

Zum Problem der Erfassung und Bewertung biomechanischer Eigenschaften von Operationsmodellen (anatomischen Faksimilemodellen) bei Cochlear-Implant-Operationen

C. Hahne¹, M. Scheffler², G. Dietze², B. Karpuschewski³, J. Döring³, M. Kappa⁴, H. Hessel⁵ und U. Vorwerk¹

¹ Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde, Medizinische Fakultät, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Germany

² Institut für Werkstoff- und Fügetechnik, Fakultät für Maschinenbau, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Germany

³ Institut für Fertigungstechnik und Qualitätssicherung, Fakultät für Maschinenbau, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Germany

⁴ LS Füge- und Schweißtechnik, Fakultät Maschinenbau, Elektrotechnik und Wirtschaftsingenieurwesen, Brandenburgische Technische Universität Cottbus, Germany

⁵ Cochlear Deutschland GmbH & Co. KG, Hannover, Germany

Kontakt: cornelia.hahne@med.ovgu.de

Abstract:

In der Ausbildung zum Facharzt für die Hals-Nasen-Ohrenheilkunde ist die Mikrochirurgie des Ohres ein fester Bestandteil. Da nicht ausreichend menschliche Felsenbeine für Präparierübungen zu Verfügung stehen, entwickelte unsere Arbeitsgruppe mittels Rapid-Prototyping-Verfahren Anatomische Faksimilemodelle (AFM) des menschlichen Ohrknochens. Die aus UV-sensitiven Harzen gefertigten Felsenbeinmodelle weisen ähnliche Hohlraumstrukturen wie die des Innenohrs auf (Cochlea, Bogengänge) und gestatten dadurch unter anderem das Erlernen von Cochlear-Implant-Operationen. Die Harze können durch variable Aushärtungsverfahren dem humanen Knochen in seinen biomechanischen Eigenschaften annähernd nachempfunden werden. So ermöglichen ähnliche Bohr- und Fräseigenschaften dem Operateur das Entwickeln von Fertigkeiten im Umgang mit mikrochirurgischem Instrumentarium. Gleichzeitig fördert die Originalität der AFM das Studium der anatomischen Struktur und der Orientierung an anatomischen Landmarken.

Schlüsselworte:

Anatomische Faksimilemodelle
Biomechanische Eigenschaften
Felsenbeinmodell
Cochlear-Implant-Operation
Rapid-Prototyping

1 Problem

In den letzten 20 Jahren haben sich Cochlear-Implant-Operationen zur Behandlung der cochleären Taubheit weltweit durchgesetzt. In Deutschland beläuft sich die Zahl auf etwa 1000 Implantationen jährlich. Beachtet man die demographische Entwicklung in Europa, so ist schon jetzt ein signifikanter Anstieg der CI-Operationen auf Grund der steigenden Anzahl hochgradig schwerhöriger Patienten im Alter festzustellen.

Im Rahmen der Facharztausbildung ist das Erlernen der Mikrochirurgie an anatomischen Modellen erforderlich, um ein nötiges topographisches Wissen zu erlangen und die Fingerfertigkeit zu schulen. Für diese Zwecke werden in der Regel humane Leichenpräparate herangezogen, die aber nicht in ausreichendem Maße zu Verfügung stehen [2,5]. Außerdem gibt es OP-Simulationsprogramme wie VOXELMAN oder Modelle aus Gipskunststoffgemischen bzw. Keramik, die auf Grund mangelnder Authentizität mit dem humanen Originalpräparat nicht konkurrieren können [3,4]. Gerade für Cochlear-Implant-Operationen ist ein Übungsmodell erforderlich, welches die physiologischen Hohlräume des Innenohres originalgetreu nachbildet.

Dies konnte durch Anatomische Faksimilemodelle (AFM) des menschlichen Felsenbeines durch unsere Arbeitsgruppe realisiert werden [8]. Ebenso entscheidend wie die anatomischen Strukturen sind für den Operateur jedoch auch die haptischen Eigenschaften des Operationsmodells. Dies betrifft insbesondere auch die Bohr- und Fräseigenschaften. Idealer-

weise sollten diese den Eigenschaften des menschlichen Knochens entsprechen. Dazu liegen jedoch bisher keine Daten vor. Es sollen in diesem Beitrag erste Ergebnisse der Erhebung biomechanischer Eigenschaften des Os temporale (Bohr- und Fräseigenschaften, Biege- und Brechverhalten, Elastizitätsmodul und Hohlraumstrukturen) im Vergleich zum Kunstharzmodell vorgestellt werden.

2 Methoden

Durch die Erhebung hochauflösender CT-Datensätze von humanen Felsenbeinen und deren Segmentierung mit Erstellung entsprechender STL-Datensätze können durch Rapid-Prototyping-Verfahren adäquate Faksimile-Modelle hergestellt werden.

Die Bestimmung der biomechanischen Eigenschaften von humanem Knochen und AFM wurde durch folgende Methoden realisiert:

Die Bohr- und Fräseigenschaften wurden mit einer Deckel Maho DMU 60L 3-Achs Fräsmaschine untersucht. Diese besitzt eine Spindeldrehzahl von 20 – 18.000 min^{-1} und Vorschubgeschwindigkeiten von 20 – 10.000 mm/min, was eine Simulation des intraoperativen Vorgehens ermöglicht.

Der Versuchsplan sieht vor, mit fünf verschiedenen medizinischen Fräsern, wie sie im OP genutzt werden, jeweils fünf Bohr- und fünf Umfangsfräsversuche durchzuführen. Die dabei entstehenden Kräfte in X-, Y- und Z-Richtung werden dabei mit einem Mehrkomponenten-Dynamometer vom Typ 9255B der Firma Kistler gemessen.

Die Versuche wurden für alle fünf Fräser mit einer der Fräsergröße angepassten Drehzahl und Vorschubgeschwindigkeit untersucht, um eine möglichst gute Vergleichbarkeit unter den Werkzeugen und auch unter den verschiedenen Materialien zu haben.

Das Biege- und Bruchverhalten der Proben testeten wir mit einem eigens dafür konstruierten Versuchsaufbau im Dreipunktverfahren (Maschinentyp: TIRAtest 2825 mit 25 kN Maximallast, Fa. TIRA GmbH Schalkau). Die Vorschubgeschwindigkeit bei den Versuchen betrug 5 mm/min.

Des Weiteren wurde das Elastizitätsmodul mittels RFDA (Resonanz-Frequenz-Dämpfungsanalyse) bestimmt (RFDA MF23 der Firma Integrated Material Control Engineering [IMCE N.V.]).

Um die Übereinstimmung der körperlichen Feinstruktur zu ermitteln, wurden die Proben mittels μ -CT (SkyScan 1172 von SkyScan, Kontich, Belgien) auf ihre Porengrößenverteilung und somit auf ihre Porosität des Hohlraumsystems im trabekularen Knochenanteil untersucht.

3 Ergebnisse

Mit MikroCT-Untersuchungen wurde an Proben des humanen Os temporale Poren gefunden, deren Durchmesser im Bereich von einigen hundert Mikrometern bis in den unteren Millimeterbereich variiert (Abb. 1). Das Modell aus Epoxidharz kommt dieser Struktur des menschlichen Knochens bereits in diesem Stadium der Entwicklung recht nahe (Abb. 2). Die Differenzen im Diagramm beruhen auf der biologischen Varianz. Die untersuchte Knochenprobe entstammt nicht der Vorlage des Modells. Zusätzlich spielt die Auflösung des CT-Datensatzes eine Rolle. Die Poren im Bereich unter 400 μm haben für den Operateur keine Relevanz.

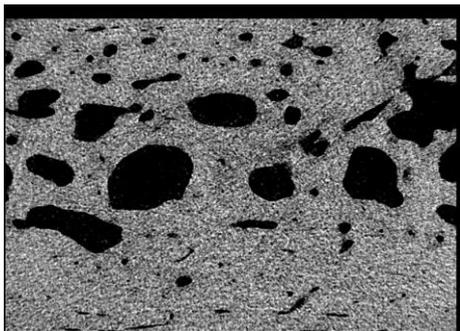


Abb. 1: MikroCT-Bild eines humanen Felsenbeins

Bei den Bohr- und Fräsproben am humanen Felsenbein zeigten sich große Differenzen im erforderlichen Kraftaufwand. Abb. 3 zeigt exemplarisch den gemittelten Kraftaufwand von fünf Bohrungen an einer Probe. Die hohen Abweichungen lassen sich durch eine variable Substanzzusammensetzung und strukturelle Unterschiede des Biomaterials Knochen erklären. Auf diese muss sich der Operateur einstellen. Hier muss gezeigt werden, dass der Kraftaufwand bei den Bohr- und Fräsproben am AFM etwa im mittleren Bereich des Kraftbedarfes bei humanen Proben liegt. In der Versuchsreihe zur Biegespannung zeigt sich eine starke Abhängigkeit von der Materialdicke (Abb. 4, 5).

Eine einheitliche Dicke kann auf Grund der Variabilität des Biomaterials nicht gewährleistet werden. Gleicht man die Oberfläche der Proben einander an, zerstört man dadurch die anatomische Binnenstruktur, die für die Festigkeit sorgt und verfälscht die Ergebnisse. Die Epoxidharzmodellprobe ist weicher als Knochen. Für eine vergleichbare Durchbiegung ist für den Knochen eine höhere Biegespannung aufzubringen. Die AFM-Proben zeigen ähnliche Biegeeigenschaften wie die Knochenprobe 3 (Abb. 4, 5).

Erste Ergebnisse zur Bestimmung des Elastizitätsmoduls zeigen, das Biomaterial und AFM-Werkstoffe noch sehr große Unterschiede aufweisen (Tab.1). Verglichen wurden fünf Proben aus unterschiedlichem Epoxidharz und verschiedenen

Herstellern mit der eines humanen Felsenbeins. Dabei wurde jede Probe 5 x gemessen. Das Modell AFM1 entspricht am ehesten den Eigenschaften des menschlichen Felsenbeines. Dieses AFM ist auch das einzige Modell, an dem ein freier cochleärer Hohlraum ohne Supportmaterial konstruiert werden konnte.

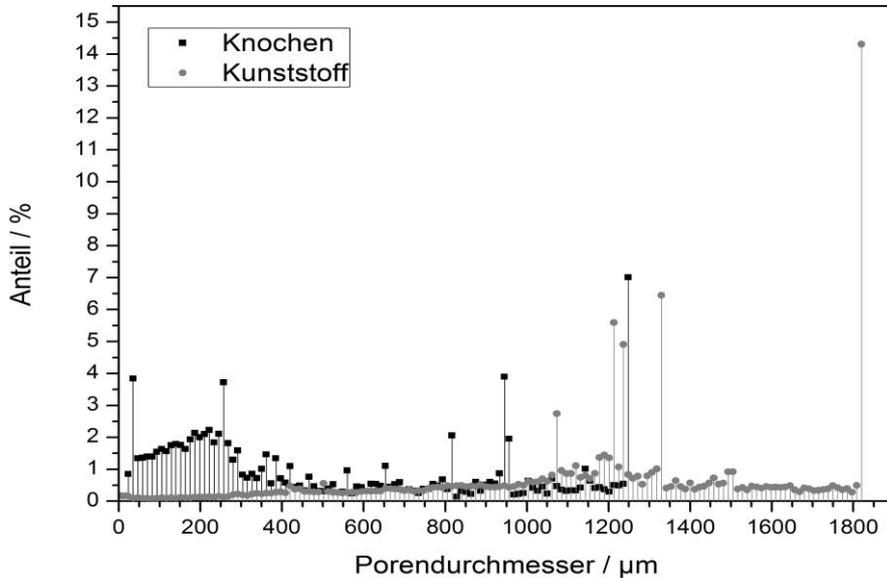


Abb. 2: Porengröße in µm eines typischen humanen Felsenbein (Probe 20 x 5 mm, Temporal-schuppe des Felsenbeines); Rechteck. Im Vergleich dazu eine entsprechende Probe aus Epoxidharz mit ähnlicher Porenverteilung; Kreis.

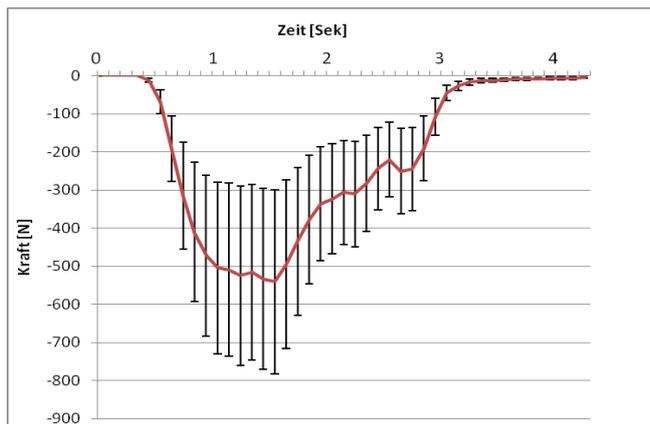


Abb. 3: Gemittelte Kraft aus fünf Bohrungen an einem humanen Felsenbeinpräparat mit einem 4,0 mm Diamantfräser. Gezeigt ist der Kraftaufwand in Vorschub-Richtung. (Spindeldrehzahl: 5000 min⁻¹, Vorschub: 100mm/min)

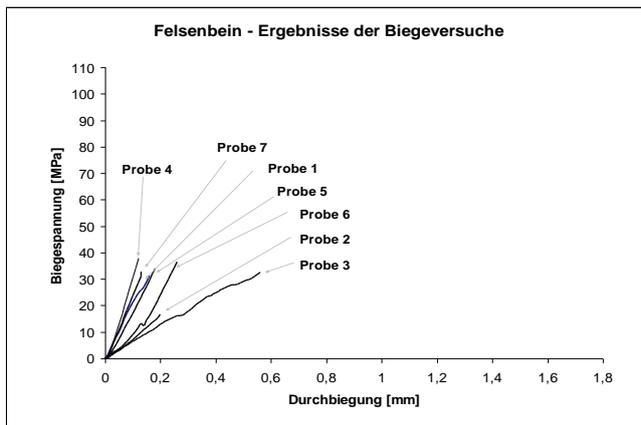


Abb. 4: Biegespannung in MPa in Abhängigkeit von der Durchbiegung in mm von 7 verschiedenen Felsenbeinproben. Zu beachten ist eine direkte Abhängigkeit von der biologischen Variabilität der Proben-dicke.

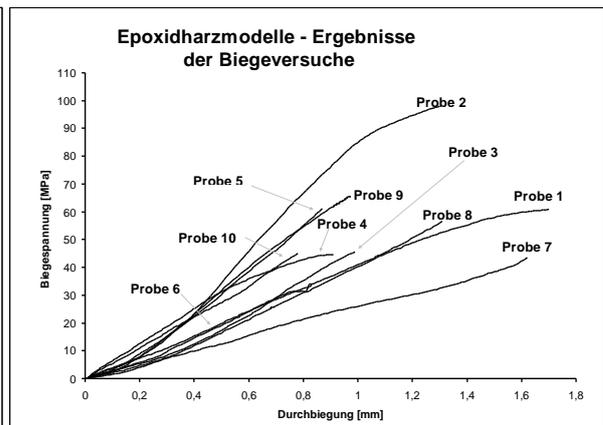


Abb. 5: Biegespannung in MPa in Abhängigkeit von der Durchbiegung in mm von 10 verschiedenen Epoxidharzmodellen (AFM). Zu beachten ist eine direkte Abhängigkeit von der biologischen Variabilität der Proben-dicke der Originalpräparate, nachdem die Modelle gefertigt wurden.

	AFM 1	AFM 2	AFM 3	AFM 4	AFM 5	humanes FB
Länge (mm)	19,45	19,95	22,95	21,65	22,9	20
Breite (mm)	14,2	13,35	15,6	18,75	19,2	11,1
Höhe (mm)	2,45	2,45	2,45	2,45	2,45	5,8
Gewicht (g)	0,8	0,741	1,102	0,953	0,775	2,173
E-Modul (GPa)	2,62	2,77	5,25	3,2	2,98	1,4
Fehler (GPa)	0,19	0,2	0,38	0,23	0,21	0,3
Fehler (Gewicht)	0,001 g					
Fehler (L, B, H)	0,05 mm					

Tab. 1: Elastizitätsmodul, bestimmt aus 5 unterschiedlichen AFM im Vergleich zu einem humanen Felsenbeinknochen

4 Diskussion

Felsenbeinpräparate sind in der otologischen Forschung, Lehre und Ausbildung unentbehrlich [1,2,5,7]. Es stehen dafür nicht ausreichend Originalpräparate zur Verfügung. Mit Hilfe eines Rapid-Prototyping-Verfahrens (Stereolithographie) ist eine Faksimilegenerierung beliebiger Felsenbeinvorlagen gelungen [6,8]. Mit den erhaltenen Modellen sind die anatomischen Gegebenheiten und Lagebeziehungen der unterschiedlichen Strukturen gut beurteilbar.

Insgesamt können anatomische Faksimilemodelle (AFM) des Felsenbeins natürlich ein Originalpräparat nicht ersetzen, aber unter den jetzigen Gegebenheiten bieten sie eine Alternative für den sich in der Felsenbeinpräparation übenden Operateur, den Studenten und den Forscher.

Das Felsenbeinmodell aus Epoxidharz lässt sich in gleicher Weise durch spanabhebende Verfahren (Fräsen und Bohren) ohne Probleme bearbeiten. Dabei erfolgt die Präparation in gleicher Form wie beim Originalfelsenbein unter Spülung mit Wasser, so dass eine inhalative Intoxikation durch das abgetragene Kunstharz ausgeschlossen ist. Weitere Vorkehrungen sind nicht notwendig. Trotz der Härte hat das Material eine ausreichende Elastizität, sodass ein Bruch sehr dünner Strukturen nicht auftritt. Die weitere Anpassung der Werkstoffeigenschaften ist eine der Voraussetzungen, um die vorgestellten Modelle weiter zu verfeinern und sich dem Original weiter zu nähern. Für die Bestimmung der biomechanischen Eigenschaften der Originalproben als auch der Modelle stellt sich die biologische Variabilität des Materials als Problem dar. Des Weiteren muss beachtet werden, dass jedes AFM von unterschiedlichen Originaldatensätzen des Felsenbeines erstellt wird. Auch hier liegt dadurch eine große Variabilität vor.

5 Referenzen

1. Begall K, Vorwerk U (1998) Artificial petrous bone produced by stereolithography for microsurgical dissecting exercises. *ORL* 60:241-245
2. Gurr A et al. (2009) Die Bedeutung von Präparationskursen in der HNO-Heilkunde. *Laryngo-Rhino-Otol* 88:789-792
3. Schneider G, Muller A (2004) Multicenterstudie zum Jenaer Felsenbeinmodell. *Laryngorhinootologie* 83:363-366
4. Schwager K, Gilyoma JM (2003) Keramisches Arbeitsmodell für Felsenbeinübungen – eine Alternative zum humane Felsenbein? *Laryngorhinootologie* 82:683-686
5. Suzuki M et al. (2004) Rapid prototyping of temporal bone for surgical training and medical education. *Acta Otolaryngol* 124:400-402
6. Vorwerk U et al. (1997) Herstellung identischer Felsenbeinmodelle für Klinik und Forschung durch Rapid-Prototyping-Verfahren. *Otorhinolaryngol Nova* 7:178-183
7. Vorwerk U, Begall K (1998) Präparierübungen am künstlichen Felsenbein. Herstellung von Felsenbeinfaksimiles durch Stereolithographie. *HNO* 46:246-251
8. U. Vorwerk, C. Beyer, K.-H. Grote, C. Arens und W. Vorwerk (2011) Die Realisierung von anatomischen Felsenbeinfaksimilemodellen mit cochleären Hohlraumstrukturen. *Laryngorhinootologie*, in press