Aus der Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde der Medizinischen Fakultät der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

Vergleich der biomechanischen Eigenschaften von humanem Felsenbein und anatomischen Faksimile

Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades

Dr. med.

(doctor medicinae)

an der Medizinischen Fakultät der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

vorgelegt von Cornelia Hahne

aus Peine

Magdeburg 2016

Bibliographische Beschreibung:

Hahne, Cornelia:

Vergleich der biomechanischen Eigenschaften von humanem Felsenbein und anatomischen Faksimile - 2016.

88 Bl., 29 Abb., 3 Tab., 89 Lit., 14 Anh.

Kurzreferat:

Auf Grund begrenzt zu Verfügung stehender humaner Felsenbeinpräparate sind authentische anatomische Operationsmodelle für die Aus- und Weiterbildung von Ohrchirurgen erforderlich. Das Magdeburger Felsenbeinmodell ist ein auf der Basis eines menschlichen CT-Datensatzes mittels Stereolithographie gefertigtes Faksimile aus Epoxidharz. In dieser Arbeit wurden die Bearbeitungseigenschaften in Bezug auf Bohr- und Fräsvorgänge sowie das Elastizitätsmodul von dem Modell und dem humanen Os temporale untersucht und miteinander verglichen. Des Weiteren erfolgte eine softwaregestützte Untersuchung von CT-Datensätzen humaner Präparate und deren Faksimiles, um die Abbildungsgenauigkeit zu prüfen, sowie eine Evaluierung des Modells durch Ohrchirurgen, um dessen Eignung als Operationsmodell zu erfassen. Sowohl die Ergebnisse der Bohr- und Fräsuntersuchungen als auch die Elasizitätsmoduln zeigen deutliche Unterschiede zwischen den beiden Materialtypen - die ermittelten Werte für die Felsenbeine sind deutlich höher als die des Modells. Durch den Nachbau der trabekulären Strukturen im Modell resultierten aber ähnliche Kraftschwankungen wie bei der Präparation am humanen Felsenbein, was das Bearbeiten für den Operateur authentischer erscheinen lässt. Die Analyse der Abbildungsgenauigkeit erwies das Fertigungsverfahren des Modells als hochgradig detailgetreu, auch wenn potentielle Fehlerquellen existieren. In der Evaluierung wurde das Magdeburger Felsenbeinmodell insgesamt mit einer 2,3 auf einer 5-Punkte-Skala bewertet. Die Beurteilung durch erfahrene Operateure fiel mit 2,1 besser aus als die der Anfänger mit 2,4. Hervorzuheben ist, dass durch die Fertigungsmethode die Simulation einer Cochlea-Implantation möglich ist. Das Modell kann das humane Präparat bisher nicht ersetzen, durch die hohe Detailtreue der anatomischen Strukturen sowie durch die authentischen Kraftschwankungen beim Präparieren des Modells bietet es aber eine gute Alternative

Schlüsselwörter: Anatomisches Faksimilemodell, Felsenbein, Rapid Prototyping, Stereolithographie, Materialeigenschaften

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	1
1. Einleitung und Aufgabenstellung	2
1.1 Anatomische Grundlagen des Os temporale (Schläfenbein).	4
1.2 Rapid Prototyping-Technologien zur Herstellung von anatomischen Modellen	7
1.3 Aufgabenstellung	8
2. Material und Methoden.	9
2.1 Biomechanische und technische Grundlagen von Knochen und Epoxidharz	9
2.1.1 Humaner Knochen.	9
2.1.2 Epoxidharz	10
2.2 Technische Grundlagen von Datenakquise, Segmentierung und Modellherstellung.	11
2.2.1 C1-Daten	II 12
2.2.3 Modellfertigung mittels Stereolithographie	<u></u> 12 14
2.3 Entnahme, Aufbereitung und Fertigung der Proben	
2.4 Bohr- und Fräsversuche	
2.4.1 Versuchsaufbau.	17
2.4.2 Versuchsdurchführung	
2.4.3 Auswertung	19
2.5 Dreipunkt-Biegeversuch	
2.5.1 Versuchsaufbau	20
2.5.2. Versuchsdurchführung	
2.5.3 Auswertung	
2.6. Porenberechnung.	25
2.7 Evaluierung	26
3. Ergebnisse.	
3.1 Bohr- und Fräsversuche.	27
3.1.1 Bohrversuche	27
3.1.2 Fräsversuche	
3.2 Dreipunkt-Biegeversuch	
3.3 Porenberechnung	
3.4 Evaluierung	40
4. Diskussion	
4.1 Bohr- und Fräsversuche	
4.1.1 Bohrversuche	43
4.1.2 Fräsversuche	
4.2 Dreipunkt-Biegeversuche	49
4.3 Porenberechnung	
4.4 Evaluierung	54

5. Zusammenfassung	<u>57</u>
Literaturverzeichnis	<u>58</u>
Danksagung	<u>65</u>
Eidesstattliche Erklärung	<u>66</u>
Darstellung des Bildungsweges	<u>67</u>
Publikationsverzeichnis / wissenschaftliche Leistungen	<u>68</u>
Anhang	71

Abkürzungsverzeichnis

AFM	Anatomisches Faksimile Model	
ASTM	American Society for Testing and Materials	
AVB	Allgemeine Vertragsbedingungen	
CAD	Computer Aided Design	
CI	Cochlea-Implantat	
СТ	Computertomographie	
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine	
DIN EN ISO	Deutsches Institut für Normierung; europäische Norm;	
	Internationale Organisation für Normierung	
E _{Fmax}	E-Modul berechnet in Abhängigkeit von der	
	maximalen Kraft	
EH	Epoxidharz	
EHB	Epoxidharzblock	
EH_G	Epoxidharz grau (VisiJet Tough)	
Ei	integraler Elastizitätsmodul	
EH_K	Epoxidharz klar/transparent (VisiJet Clear)	
EHM	Epoxidharzmodell	
E-Modul	Elastizitätsmodul	
E _{sek}	E-Modul als Sekantenmodul nach DIN EN ISO 178:2003	
FB	Felsenbein	
HNO	Hals-, Nasen-, Ohren-	
kN	Kilonewton	
μCT	Mikrocomputertomographie	
mm	Millimeter	
MPa	Megapascal	
MRT	Magnetresonanztomographie	
Ν	Newton	
RP	Rapid Prototyping	
SL	Stereolithographie	
STL	Stereolithography Language,	
	Ursprünglich: Standard Transformation Language	
UV	Ultraviolett	
U/min	Umdrehungen pro Minute	
vgi	Vista Game Explorer Editor Game File	

1. Einleitung und Aufgabenstellung

Das Erlernen der Ohrchirurgie stellt auf Grund der Komplexität und Feinheit der Ohranatomie hohe didaktische Anforderungen an Ausbilder und Lehrmaterial. Fortgeschrittene Operateure benötigen individualisierte und personalisierte Trainingssysteme, um sich auf komplizierte Eingriffe, wie sie beispielsweise bei anatomischen Fehlbildungen auftreten können, vorzubereiten. Von auszubildenden Ärzten Operationen sollten idealerweise zunächst an humanen Schläfenbeinkadavern durchgeführt werden. Aus rechtlichen und ethischen Gründen sind diese in vielen Ländern nicht oder zumindest nicht in ausreichendem Maße verfügbar. Die Suche nach Alternativen hat verschiedene Operationsmodelle und virtuelle Trainingssysteme auf den Markt gebracht, die alle ihre Vor- und Nachteile bieten. Eine naheliegende und auch kostengünstige Option ist die Verwendung von Tierpräparaten. Durch ihre dem menschlichen Ohrknochen ähnliche Gewebestruktur bieten sie dem Operateur ein nahezu authentisches Bearbeiten mit den otochirurgischen Instrumenten. Nachteilig wirken sich die differente Anatomie und die unterschiedlichen Größenverhältnisse aus. Gocer et al. sammeln seit 2003 Erfahrungen am Schafkadaverohr und konstatieren eine sinnvolle Anwendung zum Trainieren der explorativen Tympanotomie, der Myringotomie, der Ossikuloplastik und insbesondere der Stapesplastik (1). Wegen der fehlenden Pneumatisation des Mastoids ist es zur Vorbereitung auf Operationen am menschlichen Mastoid allerdings nicht geeignet. Gleiches gilt für Lamm und Schwein, auch wegen der abweichenden Anatomie im Mastoidbereich. Gut geeignet sind letztere dagegen ebenfalls für die Mittelohrchirurgie (2).

Einen höheren Übereinstimmungsgrad in der Anatomie sollen die künstlichen Modelle haben. Die Firma 3di GmbH bietet mittels 3D-Druck gefertigte Felsenbeine auf Basis von Kalziumsulfat an (3). Deren anatomische Strukturen sind farbig abgesetzt, das Mastoid pneumatisiert dargestellt, jedoch teils mit Gipspulver gefüllt. Cochlea, Bogengänge und Vestibulum sind technologiebedingt ebenfalls mit Pulver gefüllt, was die Simulation einer Cochlea-Implantation mit Einführen eines Elektrodenträgers unmöglich macht (4). Zusätzlich bietet die Gipspulver-Binder-Zusammensetzung beim Fräsvorgang wenig Widerstand im Vergleich zum Knochen und erfordert außerdem eine Sauge für den Staub, da eine Spülung mit Wasser nicht möglich ist. Die Modelle sind vor allem für Anfänger geeignet und bieten insbesondere in Ländern ohne Zugriff auf humane Präparate eine gute Alternative (5,6).

Die fortschreitende Entwicklung des 3D-Druckens führte zur Entstehung weiterer Präparationsmodelle (7,8). So hat sich in Deutschland das Felsenbeinmodell der Firma Phacon GmbH (Leipzig, Deutschland) etabliert. Es soll bereits ein authentisches Bearbeiten gewährleisten und gut geeignet sein zum Trainieren der posterioren Tympanotomie, der Mastoidektomie sowie der Cochleostomie und der Insertion eines Elektrodenträgers (9,10). Das neueste Produkt der Firma ist an ein Navigationssystem angeschlossen, welches anhand des CT-Datensatzes des Felsenbeins eine zusätzliche Orientierungshilfe bietet. Durch in das Modell eingebrachtes, elektrisch leitfähiges Material erhält der Operateur ein direktes optisches und akustisches Warnsignal bei der Verletzung von Risikostrukturen sowie eine Auswertung seiner Operation (11).

Des Weiteren gibt es Operationssimulatoren (12,13). Die virtuelle Realität umfasst die bildliche und räumliche Darstellung der Modelle sowie ihre elastodynamischen Eigenschaften und generiert diese in Echtzeit. Der Nutzer bekommt über die Interaktion mit Kraftrückkopplungsgeräten, die die Operationsinstrumente simulieren, ein haptisches Feedback (14). Ein großer Vorteil ist die Möglichkeit, viele Pathologien und Normvarianten zu simulieren. Die gleiche Operation kann beliebig oft geprobt werden, was auf native Präparate nicht zutrifft. In Deutschland hat es der vom Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf entwickelte VOXEL-MAN für Nasennebenhöhlen- und Ohroperationen zur Marktfähigkeit gebracht (15). Parallel zum dreidimensionalen Operationssitus werden zur Navigationserleichterung die passenden CT-Bilder gezeigt (15–18). Individuelle Patientenmodelle können eingelesen und bearbeitet werden. Einen hohen didaktischen Wert haben die Simulatoren in Bezug auf das Erlernen der dreidimensionalen Anatomie (19,20). Die taktilen Eigenschaften durch die Kraftrückkopplungsgeräte werden von erfahrenen Operateuren im Vergleich zu Anfängern im Schnitt schlechter bewertet (16).

Arnold und Farrel werteten zu der Frage, ob die virtuelle Realität zum Trainieren von chirurgischen Fähigkeiten geeignet ist, Arbeiten aus dem Zeitraum von 1995 bis 2000 aus. Sie kamen zu dem Schluss, dass der Gebrauch von Simulatoren innerhalb des betrachteten Zeitraums keinen praktischen Vorteil hat. Die Kombination von Präparaten mit virtuellen Simulatoren auf Grundlage derselben sei aber durchaus ein erstrebenswertes und Fertigkeiten förderndes Ziel (21). Solch eine Kombination wird bereits von einigen Firmen angeboten (22).

Eine wichtige Operationsnachstellung, die viele der Ohrmodelle nicht ermöglichen, ist die Cochlea-Implantation. Seit ihrer Einführung in den 70er Jahren wurden bis 2008 weltweit über 120.000 Cochlea-Implantate (CI) eingesetzt (23). Laut der Deutschen Cochlear Implant Gesellschaft e.V. waren es 2011 bereits rund 300.000, davon etwa 30.000 in Deutschland. Auch Kindern werden wegen guter Erfolge immer früher CIs implantiert (24). Bei Kindern mit congenitalem sensorineuralem Hörverlust werden radiologisch mit einem Anteil von 20 % vergleichsweise häufig anatomische Abnormalitäten des Innenohres gefunden (25). Eine gute Ausbildung und eine umfassende operative Erfahrung sind Voraussetzung für eine erfolgreiche Implantation. Hierfür sind geeignete Ohrmodelle wünschenswert. Bei den mittels 3D-Druck-Verfahren gefertigten Modellen verbleibt das häufig feste Baumaterial in der Cochlea, was das Einführen eines Implantates verhindert. Eine Methode, die flüssiges Ausgangsmaterial verwendet und somit die Insertion eines Elektrodenträgers erlaubt, ist die Stereolithographie (SL). Die ersten nach diesem Verfahren gefertigten Modelle entstanden bereits in den 90er Jahren (26,27). Bei der Darstellung der filigranen Strukturen stieß die Technik damals noch an ihre Grenzen. Vor allem die mit minimal 0,5 mm noch recht grobe Schichtdicke von den zu dieser Zeit zu Verfügung stehenden CT-Daten erschwerte den Bau von Strukturen wie den Gehörknöchelchen. Seitdem hat die technische Entwicklung zur Optimierung von anatomischer Genauigkeit und Materialeigenschaften geführt. Das erstmalig 1996 gefertigte Magdeburger Felsenbeinmodell beruht auf dem Herstellungsverfahren der SL. Es entstand in Allianz von Medizinern. Informatikern. Werkstofftechnikern und Maschinenkonstrukteuren der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg. In dieser Arbeit soll es auf seine Bearbeitungseigenschaften und seine Modelltauglichkeit hin untersucht werden.

1.1 Anatomische Grundlagen des Os temporale (Schläfenbein)

Das Os temporale (Abb. 1) ist der härteste und einer der anatomisch komplexesten Knochen im menschlichen Körper. Es befindet sich zwischen dem Os sphenoidale, dem Os occipitale und dem Os parietale und ist unterteilt in:

Pars squamosa (Schuppenteil) Pars petrosa (Felsenbein) Pars tympanica (Paukenteil) Pars mastoidea (Warzenteil)

Die Pars petrosa beinhaltet das Cavum tympani (Paukenhöhle) und das Labyrinth und wird von der Arteria carotis interna sowie den Hirnnerven Vll (Nervus fazialis) und VIII (Nervus vestibulocochlearis) durchzogen. Das Labyrinth wird in das membranöse und das knöcherne Labyrinth unterteilt. Beim membranösen Labyrinth



Abbildung 1: Einteilung des linken Os temporale (89)

handelt es sich um ein abgeschlossenes Gangsystem, welches mit Perilymphe und Endolymphe gefüllt ist und vom knöchernen Labyrinth umfasst wird. Funktionell setzt sich das Labyrinth aus dem Gleichgewichtsorgan, zu dem die drei Bogengänge sowie die Makulaorgane Sacculus und Utriculus zählen, und dem akustischen Anteil, der Cochlea, zusammen.

Die Cochlea ist ein gewundener, sich verengender Kanal und zählt zweieinhalb Windungen, die sich in einen basalen, einen medialen und einen apikalen Teil gliedern lassen. Die Ganglänge beträgt 30 - 37 mm, die Höhe der Cochlea 4 - 4,5 mm (28). Die drei Bogengänge stehen annähernd orthogonal zueinander und sind über den Utriculus mit dem Sacculus verbunden. Der Nervus fazialis tritt durch den Meatus acusticus internus (innerer Gehörgang) in das Felsenbein ein. Der Gang öffnet sich in die hintere Schädelgrube und ist etwa 1 cm lang. In ihm verlaufen außerdem der VIII. Hirnnerv sowie die Arterie und die Venen des Labyrinths. Der erste Teil des Nervus fazialis wird als Pars labyrinthi bezeichnet und erstreckt sich zwischen Ganglion geniculi und der Basalwindung der Cochlea. Am Ganglion biegt er unter Abgabe des Nervus petrosus major rechtwinklig ab. Anschließend verläuft er als Pars horizontalis im Tympanon bis zum äußeren Fazialisknie und geht dann in den vertikal verlaufenden Mastoidkanal über. Der Nervus vestibulocochlearis entspringt weiter lateral im Vestibularapparat und in den Bogengängen (29). Das Ganglion vestibulare liegt am Boden des inneren Gehörganges.

Im lateralen Anteil der Pars petrosa liegt das Cavum tympani, der Hauptraum des Mittelohres, ein schmaler Bereich zwischen dem Trommelfell und dem Innenohr. Hier befinden sich die Gehörknöchelchen Stapes (Steigbügel), Incus (Amboss) und Malleus (Hammer). Sie sind syndesmotisch miteinander verbunden und über mehrere Bänder an den Wänden der Paukenhöhle aufgehängt. Zum Mittelohr gehören außerdem zwei feine Muskeln, die an den Hammergriff beziehungsweise den Steigbügel ansetzen: Der Musculus tensor tympani und der Musculus stapedius. Sie spannen das Trommelfell und fixieren den Steigbügel am ovalen Fenster, dem Übergang zur Cochlea. Zum äußeren Gehörgang hin wird die Paukenhöhle durch das Trommelfell abgegrenzt. Die zarte ovale Membran hat einen Durchmesser von circa 1 cm, eine Dicke von

0,1 mm und ist fest verwachsen mit dem Hammergriff. Die Belüftung der sonst abgeschlossenen Paukenhöhle erfolgt über die Tuba auditiva. Sie ist mit etwa 36 mm so lang wie der äußere Gehörgang und schafft eine Verbindung zwischen Epipharynx (Nasenrachen) und Mittelohr. Ihre Funktion ist für die Schwingungsfähigkeit der Gehörknöchelchenkette von großer Bedeutung. Die Pars mastoidea wird zur Pars petrosa gezählt (30). An der Innenseite des Processus mastoideus (Warzenfortsatz) verläuft der Sinus



Abbildung 2: Pneumatisierte Bereiche des Felsenbeins (87)

sigmoideus, ein venöses Emissarium, das Blut an die äußeren Kopfvenen leitet. Weiter ventral befindet sich der bereits erwähnte Fazialiskanal (Abb. 2). Der Processus mastoideus ist beim gesunden Erwachsenen pneumatisiert (Abb. 3). Viele mit Schleimhaut ausgekleidete Cellulae mastoidea sind über einen großen Hohlraum, das Antrum mastoideum, mit der Paukenhöhle verbunden. Neben den Zellen des Processus mastoideus gibt es noch die perilabyrinthären Zellen, die akzessorischen Zellen und die Zellen der Pyramidenspitze. Letztere liegen um den Canalis caroticus und unterhalb der Tuba auditiva. Die akzessorischen Zellen können im Processus styloideus, im Prozessus zygomaticus oder in der Pars squamosa auftreten. Die Pneumatisation des Os temporale ist mit dem sechsten Lebensjahr weitgehend abgeschlossen.

Die Pars tympanica bildet den unteren und vorderen Anteil des äußeren Gehörganges. Die Pars squamosa als größter Abschnitt des Os temporale ist Ausdruck der mittleren Schädelgrube und bildet einen Anteil der äußeren Schädelwand. Die Außenseite ist relativ glatt, die Innenseite zeigt tiefe, durch Arterien hervorgerufene Sulci. Der Knochen weist die typische Struktur von zwei kortikalen, kompakten Schichten auf, die eine spongiöse Ebene umschließen.



Abbildung 3: Anatomie des Felsenbeins, Zustand nach Mastoidektomie, hintere Gehörgangswand entfernt (88)

1.2 Rapid Prototyping-Technologien zur Herstellung von anatomischen Modellen

Rapid Prototyping (RP), übersetzt der schnelle Modellbau, steht allgemein für die Technik der automatisierten generativen Fertigung. Im Gegensatz zu subtraktiven Verfahren entsteht die Formgebung nicht durch Materialabtragung sondern durch die Verbindung von Volumenelementen, also einem Materialaufbau (31).

Ziel ist die direkte Umsetzung von 3D-CAD Daten oder beispielsweise CT- und MRT-Schichtdaten in das fertige Produkt ohne zusätzliche werkzeugabhängige Schritte. Als Datenschnittstelle dient allgemein das für die RP-Anlagen notwendige STL-Format (Stereolithography Language). Geometrische Formen werden hier mithilfe von Dreiecksfacetten in dreidimensionalen Oberflächen beschrieben. Alle derzeit angewendeten industriellen additiven RP-Verfahren sind streng genommen 2¹/₂D-Verfahren. Die dritte Dimension entsteht durch das Schichten von einzelnen Ebenen konstanter Dicke. Dadurch entstehen an den Außenseiten kleine, vom Original abweichende Stufen. Die Genauigkeit ist somit abhängig von der Schichtdicke (32).

Zum RP zählen verschiedene Verfahren wie die 3D-Drucktechnik, selektives Lasersintern, die SL, selektives Maskensintern, selektives Stahlschmelzen, Fused Layer Modeling und Layer Laminated Manufacturing. Die verwendeten Materialien sind hier beispielsweise Polymere, Keramiken, Metalle oder Papier. Das Magdeburger Felsenbeinmodell wird mittels SL produziert, weswegen auf die anderen Verfahren hier nicht näher eingegangen wird.

Die SL ist das am längsten bekannte und genutzte RP-Verfahren. Entwickelt wurde sie 1983 von Chuck Hill, dem späteren Gründer von 3D Systems. Auf Grund der hohen Materialkosten und der geringen Baugeschwindigkeit zählt sie zu den vergleichsweise teureren Verfahren (33). Als Werkstoffe kommen flüssige, photosensible Kunststoffe (flüssige Duromere: Epoxidharze, Acrylate oder Elastomere) zum Einsatz, was den entscheidenden Vorteil des Fertigens von Hohlräumen in komplexen Bauteilen schafft. Das flüssige Material kann nach dem Fertigungsprozess leicht ausgespült werden. In geschlossenen Strukturen wie der Cochlea des Magdeburger Felsenbeinmodells wird es erst nach Eröffnung durch den Operateur unbemerkt unter Spülung mit Wasser abgesaugt. Ein weiterer Vorteil der SL ist sein hoher Detailgrad, was für die Generierung der feinen Strukturen des Os temporale entscheidend ist. Bei der Standardstereolithographie liegen die Schichtstärken in einem Bereich von 0,05 - 0,25 mm. Bei der Mikrostereolithographie können sogar Schichtstärken bis zu 1 µm erreicht werden (33).

Ein Nachteil ist die Abhängigkeit von Stützkonstruktionen, die das Wegschwimmen von überhängendem, ausgehärtetem Material im flüssigen Kunststoffbad verhindern. Sie sind aus dem gleichen Baumaterial und müssen später von dem fertigen Objekt entfernt werden. Außerdem muss nach dem Reinigen des Bauteils eine Nachvernetzung durch UV-Licht-Bestrahlung erfolgen, um die

vollständige Aushärtung zu erreichen. Weitere Details zum Fertigungsprozess werden in Kapitel 2.2.3-Rapid Pototyping/ Stereolithographie beschrieben.

1.3 Aufgabenstellung

In dieser Arbeit werden die biomechanischen Materialeigenschaften von humanen Präparaten des Os temporale und des Magdeburger Felsenbeinmodells bestimmt und miteinander verglichen. Darüber hinaus wird die Detailgenauigkeit des anatomischen Faksimile verifiziert sowie dessen Tauglichkeit als Operationsmodell in einer Evaluierung durch angehende und erfahrene Ohrchirurgen geprüft.

In diesem Rahmen werden die für die spätere Modellanwendung relevanten Bohr- und Fräseigenschaften und das Spannungs-Dehnungs-Verhalten mit dem daraus resultierenden Elastizitätsmodul untersucht. Dabei erfolgt eine Differenzierung zwischen den rein werkstoffbedingten und den konstruktionsbedingten Eigenschaften. Die Detailgenauigkeit der Faksimiles wird über den Vergleich der Porosität von Knochen und Modell eruiert.

Ziel ist es, die bisher veröffentlichten subjektiven Studien zur Eignung verschiedener Operationsmodelle durch objektive und reproduzierbare Ergebnisse zu den Bearbeitungseigenschaften eines Modells zu ergänzen. Letztere können in der Weiterentwicklung von Operationsmodellen als Richtwerte dienen und somit zu einer Verbesserung der Modelle führen.

2. Material und Methoden

2.1 Biomechanische und technische Grundlagen von Knochen und Epoxidharz

2.1.1 Humaner Knochen

Die menschliche Knochensubstanz setzt sich aus einem zellulären und einem interzellulären Anteil, der Knochenmatrix, zusammen. Zu den Knochenzellen zählen die Osteozyten, die Osteoklasten und die Osteoblasten. Die Osteozyten liegen einzeln in kleinen Hohlräumen eines Lakunensystems, welches die mineralisierte Knochenmatrix durchzieht. Sie stehen über lange Fortsätze miteinander in Verbindung und dienen dem Nährstoffaustausch. Osteoklasten und Osteoblasten sind für den Abbau und den Aufbau von Knochensubstanz zuständig.

Die Knochenmatrix besteht zu 30 % aus organischen Materialien, zu 45 % aus anorganischen Substanzen und zu 30 % aus Wasser. Der organische Teil wird zu 95 % aus Kollagenfasern vom Typ I gebildet, welche für die Zugfestigkeit verantwortlich sind (34). Die übrigen 5 % setzen sich vor allem aus Glucosaminoglykanen und den nicht-kollagenen Proteine Osteocalcin, Osteopontin und Osteonectin zusammen. Die anorganischen Bestandteile sind für die Druckfestigkeit des Knochens verantwortlich. Sie bestehen hauptsächlich aus der kristallinen Form von Hydroxylapatit (Ca10 [PO4] 6[OH]2). Zum Teil sind die Phosphationen im Hydroxylapatit durch Karbonationen ersetzt. Die Kristalle liegen den Kollagenfasern parallel an und weisen einen Durchmesser von 40 x 30 x 3 nm auf.

Nur etwa 20 % des Skelettvolumens sind Knochensubstanz, die restlichen 80 % werden durch das Hohlraumsystem der Markräume gebildet (35). Die Eigenschaften von Knochen sind hauptsächlich durch diese makroskopische Struktur bedingt. Eine feste, dichte Knochenschicht, die Kompakta, umschließt einen schwammartigen Knochenleichtbau, die Spongiosa (Abb. 4). Das Verhältnis dieser Schichten ist in allen Knochen je nach Belastung und Funktion unterschiedlich. Individuelle Faktoren wie Geschlecht, Alter und hormoneller Status beeinflussen zusätzlich die Beschaffenheit von Knochen (36). Daher können keine generalisierten Angaben zu den Werkstoffeigenschaften getroffen werden. Torimitsu et al. bestimmten beispielsweise bei Männern eine kortikale Knochendichte von 1,7 g/cm³, bei Frauen von 1,6 g/cm³ (37). Lill et al. ermittelten eine Dichte innerhalb des Humeruskopfes von 73 mg/cm³ bei Männern und Frauen \leq 69 Jahren. Bei Männern > 70 Jahre fiel die mittlere Dichte auf 54 mg/cm³, bei den Frauen > 70 Jahre sogar bis auf 40 mg/cm³. Im Biegeversuch ermittelte E-Moduln von Knochen der humanen Schädelkalotte liegen zwischen 329,0 MPa bei Neugeborenen und 18,1 GPa bei Erwachsenen (38,39). Für rein spongiöse Proben aus dem Femurkopf bestimmte Liska im Biegeversuch ein E-Modul von 67,85 MPa (40).



Abbildung 4: A: Aufnahme der Bruchstelle einer in dieser Arbeit verwendeten Knochenprobe; B: μ -CT-Bild einer wie in dieser Arbeit verwendeten Knochenprobe; * kortikale Schicht, # spongiöse Schicht

2.1.2 Epoxidharz

Epoxidharze sind härtbare Kunstharze. Die industrielle Herstellung erfolgt in der Regel aus Bisphenol A und Epichlorhydrin. Es gibt aber auch zunehmend Spezialharze, die unter anderem aus Aminen, halogenierten Phenolen oder Cycloaliphaten bestehen (41). Sie werden als Formmassen (Reaktionsharzmassen), Gießharze (Reaktionsharze) oder als Pregreps (mit Harzen getränkte, flächige Gewebe aus Glas-, Kohlenstoff- oder Amidfasern) verarbeitet. Die Vernetzung erfolgt durch Polyaddition (42).

Für das ausgehärtete Material findet man in der Literatur einen Elastizitätsmodul von 5 GPa bis 20 GPa (43). Die Angaben zur Dichte nach Aushärtung des Epoxidharzes reichen von 1,17 g/cm³ bis 1,25 g/cm³ (42).

Die von uns verwendeten Harze "VisiJet Tough" und "VisiJet Clear" der Firma 3D Systems (Rock Hill, USA) haben laut Hersteller Biege-Elastizitätsmoduln von 1.850 MPa und 2.330 MPa. Die Dichte wird für "VisiJet Tough" im flüssigen Zustand mit 1,13 g/cm³ angegeben und im festen mit 1,19 g/cm³. Bei "VisiJet Clear" sind es entsprechend 1,1 g/cm³ und 1,17 g/cm³.

Die Zusammensetzung des Materials nach Herstellerangaben (44):

VisiJet Tough:

- 30 50 % 3,4- Epoxycyclohexylmethyl 3',4'- epoxycyclohexancarboxylat
- 15 30 % 1,6-Bis(2,3-Epoxypropoxy)hexan
- 1 10 %Gemisch aus Triarylsulfoniumsalz(50 % Propylencarbonat, 50 % gemischte Triarylsulfoniumsalze)

VisiJet Clear:

60 – 75 %	4,4'-Isopropylidenedicyclohexanol,	
	oligomere Reaktionsprodukte mit 1-Chlor- 2,3-epoxypropan	
15 - 25 %	3-Ethyl-3-Hydroxymethyl-oxetan	
1 – 5 %	Gemisch aus Triarylsulfoniumsalz:	
	50 % Propylencarbonat, 50 % gemischte Triarylsulfoniumsalze	

2.2 Technische Grundlagen von Datenakquise, Segmentierung und Modellherstellung

2.2.1 CT-Daten

Die Computertomographie (CT) hat sich in der Medizin zur Darstellung von Knochen bewährt. Es gibt verschiedene Gerätetypen, die sich je nach Aufgabenstellung unterschiedlich eignen. Zur Fertigung eines patientenindividuellen Modells bieten sich in der Regel eine Spiral-CT oder eine Flachdetektor-CT an. Die Flachdetektor-CT verspricht eine bessere Abgrenzung feiner Knochenstrukturen des Felsenbeins als eine herkömmliche Mehrschicht-Spiral-CT (45,46). Durch ihre Auflösung eignet sie sich besonders zur postoperativen Diagnostik nach einer CI-Implantation (47). Nach Klink sind die Datensätze aus dem Flachdetektor-CT außerdem für eine spätere Segmentierung besser geeignet als die aus dem Spiral-CT. Feine Knochendetails von den Gehörknöchelchen und der Cochlea sind in den Aufnahmen vom Spiral-CT auf Grund eines schlechten Signal-Rausch-Verhältnisses teils nur zu erahnen (48). Da die Segmentierung in der Modellentstehung einen wesentlichen Arbeitsschritt einnimmt, wurden für die Herstellung des anatomischen Faksimilemodells (AFM) Datensätze aus der Flachdetektor-CT verwendet. Die Pixelgröße beträgt 0,17 mm² x 0,17 mm², die Bildgröße 512 x 512 Pixel.

Für eine detailgenaue Materialuntersuchung kleiner Objekte, bei denen die Strahlenbelastung im Gegensatz zur Untersuchung am Patienten keine Rolle spielt, bietet eine Mikro-CT (μ -CT) die besten Möglichkeiten. Die Datensätze zur Bestimmung des Porenvolumens und die für die Probenherstellung für die Dreipunkt-Biegeversuche wurden mit dem μ -CT phoenix nanotom s der Firma GE erhoben. Die Röntgenröhre hat laut Hersteller eine minimale Voxelgröße von 0,5 µm und eine Detailerkennbarkeit von bis zu 0,2 µm. Die Pixelgröße des Detektors beträgt 50 µm (49).

Für alle genutzten bildgebenden Systeme ist der DICOM-Standard (Digital Imaging and Communications in Medicine) das Speicherformat. Er dient im medizinischen Bereich einer barrierefreien Kommunikation zwischen Systemen verschiedener Hersteller (50). Die Datenausgabe aus der μ-CT erfolgte als vgi (Vista Game Explorer Editor Game File). Beide können in die für die Segmentierung genutzte Software Dornheim-Segmenter® der Firma Dornheim Medical Images GmbH (Magdeburg, Deutschland) eingelesen werden.

In einem CT-Bild werden die gemessenen Schwächungswerte als Graustufen dargestellt. Nach Hounsfield werden sie auf eine dimensionslose Skala transformiert und dabei auf den Wert von Wasser bezogen (51). Wasser besitzt die Hounsfield-Einheit (HE) 0, für Luft liegt der Wert bei -1000 HE. Sehr dichter Knochen erreicht Werte zwischen 1.000 HE und 2.000 HE (52). Zarte Knochenstrukturen weisen jedoch Werte deutlich unter 500 HE auf, was durch den Partialvolumeneffekt, die Mischung verschiedener Strukturen in einem Voxel, begründet ist. Da in diesem Bereich auch Weichteile liegen, ist eine reine Selektion aller Knochen über die Hounsfield-Einheit nicht möglich (53). Medizinische CTs stellen einen Bereich von -1024 HE bis 3071 HE dar (54). Da der Mensch maximal 60 bis 80 verschiedene Graustufen unterscheiden kann, muss der Interessensbereich in sogenannten Fenstern entsprechend gewebespezifisch dargestellt werden (55). Werte oberhalb des Fensters werden weiß angezeigt, die Werte unterhalb des Fensters schwarz.

2.2.2 Segmentierungssoftware

Die CT-Schichtdaten im DICOM-Format müssen für die Modellherstellung mittels SL in das STL-Format gewandelt werden. Das STL-Format ist ein Industriestandard für die generativen Fertigungsverfahren. Es beschreibt das Modell als ein polygonales Oberflächengitter, das aus einer beliebigen Anzahl unterschiedlich großer, ebener Dreiecke zusammengesetzt ist (31). Je mehr Dreiecke, desto genauer ist die Annäherung an die tatsächliche Geometrie.



Abbildung 5: μ -CT-Aufnahme eines Felsenbeins im Dornheim-Segmenter®; zu sehen sind die drei orthogonalen Schichtbilder und das entsprechend dazu generierte 3D-Modell; in der rechten Leiste kann die darzustellende Maske über den Intensitätswert bestimmt werden (rot umrandet)

Zusätzlich muss eine Segmentierung der CT-Bilder erfolgen, die den zu bauenden Teil als Maske klar definiert. Diese Arbeitsschritte wurden mit der Software Dornheim-Segmenter® durchgeführt. Zur Herstellung einer Maske wurde das Schwellenwertverfahren gewählt. Hierbei nutzt man die hohe Intensität, mit der sich Knochen in den CT-Bildern im Vergleich zum umgebenden Gewebe darstellt. Es wird über das Histogramm (Abb. 5) ein Intensitätswert festgelegt, und alle Voxel, deren Intensitätswert darüber liegen, werden in die Maske eingeschlossen. Bei standardisierten CT-Aufnahmen kann dieser Parameter zumindest für die dichten Knochenstrukturen auch automatisch anhand der Hounsfield-Einheiten bestimmt werden (56).

Die feineren Knochenstrukturen wie Gehörknöchelchen und Cochlea siedeln sich eher im mittleren Intensitätsbereich an. Dies lässt sich zum einen durch ihre geringere Dichte und zum anderen durch den Partialvolumeneffekt erklären. Hierbei werden trotz der hohen Auflösung filigrane Strukturen auf Grund der CT-Schichtdicke nur teilweise erfasst. Die über die Schichten gemittelte Dichte wird im CT-Bild angezeigt (57). Um die feinen Knochen in einer Maske zu erfassen, müssen manuell zwei Schwellenwerte festgelegt werden, die den unteren und den oberen Intensitätsbereich der Voxel abgrenzen. Das Felsenbein hat allerdings so viele verschiedene Intensitätsbereiche, dass eine manuelle Segmentierung feiner Strukturen mit "Pinsel"-Werkzeugen notwendig ist. Zur Prozessbeschleunigung kann die Verbindung manueller Markierungen über mehrere Schichten hinweg mit der Interpolierungsfunktion erfolgen. So können nach Bedarf beliebig viele Masken erstellt und später zu einer endgültigen Maske kombiniert werden. Neben den drei Fenstern, in denen die Schichten bearbeitet werden, dient das vierte zur Begutachtung des in Echtzeit segmentierten Oberflächengitters (Abb. 5). Somit kann schon während der Segmentierung überprüft werden, ob alle Strukturen korrekt repräsentiert sind.

Die verschiedenen Softwaretools ermöglichen auch die Konstruktion nicht abgebildeter Strukturen wie zum Beispiel der des Trommelfells, welches wegen seiner geringen Dicke und Dichte in der CT kaum erfasst wird (Abb. 6). In dem Magdeburger AFM wurde zur besseren Orientierung für den Operateur ein "Quasi-Trommelfell" manuell segmentiert und eingebaut (58).

Auf Grund der hoch komplexen Struktur des Felsenbeins ist eine fehlerlose automatisierte Polygonisierung kaum möglich (48). Es entstehen beispielsweise Lücken oder Überlappungen im Netz, die im Fertigungsprozess durch die sehr feine Auflösung des Laserlichts zu Startproblemen oder zur Modellinstabilität führen können. Zur Netzoptimierung wurde die freie Software GOM Inspect der Firma GOM GmbH (Braunschweig, Deutschland) verwendet. Hier konnten in einer akzeptablen Zeitspanne etwa 90 % der Fehler behoben werden (48). Die übrigen Fehler wurden im Zuge der Schichtberechnungen von der auf das Stereolithographiesystem abgestimmten RP-Vorbereitungssoftware "3D-Manage" der Firma 3D Systems automatisiert behoben.



Abbildung 6: Felsenbein transparent dargestellt, blau: Trommelfell, grün: Hammer, gelb: Amboss, rot Steigbügel, beige: Cochlea und Bogengänge

2.2.3 Modellfertigung mittels Stereolithographie

Mit den aus den CT-Daten erstellten und optimierten STL-Datensätzen ist eine Modellgenerierung nach dem SL-Verfahren möglich. Das Magdeburger Felsenbeinmodell und die in dieser Arbeit untersuchten Proben wurden in einer ProJetTM6000 von 3D Systems gefertigt (44). Bei der SL wird flüssiges Epoxidharz nach dem Prinzip der Photopolymerisation schichtweise mittels UV-Strahlung ausgehärtet (Abb. 7).



Abbildung 7: Schematische Darstellung der Stereolitho-graphie; 1) Aushärtung der obersten Schicht mit dem Laser; 2) Senken der Bauplattform um eine Schichtdicke;
Wischer benetzt oberste Schicht mit flüssigem Epoxidharz

Das flüssige Epoxidharz befindet sich in einem Bassin, dem Bauraum. Ein über mehrere Spiegel gelenkter Laserstrahl fährt die Kontur des jeweiligen Bauteilquerschnitts auf der Oberfläche des Epoxidharzbades ab. Danach senkt sich eine verschiebbare Bauplattform zusammen mit dem Modell um die Bauschichttiefe in das Bad ab, und die zuvor gehärtete Ebene wird mit Hilfe eines Wischers anschließend mit flüssigem Epoxidharz benetzt. Um die einzelnen Schichten miteinander zu verbinden, wird die Einhärtetiefe des Lasers größer gewählt als die Schichttiefe (Overcure). Wird die notwendige Energiedichte erreicht, verknüpfen sich die Monomere zu Ketten und es entsteht ein stabiler Kunststoff (31). Oberflächengüte und Detailtreue werden hierbei durch den Durchmesser des Lasers und die gewählte Schichtdicke bestimmt. Die originalgetreue Darstellung der feinen anatomischen Strukturen wie Gehörknöchelchen und Cochlea sowie der Bau von porösen Arealen erfordern eine höchstmögliche Prozessgenauigkeit, um den sogenannten Treppenstufeneffekt so gering wie möglich zu halten. Dieser Oberflächeneffekt entsteht durch die Aufeinanderschichtung unterschiedlich großer Bauebenen und ist charakteristisch für additive Herstellungsverfahren (32). Das Magdeburger Felsenbeinmodell wurde mit dem kleinsten Laserstrahldurchmesser von 0,2 mm und der geringsten Schichtstärke von 0,05 mm gefertigt. Die Aushärtung kann bei diesem Verfahren nur an der Oberfläche des Epoxidharzbades erfolgen, da in der Tiefe gefertigte Teile wegschwimmen würden. Zur Fixierung des Modells an die Bauplattform und zur Stabilisierung von Hohlräumen und Überständen sind Stützstrukturen in Form von kleinen Säulen erforderlich (33). Sie werden von der zugehörigen Software "3D-Manage" der Firma 3D Systems automatisch generiert, können durch Fachpersonal aber auch beeinflusst werden. Die Stützstrukturen sind aus dem gleichen Ausgangswerkstoff wie das Bauteil und müssen später vom fertigen Modell manuell entfernt werden. Das für das Magdeburger Felsenbeinmodell verwendete Ausgangsmaterial "VisiJet tough" zeichnet sich durch eine hohe Prozess- und Baustabilität aus. Überhänge bis 3 mm und Hohlraumstrukturen bis 5 mm können dadurch ohne Stützstrukturen sicher gebaut werden. Ab einer Anzahl von deutlich über 1.500 zu stützenden Regionen wird eine stabile Modellfertigung zunehmend unwahrscheinlicher. Mit Hilfe einer Reduzierung der Hohlräume während des Segmentierungsprozesses kann dem entgegen gewirkt werden. Dadurch verringert sich aber auch der Grad der Übereinstimmung mit dem Originalpräparat (48). Für diesen Balanceakt ist geschultes Personal erforderlich, damit die Abbildung wichtiger anatomischer Strukturen nicht unter den genannten Maßnahmen zum Erreichen der notwendigen Baustabilität leidet.

Nach einer Bauzeit von etwa 12 Stunden kann das fertige Felsenbein entnommen werden (Abb. 8). Durch eine Bauraumgröße von 250 mm x 250 mm x 125 mm können bis zu neun Modelle parallel gefertigt werden, was zu einer Verlängerung des Prozesses auf 33 Stunden führt. Bei der Nachbearbeitung werden Stützstrukturen und flüssiges Polymer unter Spülung mit Isopropanol entfernt. Zum Entfernen der Flüssigkeit aus tiefer liegenden Räumen ist die Anwendung einer Vakuumanlage sinnvoll. Eingeschlossenes flüssiges Epoxidharz und Stützstrukturen im Inneren des Modells verbleiben. Anschließend wird das Bauteil zur Nachvernetzung und dem vollständigen Abschluss des Aushärtungsprozesses für 20 Minuten in einen UV-Schrank gelegt (48).



Abbildung 8: Magdeburger Felsenbeinmodell (rechtes Os temporale)

2.3 Entnahme, Aufbereitung und Fertigung der Proben

Die Knochenproben stammen aus dem Bereich der Facies temporalis der Pars squamosa sowie aus der Pars petrosa adulter Felsenbeine. Nach Entnahme der Felsenbeine wurden diese bei -18 °C gelagert. Eine Fixierung mit Formalin oder Ähnlichem erfolgte nicht. Die eigentlichen Proben für die Versuchsreihen wurden im gefrorenen Zustand aus verschiedenen Felsenbeinen ausgesägt. Für die Fräs- und Bohrversuche betrugen die Längen- und Breitenmaße 20 mm x 20 mm, für die Dreipunkt-Biegeversuche 5 mm x 20 mm. Die Höhe wurde zum Erhalt der physiologischen Struktur nicht genormt. Erst vor dem Versuch tauten die Knochen bei Raumtemperatur wieder vollständig auf.

Für die Dreipunkt-Biegeversuche wurden 20 Knochenproben im μ -CT gescannt und die entsprechenden Faksimiles mittels SL nachgebaut (Abb. 9). Verwendet wurden die Epoxidharze "VisiJet Tough" (grau) und "VisiJet Clear" (transparent) der Firma 3D Systems. Zum Vergleich wurden aus beiden Materialien auch Proben aus Vollmaterial mit den Maßen 5 mm x 20 mm x 3 mm gefertigt.

Für die Fräs- und Bohrversuche wurden ausschließlich Proben aus dem grauen Epoxidharz "VisiJet Tough" gebaut. Die Abmessungen



Abbildung 9: Proben für den Dreipunkt-Biegeversuch; unten: Knochenprobe, oben: entsprechende Epoxidharzprobe

der Vollmaterialblöcke betrugen 20 mm x 20 mm x 5 mm. Für die porösen Epoxidharzproben wurden identische Blöcke aus einem Felsenbeinfaksimile gesägt.

Nach Rücksprache mit der Ethikkommission der medizinischen Fakultät Magdeburg ist nach § 16 (5) der AVB des Universitätsklinikum Magdeburg kein Votum erforderlich.

2.4 Bohr- und Fräsversuche

Im Rahmen der Bohr- und Fräsversuche wurde das Materialverhalten unter Operationsbedingungen untersucht. Bei der manuellen Materialabtragung innerhalb einer Ohroperation schwanken Vorschub, Eindringtiefe und Kraftaufwand ständig. Fräsen und Bohren gehen teils fließend ineinander über. Um später vergleichbare Werte zu erhalten, legten wir Eindringtiefe und Vorschubgeschwindigkeit fest.

2.4.1 Versuchsaufbau

Genutzt wurde eine Maho MH600 E Fräs- und Bohrmaschine (DMG MORI, Bielefeld, Deutschland), wobei zur Realisierung einer höheren Drehzahl eine J & K – Turbo Fräs – Schnelllaufspindel Modell FSP 80 (Oltrogge, Bielefeld, Deutschland) mit einer maximalen Drehzahl von 80.000 U/min eingesetzt wurde. Bei dieser Maschine wird eine konstante Drehzahl über einen stufenlos regelbaren Antrieb durch eine Druckluftturbine gewährleistet. Der Arbeitsbereich der Maschine umfasst entlang der drei Raumachsen einen Bereich von 600 mm x 450 mm (x-, y-, z-Achse). Die Fräsmaschine war mit einer Philips CNC-432 Steuerung ausgestattet. Die auftretenden Kräfte wurden in den drei orthogonalen Achsen über eine unterhalb der Probe liegende Messplattform der Firma Kistler Typ 9257b (Kistler Group, Winterthur, Schweiz) mit einer Abtastrate von 30 kHz aufgenommen (Abb. 10). Die Datenerfassung erfolgte mit dem Programm Labview (National Instruments, Austin, Texas).

Für die Bohr- und Fräsversuche wurde ein bei Ohroperationen üblicher Kugelkopffräser aus Stahl vom Typ 261027 (Karl Storz GmbH & Co. KG, Tuttlingen, Deutschland) mit einem Durchmesser von 2,7 mm in die Spindel eingespannt (Abb. 11). Die Spindeldrehzahl betrug je nach Messreihe 5.000 U/min, 10.000 U/min oder 15.000 U/min. Der Vorschub des Fräsers wurde für alle Versuchsreihen auf 100 mm/min festgelegt, um konstante Bedingungen für den späteren Vergleich der



Abbildung 10: Kugelkopffräser mit 2,7 mm Durchmesser; Firma Storz

auftretenden Kräfte zu erlangen. Gekühlt wurde mit einer Emulsion aus 94,5 % Wasser und 5,5 %

Schneidöl. Unterhalb der Spindel wurden die Proben bündig in einem Schraubstock eingespannt, welcher auf der Messplattform fixiert war (Abb. 11).



Abbildung 11: Maho MH600 E Fräs- und Bohrmaschine

2.4.2 Versuchsdurchführung

Bei den Bohr- und Fräsversuchen wurden die folgenden drei Arten von Proben untersucht:

- Knochenteile aus dem Bereich des humanen Felsenbeins (FB)

- aus dem Felsenbeimodell entnommene Epoxidharzproben (EHM)

- Blöcke aus Epoxidharzvollmaterial (EHB)

Die Epoxidharzblöcke (EHB) wurden direkt in der verwendeten Probengröße von 20 mm x 20 mm x 5 mm gedruckt. Die Knochenproben und die Epoxidharzproben aus den Felsenbeinmodellen wurden aus dem Os temporale beziehungsweise aus dessen Nachbau gesägt und maßen 20 mm bis 25 mm in Breite und Länge. Die Höhe wurde hier zum Erhalt der physiologischen Grundstruktur nicht genormt.

Um bei den Messungen einen konstant großen Materialabtrag zu erlangen, wurde für die Fräsversuche an Knochen und EHM zunächst durch Vorfräsen mit dem für die Versuche verwendeten Stahlfräser eine einheitliche Oberflächenrinne geschaffen. Ein identischer Materialabtrag kann wegen der physiologisch auftretenden Porosität nicht erreicht werden. Die Eindringtiefe des Fräsers beträgt für alle Messreihen 1,35 mm, was dem Radius der Fräskopfes entspricht. Gefräst wurde über die gesamte Probenlänge.

An einem EHB wurden beidseits je fünf parallele Bahnen gefräst. Es wurden 30 Fräsungen mit 5.000 U/min durchgeführt und 30 mit 15.000 U/min. Die FB-Proben wurden nur einseitig von der äußeren kortikalen Schicht bearbeitet. Nach dem Vorfräsen von fünf parallelen Bahnen wurden diese soweit möglich für mehrere Messungen genutzt, um auch die spongiösen Schichten zu erfassen. Es wurden 60 Messungen mit 5.000 U/min und 75 mit 15.000 U/min aufgenommen. Bei den EHM-Proben wurde nach gleichem Schema verfahren. Hier wurden 34 Messungen mit 5.000 U/min und 15 mit 15.000 U/min erhoben.

Für die Bohrversuche erfolgte keine Glättung, damit die physiologische Struktur erhalten blieb. Eine Bohrung wurde von Eintritt in das Material bis zum Austritt aufgenommen. Dadurch ergaben sich unterschiedlich lange Bohrwege, was bei der Auswertung später berücksichtigt wurde. An jeder Probe erfolgten 25 Bohrungen. Insgesamt wurden bei den FB-Proben je 40 Messungen mit 5.000 U/min und 15.000 U/min und 20 Messungen mit 10.000 U/min aufgenommen. Bei dem EHB waren es je 25 mit 5.000 U/min und 15.000 U/min und 10 mit 10.000 U/min. An dem EHM wurden 15 Bohrungen bei 5.000 U/min und 10 bei 15.000 U/min durchgeführt.

2.4.3 Auswertung

Die Aufbereitung, Auswertung und Visualisierung der Messdaten erfolgte mit Python-basierten Open-Source-Softwarebibliotheken. Die vom Dynamometer mit 30 kHz abgetasteten Messwerte wurden vor einer weiterführenden Auswertung zunächst wie folgt aufbereitet:

 Unter Anwendung eines Filters mit endlicher Impulsantwort (*finite impulse response (FIR) filter*) wurden Rauschanteile reduziert:

```
import numpy, scipy # Import hilfreicher Datentypen und Funktionen
FC = .001 # Grenzfrequenz bei 0.001/2 der Abtastfrequenz (15Hz)
N = 1001 # Filterbreite
FIR = scipy.signal.firwin(N, cutoff=FC, window='hamming') # Filter
filtered data = scipy.signal.fftconvolve(data, FIR, 'same') # filtern
```

2. Die Datengröße wurde deutlich verringert, indem die zeitliche Auflösung auf ein wesentlich gröberes Raster reduziert und die zugehörigen Werte linear interpoliert wurden:

```
ratio = 100. # f_old = ratio*f_new
f_t = scipy.interpolate.interpld(t,t) # t: Vektor der Abstastzeitpunkte
f_d = scipy.interpolate.interpld(t,data) # data: Gemessene Kräfte
dt = numpy.mean(numpy.diff(t)) # Durchschnittliches Abstastintervall
t_red = f_t(numpy.arange(t[0],t[-1],dt*ratio)) # gröberer Zeitvektor
data_red = f_d(t_red) # linear interpolierte Messwerte
```

Gewertet wurden dementsprechend nur die um lineare Trends bereinigten Bereiche, in denen der Fräskopf vollständig dem Material ausgesetzt war. Die Eintrittsphase sowie der Austritt aus dem Material wurden hierbei nicht berücksichtigt. Bei den Fräsvorgängen entstand so ein für alle Proben verwertbarer Zeitbereich von 10 s, bei den Bohrungen umfasst dieser lediglich 2,5 s. Für jeden Fräsvorgang und jede Bohrung wurden aus den Einzelmessungen für jede der drei orthogonalen Kräfte der arithmetische Mittelwert sowie die Standardabweichung errechnet. Die Verteilungen der Mittelwerte und der Standardabweichungen der drei unterschiedlichen Materialien wurden mit Hilfe des Wilcoxon-Mann-Whithney-Tests in Kombination mit einer Bonferroni-Korrektur statistisch miteinander verglichen (59,60).

2.5 Dreipunkt-Biegeversuch

Der Elastizitätsmodul gibt Auskunft über die Widerstandsfähigkeit eines Werkstoffes gegenüber einer Verformung im elastischen Bereich. Je größer der E-Modul ist, desto kleiner ist die Dehnung des Materials unter einer definierten Belastung. Zur Bestimmung der Biegeeigenschaften und des Elastizitätsmoduls von Knochen und vielen Kunststoffen ist der Biegeversuch ein gängiges Verfahren. In der Praxis haben sich die Dreipunkt- und die Vierpunktprüfanordnung etabliert. Beim Dreipunkt-Biegeversuch kommt es im mittleren Probenbereich neben den Biegekräften zusätzlich zu Scherkräften. Vorteil des Vierpunkt-Biegeversuches ist der scherkraftfreie Bereich zwischen den Krafteinleitungsstellen des Doppelprüfstempels (61). Die begrenzte Länge unserer Proben (vgl. Abschnitt 2.3) schließt das Vierpunkt-Biegeverfahren jedoch aus. Darüber hinaus sieht die DIN EN ISO 178 nur die Dreipunktprüfanordnung für die Bestimmung des E-Moduls bei Kunststoffen vor (62).

Der E-Modul unterliegt neben den reinen Werkstoffeigenschaften der Probe zusätzlich dem Einfluss des individuellen, sehr komplexen Aufbaus von Knochen. Um die Knochenproben auch abhängig von ihrer spezifischen Struktur mit den Epoxidharzproben vergleichen zu können, wurden zu jeder humanen Probe drei Faksimiles gefertigt und geprüft.

2.5.1 Versuchsaufbau

Die Biegeversuche wurden an einer Prüfmaschine vom Typ TIRAtest 2825 der Firma TIRA GmbH Schalkau aus Deutschland durchgeführt, welche über eine Maximallast von 25 kN verfügt. Auf Grund der geringen Länge der uns zu Verfügung stehenden Knochenproben wurde eine entsprechend kleinere Halterung für die Versuchsreihe konstruiert und angefertigt. Die Auflagedistanz konnte dabei auf 12 mm verkürzt werden. Der von oben aufsetzende Druckstempel hatte einen Durchmesser von 5 mm (Abb. 12).



Abbildung 12: Versuchsmaschine TIRAtest 2825 mit Knochenprobe bestückt

2.5.2. Versuchsdurchführung

Aus dem Bereich der Facies temporalis der Pars squamosa und aus der Pars petrosa des Os temporalis wurden 20 Knochenproben im μ -CT gescannt und die entsprechenden Faksimiles mittels SL nachgebaut. Neben dem bei den Bohr- und Fräsversuchen getesteten grauen Epoxidharz "VisiJet Tough" unseres Modells wurde zusätzlich das transparente Epoxidharz "VisiJet Clear" geprüft. Es stammt ebenfalls von der Firma 3D Systems und unterscheidet sich gemäß Hersteller hinsichtlich der Materialeigenschaften (44) (vgl. Abschnitt 2.1.2). Dies betrifft u.a. die Dichte, den E-Modul und die Härte . Zu jeder Knochenprobe wurden drei aus dem grauen Epoxidharz bestehende und drei aus dem transparenten Epoxidharz bestehende Proben getestet. Die Proben waren 20 mm lang und 5 mm breit. Ihre Höhe war durch die Anatomie der zugehörigen Knochenproben vorgegeben und variierte zwischen 3,1 mm und 5,5 mm, auch innerhalb einer Probe. Außerdem wurden von beiden Harzen je drei Materialblöcke mit den Maßen 20 mm x 5 mm x 3 mm getestet.

Alle Proben wurden entsprechend dem standardisierten Biegeversuch nach DIN EN ISO 178 ohne weitere Befestigung auf die Halterung gelegt. Die äußere kortikale Schicht war nach oben gerichtet. Der von oben aufsetzende Druckstempel wurde an die Probe herangefahren. Die

Vorschubgeschwindigkeit betrug bei den Messungen 5 mm/min. Gemessen wurde bis zum mechanischen Bruch der Proben.

2.5.3 Auswertung

Die Auswertung erfolgte mit der zur Prüfmaschine gehörigen Software TIRASoft (TIRA GmbH, Schalkau, Deutschland). Die weitere Aufbereitung, Auswertung und Visualisierung der Daten wurde mit Hilfe von Python-basierten Open-Source-Softwarebibliotheken vorgenommen. Biegespannung und Biegedehnung wurden nach den folgenden Gleichungen berechnet (62):

$$\sigma = \frac{3FL}{2bh^2}$$
[1]

Dabei ist

 σ Biegespannung in MPa;

F aufgebrachte Kraft in N;

L Auflagedistanz in mm;

b Breite des Probekörpers in mm;

h Dicke des Probekörpers in mm.

$$\epsilon = \frac{6sh}{L^2}$$
[2]

Dabei ist

 ε Biegedehnung in mm/mm bzw. in %mm/mm;

s Durchbiegung in mm;

h Dicke des Probekörpers in mm;

L Auflagedistanz in mm.

Die mit einer Abtastrate von 50 Hz ermittelten Werte für Biegespannung und Biegedehnung wurden vor einer weiterführenden Auswertung zunächst wie folgt aufbereitet:

1. Wie bei den Fräs- und Bohrversuchen näher beschrieben wurden Rauschanteile unter

Anwendung eines FIR-Filters reduziert. Dieses war in diesem Fall wie folgt parametrisiert:

FC = .01 # Grenzfrequenz bei 0.01/2 der Abtastfrequenz (0.25Hz) N = 31 # Filterbreite

- 2. Für jede Probe wurden die im Anschluss an den jeweiligen Bereich des Materialbruches gemessenen Werte abgeschnitten.

Biegedehnungswerten. Für die Berechnung des E-Moduls nach DIN EN ISO 178 werden jedoch die Biegespannungen benötigt, die zwei vorgegebenen Dehnungswerten entsprechen würden (siehe unten). Daher wurden die Werte der Biegespannung für ein genügend feines, äquidistantes und die vorgeschriebenen Dehnungswerte beinhaltendes Raster wie folgt linear interpoliert:

```
stepsize = 1e-5 # Konstante Schrittweite
f = scipy.interpolate.interp1d(epsilon,sigma) # Interpolationsfunktion
grid = numpy.arange(0,epsilon.min()+2*stepsize, stepsize) # Vorbereitend
v_min = grid[grid>=epsilon.min()][0] # Erster Wert des Rasters
epsilon_interpolated = numpy.arange(v_min, epsilon.max(), stepsize)
sigma interpolated = f(epsilon interpolated)
```

4. Korrektur der Messkurven (Unkorrigierte und korrigierte Kurven sind im Anhang aufgeführt): Begann die Kurve nicht im Nullpunkt, sondern wies bei einer Biegedehnung von 0 bereits eine Biegespannung auf, wurde die Kurve nach unten in den Nullpunkt verschoben und erst dann der E-Modul berechnet (Betrifft die Proben: FB: 16, EHM_G1: 8, 16, EHM_G2: 8, EHM_G3: 8, EHM_K1: 2, EHM_K2: 4, 10, EHM_K3: 1, 5, 8). Ursächlich war hier vermutlich ein Einbruch in oberen Schichten ohne Biegung der unteren Kortikalis. Die resultierenden Steigungen lag im mittleren Bereich der jeweiligen Gruppe, sodass die Proben von der Auswertung nicht ausgeschlossen wurden.

Stieg die Biegespannung erst ab einer deutlich fortgeschrittenen Biegedehnung gleichmäßig an, wurde die Kurve mit dem Beginn der stärkeren, gleichmäßigen Steigung in den Nullpunkt verschoben und anschließend der E-Modul bestimmt (Betrifft die Proben FB 13 und FB 14).

Der Biege-Elastizitätsmodul wurde gemäß DIN EN ISO 178 als Sekantenmodul für die Dehnungen $\varepsilon_1 = 0,05$ % und $\varepsilon_2 = 0,25$ % bestimmt (Abb. 13), da bei Kunststoffen in der Regel keine eindeutige Hook'sche Gerade vorliegt (43,62):

$$E_{sek} = \frac{\sigma_2 - \sigma_1}{\epsilon_2 - \epsilon_1}$$
[3]

Dabei ist

*E*_{sek} Elastizitätsmodul in MPa;

 σ_1 zur Biegedehnung ε_1 zugehörige Biegespannung in MPa;

 σ_2 zur Biegedehnung ε_2 zugehörige Biegespannung in MPa.

Wegen der Mischung unterschiedlicher Eigenschaften kortikaler und spongiöser Schichten von Knochen ergibt sich für die Felsenbeinproben und deren Faksimile ein integraler E-Modul. Zusätzlich zu dem beschriebenen Sekantenmodul wurde für die Knochenproben der BiegeElastizitätsmodul zwischen dem Nullpunkt $\varepsilon_1 = \varepsilon(F_0) = 0$ und der Dehnung im Punkt maximaler Krafteinwirkung $\varepsilon_2 = \varepsilon(F_{max})$ berechnet (Abb. 13), sodass sich nach Einsetzen in die Gleichung [3] hierfür folgende Formel ergibt:

$$E_{Fmax} = \frac{F_{max}L^3}{4 bh^3 s_{max}}$$
[4]

Dabei ist

E_{Fmax} Elastizitätsmodul in MPa;

 F_{max} aufgebrachte Kraft in N;

 s_{max} Durchbiegung bei Belastung F_{max} in mm.



Abbildung 13: Links: E-Modul bestimmt nach DIN EN ISO 178 (62); rechts: E-Modul der gleich Messkurve als Steigung der Geraden zwischen Nullpunkt und der Dehnung im Punkt maximaler Krafteinwirkung (Längenverhältnisse beider Achsenpaare identisch)

Die Verteilungen der E-Moduln der drei unterschiedlichen Materialien wurden mit dem Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test unter Anwendung einer Bonferroni-Korrektur statistisch miteinander verglichen (60,63). Zur Bestimmung der linearen Rangkorrelation zwischen Probenhöhe und E-Modul, zwischen den jeweils drei Faksimilegruppen beider Epoxidharze sowie zwischen FB- und EH-Proben wurde Spearmans Rangkorrelationskoeffizient verwendet.

2.6. Porenberechnung

Ziel dieser Untersuchung war es, die Anzahl und das Volumen von Poren zwischen dem Os temporale und dessen mittels SL aus Epoxidharz gefertigten Nachbau zu vergleichen und damit die Genauigkeit der Konstruktionsmethode zu eruieren. Hierfür wurden fünf Proben aus dem temporalen Bereich des Schläfenbeins entnommen. Länge und Breite betrugen 20 mm x 5 mm, die Höhe wurde wie bei den vorherigen Versuchen nicht normiert. Von diesen Proben wurden im μ-CT (phoenix nanotom s, GE Measurement & Control Solutions, Billerica, USA) Datensätze erhoben und mittels SL die zugehörigen Faksimiles aus Epoxidharz gefertigt. Diese wurden ebenfalls im μ-CT gescannt. Fixiert wurden die Proben während einer Messung mit Modelliermasse, welche sich später bei der Segmentierung von dem Untersuchungsmaterial abgrenzen lieβ. Die μ-CT-Daten wurden anschließend in dem Dornheim-Segmenter Scientific® (Dornheim Medical Images GmbH, Magdeburg, Deutschland) eingelesen und bearbeitet. Damit das Programm die Poren erkennt, musste zunächst eine Maske erstellt werden, die das Knochenmaterial definiert. Anschließend berechnete die Software Volumen und Anzahl der eingeschlossenen Poren.

Für die Knochenproben wurde eine Maske auf Basis des Histogramms erstellt. Das Histogramm im Dornheim-Segmenter Scientific® zeigt die Häufigkeitsverteilung der Grauwerte von der eingelesenen Probe. Die Skalierung ist jedoch unabhängig von der Hounsfield-Skala (siehe Abschnitt 2.2.1). Die Graustufen von Knochen und Poren lagen dabei so weit auseinander, dass ein Schwellenwert für die gesamte Probe festgelegt werden konnte.

In den CT-Bildern der Faksimiles zeigten sich das ausgehärtete Epoxidharz und das in den Poren eingeschlossene flüssige Material auf Grund der annähernd identischen Dichte in ähnlichen Graustufen. Eine automatische Auswertung über einen allgemeinen Schwellenwert konnte somit nicht erfolgen. Für den geschulten Untersucher sind die Poren allerdings gut identifizierbar. Sie wurden manuell in den drei Raumebenen mit Pinselwerkzeugen markiert und anschließend vom Grundkörper subtrahiert, wodurch eine auswertbare Maske entstand. Die Berechnung der Porenanzahl, des gesamten eingeschlossenen Porenvolumens, sowie des Volumens der segmentierten Maske erfolgten automatisch durch den Dornheim-Segmenter.

2.7 Evaluierung

Um das Magdeburger Felsenmodell auf seine Tauglichkeit als Operationsmodell zu prüfen, wurde eine subjektive Evaluierung durch HNO-Ärzte im Rahmen eines Weiterbildungskurses für Ohrchirurgie an der Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde des Universitätsklinikums Magdeburg durchgeführt. Befragt wurden insgesamt 18 Ohroperateure mit unterschiedlichem Erfahrungsstand. Jeder Teilnehmer erhielt ein Modell und einen Fragebogen. Die Felsenbeinmodelle wurden in einem Schraubstock fixiert und mit den handelsüblichen otochirurgischen Instrumenten unter Spülung mit Wasser und Verwendung einer Sauge bearbeitet.

Die Evaluierung erfolgte anhand der Identifizierbarkeit von anatomischen Strukturen und der Umsetzbarkeit von otochirurgischen Eingriffen. Dazu kamen noch allgemeine Fragen zum Modell (Tab. 1). Es wurde hierbei lediglich eine positive oder eine negative Angabe vom Operateur gefordert. Des Weiteren wurden die äußere Form des Modells, die Farbe und die Bearbeitungseigenschaften des Materials beurteilt.

Der Gesamteindruck von dem Modell, die Anatomie, das Material, die Bearbeitungseigenschaften, die Präparation und die Eignung für eine CI-Implantation wurden jeweils nach einem 5-Punkte-System bewertet, wobei 1 für sehr gut und 5 für unbefriedigend steht. Abschließend wurde nach dem Preis gefragt, den die Operateure bereit wären für das Modell zu zahlen.

Anatomische Strukturen	Präparationsschritte	allgemeine Fragen zum Modell
Mastoidzellen	Mastoidektomie	Ist die äußere Form des Modells
Antrum	posteriore Tympanotomie	ausreichend?
Sinus-Dura-Winkel	Cochleotomie	Konnten alle anatomischen
Fazialiskanal	Insertion eines CI-Elektrodenträgers	Landmarken identifiziert werden?
Bogengänge	Abdeckelung des Fazialiskanals	Konnten die Präparationsschritte wie
Ossikel: Hammer, Amboss, Steigbügel		bei einem humanen Präparat
Rundes Fenster		vorgenommen werden?
Promontorium		Ist das künstlich implementierte
äußere anatomische Landmarken		Trommelfell eine erforderliche
		anatomische Orientierungshilfe?

Tabelle 1: Evaluierte anatomische Strukturen, operative Eingriffe und allgemeine Fragen zum Modell

3. Ergebnisse

3.1 Bohr- und Fräsversuche

In diesen beiden Versuchsreihen wurden die auftretenden Kräfte beim Bohren und Fräsen an Knochenproben aus dem Bereich des humanen Felsenbeins (FB), an Epoxidharzproben des Magdeburger Felsenbeimodells (EHM) und an Blöcken aus Epoxidharzvollmaterial (EHB) gemessen. Verwendet wurde hierfür ein 2,7 mm Kugelkopffräser. Die Vorschubgeschwindigkeit lag konstant bei 100 mm/min. Beim Fräsen wurden Rotationsgeschwindigkeiten von 5.000 U/min und 15.000 U/min verwendet, beim Bohren kamen zusätzlich 10.000 U/min zum Einsatz.

3.1.1 Bohrversuche

Bei den Bohrversuchen sind die in Vorschubrichtung (z-Achse) aufgenommenen Kräfte sowohl hinsichtlich der Mittelwerte als auch hinsichtlich der Standardabweichungen bei den Knochenproben deutlich höher als bei den Epoxidharzproben. Bei den EHB- und EHM-Proben sind die Differenzen zwischen den gemessenen Kräften zwar geringer, in Bezug auf die Standardabweichungen und auf die Mittelwerte bei hoher Drehzahl unterscheiden sich die Kräfte aber ebenfalls signifikant.

Die Messreihe mit einer Rotationsgeschwindigkeit von 5.000 U/min ergab einen mittleren Kraftaufwand in Vorschubrichtung von 45,0 N beim humanen Felsenbein, von 11,0 N beim EHB und von 8,0 N beim EHM. Die Verteilungen der Mittelwerte unterscheiden sich zwischen FB und EHB sowie zwischen FB und EHM signifikant, zwischen EHB und EHM besteht kein signifikanter Unterschied (Abb. 14 E). Die Verteilungen der senkrecht zur Vorschubrichtung wirkenden Kräfte (x- und y-Achse) zeigen zwischen allen drei Probenarten signifikanten Unterschiede mit Ausnahme der Gruppen FB und EHM in y-Richtung (Abb. 14 A und C). Die gemessenen Durchschnittskräfte liegen bei 0.4 N beim FB und 1.3 N beim EHM. Beim EHB traten lediglich Kräfte unterhalb von 0.1 N auf.

Die Verteilungen der Standardabweichungen in Vorschubrichtung bei 5.000 U/min differieren zwischen allen Probearten signifikant (Abb. 14 F). Der Mittelwert beträgt für das FB 19,5 N, für den EHB 1,6 N und für das EHM 3,4 N. Entlang der x- und y-Achse zeigen sich zwischen FB und EHM keine signifikanten Unterschiede bei den Verteilungen (Abb. 14 B und D). Die Kräfte liegen im Mittel im Bereich von 1,2 N bis 1,3 N und fallen mit 0,1 N beim EHB wesentlich geringer aus.



Abbildung 14: Mittelwerte und Standardabweichungen beim Bohren mit 5.000 U/min. Vorschubrichtung: z-Achse; -: p>0,016; *: p<0,016; **: p<0,001; ***: p<0,0001; Box beinhaltet die mittleren 50 % der Daten, schwarze Linie innerhalb der Box markiert den Median

Bei einer Rotationsgeschwindigkeit von 10.000 U/min wurden nur FB und EHB untersucht. Die mittlere Kraft in Vorschubrichtung (z-Achse) liegt für das FB bei 17.6 N und den EHB bei 8.2 N - ein deutlicher Unterschied, der sich auch beim statistischen Vergleich der Verteilungen zeigt (Abb. 15 E). Senkrecht zur Vorschubrichtung (x- und y-Achse) ergeben sich Mittelwerte von 0,2 N beim FB und unter 0,1 N beim EHB (Abb. 15 A und C). Die Standardabweichungen betragen im Mittel für die x- und y-Achse 0,7 N beim FB und 0,1 N beim EHB. In Richtung z-Achse ergeben sich Werte von 7,0 N beim FB und 2,0 N beim EHB. Dementsprechend sind die Unterschiede hinsichtlich der Verteilung der Standardabweichung in allen drei Richtungen signifikant (Abb. 15 B, D und F).



Abbildung 15: Mittelwerte und Standardabweichungen beim Bohren mit 10.000 U/min. Vorschubrichtung: z-Achse; -: p>0,016; *: p<0,016; ***: p<0,0001; Box beinhaltet die mittleren 50 % der Daten, schwarze Linie innerhalb der Box markiert den Median

Bei der Versuchsreihe mit einer Rotationsgeschwindigkeit von 15.000 U/min sind die gemessenen Kräfte in Vorschubrichtung (z-Achse) insgesamt geringer als bei den beiden niedrigeren Drehzahlen. Somit sind auch die Kraftdifferenzen zwischen den drei Probearten kleiner, in ihrer Verteilung der Mittelwerte aber dennoch signifikant unterschiedlich (Abb. 16 E). Hier liegt der mittlere Kraftaufwand für das FB bei 10,6 N, für den EHB bei 4,1 N und für das EHM bei 7,0 N. Die Verteilungen der senkrecht dazu wirkenden Kräfte (x- und y-Achse) weisen keine signifikante Unterschiede zwischen den drei Probearten auf (Abb. 16 A und C). Die über die Proben gemittelten Kräfte liegen bei allen Probenarten unter 0,4 N.

In Vorschubrichtung weist die Verteilung der Standardabweichungen zwischen allen drei Probearten signifikante Unterschiede auf (Abb. 16 F). Mit durchschnittlich 2,2 N liegen die Werte des EHM zwischen denen vom EHB (1,0 N) und vom FB (4,6 N). Ähnliches gilt für die in x- und y-Richtung gemessenen Kraftschwankungen (Abb. 16 B und D), wobei diese generell kleiner sind als in

Vorschubrichtung (0.5 N-0.6 N beim FB, weniger als 0.1 N beim EHB, 0.3 N beim EHM). Für die y-Achse existiert dabei kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Verteilungen von Knochen und Modell.



Abbildung 16: Mittelwerte und Standardabweichungen beim Bohren mit 15.000 U/min. Vorschubrichtung: z-Achse; -: p>0,016; *: p<0,016; *: p<0,001; ***: p<0,0001; Box beinhaltet die mittleren 50 % der Daten, schwarze Linie innerhalb der Box markiert den Median

3.1.2 Fräsversuche

Bei den Fräsversuchen sind die in Vorschubrichtung (y-Achse) gemessenen Kräfte hinsichtlich der Mittelwerte bei den Knochenproben höher als bei den Epoxidharzproben (Abb. 17 C und 18 C). Die gemessenen Kräfte beider Typen von Epoxidharzproben liegen generell dicht beieinander (Abb. 17 A, C, E und 18 A, C, E), die Verteilungen der mittleren Kraftschwankungen weisen jedoch deutliche Unterschiede auf (Abb. 17 B, D, F und 18 B, D, F). Bei 15.000 U/min existiert kein nachweislicher Unterschied bei den Verteilungen der mittleren Standardabweichungen von Knochen und Modell (Abb. 18 B, D, F).

Beim Fräsen mit einer Rotationsgeschwindigkeit von 5.000 U/min liegt der Kraftaufwand in Vorschubrichtung bei durchschnittlich 11,9 N für das FB, bei 5,1 N für den EHB und bei 6,0 N für das EHM. Die Verteilung der Mittelwerte beim FB unterscheidet sich statistisch signifikant von den jeweiligen Verteilungen von EHM und EHB, wie auch die Verteilungen der Epoxidharze untereinander (Abb. 17 C).



Abbildung 17: Mittelwerte und Standardabweichungen beim Fräsen mit 5.000 U/min. Vorschubrichtung: y-Achse; -: p>0,016; *: p<0,016; ***: p<0,0001; Box beinhaltet die mittleren 50 % der Daten, schwarze Linie innerhalb der Box markiert den Median

Die senkrecht dazu auftretenden Kräfte (x- und z-Achse) zeigen zwischen den Epoxidharzen keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich ihrer Verteilung (Abb. 17 A und E). Im Mittel betragen sie beim FB 6,2 N, beim EHB 4,2 N und beim EHM 3,7 N für die x-Achse sowie 7,9 N beim FB und 3,0 N bei EHB und EHM entlang der z-Achse. Entlang aller drei Raumachsen unterscheiden sich die Verteilungen der Standardabweichungen aller Probearten signifikant voneinander (Abb 17 B, D und F). Die einzige Ausnahme bilden FB und EHM mit ihren Werten für die x-Achse. Die Mittelwerte der Standardabweichungen in Vorschubrichtung betragen beim FB 3,2 N, beim EHB 0,4 N und beim

EHM 1,7 N. Entlang der x-Achse liegen sie beim FB bei 1,6 N, beim EHB bei 0,3 N und beim EHM bei 1,2 N. Entlang der z-Achse ergeben sich Durchschnittswerte von 2,7 N beim FB, 0,3 N beim EHB und 1,1 N beim EHM.



Abbildung 18: Mittelwerte und Standardabweichungen beim Fräsen mit 15.000 U/min. Vorschubrichtung: y-Achse; -: p>0,016; *: p<0,016; *: p<0,0001; Box beinhaltet die mittleren 50 % der Daten, schwarze Linie innerhalb der Box markiert den Median

Bei einer Rotationsgeschwindigkeit von 15.000 U/min sind die gemessenen Kräfte in Vorschubrichtung nur etwa halb so hoch wie bei 5.000 U/min. Sie betragen im Mittel 6,1 N beim FB, 2,1 N beim EHB und 2,6 N beim EHM. Für alle drei Richtungen unterscheidet sich die Verteilung der Mittelwerte vom FB signifikant von den Verteilungen der beiden Typen von Epoxidharzproben, während zwischen diesen keine relevanten statistischen Unterschiede hinsichtlich ihrer Verteilungen existieren (Abb. 18 A, C und E).

Die senkrecht zur Vorschubrichtung auftretenden Kräfte liegen für die x-Achse im Mittel bei 3,2 N beim FB, 1,0 N beim EHB und 1,1 N beim EHM. Für die z-Achse ergeben sich Werte von 2,6 N beim FB, 1,6 N beim EHB und 1,9 N beim EHM.
Die mittleren Standardabweichungen liegen bei 15.000 U/min alle deutlich unter den bei 5.000 U/min gemessenen. In Vorschubrichtung betragen sie beim FB 1,0 N, beim EHB 0,2 N und beim EHM 0,8 N. Beim Fräsen in Richtung x-Achse liegen die Mittelwerte bei 0,6 N für das FB, bei 0,1 N für den EHB und bei 0,5 N für das EHM. In Richtung z-Achse ergeben sich Werte von 0,7 N beim FB, 0,2 N beim EHB und 0,6 N beim EHM. Für die Verteilung von Standardabweichungen ergibt sich ein klarer Zusammenhang: Während sich die Verteilung der lediglich geringen Kraftschwankungen beim EHB deutlich und signifikant von denen der anderen beiden Materialien unterscheidet, weisen die Knochenproben und das Modell ähnliche Verteilungen der Standardabweichungen auf (Abb 18 B, D und F).

3.2 Dreipunkt-Biegeversuch

Bei dieser Versuchsreihe wurden die E-Moduln von 20 Knochenproben aus dem Bereich der Facies temporalis der Pars squamosa und aus der Pars petrosa des Os temporalis sowie die ihrer jeweiligen Faksimiles aus den Epoxidharzen "VisiJet Tough" und "VisiJet Clear" im Dreipunkt-Biegeverfahren ermittelt.

Abbildung 19 zeigt das Verhältnis von Biegespannung und Biegedehnung der drei untersuchten Materialarten. Die Messkurven der Knochenproben (blau) liegen deutlich separiert von denen der Epoxidharze. Auch die Kurven der beiden EH sind im Mittel in unterschiedlichen Bereichen gruppiert. Die aus dem grauen EH "VisiJet Tough" gefertigten Proben (EH_G, rot) weisen im Schnitt eine geringere Steigung auf als die aus dem transparenten EH "VisiJet Clear" hergestellten Proben (EH_K, grün). Die Kurven der Knochenproben besitzen durchschnittlich die stärkste Steigung.

Dementsprechend liegen die aus den Steigungen resultierenden E-Moduln der Knochenproben bei Berechnung unter Einbeziehung des Punktes maximaler Krafteinwirkung mit Werten zwischen 584 MPa und 1502 MPa und einem arithmetischen Mittel von 1043 MPa deutlich über denen der Harze. Die Werte für die EH ergeben sich aus der Berechnung als Sekantenmodul gemäß der DIN EN ISO 178 (62). Beim EH_G liegen sie zwischen 58 MPa und 215 Mpa, mit einem Mittelwert von 150 MPa. Die E-Moduln der EH_K-Proben variieren zwischen 104 MPa und 553 Mpa, mit einem Mittelwert von 326 MPa. Die Verteilungen der E-Moduln aller drei Materialien unterscheiden sich signifikant voneinander (Abb. 20 B).

Die Biege-Dehnungskurven der EH-Blockproben sind in der Abbildung 19 separat markiert. Sie zeigen bei gleicher Biegedehnung eine höhere Biegespannung als die porösen Faksimiles des jeweils gleichen Materials. Der Block aus "VisiJet Tough" hat ein E-Modul von 276 MPa, der aus "VisiJet Clear" von 583 MPa.

In Bezug auf die Verteilung von E-Moduln innerhalb einer Gruppe ist die Standardabweichung bei den Knochenproben absolut betrachtet mit 268 MPa deutlich größer als die der Epoxidharze (EH_K: 123 MPa; EH_G: 43 MPa) (Abb. 20 B). Die relative Standardabweichung (bezogen auf den Mittelwert der jeweiligen Gruppe) zeigt jedoch keine nennenswerten Unterschiede (FB: 0,26; EH_K: 0,41; EH_G: 0,30).



Abbildung 19: Spannungs-Dehnungskurven; blau: humanes Felsenbein (FB), grün: transparentes Epoxidharz "VisiJet Clear" (EHM_K und EHB_K), rot: graues Epoxidharz "VisiJet Tough" (EHM_G und EHB_G)

Die Gleichungen 1-4 zur Bestimmung der E-Moduln berücksichtigen auch die Höhe der Probenkörper. Zur Erhaltung der physiologischen Schichtung wurde diese bei der Probenherstellung nicht normiert. In Abbildung 20 A ist die Verteilung der E-Moduln in Abhängigkeit von der Probenhöhe zu sehen. Es zeigt sich bei keiner Probengruppe eine Korrelation zwischen E-Modul und Probenhöhe. Die beiden EH-Blöcke weisen innerhalb ihrer Gruppe den jeweils höchsten E-Modul auf und sind bei einer Probenhöhe von 4 mm abzulesen.



Abbildung 20: A: E-Modul in Abhängigkeit von der Probenhöhe, B: Verteilung der errechneten E-Moduln; Box beinhaltet die mittleren 50 % der Daten, schwarze Linie innerhalb der Box markiert den Median; blau: humanes Felsenbein (FB), rot: graues Epoxidharz "VisiJet Tough" (EH_G), grün: transparentes Epoxidharz "VisiJet Clear" (EH K)

Da für Knochen keine vorgeschriebene Norm zur Bestimmung des E-Moduls existiert, erfolgte zusätzlich zur Berechnung von E_{Fmax} eine Bestimmung des Sekantenmoduls E_{sek} wie bei den Epoxidharzen. Zu Vergleichszwecken wurde auch für die EH zusätzlich E_{Fmax} berechnet. In Abbildung 21 sind alle E-Moduln der EH-Proben und der FB-Proben aufgeführt (die zugehörigen Zahlenwerte befinden sich tabellarisch aufgeführt im Anhang). Abbildungen 21 A, B und C zeigen E_{sek} , Abbildungen 21 E, F und G stellen E_{Fmax} dar.

Die E-Moduln der drei EH_K Gruppen zeigen unabhängig von der Bestimmungsart nur zwischen den Gruppen 2 und 3 eine signifikante Korrelation in ihrer Rangfolge. Die drei Gruppen der EH_G-Proben korrelieren alle signifikant untereinander, ebenfalls unabhängig von der gewählten



Abbildung 21: E-Moduln von EH-Proben und FB-Proben berechnet nach DIN EN ISO (A, B, C) und als E_Fmax (D, E, F); Farbige Linien verbinden korrespondierende EH-Proben bzw. FB-Proben und ihre entsprechenden Faksimiles; Abb. C und F: Werte normalisiert in Relation zum größten E-Modul der jeweiligen Gruppe

Berechnung des E-Moduls. Allerdings fällt der Korrelationskoeffizient zwischen allen Gruppen höher aus, wenn die Berechnung des E-Moduls als E_{Fmax} erfolgt.

Für die Rangfolge von E_{Fmax} innerhalb der Gruppen ergibt sich eine signifikante lineare Korrelation zwischen den Proben von FB und EH_G (Abb. 21 F, Spearmans Rangkorrelationskoeffizient $\rho = 0.51$, p = 0.02). Alle anderen Paarungen der E-Moduln von Knochen- und Epoxidharzproben zeigen keine signifikante Rangkorrelation (Abb. 21 F und 22).





Abbildung 22: E-Moduln von FB, EH_G und EH_K im Vergleich, Verbindungslinien zwischen FB und entsprechenden Faksimiles

3.3 Porenberechnung

Die Abildungen 23 und 24 zeigen die Nutzeroberfläche des Dornheim-Segmenter Scientific®. In Bild 23 ist die Felsenbeinprobe 2 mit der ausgewerteten Maske zu sehen. In der Leiste rechts von den vier Fenstern sind das Probenvolumen, die Porenanzahl, das Porenvolumen und die sich daraus ergebene Porosität abzulesen. Abbildung 24 zeigt die Auswertung der zugehörigen Epoxidharzprobe 2. Die Bilder der Proben 1, 3, 4 und 5 befinden sich im Anhang.

Eine statistische Auswertung der Ergebnisse ist wegen der geringen Anzahl von Proben nicht möglich. Bei der Gegenüberstellung der Porenanzahl von Knochenproben und zugehörigen Faksimiles aus Epoxidharz zeigt sich aber eine deutliche Übereinstimmung. Abweichungen liegen hier lediglich zwischen 0,2 % und 6,3 % (Tab. 2). Zwischen den einzelnen Proben 1 bis 5 ist eine hohe Varianz bei der Porenanzahl zu erkennen (Abb. 25).



Abbildung 23: Oberfläche des Dornheim-Segmenter Scientific® mit ausgewerteter Maske der Felsenbeinprobe 2; rechte Leiste führt u.a. Porenanzahl, Porenvolumen, Probenvolumen und Porosität auf



Abbildung 24: Oberfläche des Dornheim-Segmenter Scientific® mit ausgewerteter Maske der Epoxidharzprobe 2; rechte Leiste führt u.a. Porenanzahl, Porenvolumen, Probenvolumen auf

In Bezug auf das Gesamtvolumens existieren nur geringfügige Unterschiede. Die Epoxidharzproben weichen um 0,6 % bis 8,9 % von ihrer FB-Vorlage ab. Die Probennachbauten 2, 3 und 4 sind kleiner, die Proben 1 und 5 größer als das Original. Deutliche Abweichungen finden sich bei den

Porenvolumina. Das Gesamtvolumen der Poren der Epoxidharzproben weicht bis zu 50 % von dem der Felsenbeinproben ab (Probe 4). Bei EH 1 und EH 2 sind die Porenvolumina jeweils größer als bei den Vorlagen, bei EH 3 bis EH 5 sind diese kleiner.

	Volumina				Anzahl	
Probe	Gesamt		Poren		Poren	
	ml	%	ml	%	ml	%
FB 1	390,8	100	2,0	100	2893	100
EH 1	393,2	100,6	2,7	135,0	2711	93,7
FB 2	317,4	100	1,2	100	1575	100
EH 2	303,8	95,7	2,0	166,7	1525	96,8
FB 3	432,9	100	3,7	100	4214	100
EH 3	394,2	91,1	1,7	46,0	4047	96,0
FB 4	327,4	100	2,0	100	1734	100
EH 4	303,4	92,7	1,0	50,0	1633	94,2
FB 5	368,6	100	2,6	100	5066	100
EH 5	384,3	104,3	2,0	76,9	5055	99,8

Tabelle 2: Probenvolumen, Porenvolumen und Porenanzahl mit Aufführung der prozentualen Abweichung desFaksimiles vom Original



Abbildung 25: Darstellung von Probenvolumen, Porenvolumen und Porenanzahl von Felsenbeinproben und zugehörigen Faksimiles

3.4 Evaluierung

Es konnten insgesamt 18 Evaluierungsbögen ausgewertet werden. Von den Operateuren stuften sich 13 als Anfänger und fünf als fortgeschrittene Ohrchirurgen ein. Von den Anfängern hatte bisher nur einer das Magdeburger Felsenbeinmodell als Übungsmodell genutzt. Neun von ihnen hatten aber bereits Erfahrungen mit anderen Felsenbeinmodellen wie dem der Firma 3di oder auch mit humanen Felsenbeinpräparaten. Von den fortgeschritten Operateuren hatten alle fünf zuvor Präparationsübungen an Felsenbeinmodellen durchgeführt. Hier wurde ebenfalls das Modell der Firma 3di angegeben, aber auch das der Phacon GmbH. Drei von ihnen hatten außerdem das Magdeburger Felsenbeinmodell präpariert.

Die äußere Form des Modells empfanden alle Operateure als ausreichend, zwei würden eine größere Temporalschuppe bevorzugen. Die Farbe beurteilten insgesamt elf als gut und sechs als schlecht. Sechs würden ein semitransparentes, opakes Material bevorzugen, neun ein helleres (z.B. hellbraun) und zwei ein dunkleres (z. B. dunkelgrau). Im Mittel würden die Teilnehmer 51 Euro für das Modell bezahlen.

Die Ergebnisse zur Darstellbarkeit der anatomischen Strukturen und zur Durchführbarkeit einzelner Operationsschritte sowie zu den allgemeinen Fragen zum Modell sind der Abbildung 26 zu entnehmen. Die Antworten von Anfängern und Fortgeschrittenen sind getrennt aufgeführt. Von den anatomischen Strukturen konnten die äußeren anatomischen Landmarken, die Mastoidzellen, und das Antrum von allen Teilnehmern dargestellt werden. Auch der Sinus-Dura-Winkel war für fast alle auffindbar. Promontorium, Fazialiskanal und Amboss konnten von mehr als der Hälfte der Operateure ausgemacht werden. Damit schnitt der Amboss von den Ossikeln am besten ab. Der Steigbügel wurde nur von acht und der Hammer von vier Teilnehmern erkannt. Beim runden Fenster waren es ebenfalls weniger als die Hälfte.

Es wurde auch um eine Formulierung der Unterschiede zwischen dem Präparieren am Modell und dem am humanen Felsenbein gebeten. Die Ergebnisse sind in der Tabelle 3 aufgelistet. Am häufigsten wurde das Material des Modells als weicher und leichter zu bearbeiten beurteilt. Einige Operateure empfanden jedoch genau gegenteilig. Die Späne des abgetragenen Materials scheinen gröber zu sein als das Knochenmehl. Ein Teilnehmer beschrieb auch die fertigungsbedingten Stützbälkchen.

Die Bewertung des Magdeburger Felsenbeinmodells in sechs Kategorien ist der Abbildung 27 zu entnehmen. Im Schnitt wurde es von den erfahrenen Operateuren mit einer Gesamtnote von 2,1 etwas besser bewertet als von den Anfängern mit 2,4. Die Gesamtbewertung aller Teilnehmer über alle Kategorien liegt bei 2,3.



Abbildung 26: Ergebnisse zur Darstellbarkeit der anatomischen Strukturen, zur Durchführbarkeit einzelner Operationsschritte und zu den allgemeinen Fragen über das Magdeburger Felsenbeinmodell

Anfänger	erfahrene Operateure		
• Material fühlt sich etwas weich an	• Material etwas weicher als Knochen,		
• das Material wirkte weicher, Sauger war ständig durch	lässt sich dadurch auch leicht fräsen,		
Material verstopft	zu kleine Antrumzelle		
• ziemlich pulverartig beim Fräsen	• Material fester als Knochen		
• Bohren und Fräsen viel leichter, Staub zu grob	• Material etwas zu weich		
• mehr Druck beim Fräsen nötig, größerer Widerstand	• Material war härter und schwieriger		
leichtere Präparation	zu fräsen		
• Festigkeit ähnlich dem humanen Präparat, Bohrspäne sind			
gröber, so dass der Sauger schneller verstopft			
• Material ging leichter abzufräsen, Mastoidektomie schneller			
Stützbälkchen, wachsige Konsistenz			
• innen etwas weicher an einigen Stellen			
• Modell ist glatter, härter			
• kompakteres Bohrmehl, fehlende Schleimhaut, Geruch			

Tabelle 3: Kommentare zu den Präparationseigenschaften des Magdeburger Felsen-beinmodells im Vergleich zu denen des humanen Felsenbeins



Abbildung 27: Bewertung des Magdeburger Felsenbeinmodells; 1 steht für sehr gut, 5 für unbefriedigend

4. Diskussion

In der vorliegenden Arbeit werden die biomechanischen Eigenschaften, die Detailgenauigkeit und die Eignung als Trainingsmodell des für die Ausbildung und individuelle Operationsvorbereitung entwickelten Magdeburger Felsenbeinmodells untersucht und mit dem humanen Felsenbein verglichen. Bei der Beurteilung der Wertigkeit eines anatomischen Faksimilemodells nimmt das Materialverhalten unter der Bearbeitung mit otochirurgischen Instrumenten eine Hauptkomponente ein. Um dieses zu eruieren und mit dem Materialverhalten des humanen Felsenbeins zu vergleichen, wurden Bohr- und Fräsversuche an originalen Felsenbeinen und Faksimiles durchgeführt sowie deren E-Modul mittels Dreipunkt-Biegeverfahren bestimmt. Des Weiteren wurde die Detailtreue des Modells in einer gegenüberstellenden Porenanalyse geprüft. Abschließend erfolgte eine subjektive Bewertung des Modells im Rahmen einer Evaluierung durch Hals-, Nasen- und Ohrenärzte unterschiedlichen Ausbildungsstandes. Die methodischen Details der Experimente und der Datenauswertung sind Kapitel 2 zu entnehmen. Einen Überblick über die Ergebnisse gibt Kapitel 3.

4.1 Bohr- und Fräsversuche

Um eine objektive Gegenüberstellung von humanem Felsenbein und dem hier untersuchten AFM zu erlangen, wurde für die Bohr- und Fräsversuche ein Prüfstand gewählt, der die Bedingungen während einer Operation möglichst realistisch simuliert. Die Parameter Vorschubgeschwindigkeit, Rotationsgeschwindigkeit und Eindringtiefe des Fräsers wurden dabei konstant gehalten, um die auftretenden Kräfte vergleichen zu können.

4.1.1 Bohrversuche

Bohrversuche an Knochen, bei denen die auftretenden Kräfte gemessen werden, werden in der Regel wegen orthopädischer Fragestellungen mit Spiralbohrern und nicht wie in dieser Arbeit mit einem Kugelfräser durchgeführt. In der Ohrchirurgie wird allerdings der Kugelfräser verwendet. Die resultierenden Werte variieren dabei stark in Abhängigkeit von der verwendeten Bohrergeometrie, was aus den unten aufgeführten Studien ersichtlich wird. Neben der Form des Bohrers, der Anzahl der Schneiden und dem Durchmesser beeinflussen auch die gewählten Geschwindigkeiten für Rotation und Vorschub sowie die Beschaffenheit des untersuchten Knochenmaterials das Ergebnis. Die unterschiedlichen Versuchsmethoden erschweren einen direkten Vergleich unserer Resultate mit denen anderer Studien. Auch werden in Hinblick auf die jeweilige Fragestellung andere Aspekte vorrangig beleuchtet und dementsprechend andere Messparameter festgelegt. Dennoch lassen sich aus den Arbeiten allgemeingültige Informationen und Werte zum orientierenden Vergleich ziehen. Zunächst folgt ein Überblick über aktuelle Studien mit anschließendem Bezug auf die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit.

Staroveski et al. untersuchten die Kraftentwicklung in Abhängigkeit von dem Abnutzungsgrad eines 4.5 mm Spiralbohrers an der Diaphyse einer Rindertibia. Verglichen wurden die Kräfte bei drei Rotationsgeschwindigkeiten für jeweils unterschiedliche Vorschubgeschwindigkeiten: 707 U/min (0,12 mm/s - 1,18 mm/s), 2122 U/min (0,35 mm/s - 3,54 mm/s) und 3537 U/min (0,59 mm/s - 5,90 mm/s). Die maximal auftretenden Kräfte bei neuwertigen Bohrern waren bei höchster Rotations- und niedrigster Vorschubgeschwindigkeit mit etwa 70 N am geringsten und stiegen mit zunehmender Vorschubgeschwindigkeit bis auf 250 N an. Allgemein führte eine Erhöhung der Vorschubgeschwindigkeit zu einem erhöhten Kraftaufwand und eine größere Schnittgeschwindigkeit zu einem geringeren Kraftaufwand (64).

Ong und Bouazza-Marouf beschreiben in ihrer Arbeit einen linearen Zusammenhang zwischen den auftretenden Kräften in Bohrrichtung und der Knochendichte. Die Untersuchung erfolgte am Femur von Schweinen mit einem 2,5 mm Spiralbohrer, einem Vorschub von 1,5 mm/s und einer Rotationsgeschwindigkeit von 1000 U/min. Bei einer Knochendichte von 0,6 g/mm² wurden in Vorschubrichtung Kräfte im Bereich von 2 N bis 4 N aufgenommen, die bei einer Dichte von 1,2 g/mm² auf 22 N bis 26 N stiegen (65). An der Schädelkalotte variiert die Dichte ebenfalls abhängig von Alter, Geschlecht und hormoneller Situation. Bei dem Knochen von einem jungen, gesunden Mann ist folglich bei einer Operation wie der Mastoidektomie mit einem höheren Kraftaufwand zu rechnen als bei einer älteren, an Osteoporose erkrankten Frau.

Wang et al. verglichen die Kraftentwicklung zwischen dem automatischen und dem manuellen Bohrvorgang an Rinderknochen. Verwendet wurden für die automatischen Messungen Spiralbohrer in drei Durchmessern (2,5 mm, 4 mm und 5 mm) bei sechs Rotationsgeschwindigkeiten zwischen 550 U/min und 2500 U/min mit jeweils fünf verschiedenen Vorschubgeschwindigkeiten im Bereich von 10 mm/min bis 50 mm/min. Der Kraftaufwand wurde mit zunehmender Drehzahl und abnehmendem Bohrkopfdurchmesser geringer. Eine Beschleunigung des Vorschubs führte zu einem erhöhten Kraftaufwand. Bei einem Durchmesser von 2,5 mm und dem geringsten Vorschub fiel die Kraft von 98 N bei 500 U/min auf 64 N bei 2500 U/min. Bei einem Vorschub von 50 mm/min sank die Kraft von 116 N auf 88 N. Bei dem manuellen Bohren mit einem 4 mm Bohrer bei 900 U/min schwankten die Kräfte zwischen 0 N und 80 N (66).

Lee et al. führten zur Optimierung von medizinischen Bohrprozessen Untersuchungen mit einem Spiralbohrer mit 2,5 mm Durchmesser bei 500 U/min und 3000 U/min an kortikaler Rindertibia durch. Bei 500 U/min und Vorschubgeschwindigkeiten von 0,08 mm/s und 0,16 mm/s lag der

gemittelte Kraftaufwand bei 5,4 N bzw. 7,3 N. Bei 3000 U/min und Vorschubgeschwindigkeiten von 0,5 mm/s und 1 mm/s ergaben sich Werte von 10,1 N und 12,3 N (67).

Fuchsberger führte Bohrversuche wie in dieser Arbeit mit einem kugelförmigen Fräser durch. Allerdings konzentrierte er sich auf das thermische Verhalten. Dafür wählte er Vorschubkräfte von maximal 35 N und hielt diese innerhalb eines Versuches konstant. Einige allgemeine Resultate lassen sich aus seiner Arbeit ziehen. Erstens: Mit steigender Vorschubkraft stieg in Fuchbergers Versuchsreihen auch die Vorschubgeschwindigkeit bis zu dem Grad, bei dem der Spanraum das Spanvolumen nicht mehr aufnehmen und von der Zerspanstelle weg befördern konnte. Eine weitere Erhöhung der Vorschubkraft führte dann wieder zu einer Abnahme der Vorschubgeschwindigkeit. Zweitens: Mit steigendem Fräskopfdurchmesser (1,4 mm, 2,7 mm und 4 mm) sank die benötigte Vorschubkraft, bis sie bei einem höheren Durchmesser (6 mm) wieder anstieg. Bei dem verwendeten 6 mm Kugelfräser laufen die Schneiden im Gegensatz zu den kleineren Fräsern zu einem toten Punkt in der Drehachse zusammen, so dass dort beim Bohrvorgang keine Spanabnahme erfolgen kann. Des Weiteren ist sein Spanraum für das anfallende Spanvolumen zu klein, wodurch höhere Vorschubkräfte benötigt werden. Die geometrische Form des Fräskopfes bestimmt folglich maßgeblich das Schneidverhalten. Beispielsweise stellt sich für einen Diamantfräser, der durch seine Diamantsplitter keine geordneten Schneiden und kaum Spanräume besitzt, erst ein brauchbarer Vorschub bei einer Vorschubkraft von 60 N ein (36).

In der vorliegenden Arbeit wurden die für den verwendeten Kugelfräser spezifischen Parameter, für die sich ein ideales Schneidverhalten einstellen würde, nicht berücksichtigt. Möglicherweise ist die gewählte Vorschubgeschwindigkeit für den Spanraum zu groß, was zu einem erhöhten Kraftaufwand geführt haben könnte. Die im Rahmen dieser Arbeit ermittelten Kräfte lassen sich durch solche Einfluss nehmenden Parameter nur schwer mit den Ergebnissen der oben aufgeführten Studien vergleichen. Das gilt auch für die Studien untereinander. Dennoch dienen sie hinsichtlich der Größenordnung als Orientierung.

Im Vordergrund dieser Arbeit steht zudem der Vergleich von zwei unterschiedlichen Materialien über den ermittelten Kraftaufwand. Die maximal gemessenen Kräfte sind sicherlich höher als in einer realen Operation, vergleicht man die Ergebnisse des manuellen Bohrvorgangs von Wang et al. mit den in dieser Arbeit gemessenen Kraftspitzen aus den Bohrungen mit niedriger Drehzahl (siehe Anhang). Sie sind aber den festgelegten Parametern Vorschubgeschwindigkeit und Drehzahl geschuldet, die eine Gegenüberstellung von Felsenbein und Faksimile erst ermöglichen, die aber wie erwähnt eventuell nicht der optimalen Verwendung des Fräsers entsprechen.

Bei den Bohrversuchen sind die in Vorschubrichtung auftretenden Kräfte sowohl hinsichtlich der Mittelwerte als auch hinsichtlich der Standardabweichungen bei den Knochenproben deutlich höher als bei den Epoxidharzproben. Bei allen Proben wird der Kraftaufwand mit zunehmender Rotationsgeschwindigkeit geringer, was den Ergebnissen von Staroveski et al. und Wang et al. entspricht. Bei den FB-Proben fällt die mittlere Kraft von 45,0 N bei 5.000 U/min über 17.6 N bei 10.000 U/min auf 10,6 N bei 15.000 U/min. Beim Epoxidharzblock sinken die Werte unter identischen Rotationsgeschwindigkeiten von 11,0 N über 8,2 N auf 4,1 N, beim EHM von lediglich 8,0 N bei 5000 U/min auf 7,0 N bei 15.000 U/min. Die Ergebnisse zeigen deutlich, dass das Epoxidharz unter den gleichen methodischen Bedingungen mit einem geringeren Kraftaufwand zu durchbohren ist als der Knochen. Interessant ist aber, dass die Streuung der gemessenen Kräfte beim EHM größer ist als beim EHB. Ursächlich dafür müssen die Poren im EHM sein, die beim Bohrvorgang zu Kraftschwankungen führen. Diese Schwankungen fallen zwar geringer aus als beim Knochen, lassen aber den Bohrvorgang am Modell für den Operateur realistischer erscheinen. Insbesondere auf diese Kraftschwankungen muss er adäquat reagieren können, um später nicht ungewollt in anatomische Risikostrukturen zu stoßen.

4.1.2 Fräsversuche

In der Ohrchirurgie spielt das flächige Abtragen von Knochenmaterial, wie es beispielsweise bei der Mastoidektomie erfolgt, eine größere Rolle als das Bohren. Die Mastoidektomie ist mit 30.000 - 60.000 Eingriffen jährlich allein in den USA keine seltene Operation (68) (Zahlen aus dem europäischen Raum wurden in Studien noch nicht erfasst). Es besteht somit ein großes Interesse an der Optimierung des Fräsvorganges, was zu Untersuchungen mit Fräsrobotern am humanen Felsenbein geführt hat, um den Prozess zu automatisieren (69). Hierbei spielt das Materialverhalten beim Fräsvorgang eine große Rolle. Generell dürfen die entstehenden Kräfte und Temperaturen nicht zu hoch sein, um den lebendigen Knochen nicht zu schädigen. Zu hohe Temperaturen führen zur Denaturierung und Knochennekrosen.

Federspil et al. führten ihre Versuche mit dem chirurgischen Robotorsystem "Evolution 1®" der URS Company (Schwerin, Deutschland) an humaner Kalotte und Mastoid durch. Verwendet wurden Diamant- und Rosenbohrer (beides Kugelkopffräser) verschiedener Durchmesser bei unterschiedlichen Vorschub- und Rotationsgeschwindigkeiten. Die Eindringtiefe des lotrecht zum Knochen gestellten Fräsers lag bei ca. 0,5 mm. Ziel war es, den Kraftaufwand unter 10 N zu halten. Die besten Ergebnisse an der Kalotte wurden mit einem 5 mm Kugelkopffräser bei einer Rotationsgeschwindigkeit von 30.000 U/min und einer Vorschubrate von 5 mm/s erreicht. Der Kraftaufwand in Vorschubrichtung lag im Mittel bei 4,8 N und maximal bei 27,7 N. Am Mastoid wurden die niedrigsten Kräfte mit im Mittel 3,6 N und maximal 13,2 N bei identischer Rotationsgeschwindigkeit aber einem geringeren Vorschub von 1 mm/s erzielt. Zusammenfassend

stieg in den Versuchsreihen der Kraftaufwand mit zunehmender Erhöhung der Vorschubgeschwindigkeit. Dieses kann tendenziell durch eine Steigerung der Drehzahl kompensiert werden (69,70). Die Studie zeigt außerdem den höheren erforderlichen Kraftaufwand beim Abtragen von kortikalen Knochenschichten im Vergleich zum Abtragen der meist trabekulären Strukturen des Mastoids. Diese vom Aufbau abhängigen Unterschiede finden sich in der vorliegenden Arbeit zwischen EHB und EHM wieder.

Dillon et al. eruierten die Kraftentwicklung mit einem Fräsroboter an aufgetauten und mit Formalin fixierten Felsenbeinen. Die Versuche wurden bei einer konstanten Rotationsgeschwindigkeit von 80.000 U/min mit Kugelkopffräsern unterschiedlichen Durchmessers (3 mm, 5 mm) bei verschiedenen Zustellungswinkeln (20° - 90°), Vorschubgeschwindigkeiten (1 mm/s – 8 mm/s) und Eindringtiefen (0,62 mm – 1,64 mm) durchgeführt. Die Kräfte in Fräsrichtung stiegen mit zunehmender Eindringtiefe sowie mit Erhöhung der Vorschubgeschwindigkeit und fielen mit wachsender Fräskopfgröße. Der Fräswinkel hatte keinen signifikanten Einfluss. An kortikalem Knochen wurde mit dem 5 mm Fräser bei einer Eindringtiefe von 1,64 mm und einem Vorschub von 4 mm/s eine gemittelte Kraft von 2,8 N gemessen, an trabekulärem Knochen waren es unter gleichen Bedingungen nur 1,4 N (71). Die Kräfte scheinen geringer als die Ergebnisse aus der vorliegenden Arbeit. Unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Fräskopfgrößen (2,7 mm vs. 5 mm) und der im Verhältnis dazu stehende Eindringtiefe (1,35 mm und 1,64 mm) sowie der von Dillon et al. deutlich höheren Drehzahl sollte sich dieser Unterschied allerdings relativieren.

Bast et al. werteten den Fräsvorgang von elf erfahrenen Neurochirurgen aus. Verwendet wurde ein 6 mm Kugelfräser an Rinderscapula. Eine Festlegung von Eindringtiefe, Rotationsgeschwindigkeit, Vorschub oder Kraftaufwand erfolgte nicht. Registriert wurden Rotationsgeschwindigkeiten von 15.000 U/min bis 80.000 U/min. Die maximalen Kräfte betrugen in Vorschubrichtung 16 N bzw. 21 N in Richtung Knochenoberfläche. Der mittlere Kraftaufwand lag bei 1 N bis 2 N. Auf Zusammenhänge zwischen den einzelnen Parametern wurde nicht eingegangen (72). Die Ergebnisse verdeutlichen, dass der Operateur den Kraftaufwand beim Fräsen intuitiv eher gering hält. Erreichen kann er das über hohe Drehzahlen, eine gering gewählte Eindringtiefe oder eine niedrige Vorschubgeschwindigkeit.

Denis et al. führten Versuche an humaner Tibia mit einem zweischneidigen 10 mm Holzbohrer durch. Der Winkel zwischen Knochenoberfläche und Fräser betrug 25°. Der gemittelte maximale Kraftaufwand in Vorschubrichtung bei einer Vorschubgeschwindigkeit von 45 mm/s betrug 5,8 N bei 2000 U/min und 2,3 N bei 4500 U/min. Bei 4500 U/min wurde der Kraftaufwand außerdem sowohl bei einer geringeren (7,5 mm/s) als auch einer höheren Vorschubgeschwindigkeit

(82,5 mm/s) gemessen. Hier stieg die gemittelte maximale Kraft mit Zunahme der Vorschubgeschwindigkeit von 2,0 N auf 6,8 N an (73).

Aus den Fräsuntersuchungen von Fuchsberger, welche wie die Bohrversuche mit Kugelkopffräsern verschiedenen Durchmessers und einem konstanten Kraftaufwand erfolgten, lassen sich folgende Schlüsse ziehen: Der Schneidvorgang ist effizienter bei einer hohen Schnittgeschwindigkeit (Schnittgeschwindigkeit: Fräskopfdurchmesser bei der aktuellen Frästiefe x Anzahl der Schneiden x $\pi \times 0,001$). Die Fräszeit verkürzt sich bei höheren Vorschubkräften bis zu dem Punkt, an dem der Spanraum für das zusätzliche Spanvolumen zu klein wird. Je größer die Eindringtiefe (senkrecht zur Drehachse), desto mehr Material muss zerspant werden und desto höher ist der Energiebedarf (36).

Aus den Fräsuntersuchungen der vorliegenden Arbeit resultiert am Knochen bei zunehmender Rotationsgeschwindigkeit eine Abnahme des mittleren Kraftaufwandes in Vorschubrichtung (11,9 N bei 5.000 U/min, 6,1 N bei 15.000 U/min). Beim EHB reduzierte sich unter identischen Bedingungen die mittlere Kraft von 5.1 N auf 2,1 N und beim EHM von 6,0 N auf 2,6 N. Damit liegen die am Knochen gemessenen Kräfte im oberen Bereich, bzw. geringfügig über den Werten der zuvor aufgeführten Studien. Wie bei den Bohrversuchen sind sinnvolle Vergleiche nur unter identischen methodischen Bedingungen möglich. Die festgelegten Geschwindigkeiten von Vorschub und Rotation wurden hier nicht mit dem Ziel eines minimalen Kraftaufwands gewählt. Außerdem führt die für den hier verwendeten Fräser verhältnismäßig hoch eingestellte Eindringtiefe zu einem größeren Kraftaufwand als die in Bezug auf den jeweiligen Fräsdurchmesser vergleichsweise geringen Eindringtiefen der oben zitierten Studien. Bei einer realen Operation passt der Chirurg die Eindringtiefe des Fräsers dem über das Bohrhandstück taktil registrierten Kraftaufwand in Abhängigkeit von der Knochenkonsistenz an. Zusätzlich variiert er je nach Bedarf fließend die Geschwindigkeiten von Vorschub und Rotation. Somit sollten bei einer Operation nicht so hohe Kräfte entstehen wie sie insbesondere bei den Bohrversuchen dieser Arbeit gemessen wurden, sondern eher solche, die in dem Bereich der Ergebnisse von Bast et al. liegen.

Anders als bei den oben genannten Studien war das Ziel der hier dargestellten Fräsuntersuchung analog zu den Bohrversuchen - ein Vergleich der Bearbeitungseigenschaften von humanem Felsenbein und anatomischem Faksimilemodell. Der signifikante Unterschied zwischen dem benötigten Kraftaufwand für das Fräsen am Knochen und das Fräsen an den Proben des Modells bzw. des EHB zeigt, dass das Epoxidharz leichter abzutragen und somit weicher ist als der Knochen. Ebenso wie beim Bohren ist aber ein Einfluss der Baustruktur vorhanden, was daraus hervor geht, dass es auch beim Fräsprozess am Modell zu größeren Kraftschwankungen als beim Vollmaterial kommt. Bei 5000 U/min beträgt die mittlere Standardabweichung in Vorschubrichtung 3,2 N beim FB und 1,7 N beim EHM. Beim EHB sind es nur 0,4 N. Bei 15000 U/min fällt sie insgesamt geringer aus und liegt beim FB bei 1,0 N und beim EHM bei 0,8 N. Beim EHB sind es lediglich 0,2 N. Die unterschiedlichen Kraftschwankungen bilden sich auch in den Einzelspuren der Messungen ab, die im Anhang aufgeführt sind. Wie auch beim Bohren lassen diese Kraftschwankungen den Fräsvorgang am Modell für den Operateur realistischer wirken, auch wenn das AFM insgesamt mit einem geringeren Kraftaufwand zu bearbeiten ist.

4.2 Dreipunkt-Biegeversuche

Der Dreipunkt-Biegeversuch ist ein etabliertes und leicht durchzuführendes Verfahren zur Bestimmung des E-Moduls von Knochen (74) und von Kunststoffen (62). Für die Prüfung von Kunststoffen ist eine konkrete Versuchsdurchführung in der DIN EN ISO 178 festgelegt. Ein wichtiger Faktor für die genaue Bestimmung des E-Moduls ist das Probenformat. Probenlänge und Höhe sollen in einem Verhältnis von 20:1 zueinander stehen, idealerweise beträgt die Probenlänge 80 mm. Die Kunststoffproben können nach diesen Anforderungen gefertigt werden, die Knochenproben des Felsenbeins bilden in dieser Arbeit hinsichtlich der maximal möglichen Ausmaße allerdings einen limitierenden Faktor. Für die Prüfung von Knochenproben existiert keine Norm, die Empfehlung des Längen-Höhen-Verhältnisses ist allerdings ähnlich der für Kunststoffe. So raten Turner und Burr in Anlehnung an die für Plastik designte ASTM D 79OM-82 zu einem Verhältnis von 16:1. Ein geringeres Verhältnis führt zu einer Zunahme von Scherkräften. Alternativ kann ein Vierpunkt-Biegeversuch durchgeführt werden, bei dem durch die Nutzung von zwei Druck ausübenden Prüfstempeln das Auftreten von Scherkräften verhindert wird. Der zugehörige Versuchsaufbau erfordert aber eine noch größere Probenlänge als das Dreipunkt-Biegeverfahren, die in dieser Arbeit nicht zu Verfügung steht (61).

Probenmaße Vor dem Problem der stehen auch andere Arbeitsgruppen, die die Materialeigenschaften von Knochen untersuchen, dennoch wählen viele ein Biegeverfahren zur Bestimmung des E-Moduls. Motherway et al. untersuchten beispielsweise im Dreipunkt-Biegeverfahren Proben aus dem parietalen und frontalen Bereich der zuvor gefrorenen Schädelkalotte von acht im Schnitt 81 Jahre alten Erwachsenen. Die ursprünglichen Probenmaße von 60 mm x 10 mm (Länge x Breite), wurden durch beidseitiges Einlassen in eine Basis aus Epoxidharz zur Schaffung einer ebenen Auflagefläche auf eine Probenlänge von 30 mm verkürzt. Die maximal gemessenen Kräfte beim Bruch lagen zwischen 584 N und 1316 N, die zugehörigen aus vier bis neun Proben gemittelten E-Moduln zwischen 4,4 GPa und 18,1 GPa. Vor den Versuchen wurden alle Proben im µ-CT gescannt und das prozentuale Knochenvolumen bestimmt. Mit zunehmendem prozentualem Knochenvolumen, was einer geringeren Porosität entspricht, stieg auch der E-Modul (39).

Davis et al. prüften 47 Proben vom Kranium eines 6-Jahre alten Jungen im Vierpunkt-Biegeverfahren bei verschiedenen Vorschubgeschwindigkeiten. Die Proben maßen 30 mm – 35 mm x 3 mm - 5 mm (Länge x Breite) und wurden vor dem Versuch beidseits in ABS-Plastikblöcke (Acrylnitril-Butadien-Styrol) eingelassen, um eine höhere Prüflänge zu erhalten. Der freiliegende Knochen betrug anschließend eine Länge von 12 mm. Aus den Versuchen resultierte ein E-Modul von 9,9 GPa für rein kortikale Bereiche des Kraniums und ein E-Modul von 3,7 GPa für dreilagige Proben, wie sie auch in der hier vorliegenden Arbeit getestet wurden. Es wurde keine Abhängigkeit des E-Moduls von der Vorschubgeschwindigkeit festgestellt (75).

Coats und Margulies testeten kranialen Knochen von Früh- und Neugeborenen bis zu einem Alter von einem Jahr. Die Proben hatten ein Längen-Höhen-Verhältnis von 14:1. Die Proben aus dem parietalen Bereich wiesen mit 461,1 MPa einen höheren E-Modul auf als die aus dem okzipitalen Bereich mit 329,0 MPa. Den größten Einfluss auf den E-Modul hatte allerdings das Alter. Mit zunehmenden Alter stieg auch der E-Modul der zugehörigen Knochenproben. Kein Zusammenhang wurde zwischen Vorschubgeschwindigkeit und E-Modul gefunden, auch nicht in einer Metaanalyse von Studien, die sich auf die gleiche Altersklasse beziehen (38).

Den gleichen Zusammenhang von Alter und E-Modul konstatieren McPherson und Kriewal. Im Dreipunkt-Biegeverfahren testeten sie kranialen Knochen vom Fötus sowie von einem 6 Jahre alten Kind. Die Proben waren 25 mm lang, 2 mm breit und 1 mm hoch. Die ermittelten E-Moduln reichten bei einem maximalen Gestationsalter von 40 Wochen von 1,7 GPa bis 3,9 GPa. Bei dem 6 Jahre alten Kind wurde ein E-Modul von 7,4 GPa bestimmt (76). Hubbard untersuchte adulte kraniale Proben und kam bei einer Probenlänge von 32 mm und einer Probenhöhe von 6 mm auf ein E-Modul von 2,1 GPa (77).

Die ermittelten E-Moduln aus den Versuchsreihen dieser Arbeit lagen bei den Knochenproben zwischen 584 MPa und 1502 MPa. Die der beiden Epoxidharze zwischen 58 MPa und 215 MPa (EH_G "VisiJet Tough") und zwischen 104 MPa und 553 Mpa (EH_K "VisiJet Clear"). Für den Block aus VisiJet Tough wurde ein E-Modul von 276 MPa bestimmt, für den aus VisiJet Clear lag der Wert bei 583 MPa. Wie bei Motherway stieg der E-Modul mit zunehmender Dichte. Die E-Moduln der Knochenproben lagen weit unter denen von Motherway und auch etwas unter dem von Hubbard. Sie waren eher im Bereich der Früh- und Neugeborenen, aber oberhalb der von Coats and Margulies bestimmten Werte.

Für diese Varianz aus den verschiedenen Studien gibt es viele mögliche Ursachen. Die Probenmaße, die sich in allen hier augeführten Studien unterscheiden, spielen eine große Rolle. Auch die Art der Probenlagerung bis zur Testung ist relevant. So wiese Kang und Kim eine Abnahme der Biegefestigkeit bei Knochen nach, die vor dem Versuch tiefgefroren und bei Raumtemperutur in

einem Salzbad wieder aufgetaut worden waren (78). Auch die Ausrichtung der Probe in Bezug auf ihre Herkunft und die Frage, ob sie bis zum Zeitpunkt der Versuchsdurchführung nass oder trocken gelagert oder beispielsweise mit Formalin fixiert wurde, sind entscheidend (79,80). Coats und Margulies wiesen Differenzen zwischen den E-Moduln von Proben aus dem parietalen Bereich gegenüber Proben aus dem okzipitalen Bereich nach. Und wie die oben aufgeführten Studien zeigen, ist der Knochen bei Neugeborenen wesentlich elastischer als beim Erwachsenen.

Aber auch das Geschlecht hat einen Einfluss. Torimitsu et al. untersuchten die Kranien von 94 Japanern (54 Männer und 40 Frauen) im Alter von 28 bis 95 Jahren. Die Proben hatten eine Länge von 50 mm, eine Breite von 10 mm und eine durchschnittliche Dicke von 6,5 mm. Zwar wurde der E-Modul nicht angegeben, aber die ermittelte Bruchlast im Dreipunkt-Biegeverfahren war bei den Männern signifikant höher als bei den Frauen (parietal: 484,2 N gegenüber 383,4 N; okzipital: 574 N gegenüber 406 N). Des Weiteren zeigten sich negative Korrelationen zwischen Alter und Probendicke, sowie zwischen Alter und Knochendichte, beides allerdings nur bei den Proben der Frauen (37).

Ein direkter Vergleich der E-Moduln dieser Arbeit mit denen der aufgelisteten Studien ist auf Grund der vielen Einfluss nehmenden Parameter wenig solide. Im Vordergrund der Untersuchungen hier stand allerdings der Vergleich von Knochen und Epoxidharz. Für den Knochen wurden deutlich höhere E-Moduln als für die Epoxidharze bestimmt. Hier könnte die Art der Knochenprobenlagerung einen Einfluss gehabt haben, sodass zu testen wäre, ob sich unter Verwendung von frischem Knochenmaterial bei gleichem Versuchsaufbau niedrigere E-Moduln ergeben würden.

Bei der Betrachtung der Rangkorrelation zwischen den je drei Gruppen der beiden Epoxidharze zeigt sich bis auf eine Ausnahme eine signifikanter Zusammenhang, was zum einen die Reproduzierbarkeit des Versuches unterstreicht, aber auch eine Abhängigkeit des E-Moduls von der Probenstruktur vermuten lässt. Die E-Moduln der FB-Proben korrelieren in ihrer Rangfolge lediglich als E_{Fmax} mit denen der EH_G-Proben signifikant, wenn also beide unter Einbeziehung des Punkts maximaler Krafteinwirkung berechnet werden. Somit lassen sich die Biegeeigenschaften nicht allein durch eine Kopie der Knochenstruktur in Bezug auf Probenmaße, Schichtdicken und Porosität nachahmen. Auf das Biegeverhalten des Knochens üben noch andere Faktoren der Materialzusammensetzung einen wesentlichen Einfluss aus. Soll ein dem Knochen ähnliches Biegeverhalten erreicht werden, muss folglich das Baumaterial angepasst werden, denn wie die Versuche zeigen bietet allein die Wahl des Epoxidharzes bereits eine Option.

4.3 Porenberechnung

Um zu prüfen, ob sich die Knochenstruktur des Felsenbeins nach dem Fertigungsprozess der SL in der daraus resultierenden Epoxidharzprobe wiederfindet, wurden die µ-CT Datensätze von jeweils fünf Knochenproben mit denen ihrer Faksimiles verglichen. Die Software Dornheim-Segmenter Scientific® vollzieht nach manueller Anfertigung einer Maske, die das auszuwertende Material markiert, eine automatische Bestimmung von Probenvolumen, Porenanzahl und Porenvolumen. Zwischen den fünf Proben und ihren Faksimiles zeigte sich ein hoher Übereinstimmungsgrad in der Anzahl der Poren. Die Volumina der Nachbildungen wichen etwas von denen der Knochenproben ab. Verhältnismäßig größer waren die Volumenunterschiede bei den Poren zwischen Original und Faksimile. Eine statistische Aussage konnte hier wegen der geringen Probenanzahl nicht getroffen werden. Durch die manuelle Generierung der Maske und die damit verbundene subjektive Festlegung der Grenzen zwischen einbezogenem Knochen und nicht zu berücksichtigendem Weichteilgewebe, bzw. zwischen ausgehärteten und flüssigen Bereichen des Epoxidharzes, ist dieses Untersuchungsverfahren durchaus fehlerbehaftet. Hier liegt vermutlich eine Ursache für die Unterschiede bei den ermittelten Volumina. Aber auch im Verlauf des Fertigungsprozesses kann es zu Veränderungen der Größenverhältnisse oder der anatomischen Strukturen kommen. Beispielsweise nimmt durch die Polymerisation das Volumen des flüssigen Harzes ab und das Modell schrumpft (0,06 %) (81). Auch kann es bei den unterschiedlichen Bearbeitungsschritten vom CT-Rohdatensatz bis zum endgültigen Baudatensatz zu Veränderungen der Modellstruktur kommen, die vor allem von den Kenntnissen des Anwenders abhängen (48).

In den Abbildungen 28 und 29 sind die Felsenbeinprobe 1 und die entsprechende Epoxidharzprobe zu sehen. Durch die unterschiedliche Probenausrichtung während der Untersuchung im µ-CT korrespondieren die Winkel der Schnittebenen beider Proben nicht miteinander. Ein Vergleich durch Übereinanderlegen der Schnittebenen beider Proben bleibt somit aus. Die Bilder zeigen aber in der 3D-Darstellung die gleiche Außenstruktur, und auch die Nachbildung des auffälligen, geschlängelten Kanals im Inneren der Knochenprobe findet sich im Faksimile wieder. Nicht zu vergessen ist, dass diese Strukturen im Submillimeterbereich liegen. Trotz der Fehleranfälligkeit der zugrunde liegenden Analyse zeigt sich daran, dass das Verfahren der SL den Nachbau mit einer sehr hohen Detailtreue ermöglicht und sich (Hohlraum-)Strukturen auch im µm-Bereich nachweislich abbilden lassen. Dennoch ist dieses Fertigungsverfahren durch manuelle Eingriffe auf Kosten der Originaltreue beeinflussbar, was aber auf der anderen Seite erst die Konstruktion von Besonderheiten wie dem eingesetzten Trommelfell im Magdeburger Felsenbeinmodell erlaubt (48).



Abbildung 28: Dornheim-Segmenter Scientific® mit Felsenbeinprobe 1



Abbildung 29: Dornheim-Segmenter Scientific® mit Epoxidharzprobe 1

4.4 Evaluierung

Bei der Evaluierung wurde das Magdeburger Felsenbeinmodell von erfahrenen Ohrchirurgen sowie von Anfängern präpariert und beurteilt. Ziel der Evaluierung war es, die Defizite des Modells zu eruieren, um sie in der Weiterentwicklung zu verringern oder, wenn möglich, zu beseitigen. Eine Gesamtbewertung von 2,3 auf einer 5-Punkte-Skala lässt auf ein bereits durchaus anwendbares Übungsmodell schließen. Die Bewertung der erfahrenen Operateure fiel mit 2,1 etwas besser aus als die der Anfänger mit 2,4.

Die anatomischen Strukturen waren größtenteils gut abgebildet. Äußere anatomischen Landmarken, Mastoidzellen und Antrum konnten von allen, der Sinus-Dura-Winkel von fast allen Teilnehmern dargestellt werden. Promontorium, Fazialiskanal und Amboss wurden von mehr als der Hälfte der Operateure ausgemacht. Der Steigbügel wurde nur von acht und der Hammer von vier Teilnehmern erkannt. Bei dem runden Fenster waren es ebenfalls weniger als die Hälfte. Betrachtet man die unterschiedliche Wertung von erfahrenen und unerfahrenen Operateuren beim Auffinden der anatomischen Strukturen Amboss, rundem Fenster und Promontorium, könnte der Ausbildungsstand möglicherweise eine Rolle gespielt haben. Die Abbildung von Hammer und Steigbügel weist aber offenbar Mängel auf.

Bei den einzelnen Präparationsschritten scheint der Ausbildungsstand ebenfalls einen Einfluss auszuüben. Konnten die Mastoidektomie noch alle Teilnehmer durchführen, waren es bei der posterioren Tympanotomie nur noch etwas mehr als die Hälfte der Anfänger. Die Cochleostomie und Insertion eines Elektrodenträgers gelang fast allen erfahrenen Operateuren, bei den Anfängern waren es jedoch nur zwei, bzw. einer. In einer zukünftigen Evaluierung sollte hier gegebenenfalls zuvor die Häufigkeit der bereits durchgeführten Operationen erfragt werden, um die Antworten in einem stabileren Kontext auswerten zu können.

Die Operateure wurden nach den Unterschieden zwischen dem Präparieren am Modell und dem am humanen Felsenbein gefragt. Häufig wurde das Material des Modells als weicher und leichter zu bearbeiten beurteilt, was auch aus den Ergebnissen der Bohr- und Fräsexperimente sowie aus dem Dreipunkt-Biegeversuch hervor geht. Einige Operateure empfanden jedoch genau gegenteilig. Hier könnte die von einem Operateur als glatt beschriebene Oberfläche des Epoxidharzmodells eine Erklärung sein. Einige Operateure erwähnten die größeren Materialspäne, die beim Fräsen entstanden und die die operationsüblichen Sauger verstopften. Dieses Problem sollte die Wertigkeit des Modells nicht herabsetzen, da es durch großlumigere Sauger behoben werden kann. Nur ein Teilnehmer dokumentierte die fertigungsbedingten Stützbälkchen. Diese können in zu hoher Anzahl zwischen den anderen feinen Strukturen wie den Gehörknöchelchen durchaus zu Irritationen führen, scheinen aber den anderen Operateuren nicht negativ aufgefallen zu sein.

Aus den Versuchsreihen und der Evaluierung dieser Arbeit resultieren Vor- und Nachteile des Modells, die vor allem in dem gewählten Fertigungsverfahren der SL und dem verwendeten Baumaterial begründet sind. Nachteilig ist das im Vergleich zum Knochen im ausgehärteten Zustand weichere Epoxidharz. Wie die Bohr- und Fräsversuche zeigen und auch einige Operateure bemerkten, ist das Material leichter abzutragen. Durch die im Modell detailliert abgebildete Porosität des Knochens und die dadurch nachweislich auftretenden Kraftschwankungen beim Präparieren wird dem Operateur dennoch ein verhältnismäßig authentisches Bearbeiten geboten, wie es die Bohr- und Fräsversuche vermuten lassen und aus der Evaluierung hervor geht. Ein großer Vorteil der SL ist die hohe Detailtreue, die sich in dem Porenvergleich und ebenfalls in der Evaluierung bestätigt. Beim Magdeburger Felsenbeinmodell sollten einige anatomische Strukturen jedoch noch präziser konstruiert werden.

Bei Betrachtung von Evaluierungen anderer Felsenbeinoperationsmodelle haben auch diese Defizite im Bereich der Materialeigenschaften oder der anatomischen Genauigkeit, wie es unter anderem das Pettigrew-Modell in Bezug auf den Fazialisverlauf aufweist (82). Alternative Modelle basieren auf Gips oder Kunststoffgemischen, die als Puder mit Hilfe von verschiedenen Bindern mittels 3D-Druck konstruiert werden. Suzuki et al. verwendeten beispielsweise ein Pulver, das Nylon und Glasperlen beinhaltet (8). Mick et al. nutzten ein Gipspulver und einen Binder mit Cyanoacrylat (83). Hochmann et al. verwendeten beim Binder zusätzlich Hydrochinon. Um das in den Hohlräumen verbleibende, nicht gebundene Puder zu entfernen, reinigten sie unter Nutzung von Druckluft die Einzelschichten per Hand und setzten diese anschließend zum fertigen Felsenbein zusammen (84). Rose et al. hatten bei diesem Modell dennoch Schwierigkeiten bei der Insertion einer CI-Elektrode (85).

Feste Baumaterialien haben folglich den Nachteil, dass sie nach der Fertigung in den Hohlräumen des Modells verbleiben und dort vor allem dünne Kanäle für den Operateur unzugänglich machen. Beim Felsenbein der Firma 3di GmbH wird sogar das gesamte Labyrinth nur als kompakte, farbige Struktur und nicht als Hohlraumsystem dargestellt (3). Dafür bieten Pulver den Vorteil kolorierte Binder anwenden zu können, um anatomische Strukturen hervorzuheben, wie es bei den oben aufgeführten Modellen auch umgesetzt wird. Durch eine Variation der Binderkonzentration können einzelne Areale unterschiedlich stark gefestigt und somit verschiedene Knochenhärten simuliert werden.

Ein Vorteil der SL ist demgegenüber die Verwendung eines flüssigen Baumaterials. Verbleibt nicht ausgehärtetes Material nach der Fertigung des Modells in abgeschlossenen Hohlräumen wie der Cochlea, so wird es während der Präparation unbemerkt unter Spülung mit Wasser restlos entfernt. Die Insertion eines Elektrodenträgers in die Cochlea ist damit ohne Probleme möglich (4). Dafür erlaubt das Fertigungsverfahren keine farbige Gestaltung. Auch kann die Konsistenz des Werkstoffs innerhalb des Modells nicht variiert werden. Für einen erfahrenen Ohrchirurg, der das Modell als individuelle Vorbereitung auf eine Operation mit anatomischen Anomalien nutzen möchte, haben diese Defizite allerdings kaum eine Relevanz.

Bisher existieren zu den oben aufgeführten Felsenbeinmodellen nur subjektive Evaluierungen, die sich jeweils nur auf ein Modell beziehen oder dieses mit dem humanen Felsenbein vergleichen. Interessant wäre ein Vergleich der Modelle untereinander, auch unter Einschluss objektiver Untersuchungen der Materialeigenschaften.

Bhutta wertete 2015 49 Studien zu Operationsmodellen der Felsenbeinchirurgie aus und kam zu dem Schluss, dass zum Trainieren der Felsenbeinchirurgie humane Felsenbeinkadaver zur Zeit die beste Methode darstellen. Allen künstlichen Modellen sei eine zu geringe Materialhärte gemein. Ein Defizit, welches mit fortschreitender Technik in Zukunft allerdings behoben werden könnte (86). Bei der Fertigung des Magdeburger Felsenbeinmodells wäre beispielsweise eine Versetzung des flüssigen Epoxidharzes mit Partikeln eines anderen Materials, die zu einem erhöhten Härtegrad führen, denkbar. Hier muss allerdings die Umsetzbarkeit im Bauprozess und der Einfluss auf das nach dem Bau in den abgeschlossenen Hohlräumen verbleibende Material berücksichtigt werden. Verhindern Materialzusätze das Abfließen des Materials aus der Cochlea, verliert es als Operationsmodell an Wert.

Abschließend resultiert aus der vorliegenden Arbeit, dass das Magdeburger Felsenbein ein humanes Felsenbeinpräparat nicht ersetzen kann, aber bereits eine gute Alternative für den auszubildenden Chirurgen bietet. Durch die individuelle Fertigung können auch erfahrene Operateure patientenspezifische Fälle oder besondere Pathologien trainieren. Bei der Weiterentwicklung sind neben wenigen Optimierungen in der anatomischen Darstellung die Materialeigenschaften des Modells denen des menschlichen Knochens anzupassen, soll eine authentische Präparation erreicht werden.

5. Zusammenfassung

Das Magdeburger Felsenbeinmodell wurde als Alternative zu humanen Felsenbeinpräparaten für die Aus- und Weiterbildung sowie für die patientenspezifische Vorbereitung auf komplizierte Operationen an Mittel- und Innenohr entwickelt. In dieser Arbeit wurde das Modell, welches mittels Stereolithographie auf Basis eines Epoxidharzes gefertigt wird, auf seine Materialeigenschaften geprüft. Parallel dazu wurde Knochen aus dem humanen Os temporale in gleicher Weise getestet und die Ergebnisse anschließend mit denen des Modells verglichen. Es wurden die auftretenden Kräfte bei operationsüblichen Bohr- und Fräsversuchen gemessen und die Elastizitätsmoduln der Proben mit dem Dreipunkt-Biegeverfahren bestimmt. Außerdem wurden Knochenproben und ihre Faksimiles mittels Mikrocomputertomographie eingescannt und über eine vergleichende Porenanalyse die Präzision der Fertigungsmethode geprüft. In Ergänzung zu den technischen Untersuchungen der Materialeigenschaften des Modells wurde seine Eignung als Trainingsmodell im Rahmen einer Evaluierung durch Ohrchirurgen unterschiedlichen Ausbildungsstandes erfasst.

Die Ergebnisse zeigen signifikante Unterschiede zwischen dem humanen Felsenbein und dem Faksimile. Die Kräfte beim Bohren und Fräsen waren am Knochen zwei bis fünfmal so hoch wie am Modell. Die durch die Knochenstruktur bedingten Kraftschwankungen traten jedoch auch beim Faksimile auf, wenn auch weniger stark. Die E-Moduln der Knochenproben waren mit im Mittel 1043 MPa ebenfalls signifikant größer als die der zwei getesteten Epoxidharze mit 150 MPa und 326 MPa. Die Porenanalyse lässt auf einen hohen Übereinstimmungsgrad zwischen humanem Felsenbein und Epoxidharznachbildung schließen, auch wenn das Testverfahren durch die subjektive Beurteilung fehleranfällig ist. Im Rahmen der Evaluierung wurde das Magdeburger Felsenbeinmodell im Durchschnitt mit einer 2,3 auf einer 5-Punkte-Skala bewertet (1: sehr gut, 5: unbefriedigend). Die Beurteilung durch erfahrene Operateure fiel mit einer 2,1 besser aus als die der Anfänger mit 2,4.

Zusammenfassend zeigen die Ergebnisse, dass das Magdeburger Felsenbeinmodell ein humanes Felsenbeinpräparat nicht ersetzen kann. Durch die hohe Detailtreue der anatomischen Strukturen sowie durch die authentischen Kraftschwankungen beim Präparieren des Modells bietet es dem auszubildenden Chirurgen aber eine gute Alternative. Die individuelle Fertigung ermöglicht auch erfahrenen Operateuren das Trainieren besonderer Pathologien und die präoperative Vorbereitung auf patientenspezifische Fälle. Hervorzuheben ist, dass durch die Fertigungsmethode die Simulation einer CI-Insertion möglich ist. Bei seiner Weiterentwicklung sind neben wenigen Optimierungen in der anatomischen Darstellung die Materialeigenschaften des Magdeburger Felsenbeinmodells denen des humanen Knochens anzupassen.

Literaturverzeichnis

- 1. Gocer C, Eryilmaz A, Genc U, Dagli M, Karabulut H, Iriz A. An alternative model for stapedectomy training in residency program: Sheep cadaver ear. Eur Arch Oto-Rhino-Laryngology. 2007;264:1409–12.
- 2. Gurr A, Stark T, Probst G, Dazert S. Die Felsenbeine von Lamm und Schwein als Alternative in der HNO-chirurgischen Ausbildung. Laryngorhinootologie. 2010;89:17–24.
- 3. Schneider G, Müller A. Multicenterstudie zum Jenaer Felsenbeinmodell. Laryngo-Rhino-Otologie. Juni 2004;83(6):363–6.
- Vorwerk U, Hahne C, Grote K-H, Klink F, Hessel H, Paukisch H, u. a. Operationsmodelle des menschlichen Felsenbeines zur Vorbereitung auf Cochlear-Implant-Operationen. In: Burgert O, Schipper J, Zachow S, Herausgeber. 10 Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie, September 15-16, 2011, Magdeburg, Germany. Verlag Univ Magdeburg; 2011. S. 135–8.
- 5. Freigang B, Motsch C, Khvadagiani M, Khvadagiani E. Improvement of the ear-surgery technique applying artificial temporal bones. Georgian Med News. März 2007;3(144):27–9.
- Schwager K, Gilyoma JM. Keramisches Arbeitsmodell für Felsenbeinübungen eine Alternative zum humanen Felsenbein? Laryngo-Rhino-Otologie. Oktober 2003;82(10):683– 6.
- 7. Cohen J, Reyes SA. Creation of a 3D printed temporal bone model from clinical CT data. Am J Otolaryngol. September 2015;36(5):619–24.
- Suzuki M, Ogawa Y, Kawano A, Hagiwara A, Yamaguchi H, Ono H. Rapid prototyping of temporal bone for surgical training and medical education. Acta Otolaryngol. 2004;124(4):400–2.
- 9. Roosli C, Sim JH, Möckel H, Mokosch M, Probst R. An Artificial Temporal Bone as a Training Tool for Cochlear Implantation. Otol Neurotol. August 2013;34(6):1048–51.
- Strauss G, Bahrami N, Pössneck a, Strauss M, Dietz a, Korb W, u. a. Evaluation of a training system for middle ear surgery with optoelectric detection. HNO. 2009;57(10):999– 1009.
- 11. Phacon GmbH [Internet]. Verfügbar unter: <u>http://www.phacon.de</u>. Stand: 16.05.2016.
- 12. Wiet GJ, Stredney D, Wan D. Training and Simulation in Otolaryngology. Otolaryngol Clin North Am. Dezember 2011;44(6):1333–50.
- Eastern Hill Academic Centre Manager. Virtual Reality and Surgery [Internet]. Verfügbar unter: http://medicine.unimelb.edu.au/ehac/otolaryngology/research/virtual_reality_and_surgery. Stand: 10.09.2015.

- Strauß G, Trantakis C, Nowatius E, Falk V, Maaß H, Cakmak K, u. a. Moderne Trainingsmethoden f
 ür die Kopfchirurgie. Laryngo-Rhino-Otologie. 2005;84(5):335–44.
- 15. Voxel-Man Group [Internet]. Verfügbar unter: http://www.voxel-man.de/. Stand: 16.05.2016.
- Arora A, Khemani S, Tolley N, Singh A, Budge J, Varela DAD V., u. a. Face and Content Validation of a Virtual Reality Temporal Bone Simulator. Otolaryngol -- Head Neck Surg. 1. März 2012;146(3):497–503.
- Linke R, Leichtle A, Sheikh F, Schmidt C, Frenzel H, Graefe H, u. a. Assessment of skills using a virtual reality temporal bone surgery simulator. ACTA Otorhinolaryngol Ital - Off J Ital Soc Otorhinolaryngol - Head Neck Surg. 2013;33(4):273–81.
- Wong D, Unger B, Kraut J, Pisa J, Rhodes C, Hochman JB. Comparison of cadaveric and isomorphic virtual haptic simulation in temporal bone training. J Otolaryngol - Head Neck Surg. 13. Dezember 2014;43(1):31.
- Tolsdorff B, Petersik A, Pflesser B, Pommert A, Tiede U, Leuwer R, u. a. Individual models for virtual bone drilling in mastoid surgery. Comput Aided Surg. 12. Januar 2009;14(1-3):21– 7.
- 20. Abou-Elhamd K-EA, Al-Sultan AI, Rashad UM. Simulation in ENT medical education. J Laryngol Otol. 3. März 2010;124(03):237.
- 21. Arnold P, Farrell MJ. Can virtual reality be used to measure and train surgical skills? Ergonomics. 15. April 2002;45(5):362–79.
- Grunert R, Strauss G, Moeckel H, Hofer M, Poessneck A, Fickweiler U, u. a. ElePhant An anatomical Electronic Phantom as simulation-system for otologic surgery. In: 2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE; 2006. S. 4408–11.
- 23. Mangus B, Rivas A, Tsai BS, Haynes DS, Roland JT. Surgical Techniques in Cochlear Implants. Otolaryngol Clin North Am. Februar 2012;45(1):69–80.
- 24. Lesinski-Schiedat A, Illg A, Heermann R, Bertram B, Lenarz T. Paediatric cochlear implantation in the first and in the second year of life: a comparative study. Cochlear Implants Int. Dezember 2004;5(4):146–59.
- 25. Jackler RK, Luxfor WM, House WF. Congenital malformations of the inner ear: A classification based on embryogenesis. Laryngoscope. 20. Oktober 2009;97(S40):2–14.
- 26. Löppönen H, Holma T, Sorri M, Jyrkinen L, Karhula V, Koivula A, u. a. Computed tomography data based rapid prototyping model of the temporal bone before cochlear implant surgery. Acta Otolaryngol Suppl. 1997;529:47–9.
- Vorwerk U, Rossbach J-S, Rapp-Bernhardt U, Begall K. Herstellung identischer Felsenbeinmodelle f
 ür Klinik und Forschung durch Rapid-Prototyping-Verfahren. Oto-Rhino-Laryngologia Nov. 1997;7(4):178–83.

- Benninghoff A, Drenckhahn D, Zenker W. Benninghoff Anatomie, Makroskopische Anatomie, Embryologie und Histologie des Menschen, Bd.2, Niere, Reproduktionsorgane, endokrine Drüsen, Nervensystem, Sinnesorgane, Haut, 15. völlig neu bearbeitete Auflage. Urban & Schwarzernberg; 1994. S. 766-768.
- 29. Mann WJ, Strutz J. Praxis der HNO-Heilkunde, Kopf- und Halschirurgie. 2. Aufl. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag; 2009. S. 197, 198.
- Schiebler TH, Schmidt W. Anatomie. 8. Aufl. Berlin Heidelberg, Germany: Springer-Verlag; 2003. S. 411-414.
- 31. Gebhardt A. Generative Fertigungsverfahren: Additive Manufacturing und 3D Drucken für Prototyping Tooling Produktion. 4. Aufl. München: Carl Hanser Verlag; 2013. S. 1, 35, 48.
- 32. Berger U, Hartmann A, Schmid D. Additive Fertigungsverfahren. 1. Aufl. Verlag Europa-Lehrmittel, Nourney, Vollmer GmbH & Co. KG, Haan-Gruiten; 2013. S. 9.
- 33. Fastermann P. 3D-Drucken. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2014. S. 35, 36.
- 34. Klapdohr H-P. Der ZETOS Ein Kultur-Belastungssystem für trabekuläre Knochen, Untersuchung an humanen Knochenzylindern, Dissertation. Gießen; 2003. S. 18.
- 35. Ringe von JD. Osteoporose: Pathogenese, Diagnostik und Therapiemöglichkeiten. Berlin, Germany: Walter de Gruyter; 1991. S. 65.
- 36. Fuchsberger A. Untersuchung der spanenden Bearbeitung von Knochen. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 1986. S. 42, 143-157.
- 37. Torimitsu S, Nishida Y, Takano T, Koizumi Y, Makino Y, Yajima D, u. a. Statistical analysis of biomechanical properties of the adult skull and age-related structural changes by sex in a Japanese forensic sample. Forensic Sci Int. Elsevier Ireland Ltd; Januar 2014;234(August 2015):185.e1–185.e9.
- 38. Coats B, Margulies SS. Material properties of human infant skull and suture at high rates. J Neurotrauma. 2006;23(8):1222–32.
- 39. Motherway JA, Verschueren P, Van der Perre G, Vander Sloten J, Gilchrist MD. The mechanical properties of cranial bone: The effect of loading rate and cranial sampling position. J Biomech. September 2009;42(13):2129–35.
- 40. Liska F. Vergleich der mechanischen Eigenschaften von spongiösem Knochen verschiedener Spezies und künstlichem Knochen. Dissertation. 2010.
- 41. MATERIAL ARCHIV: Epoxidharze Umfangreiche Materialinformationen und Bilder [Internet]. Verfügbar unter: <u>http://www.materialarchiv.ch/#/detail/24/epoxidharze</u>. Stand: 16.05.2016.
- 42. Hellerich W, Harsch G, Haenle S. Werkstoffführer Kunststoffe. München-Wien: Carl Hanser Verlag; 1996. S. 156, 157.

- 43. Grote, K. H., Feldhusen JH. Dubbel. Grote K-H, Feldhusen J, Herausgeber. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2014. S. E79, E147.
- 44. 3DSystems. The ProJet ® 6000 & 7000 offer the highest-quality parts for the toughest production applications [Internet]. 2014. S. 1–4. Verfügbar unter: http://www.3dsystems.com/. Stand: 16.05.2016.
- 45. Gupta R, Bartling SH, Basu SK, Ross WR, Becker H, Pfoh A, u. a. Experimental flat-panel high-spatial-resolution volume CT of the temporal bone. Am J Neuroradiol. 2004;25(September):1417–24.
- Majdani O, Thews K, Bartling S, Leinung M, Dalchow C, Labadie R, u. a. Temporal bone imaging: Comparison of flat panel volume CT and multisection CT. Am J Neuroradiol. 2009;30(7):1419–24.
- 47. Cushing SL, Daly MJ, Treaba CG, Chan H, Irish JC, Blaser S, u. a. High-resolution conebeam computed tomography: a potential tool to improve atraumatic electrode design and position. Acta Oto-laryngologica. 2012. S. 361–8.
- Klink F. Entwicklung und Herstellung künstlicher Felsenbeinpräparate mittels Rapid-Prototyping Verfahren für die Optimierung von Cochlea-Implantat Operationen, Dissertation. 2015.
- 49. GE Sensing & Inspection Technologies GmbH. Phoenix Nanotom M [Internet]. Verfügbar unter: <u>http://www.ge-mcs.com/download/x-ray/phoenix-x-ray/nanotom_m_s_DE_GEIT-0113.pdf</u>. Stand: 18.09.2009.
- 50. Mustra M, Delac K, Grgic M. Overview of the DICOM standard. 2008 50th Int Symp ELMAR. 2008;1:39–44.
- 51. Kramme R. Medizintechnik: Verfahren-Systeme-Informationsverarbeitung. 4. Aufl. Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2011. S. 328, 329.
- 52. Göttsche T. Einführung in die Radiologie: Diagnostik und Interventionen. Bücheler E, Herausgeber. Georg Thieme Verlag, 2006. S. 15.
- Handels H. Medizinische Bildverarbeitung: Bildanalyse, Mustererkennung und Visualisierung für die computergestützte ärztliche Diagnostik und Therapie. 2. Aufl. Springer-Verlag; 2009. S. 13.
- 54. Alkadhi H, Leschka S, Stolzmann P, Hans S. Wie funktioniert CT? Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York; 2011. S. 27.
- Kalender WA. Computed Tomographie; Fundamentals System Technology Image Quality Applications; 3rd Edition. 3rd Aufl. Gunia D, Herausgeber. Erlangen: Publics Publishing; 2011. S. 32.

- Neugebauer M, Gasteiger R, Vorwerk U, Dornheim J, Preim B. Workflow für die Segmentierung von Felsenbeindatensätzen zur Erzeugung künstlicher Felsenbein-Präparate. In: CEUR Workshop Proceedings. Düsseldorf; 2012. S. 11–4.
- 57. Claussen C, Lochner B. Dynamische Computertomographie Grundlagen und klinische Anwendung. Springer; 1983. S. 172.
- 58. Vorwerk U, Hahne C, Paukisch H, Skalej M, Klink F, Grote K-H. Herstellung von Operationsmodellen des menschlichen Felsenbeines durch Rapid-Prototyping-Verfahren. In: Forschung und Innovation-Magdeburg: Univ. 2011.
- 59. Neuhäuser M. Wilcoxon–Mann–Whitney Test. In: International Encyclopedia of Statistical Science. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2011. S. 1656–8.
- Abdi H. The Bonferonni and Šidák Corrections for Multiple Comparisons. Salkind N, Herausgeber. Encyclopedia of Measurement and Statistics. Thousand Oaks (CA): Sage; 2007. S. 103–107.
- 61. Turner CH, Burr DB. Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial. Bone. 1993;14(4):595–608.
- 62. DIN EN ISO 178:2003-06 Kunststoffe Bestimmung der Biegeeigenschaften (ISO 178 : 2001). 2003.
- 63. Wilcoxon F. Individual Comparisons by Ranking Methods. Biometrics Bull. Dezember 1945;1(6):80.
- 64. Staroveski T, Brezak D, Udiljak T. Drill wear monitoring in cortical bone drilling. Med Eng Phys. 2015;37(6):560–6.
- 65. Ong FR, Bouazza-Marouf K. Evaluation of bone strength: correlation between measurements of bone mineral density and drilling force. Proc Inst Mech Eng H. 2000;214(4):385–99.
- 66. Wang W, Shi Y, Yang N, Yuan X. Experimental analysis of drilling process in cortical bone. Med Eng Phys. Februar 2014;36(2):261–6.
- 67. Lee J, Gozen BA, Ozdoganlar OB. Modeling and experimentation of bone drilling forces. J Biomech. April 2012;45(6):1076–83.
- French LC, Dietrich MS, Labadie RF. An estimate of the number of mastoidectomy procedures performed annually in the United States. Ear Nose Throat J. Mai 2008;87(5):267–70.
- 69. Plinkert PK, Plinkert B, Hiller A, Stallkamp J. Einsatz eines Roboters an der lateralen Schädelbasis. HNO. 1. Juli 2001;49(7):514–23.
- 70. Federspil PA, Plinkert B, Plinkert PK. Experimental robotic milling in skull-base surgery. Comput Aided Surg. 2003;8(1):42–8.

- Dillon NP, Kratchman LB, Dietrich MS, Labadie RF, Webster RJ, Withrow TJ. An Experimental Evaluation of the Force Requirements for Robotic Mastoidectomy. Otol Neurotol. September 2013;34(7):e93–102.
- Bast P, Engelhardt M, Lauer W, Schmieder K, Rohde V, Radermacher K. Identification of milling parameters for manual cutting of bicortical bone structures. Comput Aided Surg. 2003;8(5):257–63.
- 73. Denis K, Van Ham G, Vander Sloten J, Van Audekercke R, Van der Perre G, De Schutter J, u. a. Influence of bone milling parameters on the temperature rise, milling forces and surface flatness in view of robot-assisted total knee arthroplasty. Int Congr Ser. 2001;1230:300–6.
- 74. Bensen C, An Y. Basic Facilities and Instruments for Mechanical Testing of Bone. In: Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface. CRC Press; 1999. S. 87–101.
- 75. Davis MT, Loyd AM, Shen HH, Mulroy MH, Nightingale RW, Myers BS, u. a. The mechanical and morphological properties of 6 year-old cranial bone. J Biomech. Oktober 2012;45(15):2493–8.
- 76. McPherson GK, Kriewall TJ. The elastic modulus of fetal cranial bone: a first step towards an understanding of the biomechanics of fetal head molding. J Biomech. 1980;13(1):9–16.
- 77. Hubbard RP. Flexure of layered cranial bone. J Biomech. Juli 1971;4(4):251–63.
- Kang JS, Kim NH. The biomechanical properties of deep freezing and freeze drying bones and their biomechanical changes after in-vivo allograft. Yonsei Medical Journal. 1995. S. 332–5.
- 79. Currey JD. Bones: Structure and Mechanics. Princeton and Oxford: Princeton University Press; 2002. 54, S. 127.
- Evans, F.G., Lissner HR. Tensile and Compressive Strength of Human Parietal Bone. J Biomech. 1987;20(11-12):1021–4.
- Gebhardt A. Rapid Prototyping: Werkzeuge f
 ür die schnelle Produktentstehung. 2. Aufl. M
 ünchen: Carl Hanser Verlag; 2000. S. 93.
- Awad Z, Ahmed S, Taghi AS, Ghufoor K, Wareing MJ, Patel N, u. a. Feasibility of a synthetic temporal bone for training in mastoidectomy: face, content, and concurrent validity. Otol Neurotol. Dezember 2014;35(10):1813–8.
- 83. Mick PT, Arnoldner C, Mainprize JG, Symons SP, Chen JM. Face Validity Study of an Artificial Temporal Bone for Simulation Surgery. Otol Neurotol. 2013;34(7):1305–10.
- 84. Hochman JB, Rhodes C, Wong D, Kraut J, Pisa J, Unger B. Comparison of cadaveric and isomorphic three-dimensional printed models in temporal bone education. Laryngoscope. Oktober 2015;125(10):2353–7.

- Rose AS, Kimbell JS, Webster CE, Harrysson OL a, Formeister EJ, Buchman C a. Multimaterial 3D Models for Temporal Bone Surgical Simulation. Ann Otol Rhinol Laryngol. 2015;124(7):528–36.
- 86. Bhutta MF. A review of simulation platforms in surgery of the temporal bone. Clin Otolaryngol. Oktober 2015; noch nicht gedruckt.
- 87. Hildmann H, Sudhoff H. Middle Ear Surgery. Phillipp M, Herausgeber. Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2006. S. 3.
- 88. Pernkopf E. Topographische Anatomie des Menschen Lehrbuch und Atlas der regionärstratigrapischen Präparation, IV. Band: Topographische und stratigraphische Anatomie des Kopfes, 1. Hälfte. München - Berlin - Wien: Urban & Schwarzenberg; 1957. S. 377.
- 89. Tillmann B. Farbatlas der Anatomie, Zahnmmedizin-Humanmedizin. 1. Aufl. Stuttgard: Thieme; 1997. S. 52.

Danksagung

Primär bedanke ich mich bei meinem Doktorvater PD Dr. med. Vorwerk für das Thema meiner Dissertation. Durch ihn hatte ich das Glück eine motivierte, zielführende und geduldige Betreuung während der Promotionsphase zu erfahren.

Des Weiteren möchte ich allen Beteiligten der Arbeitsgemeinschaft Felsenbein für die gemeinsame Zeit und die konstruktive Zusammenarbeit danken: Herrn Prof. Michael Scheffler, der jederzeit unterstützend und herzlich zur Seite stand, Frau Dietze und Herrn Frommhagen für ihre freundliche Hilfestellung und Stefan Rannabauer für unterhaltsame Stunden am μ CT. Ich danke Joachim Döring für die organisatorische und kompetente Hilfe sowie Fabian Klink für die viele Zeit und sein Engagement. Der Firma Dornheim Segmenter und Kerstin Kellermann danke ich für die dreidimensionalen Einblicke in ihren Fachbereich sowie für die flexible und freundliche Unterstützung.

Bei Herrn Prof. Kropf möchte ich mich für die hilfreiche Beratung zur Versuchsgestaltung und statistischer Auswertung bedanken.

Mein größter Dank gilt meinem Mann und meiner Familie, für die Geduld, die Unterstützung und die viele entbehrte Zeit.

Eidesstattliche Erklärung

Ich, Cornelia Hahne, erkläre, dass ich die der Medizinischen Fakultät der Otto-von-Guericke-Universität zur Promotion eingereichte Dissertation mit dem Titel:

"Vergleich der biomechanischen Eigenschaften von humanem Felsenbein und anatomischen Faksimile"

in der Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde (Leiter Herr Prof. Dr. med. Arens) ohne sonstige Hilfe durchgeführt und bei der Abfassung der Dissertation keine anderen als die dort aufgeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Bei der Abfassung der Dissertation sind Rechte Dritter nicht verletzt worden.

Ich habe diese Dissertation bisher an keiner in - oder ausländischen Hochschule zur Promotion eingereicht. Ich übertrage der Medizinischen Fakultät das Recht, weitere Kopien meiner Dissertation herzustellen und zu vertreiben.

Magdeburg, den 16.05.16

Cornelia Hahne

Darstellung des Bildungsweges

<u>Persönliche Daten</u> Name: Vorname: Geburtstag: Geburtsort: Familienstand: Staatsangehörigkeit:	Hahne Cornelia 03.05.1984 Peine ledig deutsch
<u>Schulischer Werdegang</u>	Grundschule Edemissen
1990 – 1994	OS Edemissen
1994 – 1996	Gymnasium am Silberkamp, Peine
1996 – 2003	Abschluss: Abitur
Vorklinischer Studienabschni	tt
09/2003 – 08/2006	Medizinische Fakultät der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg
Klinischer Studienabschnitt 09/2006 – 08/2010	Medizinische Fakultät der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg
Abschluss des Studiums der 1	Humanmedizin
11/2010	Gesamtnote: 3,16
Assistenzarzt	Universitätsklinikum für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde
Seit 03/2011	Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg
Preise	Hugo Junkers-Preis für Forschung und Innovation aus
15.12.2014	Sachsen Anhalt 2014, 1. Preis in der Kategorie innovativste
Fremdsprachenkenntnisse:	Allianz (mit der Arbeitsgruppe Felsenbein AG der OvGU Magdeburg)
Englisch: Französisch:	gute Kenntnisse (fünf Jahre)

Magdeburg, den 16.05.16

Cornelia Hahne

Publikationsverzeichnis / wissenschaftliche Leistungen

Paper

A comparison of processing properties of anatomic facsimile models (AFM) of the temporal bone with original human bone structures

Hahne, Cornelia; Scheffler, Michael; Dietze, Gabriele; Döring, Joachim; Klink, Fabian; Vorwerk, Ulrich

Advanced Engineering Materials. Published online, March 2016; Available from: http://doi.wiley.com/10.1002/adem.201600033

Development of a manufacturing process of temporal bone surgery models using rapid prototyping Karpuschewski, Bernhard; Döring, Joachim; Scheffler, Michael; Dietze, Gabriele; Vorwerk, Ulrich; **Hahne, Cornelia**; Klink, Fabian

Progress in production engineering. - Durnten: Trans Tech Publ., S. 241-252, 2014

Development of a manufacturing process of temporal bone surgery models using rapid prototyping Karpuschewski, Bernhard; Döring, Joachim; Scheffler, Michael; Dietze, Gabriele; Vorwerk, Ulrich; **Hahne, Cornelia**; Klink, Fabian Advanced materials research. - Bd. 907.2014, S. 241-252, 2014

Kongresspaper (peer-reviewed)

Anatomische Faksimile Modelle des Ohrknochens (Os temporale, Os petrosum) - Workflow und Materialanforderungen

Vorwerk, Ulrich; Hahne, Cornelia

15. Sommerkurs Werkstoffe und Fügen: Magdeburg, 12.-13.09. 2014. - Magdeburg: Univ., S. 17-26

Stufenweise Segmentierung von Computertomographiedatensätzen für die generative Herstellung von künstlichen Felsenbeinpräparaten

Klink, Fabian; Hahne, Cornelia; Vorwerk, Ulrich

11. Gemeinsames Kolloquium Konstruktionstechnik 2013. - Herzogenrath: Shaker, S. 239-248 Kongress: Gemeinsames Kolloquium Konstruktionstechnik; 11 (Aachen): 12.-13.09.2013

Biomechanische Eigenschaften von Operationsmodellen (anatomischen Faksimilemodellen) des Os temporale im Vergleich zum humanen Felsenbein

Hahne, Cornelia; Scheffler, Michael; Dietze, Gabriele; Karpuschewski, Bernhard; Döring, Joachim; Kappa, Mathias; Vorwerk, Ulrich

Forschung und Innovation. - Magdeburg: Univ., insges. 8 S., 2011 Kongress: Magdeburger Maschinenbau-Tage; 10 (Magdeburg): 27-29.09.2011

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

Hahne, Cornelia; Scheffler, Michael; Dietze, Gabriele; Karpuschewski, Bernhard; Döring, Joachim; Kappa, Mathias; Hessel, Horst; Vorwerk, Ulrich

10. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie (CURAC). - Magdeburg: Univ., S. 139-142, 2011
Entwicklung und Herstellung künstlicher Felsenbeinpräparate mittels Rapid-Prototyping Verfahren für die Optimierung von Cochlea-Implantat Operationen

Klink, Fabian; Kuhlmann, Kevin; Döring, Joachim; Hahne, Cornelia; Vorwerk, Ulrich Integrierte Produktentwicklung für einen globalen Markt. - Aachen; Shaker, S. 188-195, 2011 Kongress: KT 2011; 9 (Rostock) : 06-07.10.2011

Operationsmodelle des menschlichen Felsenbeines zur Vorbereitung auf Cochlear-Implant-Operationen

Vorwerk, Ulrich; Hahne, Cornelia; Grote, Karl-Heinrich; Klink, Fabian; Hessel, Horst; Paukisch, Harald; Skalej, Martin

10. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie (CURAC). - Magdeburg : Univ., S. 135-138, 2011

Herstellung von Operationsmodellen des menschlichen Felsenbeines durch Rapid-Prototyping-Verfahren

Vorwerk, Ulrich; Hahne, Cornelia; Paukisch, Harald; Skalej, Martin; Klink, Fabian; Grote, Karl-Heinrich

Forschung und Innovation. - Magdeburg : Univ., insges. 8 S., 2011 Kongress: Magdeburger Maschinenbau-Tage; 10 (Magdeburg) : 27.-29.09.2011

Vortrag

Generierung patientenindividueller Trainingsmodelle für operative Eingriffe am Felsenbein Dornheim, Lars; Kellermann, Kerstin; Klink, Fabian; **Hahne, Cornelia**; Vorwerk, Ulrich Fachmesse und Anwendertagung für Rapid-Technologie. - Erfurt : DESOTRON; 2014

Anatomische Faksimile Modelle des Ohrknochens (Os temporale, Os petrosum) - Workflow und Materialanforderungen

Vorwerk, Ulrich; Hahne, Cornelia

15. Sommerkurs Werkstoffe und Fügen: Magdeburg, 12. und 13. September 2014. - Magdeburg

Stufenweise Segmentierung von Computertomographiedatensätzen für die generative Herstellung von künstlichen Felsenbeinpräparaten

Klink, Fabian; Hahne, Cornelia; Vorwerk, Ulrich

11. Gemeinsames Kolloquium Konstruktionstechnik 2013. Aachen

Vergleich der biomechanischer Eigenschaften von Operationsmodellen (anatomischen Faksimilemodellen) und humanem Felsenbein

Hahne, Cornelia; Scheffler, Michael; Dietze, Gabriele; Karpuschewski, Bernhard; Döring, Joachim; Vorwerk, Ulrich

13. Jahrestagung der Norddeutschen Gesellschaft für Otorhinolaryngologie und zervikofaziale Chirurgie; m 14.-15.06.2013, Magdeburg

Die Segmentierung von CT-Datensätzen zur Herstellung von Anatomischen Faksimile Modellen (AFM) des humanen Felsenbeins

Hahne, Cornelia; Dornheim, Jana; Kellermann, Kerstin; Neugebauer, Matthias; Gasteiger, Rocco; Vorwerk, Ulrich

84. Jahresversammlung der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde; 09.-12.05.2012, Nürnberg Biomechanische Eigenschaften von Operationsmodellen (anatomischen Faksimilemodellen) des Os temporale im Vergleich zum humanen Felsenbein

Hahne, Cornelia; Scheffler, Michael; Dietze, Gabriele; Karpuschewski, Bernhard; Döring, Joachim; Kappa, Mathias; Vorwerk, Ulrich

Forschung und Innovation. - Magdeburg 2011, Kongress: Magdeburger Maschinenbau-Tage

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

Hahne, Cornelia; Scheffler, Michael; Dietze, Gabriele; Karpuschewski, Bernhard; Döring, Joachim; Kappa, Mathias; Hessel, Horst; Vorwerk, Ulrich

10. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und RoboterassistierteChirurgie (CURAC). - Magdeburg 2011

Entwicklung und Herstellung künstlicher Felsenbeinpräparate mittels Rapid-Prototyping Verfahren für die Optimierung von Cochlea-Implantat Operationen

Klink, Fabian; Kuhlmann, Kevin; Döring, Joachim; **Hahne, Cornelia**; Vorwerk, Ulrich Integrierte Produktentwicklung für einen globalen Markt. Rostock 2011

Operationsmodelle des menschlichen Felsenbeines zur Vorbereitung auf Cochlear-Implant-Operationen

Vorwerk, Ulrich; Hahne, Cornelia; Grote, Karl-Heinrich; Klink, Fabian; Hessel, Horst; Paukisch, Harald; Skalej, Martin

10. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie (CURAC). Magdeburg 2011

Herstellung von Operationsmodellen des menschlichen Felsenbeines durch Rapid-Prototyping-Verfahren

Vorwerk, Ulrich; Hahne, Cornelia; Paukisch, Harald; Skalej, Martin; Klink, Fabian; Grote, Karl-Heinrich

Forschung und Innovation. - Magdeburg, 2011 Kongress: Magdeburger Maschinenbau-Tage

Poster

Biomechanische Eigenschaften von Operationsmodellen (anatomischen Faksimilemodellen) des Os temporale im Vergleich zum humanem Felsenbein

Hahne, Cornelia; Scheffler, Michael; Dietze, Gabriele; Karpuschewski, Bernhard; Döring, Joachim; Kappa, Mathias; Vorwerk, Ulrich

83. Jahresversammlung der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde; 16.-20.05.2012, Mainz

Biomechanical characteristics of surgery models of temporal bone (anatomical facsimile models) (AFM) in comparison with human temporal bone

Hahne, Cornelia; Scheffler, Michael; Dietze, Gabriele; Karpuschewski, Bernhard; Döring, Joachim; Kappa, Mathias; Vorwerk, Ulrich

9. Kongress der Spanisch-Deutsche Gesellschaft für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie; 13.-15.09.2012, Dresden

Anhang



Abbildung A1: Einzelmesskurven der Bohrungen mit 5.000 U/min, schwarze Linien begrenzen den ausgewerteten Bereich



Abbildung A2: Einzelmesskurven der Bohrungen mit 10.000 U/min, schwarze Linien begrenzen den ausgewerteten Bereich



Abbildung A3: Einzelmesskurven der Bohrungen mit 15.000 U/min, schwarze Linien begrenzen den ausgewerteten Bereich



Abbildung A4: Einzelmesskurven der Fräsungen mit 5.000 U/min, schwarze Linien begrenzen den ausgewerteten Bereich



Abbildung A5: Einzelmesskurven der Fräsungen mit 15.000 U/min, schwarze Linien begrenzen den ausgewerteten Bereich



Abbildung A6: Spannungs-Dehnungs-Kurven der EH-Proben 0-20 aus "VisiJet Tough"; A,C,E: Faksimilegruppen 1, 2 und 3 unkorrigiert, B,D und F: Faksimilegruppen 1, 2 und 3 korrigiert, hellste Linie: EHB



Abbildung A7: Spannungs-Dehnungs-Kurven der EH-Proben 0-10 aus "VisiJet Clear"; A,C,E: Faksimilegruppen 1, 2 und 3 unkorrigiert, B,D und F: Faksimilegruppen 1, 2 und 3 korrigiert, hellste Linie: EHB



Abbildung A8: Spannungs-Dehnungs-Kurven der FB-Proben 1-20; A: unkorrigiert, B: korrigiert



Abbildung A9: A,B: E-Moduln in Abhängigkeit von der Probenhöhe; A,C: E-Moduln als Sekantenmodul nach DIN EN ISO 178 berechnet; B,D: E-Moduln als E_Fmax berechnet; C,D: Verteilung der E-Moduln; Box beinhaltet die mittleren 50% der Daten, schwarze Linie innerhalb der Box markiert den Median; blau: humanes Felsenbein (FB), rot: graues Epoxidharz "VisiJet Tough" (EH_G), grün: transparentes Epoxidharz "VisiJet Clear" (EH_K)

E-Module nach ISO [MPa]

A1: Epoxidharz grau (EH_G, VisiJet Tough)			A2: Epoxidharz klar (EH_K, VisiJet Clear)				A3: Felsenbein		
	Probe 1	Probe 2	Probe 3	EH_K	Probe 1 F	Probe 2	Probe 3		
EHB_G	248.6	245.6	334.1	EHB_K	472.8	554.3	722.3		
EHM_G_01	138.1	. 119.2	152.6	EHM_K_01	211.3	247.6	516.0	FB_01	316.2
EHM_G_02	134.0	127.4	150.1	EHM_K_02	316.2	235.5	188.9	FB_02	827.1
EHM_G_03	211.1	. 222.1	175.2	EHM_K_03	335.2	365.6	604.1	FB_03	370.2
EHM_G_04	216.4	200.8	227.1	EHM_K_04	277.7	1067.2	312.6	FB_04	717.5
EHM_G_05	146.8	78.4	125.0	EHM_K_05	258.4	203.0	327.7	FB_05	653.9
EHM_G_06	37.7	66.2	71.2	EHM_K_06	109.8	482.5	29.4	FB_06	185.1
EHM_G_07	174.6	174.2	245.8	EHM_K_07	214.6	85.9	288.6	FB_07	395.5
EHM_G_08	175.7	168.3	205.4	EHM_K_08	401.5	249.0	509.9	FB_08	1412.7
EHM_G_09	131.0	244.7	107.6	EHM_K_09	71.5	-	137.3	FB_09	722.6
EHM_G_10	79.1	. 98.6	103.6	EHM_K_10	190.0	475.1	188.9	FB_10	662.8
EHM_G_11	144.2	108.5	119.1					FB_11	890.5
EHM_G_12	122.9	183.6	144.6					FB_12	336.8
EHM_G_13	129.6	197.1	110.3					FB_13	702.0
EHM_G_14	88.3	71.5	74.7					FB_14	750.0
EHM_G_15	206.4	189.4	171.6					FB_15	437.3
EHM_G_16	170.5	107.5	141.9					FB_16	1167.9
EHM_G_17	144.6	134.0	141.2					FB_17	668.3
EHM_G_18	152.1	. 159.9	29.6					FB_18	132.3
EHM_G_19	180.2	216.7	184.2					FB_19	1056.5
EHM_G_20	79.0	115.2	64.1					FB_20	352.2

E-Module nach F_MAX [MPa]

A4: Epoxidharz grau (EH_G, VisiJet Tough)			t Tough)	A5: Epoxidha	A6: Felsenbein				
Probe 1 Probe 2 Probe 3				Probe 1 Probe 2 Probe 3					
EHB_G	470.5	475.6	439.8	EHB_K	365.8	585.3	679.0		
EHM_G_01	158.0	152.2	174.3	EHM_K_01	356.1	316.8	357.6	FB_01	674.5
EHM_G_02	125.4	137.2	145.8	EHM_K_02	222.8	265.8	235.1	FB_02	827.4
EHM_G_03	278.1	260.1	296.6	EHM_K_03	483.0	491.2	525.6	FB_03	1455.3
EHM_G_04	230.6	221.7	230.7	EHM_K_04	427.9	577.2	420.2	FB_04	1319.0
EHM_G_05	118.9	114.7	139.6	EHM_K_05	183.4	196.2	181.8	FB_05	954.5
EHM_G_06	130.4	123.7	120.7	EHM_K_06	253.7	157.1	226.6	FB_06	584.2
EHM_G_07	216.8	224.5	249.5	EHM_K_07	369.6	386.5	389.4	FB_07	944.3
EHM_G_08	162.8	155.7	164.1	EHM_K_08	309.4	374.4	282.4	FB_08	1126.5
EHM_G_09	136.7	289.4	128.9	EHM_K_09	197.2	-	225.9	FB_09	881.4
EHM_G_10	66.5	79.4	71.2	EHM_K_10	180.2	215.7	173.4	FB_10	730.3
EHM_G_11	127.5	97.6	109.5					FB_11	662.0
EHM_G_12	110.6	122.0	116.9					FB_12	1066.8
EHM_G_13	172.1	181.0	212.5					FB_13	873.8
EHM_G_14	122.8	121.4	154.9					FB_14	1412.7
EHM_G_15	156.9	162.8	170.8					FB_15	1240.2
EHM_G_16	151.3	119.0	128.3					FB_16	997.9
EHM_G_17	146.5	126.8	153.9					FB_17	1171.2
EHM_G_18	197.0	209.3	201.9					FB_18	1183.5
EHM_G_19	230.1	234.3	265.8					FB_19	1258.6
EHM_G_20	174.3	182.4	174.3					FB_20	1502.4

Tabellen A1-A6: Einzelergebnisse der E-Moduln von Felsenbeinproben und zugehörigen Faksimiles aus "VisiJet Tough" und "VisiJet Clear" inklusive Epoxidharzblöcken



Abbildung A10: Ausschnitte aus Dornheim Segmenter Scintific®; A,B: FB-Probe 1 mit und ohne Maske; C,D: EH-Probe 1 mit und ohne Maske



Abbildung A11: Ausschnitte aus Dornheim Segmenter Scintific®; A,B: FB-Probe 2 mit und ohne Maske; C,D: EH-Probe 2 mit und ohne Maske



Abbildung A12: Ausschnitte aus Dornheim Segmenter Scintific®; A,B: FB-Probe 3 mit und ohne Maske; C,D: EH-Probe 3 mit und ohne Maske



Abbildung A13: Ausschnitte aus Dornheim Segmenter Scintific®; A,B: FB-Probe 4 mit und ohne Maske; C,D: EH-Probe 4 mit und ohne Maske



Abbildung A14: Ausschnitte aus Dornheim Segmenter Scintific®; A,B: FB-Probe 5 mit und ohne Maske; C,D: EH-Probe 5 mit und ohne Maske