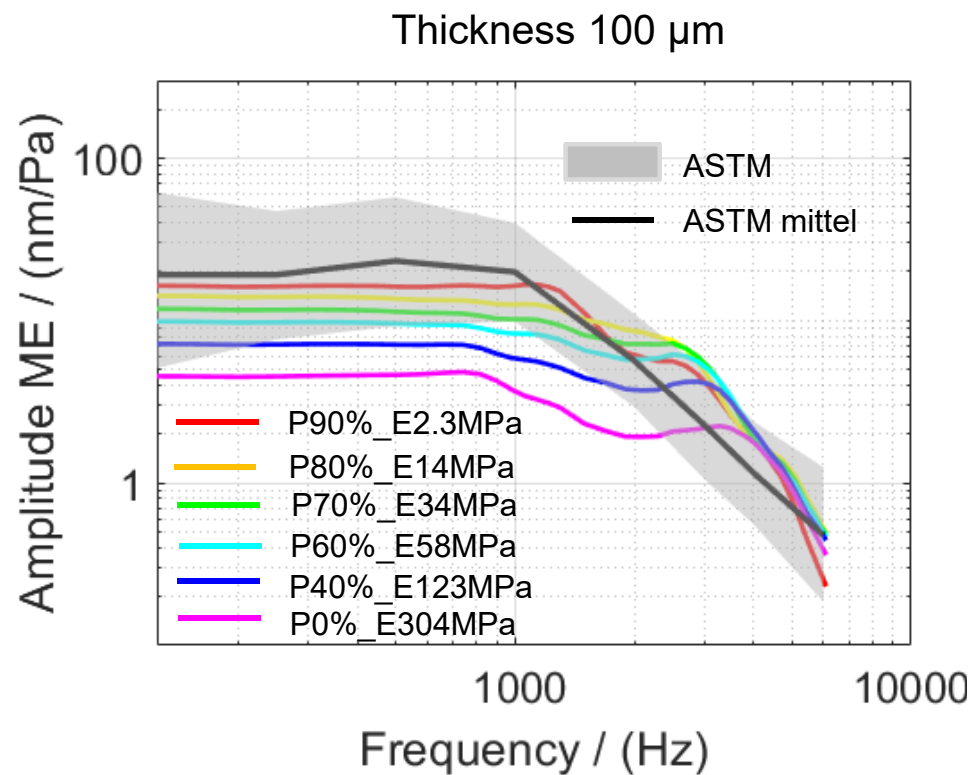
Synthetisches Trommelfell

Simulationskette

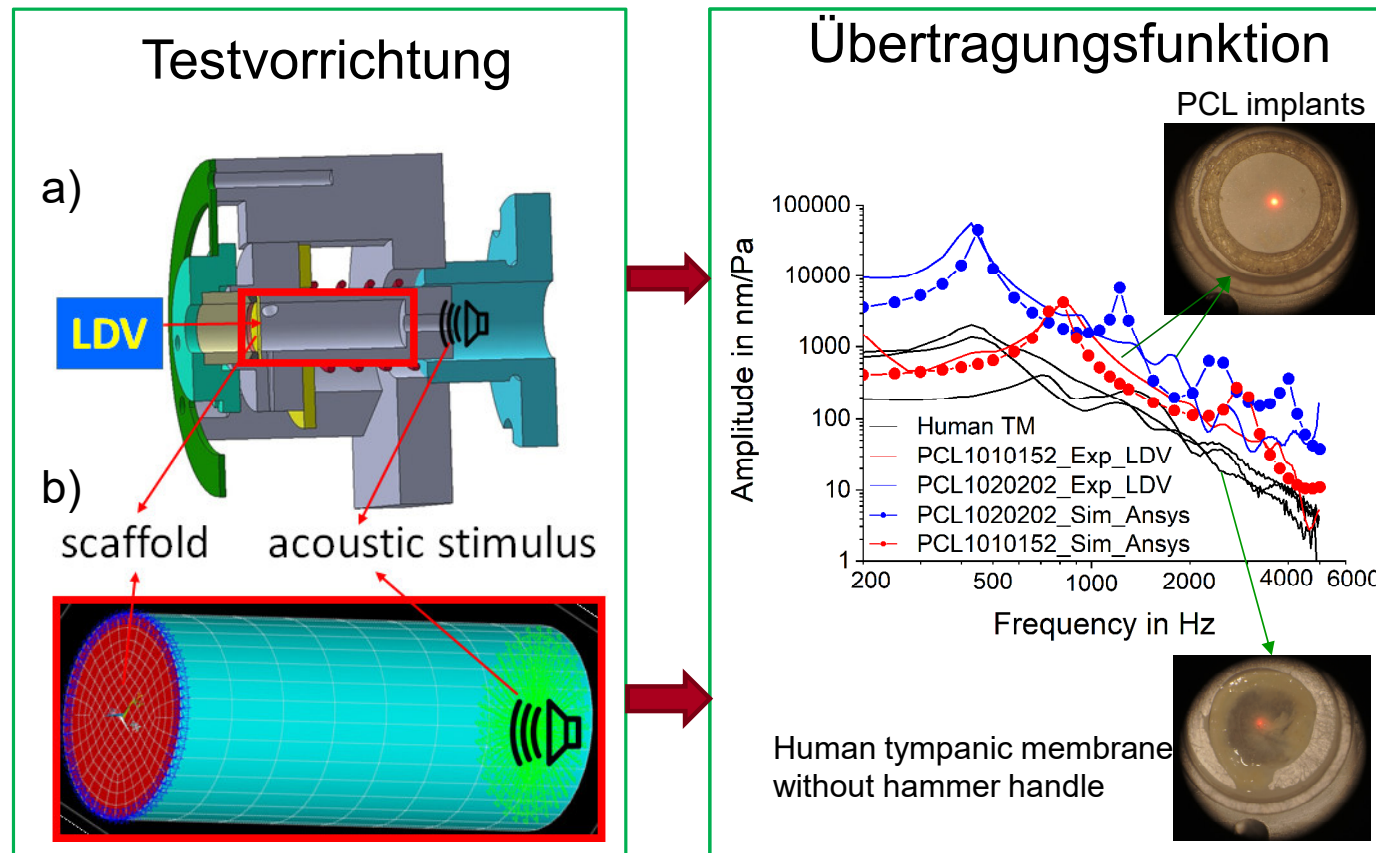


Synthetisches Trommelfell

Simulation verschiedener Scaffolds im Mittelohrmodell



Synthetisches Trommelfell



Synthetisches Trommelfell

- Weitere Optimierung der Scaffolds
- Statische Tests
- Degradation

Forschungsgruppe, Kooperationspartner und Fördermittelgeber

SPONSORED BY THE



Ge fördert durch:



aufgrund eines Beschlusses
des Deutschen Bundestages



More about our research



Kontakt:

Dr. Matthias Bornitz
Telefon: 0351 458-12025
E-Mail: matthias.bornitz@ukdd.de
Internet: www.ercd.net

Adresse:

Universitätsklinikum Carl Gustav Carus
an der TU Dresden AöR
HNO-Klinik
Haus 3, UG13
Fetscherstraße 74, 01307 Dresden