

**Ermittlung des E-Moduls menschlicher Humerustrabekel und
Validierung
geplotteter Trabekel zur Entwicklung eines standardisierten
Humerusknochenmodells**

INAUGURALDISSERTATION

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

des Fachbereichs Medizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Florian Kuhn

aus Fürth in Bayern

Bensheim 2020

Aus dem Fachbereich Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen

Labor für Biomechanik

der Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie

Gutachter: Prof. Dr. med. Markus Rickert

Gutachter: Prof. Dr. med. Bernd-Dietrich Katthagen

Tag der Disputation: 27.06.2022

Inhaltsverzeichnis

INHALTSVERZEICHNIS	I
1 EINLEITUNG	1
2 AUFGABENSTELLUNG	3
3 THEORETISCHE GRUNDLAGEN	4
3.1 ANATOMISCHE UND PHYSIOLOGISCHE GRUNDLAGEN	4
3.1.1 <i>Bau eines typischen Röhrenknochens</i>	4
3.1.2 <i>Das Knochengewebe</i>	7
3.1.3 <i>Literaturwerte für den Elastizitätsmodul von Knochen</i>	7
3.2 TECHNISCHE UND MECHANISCHE GRUNDLAGEN	9
3.2.1 <i>Biegeversuch und Balkenbiegung</i>	9
3.2.2 <i>Materialkennwerte</i>	15
3.2.3 <i>3-D-Plotter</i>	17
3.2.4 <i>FEM-Simulation</i>	20
4 MATERIAL UND METHODE	21
4.1 PROBEN	21
4.2 PROBENGEWINNUNG	22
4.3 VERMESSUNG DER PROBEN	24
4.4 2-PUNKT-BIEGEVERSUCH	28
4.5 FEM-SIMULATION	33
4.6 HERSTELLUNG DER KUNSTSTOFF-TRABEKELPROBEN	34
4.7 STATISTISCHE METHODEN	36
5 ERGEBNISSE	41
5.1 ERGEBNISSE DER UNTERSUCHUNG MENSCHLICHER TRABEKELPROBEN	41
5.1.1 <i>Trabekelgruppe H6</i>	42
5.1.2 <i>Trabekelgruppe H7</i>	42
5.1.3 <i>Trabekelgruppe H8</i>	43
5.1.4 <i>Trabekelgruppe H9</i>	43
5.1.5 <i>Trabekelgruppe H10</i>	44
5.2 ERGEBNISSE DER UNTERSUCHUNG GEPLOTTETER TRABEKEL AUS DURUS WHITE®	44
5.3 STATISTISCHE AUSWERTUNG DER ERGEBNISSE MENSCHLICHER TRABEKEL	45
5.3.1 <i>Anteil der gültigen Messungen</i>	45
5.3.2 <i>Medianwerte der Gruppen und Boxplot-Diagramme</i>	46
5.3.3 <i>Datenanalyse</i>	48
5.4 STATISTISCHE AUSWERTUNG DER ERGEBNISSE GEPLOTTETER TRABEKEL	53
5.4.1 <i>Anteil der gültigen Messungen</i>	53
5.4.2 <i>Medianwert und Boxplot-Diagramm</i>	53
5.4.3 <i>Datenanalyse</i>	54

6	DISKUSSION	56
6.1	VERGLEICH DER ERGEBNISSE AUS UNTERSUCHUNG DER HUMERUSTRABEKEL MIT BESTEHENDER FACHLITERATUR	56
6.2	HERAUSFORDERNDE RANDBEDINGUNGEN	56
6.2.1	<i>Präparationsfehler bei Bearbeitung der Trabekel</i>	<i>56</i>
6.2.2	<i>Ungenauigkeit bei Bestimmung der Probengeometrie</i>	<i>57</i>
6.2.3	<i>Unbekannte mehrachsige Spannungszustände im Biegeversuch.....</i>	<i>57</i>
6.2.4	<i>Unphysiologische Beanspruchung während des Messverfahrens</i>	<i>58</i>
6.2.5	<i>Unphysiologische Messbedingungen</i>	<i>58</i>
6.2.6	<i>Materialbedingte Fehlerquellen.....</i>	<i>59</i>
6.2.7	<i>Herstellungsbedingte Schwachstellen in der Probengeometrie</i>	<i>59</i>
6.3	VORTEILE DES VERWENDETEN MESSVERFAHRENS GEGENÜBER ANDEREN MESSMETHODEN	60
6.3.1	<i>Hohe mögliche Fallzahl</i>	<i>60</i>
6.3.2	<i>Integrale Messmethode</i>	<i>60</i>
6.3.3	<i>Physiologische Beanspruchung.....</i>	<i>60</i>
6.4	AUSBLICK.....	60
7	ZUSAMMENFASSUNG.....	62
8	ABSTRACT	63
	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	I
	TABELLENVERZEICHNIS	II
	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS.....	III
	LITERATURVERZEICHNIS	IV
	ANHANG.....	
	PUBLIKATIONSVERZEICHNIS	A
	ERKLÄRUNG ZUR DISSERTATION	B
	DANKSAGUNG.....	C

1 Einleitung

Verletzungen der knöchernen Strukturen des Oberarms sind mit einem Anteil von 4-5 % aller Frakturen relativ häufige Verletzungen, wobei meist der proximale Humerus betroffen ist (Court-Brown C.M., 2001). In der Altersgruppe der über 65-jährigen ist der Anteil der Humerusfrakturen an der Gesamtmenge der Frakturen sogar noch höher und liegt hier bei 10 % (Baron J.A., 1996). Epidemiologische Daten zeigen zudem eine steigende Häufigkeit des Auftretens für diese Verletzung. So haben Studien eine Verdreifachung der Inzidenz zwischen den Jahren 1970 und 2002 zeigen können (Palvanen M., 2006). Diese Steigerung der Inzidenz ist maßgeblich durch das steigende Durchschnittsalter der Bevölkerung und die häufig mit höherem Lebensalter einhergehende Osteoporose zu erklären. Eine Trendwende ist angesichts der demographischen Entwicklung nicht abzusehen (Lill H., 2014).

Zur Behandlung von proximalen Humerusfrakturen bestehen verschiedene Möglichkeiten: Stabile, wenig dislozierte Frakturen ohne ein durch die Fragmente verursachtes Impingementsyndrom können konservativ, per Ruhigstellung im Gilchristverband behandelt werden. Bei komplizierteren Frakturen bieten sich operative Verfahren an, bei denen je nach Operationsverfahren Gewindedrähte, Zifkonägel, Zugschrauben, Nagelosteosynthesen, Humeruskopf-Prothesen oder sog. winkelstabile Platten-Systeme verwendet werden (Breusch, 2016). Winkelstabile Platten-Systeme zeichnen sich im Vergleich zu älteren Schraubenosteosynthesystemen dadurch aus, dass die Schrauben neben ihrem Halt im Knochen zusätzlich mit dem Plattenmaterial eine feste Verbindung eingehen. Diese bieten eine sofortige primäre Festigkeit der Fraktur, ohne die Nachteile älterer Schraubenosteosynthesysteme, welche aufgrund ihrer Wirkmechanik zu Kompression des Periosts und damit einhergehend zu Perfusions- und Heilungsstörung führen können (Schütz, 2003). Eine bei über 60-jährigen Patienten in bis zu 43 % der Fälle auftretende Komplikation dieser winkelstabilen Platten-Systeme ist jedoch ein Durchschneiden der krafttragenden Schrauben durch den Knochen. Dieses Phänomen tritt besonders bei osteoporotisch bedingtem Substanzverlust des Knochens auf, bedingt durch einen hohen Steifigkeitssprung zwischen Schraube und Knochen (Kevin, 2008). Zur Erforschung dieser Schraubenosteosynthesysteme stehen bislang keine wirklichkeitsgetreuen Knochenmodelle zur Verfügung. Es existieren zwar Kunststoffknochenmodelle zur praktischen Übung von unfallchirurgischen OP-Techniken, diese sind jedoch hinsichtlich Materialeigenschaften nicht speziell zur Erforschung von Schraubenosteosynthesystemen ausgelegt. Auch bildet die Struktur dieser Trainingsmodelle die anatomischen Feinstrukturen nicht wirklichkeitsgetreu ab. Spongiosa, zum Beispiel, wird bei den meisten Modellen als Schaum dargestellt. Da

sowohl die Untersuchung, als auch die Herstellung von größeren, kompakten Feststoffen technisch ausreichend erprobt ist und die aktuellen Knochenmodelle vor allem in der Darstellung der Feinstruktur Defizite aufweisen, soll sich diese Arbeit auf die Erforschung und Herstellung der trabekulären Feinstrukturen des Knochens richten.

Ein weiterer Grund, weshalb sich die Arbeit speziell auf Trabekelmessung konzentriert, ist der, dass aktuell (2019) Knochenqualität noch vor allem durch die Bone Mineral Density (BMD) gemessen wird, also die Knochenmineraldichte, welche jedoch keine präzisen Aussagen über das klinische Frakturrisiko zulässt. Zum präziseren Assessment von Knochenqualität müssen Materialeigenschaften und Mikrostruktur mitberücksichtigt werden (Felsenberg, 2005). Der Elastizitätsmodul als wichtigster elastostatischer Materialparameter bei einem Einzeltrabekel als Vertreter der Mikrostruktur ist damit von besonderem Interesse.

Aktuell weist der Stand der Forschung bei der Einzeltrabekelmessung eine hohe Streuung des E-Moduls auf. Die vorhandenen Arbeiten zu dem Thema weisen nur eine geringe untersuchte Fallzahl ((Bini, 2002), (Hengsberger, 2002), (Litniewski, 2005), (Lorenzetti, 2011), (Caretta, 2013)) auf oder haben, wenn sie höhere Fallzahlen untersuchten, stark vereinfachte Annahmen bei der Ermittlung der Trabekelgeometrie mit nur zwei orthogonal zueinander liegenden Dickemessungen in der Mitte des Trabekels (Szabó, Taylor, & Thurner, 2011). Auch die Untersuchung von tierischem Probenmaterial (Lorenzetti, 2011) (Szabó, Taylor, & Thurner, 2011) in einigen Arbeiten ist für eine Weiterverwendung der Daten in der humanmedizinischen Forschung nicht unproblematisch, da Rückschlüsse vom Tier auf den Menschen zwar möglich, aber nicht immer zwingend richtig sind.

Die Anisotropie der Eigenschaften von Trabekeln (Hammond, Joseph, Allen, & Siegmund, 2019) (Sangeetha, Sujatha, & Manamalli, 2014) erschwert die Bestimmung von Materialeigenschaften zusätzlich und ist eine mögliche Ursache für die hohe Streubreite der Literaturwerte. Außerdem schränkt die Anisotropie die Verallgemeinerbarkeit der gewonnenen Daten ein, da die ermittelten Werte streng genommen nur für die jeweilige Krafteinleitungs- und Beanspruchungsart gelten.

Die vorliegende Arbeit untersucht humanes Probenmaterial mit je zehn Trabekeln von fünf verschiedenen Individuen (H6-H10) und verwendet dazu ein Verfahren, welches trotz detaillierter individueller Geometriebestimmung der Trabekel mittels einer neuartigen Projektionsmethode, eine Messung von $n=50$ Trabekeln im Biegeversuch möglich machte.

2 Aufgabenstellung

Ziel dieser Arbeit ist es, zunächst durch Materialuntersuchung von Trabekelproben aus kryokonservierten, humanen Humerusköpfen E-Modulwerte zu ermitteln, und darauf basierend einen möglichst wirklichkeitsgetreuen Kunststoff auszuwählen, welcher mittels eines 3-D-Plotters zu einem realitätsnahen Modell einer humanen Spongiosastruktur verarbeitet werden kann. Die Materialuntersuchung soll durch einen Biegeversuch mit FEM-Unterstützung am Einzeltrabekel stattfinden, dessen Querschnittsgeometrie zuvor mittels einer Projektionsmethode ermittelt wurde.

Die artifizielle Struktur der geplotteten Trabekel soll daraufhin mit denselben Präparations- und Untersuchungsverfahren wie die humanen Trabekelproben untersucht werden, um durch Vergleich des E-Modulwerts der Kunststoffspingiosa mit E-Modulwerten aus den Datenblättern des Kunststoffs das Gesamtverfahren zu verifizieren.

3 Theoretische Grundlagen

3.1 Anatomische und physiologische Grundlagen

In diesem Kapitel werden die anatomischen und physiologischen Grundlagen des Knochengewebes behandelt.

3.1.1 Bau eines typischen Röhrenknochens

Das Skelett des Menschen besteht im Wesentlichen aus Knochen, welcher zusammen mit dem Knorpel als sog. Stützgewebe die Aufgabe hat, dem Körper seine grundsätzliche Gestalt zu geben, zusammen mit den Muskeln Bewegungen möglich zu machen und von außen auf den Körper einwirkende Kräfte aufzunehmen. Daneben haben Knochen auch eine Speicherfunktion für Mineralstoffe und sind mit dem Knochenmark Ort der Blutbildung. Die Extremitäten sind maßgeblich aus langen Röhrenknochen aufgebaut,

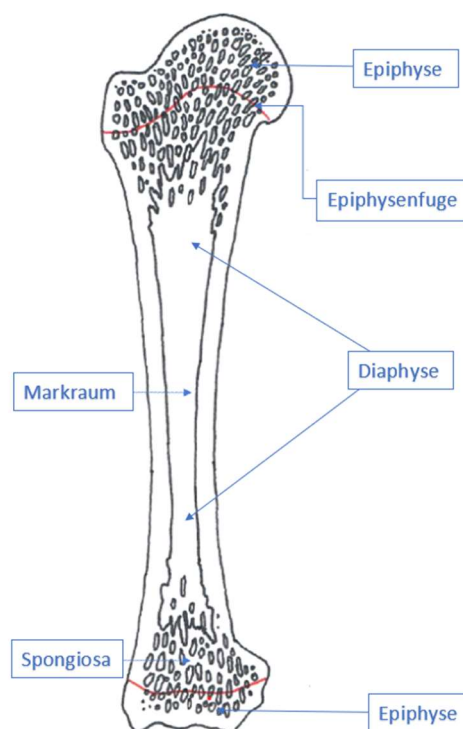


Abbildung 1: Schematische Zeichnung eines langen Röhrenknochens

zu denen auch der Humerus, also der Oberarmknochen gehört. Lange Röhrenknochen wie der Humerus bestehen aus den Gelenkenden, den Epiphysen und einem Schaft, der Diaphyse. Dazwischen liegen die Epiphysenfugen, in denen das Längenwachstum des Knochens stattfindet. Innen und außen liegt dem Knochen Knochenhaut an, welche im Inneren Endost und außen Periost genannt wird. Das Periost besteht wiederum aus einer

inneren Schicht, dem Stratum osteogenicum, welches Gefäße und Nervenfasern enthält, und einer äußeren Schicht, dem Stratum fibrosum, welches als Ansatzstelle für Muskeln und Sehnen dient. Die Verbindungsfasern zwischen Periost und Knochen werden Sharpey-Fasern genannt.

Der Aufbau der Knochen ist an die einwirkenden Belastungen und die damit einhergehende Beanspruchung angepasst, was in dem Wolff'schen Transformationsgesetz als erstes beschrieben wurde (Wolff, 1892). Makroskopisch gesehen geschieht das dadurch, dass die stärker beanspruchten Randzonen mehr Knochenmaterial enthalten als die weniger beanspruchten Innenzonen.

Die Rinde des Knochens, welche besonders im Mittelteil, der sog. Diaphyse eines Röhrenknochens besonders stark ausgeprägt ist, besteht aus kompaktem Knochen, welcher als Kompakta bezeichnet wird. Der Innenraum besteht aus einem feinen Netzwerk aus kleinen Bälkchen und Plättchen, welches als Spongiosa bezeichnet wird. Einzelne Bälkchen und Plättchen werden als Trabekel bezeichnet. Der knochensubstanzfreie Raum zentral im Knochen wird Markraum oder Cavitas medullaris genannt.

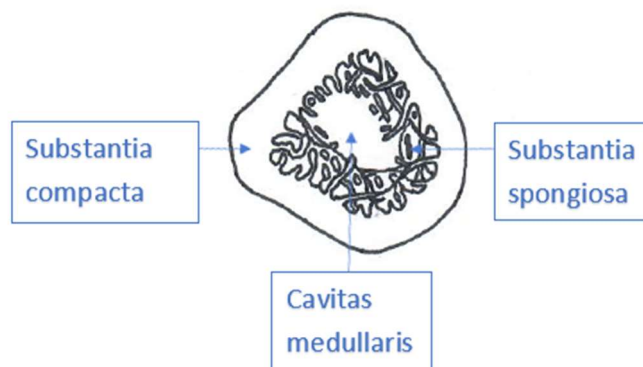
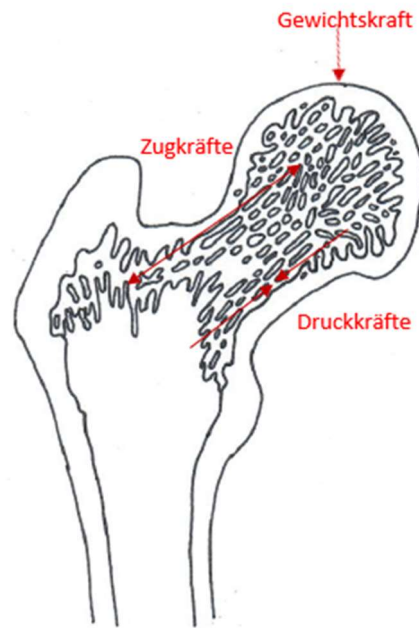


Abbildung 2: Spongiosa und Kompakta am Beispiel eines Querschnitts des Oberschenkelknochens

Dieses „Knochenfachwerk“ ist ebenso wie der makroskopische Knochenaufbau an den Kräfteverlauf angepasst, da sich die Trabekel in Richtung der Kraftlinien ausrichten, was besonders im Bereich der Enden, den Epiphysen deutlich wird. An diesen Stellen entstehen durch Biegemomente jeweils gegenüberliegende Zug- und Druckbereiche, an denen die Trabekel längst in Kraftrichtung ausgerichtet sind.



**Abbildung 3: Zug- und druckbeanspruchte
Trabekel am Beispiel eines
Oberschenkelknochens**

Mikroskopisch gesehen geschieht die Anpassung an die Beanspruchung durch das Gleichgewicht aus aufbauenden Osteoblasten und abbauenden Osteoklasten, welche wiederum von Osteozyten gesteuert werden.

Wie genau Osteozyten die mechanische Beanspruchung wahrnehmen ist aktuell noch nicht abschließend erforscht (Melo-Fonseca, Mendes Pinto, Gasik, Silva, & Miranda, 2019). Eine Theorie geht davon aus, dass die Osteozyten die verformungsbedingte Verschiebung von extrazellulärer Flüssigkeit wahrnehmen und so Rückschlüsse auf die Verformung nehmen. Eine andere Theorie vermutet, dass die mechanische Verformung von den Osteozyten direkt wahrgenommen wird. Fest steht jedoch, dass Osteozyten in Abhängigkeit von mechanischer Beanspruchung Hormone und Botenstoffe freigeben, welche Osteoklasten und Osteoblasten so beeinflussen, dass ein Umbau der Knochenmatrix in Anpassung an Belastung stattfindet (Klein-Nulend, 2012).

Im Zusammenhang dazu wurde festgestellt, dass sowohl eine hohe Belastungsfrequenz mit niedriger Amplitude, als auch sporadische Belastungen mit hoher Amplitude den

gewünschten Effekt bringen (Ozcivici, 2010). Bei Tennisspielern wurde festgestellt, dass die Unterarmknochen des schlägerführenden Unterarms eine signifikant höhere Knochendichte aufwiesen als die entsprechenden Knochen des nicht-dominanten Unterarms. Kortikalis und Spongiosa zeigten in einer Studie etwas unterschiedliche Adaptationsmechanismen, so reagierte die Kortikalis eher mit Vergrößerung und die Spongiosa eher mit einer Erhöhung der Dichte (Ducher, 2004).

Medizinische Anwendungen der o.g. Vorgänge sind die Stoßwellentherapie und die Ultraschalltherapie, welche mit unterschiedlichen Evidenzleveln (Stoßwellentherapie: Evidenzlevel III/ IV; Ultraschalltherapie: Evidenzlevel I a/b) zur Behandlung von Frakturen und Pseudarthrosen eingesetzt werden können (Arand, 2014).

Neben der mechanischen Beanspruchung wird die Knochenmasse auch über systemische Hormone gesteuert. Bekannteste Beispiele für die Beeinflussung der Knochenmasse durch Hormone sind Rachitis und Osteomalazie, verursacht durch Vitamin-D-Mangel.

3.1.2 Das Knochengewebe

Das Knochengewebe gehört zusammen mit dem Knorpelgewebe zu den Stützgeweben des Körpers. Es ist sowohl zug- als auch druckfest, was durch eine Kombination von organischem und anorganischem Material erreicht wird. Der organische Anteil macht ca. 35% der Knochensubstanz aus, der anorganische Anteil ca. 65%. Die organische Komponente besteht v.a. aus Kollagen, Proteoglykanen und Glykoproteinen (Staubesand, et al., 1975). Der anorganische Anteil besteht zum größten Teil aus Hydroxylapatit, einem Mineral mit der Summgleichung $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{OH}$. Die allgemeine Summgleichung für Apatite lautet $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{X}$ ($\text{X} = \text{F}, \text{OH}, \text{Cl}$). Der Namensanfang „Hydroxyl-“ deutet auf die Hydroxylgruppe OH hin, ein Apatit ist ein Calciumphosphat, also ein Calciumsalz der Phosphorsäure H_3PO_4 (Wopenka & Pasteris, 2005). Das Hydroxylapatit wird von Osteoblasten aus Calcium- und Phosphationen erzeugt. Dabei wird von den Osteoblasten solange die örtliche Konzentration von Phosphat erhöht, bis die Löslichkeitsgrenze überschritten ist und ein Hydroxylapatitkristall ausfällt. Das Kollagen der Knochenmatrix dient dabei als Kristallisationskeim.

3.1.3 Literaturwerte für den Elastizitätsmodul von Knochen

Um ein Verständnis für die zu erwartenden Größenordnungen zu geben, wird in Tabelle 1 ein kurzer Überblick über vorhandene Literaturwerte des E-Moduls von Trabekeln gegeben.

Auffällig ist der große Messbereich, der insgesamt von 1,13 bis 19,9 GPa reicht und auch innerhalb einiger Studien starke Unterschiede aufweist. Dies ist unter anderem auf die unterschiedlichen Messmethoden zurückzuführen. Laut Literaturhinweisen korrelieren

Messungen mit Nanoindenter (Eindringversuch, ursprünglich zur Härtebestimmung im mikroskopischen Bereich, Berechnung des E-Moduls aus dem elastischen Anteil der Entlastungskurve) nicht notwendigerweise mit Messungen, welche mit mikromechanischen Maßnahmen durchgeführt wurden (Turner, 2009). Auch beim Vergleich von Studien, welche mechanische Testverfahren nutzen, mit Verfahren, welche akustische Messungen (Nutzung des Zusammenhangs von E-Modul und Schallgeschwindigkeit) verwenden, zeigen sich systematische Unterschiede, wobei Ultraschalltechniken höhere E-Modulwerte liefern als mechanische Testungen. Die Ursache hierfür liegt möglicherweise in einer unterschiedlichen Belastungsrate, also der Geschwindigkeit, mit der der Werkstoff beansprucht wird (Rho, Ashman, & Turner, 1993). Andere Autoren sehen jedoch keinen Zusammenhang zwischen Belastungsrate und E-Modul (Szabó, Taylor, & Turner, 2011).

Tabelle 1: Literaturwerte und zugehörige Messmethoden aus der Literatur

Autor	E-Modul [GPa]	Probenart	Versuchsart	Bemerkung
(Lorenzetti, 2011)	15,0 16,8	Femurkopf adultes Schaf	Biegeversuch	n=1 n=1
(Caretta, 2013)	10,09 11,38	human, adult, gesund human, adult, osteop.	Biegeversuch	n=8 n=8
(Caretta, 2013)	16,24 16,85	human, adult, gesund Human, adult, osteop.	Zugversuch	n=8 n=8
(Bini, 2002)	1,41-1,89	human, Femurkopf	Druck- und Biegeversuch	n=3
(Hengsberger, 2002)	7,4-18,5	human, physiolog. Bedingungen	Nanoindentierung	n=2
(Litniewski, 2005)	19,9 15,1 11,4	hum., Becken, Osteop. hum., Becken, Osteomalazie. hum., Becken, Osteoidose & Osteoporose	Akustische Messung	n=12 n=10 n=8
(Szabó, Taylor, & Turner, 2011)	1,13-16,46	Boviner Femur	Biegeversuch	n=29
(Hobatho, 1997)	0,024- 3,120	Human: Tibia, Femur, Humerus, Patella, Lendenwirbelkörper	Akustische Messung	n=600 Keine Einzeltrabekelmessung

3.2 Technische und mechanische Grundlagen

In diesem Kapitel sollen die für ein Verständnis der Versuchsdurchführung nötigen technischen und mechanischen Grundlagen beschrieben werden.

3.2.1 Biegeversuch und Balkenbiegung

Biegeversuche lassen sich mit verschiedenen Einspann- und Belastungsarten durchführen. Es existieren 3-Punkt- und 4-Punkt-Biegeversuche mit zugehöriger DIN-Norm, welche sich in Aufwand, Kosten, Genauigkeit und Handhabbarkeit unterscheiden. Die genauesten Ergebnisse liefert der 4-Punkt-Biegeversuch, jedoch muss die Probenlänge technisch bedingt ein gewisses Mindestmaß aufweisen, um zwei Auflagen und zwei Kräfteinleitungspunkte möglich zu machen. Der 3-Punkt-Biegeversuch benötigt zwar einen Kräfteinleitungspunkt weniger, dennoch sind zur Realisierung von zwei Auflagen und einem Kräfteinleitungspunkt Mindestlängen der Prüfkörper notwendig, welche Größenordnungen oberhalb der vorliegenden Trabekellängen liegen. Die DIN EN Iso 178 zur Dreipunktbiegeprüfung von Thermoplasten sieht Längen-/Breitenverhältnisse von >20 vor, die beschriebene Mindestlänge des zu prüfenden Werkst liegt bei 20 mm (Grellmann, 2019). Dies liegt neben den beschriebenen notwendigen Mindestgrößen darin begründet, dass zur Anwendbarkeit der Balkenbiegung die Querschnittsabmessungen deutlich kleiner sein müssen als die Länge und auch die Auslenkung deutlich kleiner als die Länge sein muss (Gross, Hauger, Schröder, & Wall, 2007).

Da im Rahmen dieser Arbeit mit sehr kleinen Balkendimensionen (Trabekellänge ca. 1 mm, Trabekeldurchmesser 0,1 mm) gearbeitet wird, lässt sich nur ein 2-Punkt Biegeversuch durchführen. Dabei ist der Prüfkörper wie ein Kragträger gelagert, die einseitige Lagerung ist als zweiwertiges Lager ausgebildet (siehe Abbildung 4).

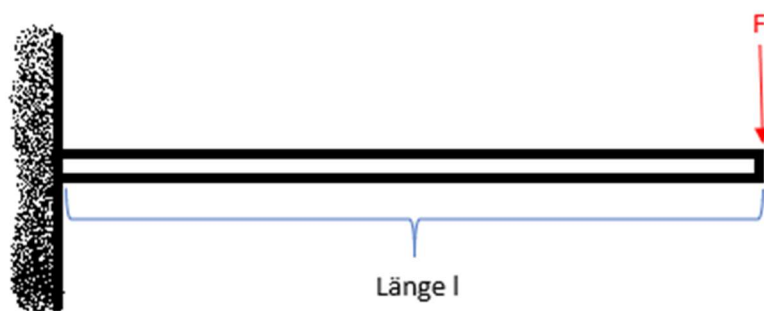


Abbildung 4: Belastung des Einfeldbalkens der Länge l mit der Kraft F

Dem 2-Punkt-Biegeversuch liegt die Theorie der Balkenbiegung zugrunde. Unter einem Balken wird in der technischen Mechanik ein Bauteil verstanden, dessen Länge sehr viel größer ist als sein Durchmesser und der quer zu seiner Längsachse belastet wird. Die Grundzüge der Mechanik des im 2-Punkt-Biegeversuch verwendeten Balkens lassen sich an einem idealisierten Balken, einem sog. Einfeldbalken erläutern. Mit Einfeldbalken ist ein Balken gemeint, der einen konstanten Querschnitt hat und stetige und differenzierbare Verläufe der Querkräfte Q , Momente M und Auslenkung w besitzt.

Es erschließt sich intuitiv, dass die Auslenkung w (siehe Abbildung 7) von der Höhe der Kraft F , der Länge l und von der Steifigkeit des Balkens abhängig ist. Die Steifigkeit des Balkens ist wiederum abhängig von seinen Materialkennwerten, sowie seiner Geometrie. Man stelle sich zur Erläuterung einen Flachstahl vor, welcher in Richtung seiner größten Breite belastet wird, sowie einen Doppel-T-Träger gleicher Materialmenge und Länge. Bei gleicher Belastung auf Biegung sowie gleicher Materialmenge und Legierung wird sich der Doppel-T-Träger dennoch deutlich weniger auslenken als der Flachstahl.

Zur mathematischen Quantifizierbarkeit dieses Phänomens existiert das Konzept der Flächenträgheitsmomente. Dabei wird der Balkenquerschnitt betrachtet und ein Koordinatensystem in diesen Querschnitt gelegt.

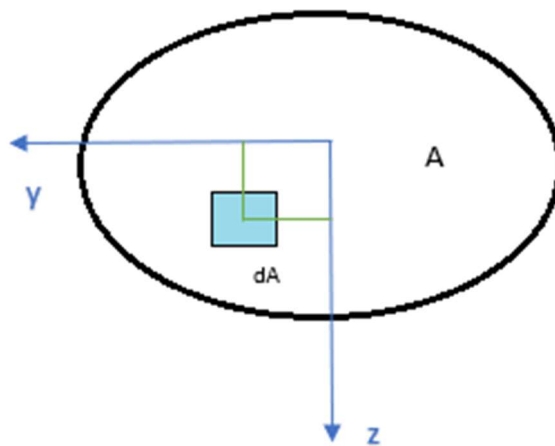


Abbildung 5: Berechnung des Flächenträgheitsmoments

Zur Berechnung des axialen (es existieren noch polare- und biaxiale Flächenträgheitsmomente) Flächenträgheitsmoments um die y -Achse wird ein Integral über dA gebildet, welches den Abstand von der gewünschten Achse in der zweiten Potenz enthält. Bei Biegung in z -Richtung wird um die y -Achse gebogen und der Abstand von der y -Achse ist maßgeblich, bei Biegung in y -Richtung verhält es sich entsprechend mit der z -Achse.

Für die Biegung in z-Richtung ergibt sich als Gleichung für das Flächenträgheitsmoment Gleichung 1:

$$I_y = \int z^2 dA \quad (1)$$

Bei einem einfachen Rechteckbalken ergibt sich so ein Flächenträgheitsmoment um die y-Achse.

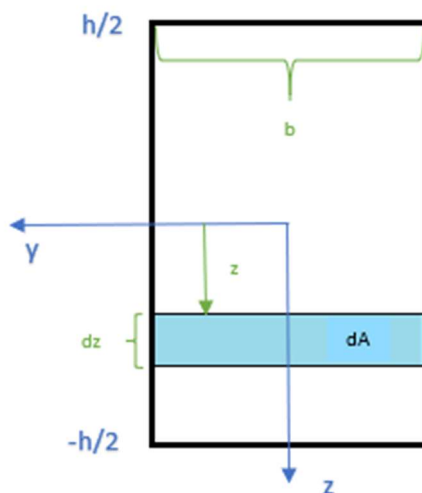


Abbildung 6: Berechnung des Flächenträgheitsmoments bei einem Rechteckquerschnitt

und es entsteht mit $dA = b dz$ somit Gleichung 2:

$$I_y = \int_{-h/2}^{+h/2} z^2 b dz = \left. \frac{b z^3}{3} \right|_{-h/2}^{+h/2} = \frac{bh^3}{12} \quad (2)$$

Mit diesem Prinzip lassen sich für alle Körper mit analytisch berechenbaren Querschnitten die Flächenträgheitsmomente berechnen. Für kompliziertere Querschnitte kommen jedoch numerische Berechnungsmethoden zum Einsatz. Zur Bestimmung der Spannungen und Deformationen bei der Biegung eines Balkens wird die Grundgleichung der Balkenbiegung benötigt. Für den Rahmen dieser Arbeit reicht dabei eine Beschränkung auf die gerade oder einachsige Biegung aus. Damit ist ein Zustand gemeint, in dem die Hauptachsen des Flächenträgheitsmoments mit den Achsen y und z übereinstimmt und die äußere Kraft F nur Querkräfte in z-Richtung und Momente um die y-Achse hervorruft. Bei einem um die z-Achse symmetrischen Querschnitt der senkrecht zur x-Achse belastet wird, ist dies der Fall.

Aus den Gleichgewichtsbedingungen der Statik für die Querkräfte ergibt sich Gleichung 3;

$$\frac{dQ}{dx} = -q \quad (3)$$

und für die Momente Gleichung 4:

$$\frac{dM}{dx} = Q \quad (4)$$

M und Q sind Resultanten der über den Querschnitt verteilten Normalspannung σ und Schubspannung τ , es wird über den Querschnitt mit der Fläche A integriert.

Für M ergibt sich Gleichung 5;

$$M = \int z \sigma dA \quad (5)$$

und für Q Gleichung 6:

$$Q = \int \tau dA \quad (6)$$

Die Grundgleichung der Elastizitätslehre lautet für Normalspannungen wie Gleichung 7;

$$\sigma = \varepsilon E \quad (\text{mit } \varepsilon = \frac{du}{dx}; \varepsilon \triangleq \text{Dehnung}; u \triangleq \text{Verschiebung}) \quad (7)$$

und für Schubspannungen wie Gleichung 8:

$$\tau = \gamma G \quad (8)$$

γ wird nach Gleichung 9 berechnet:

$$\gamma = \frac{\delta \omega}{\delta x} + \frac{\delta u}{\delta z} \quad (9)$$

Vereinfachend wird in der analytischen Berechnung der Balkenbiegung angenommen, dass die Normalspannungen σ in z- und y-Richtung klein sind und daher vernachlässigt werden können. Eine weitere Annahme ist, dass die Verschiebung des Balkens w unabhängig von der Ausdehnung des Balkens in z-Richtung ist. Es gilt also Gleichung 10.

$$\omega = \omega(x) \quad (10)$$

Die Höhe des Balkens ändert sich durch die Biegung nicht. Neben der Absenkung ω erfährt der Balkenquerschnitt noch eine Drehung um den kleinen Drehwinkel $\psi(x)$. Ein Punkt P erfährt in Abhängigkeit des Drehwinkels und der Lage in z-Richtung die Verschiebung u , wie in Gleichung 11.

$$u(x, z) = \psi(x)z \quad (11)$$

ψ wird dabei entgegen dem Uhrzeigersinn positiv gezählt. Eingesetzt in die Gleichung für die Spannung σ ergibt sich die Gleichung von Gleichung 12.

$$\sigma = E \frac{\delta u}{\delta x} = E \psi' z \quad (12)$$

Setzt man diese Gleichung wiederum in die Gleichung 5 für das Moment M ein, entsteht Gleichung 13.

$$M = E\psi' \int z^2 dA \quad (13)$$

Mit der Gleichung 1 für das Flächenträgheitsmoment ergibt sich Gleichung 14.

$$M = EI\psi' \quad (14)$$

Das bedeutet, dass die Änderung des Drehwinkels ψ über die Länge x $d\psi/dx$ proportional zum anliegenden Moment ist. Der Drehwinkel ψ wird in der Mechanik auch als Neigung w' bezeichnet, allerdings laut Nomenklatur mit unterschiedlichem Vorzeichen. Damit ergibt sich Gleichung 15, die Grundgleichung der Biegelinie.

$$w'' = -\frac{M}{EI} \quad (15)$$

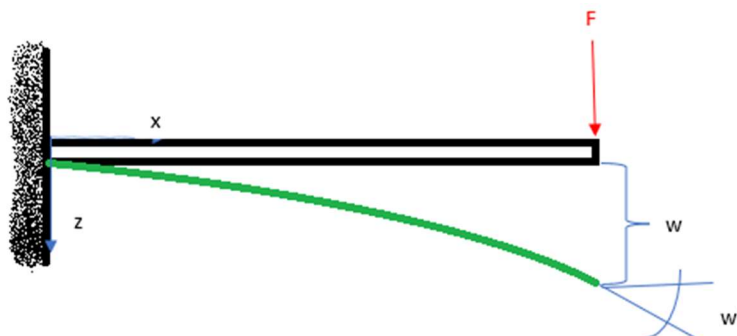


Abbildung 7: Biegelinie eines Balkens bei Belastung mit der Kraft F und resultierende Auslenkung w und resultierende Neigung w'

Durch Einsetzen von Gleichung 16

$$M = -F(l - x) \quad (16)$$

in die Grundgleichung der Biegung und anschließender Integration kommt man zu den entsprechenden Gleichungen für Neigungswinkel w' und Durchbiegung w . Bei einem Beispiel wie in Abbildung 7 oder den Experimenten dieser Arbeit, wo die Kraft ganz außen am Balken angreift, also x gleich Balkenlänge l ist, gilt für die maximale Auslenkung Gleichung 17:

$$w_{max} = \frac{Fl^3}{3EI} \quad (17)$$

3.2.2 Materialkennwerte

Da die Steifigkeit eines Systems nicht nur von dem oben erwähnten Flächenträgheitsmoment I abhängt, sondern auch von dem Materialkennwert E-Modul, soll dieser hier erklärt werden.

Der E-Modul gibt den Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung in einem Festkörper im linear elastischen Bereich an, er ist vergleichbar mit der Federkonstante in einer Feder, die belastet wird. Er wird im einfachsten Fall in einem Zugversuch bestimmt. Dabei wird eine Probe mit bekannter Geometrie und Querschnitt in einer Zugprüfmaschine eingespannt und mit der Zugkraft F belastet. Es entsteht eine Dehnung ε über die Länge und eine Spannung σ (Kraft/Fläche, über den undeformierten Querschnitt gerechnet). Es ergibt sich die oben erwähnte Gleichung 7.

$$\sigma = \varepsilon E \quad (7)$$

Der Zusammenhang zwischen Kraft und Dehnung wird üblicherweise in einem sog. Spannungs-Dehnungs-Diagramm (Abbildung 8) dargestellt. Bei Stahlwerkstoffen findet man hier eine relativ gut abgrenzbare Trennung zwischen elastischem und plastischem Bereich, erkennbar an den charakteristischen Zacken des Bereichs der Streckgrenzeneffekte. Elastisch bedeutet, dass die Probe nach Wegnahme der Belastung ohne bleibende Verformung wieder ihre Ausgangsgröße annimmt. Bei höheren Belastungen kommt es dann zu plastischen Verformungen, das heißt auch nach Wegnahme der Belastung nimmt die Probe nicht mehr ihre Ausgangsgröße an.

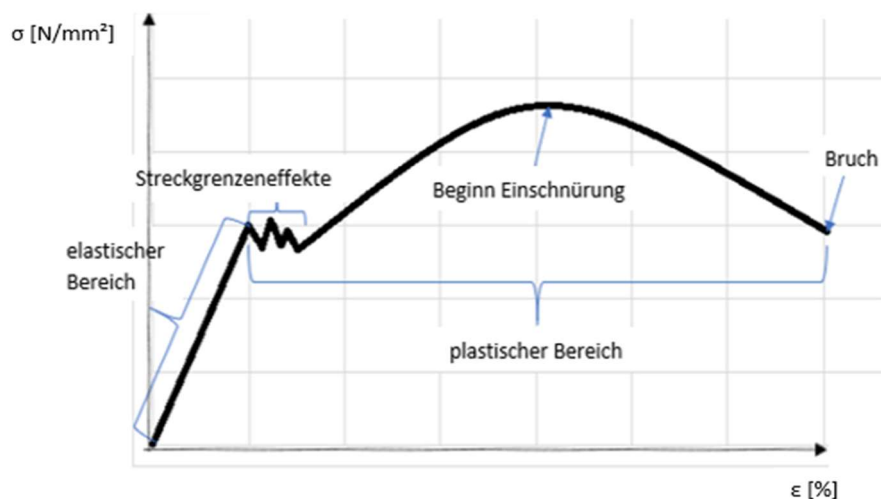


Abbildung 8: Spannungs-Dehnungs-Diagramm eines Werkstoffs mit Streckgrenze

Für duktile Werkstoffe wie Kunststoff ergibt sich ein Spannungs-Dehnungs-Diagramm mit einer etwas anderen Charakteristik. Der Streckgrenzenbereich im Übergang zwischen linearem und plastischem Bereich fehlt hier. Stattdessen gibt es einen fließenden

Übergang zwischen plastischem und elastischem Bereich, erkennbar an einer Steigungsänderung im Diagramm, in Abbildung 9 als gestrichelte Linie auf der x-Achse dargestellt.

In dieser qualitativen Darstellung hätte der Kunststoff der roten Spannungs-Dehnungs-Kurve den höchsten E-Modul, die blaue Kurve den niedrigsten E-Modul. Als Beispiele aus dem Alltag könnte es sich bei der roten Kurve um Hartplastik handeln, bei der blauen Kurve um einen Gummiwerkstoff.

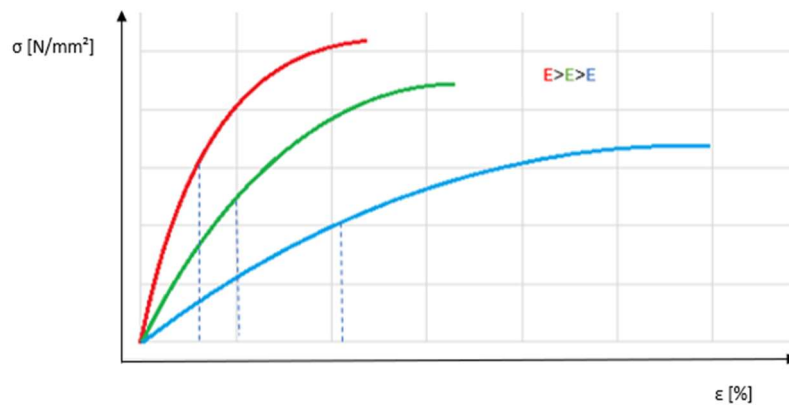


Abbildung 9: Spannungs-Dehnungs-Verläufe bei Kunststoffen

In Tabelle 2 wird ein Überblick über E-Modul-Werte verschiedener Materialien gegeben.

Tabelle 2: Übersicht über E-Modul-Werte verschiedener Stoffe (Halliday, 2008):

Material	E-Modul [1 GPa \triangleq 10 ³ MPa]
Baustahl	200
Aluminium	70
Glas	65
Beton	30
Holz (Douglasie)	13
Knochen	9
Polystyrol	3

3.2.3 3-D-Plotter

Die Trabekelproben wurden mit Hilfe eines 3-D-Druckers, oder auch synonym 3-D-Plotter genannt, hergestellt. Ein 3-D-Drucker ist im Gegensatz zu einem herkömmlichen Drucker in der Lage, neben einer x- und y-Achse auch eine z-Achse zu bearbeiten und so mittels additiver Fertigungstechnik dreidimensionale Werkstücke herzustellen. Dazu benötigt der 3-D-Drucker ein dreidimensionales Computermodell, meist als CAD-Datei, welches dann mit einer speziellen Software virtuell in dünne Schichten getrennt wird. Diese werden dann Schicht für Schicht aufgetragen, bis die Endform des Werkstücks erreicht ist.



Abbildung 10: Einfacher 3-D-Drucker mit Zubehör
(pixabay.com, 2015)

3-D-Druck wird deshalb auch als „additive Fertigung“ bezeichnet (Wildemann, 2018). Der Name beschreibt, wie Material „addiert“ wird, statt wie bei den herkömmlichen Fertigungsverfahren Bohren, Drehen, Fräsen und Schleifen Material abzutragen.

Dazu existieren verschiedene Techniken für verschiedene Materialien: Metalle und Keramiken lassen sich Lasersintern (Selective Laser Sintering), Metalle zusätzlich noch Auftragsschweißen. Bei Kunststoffen kommen - je nachdem ob thermoplastische Kunststoffe oder Photopolymere, verwendet werden - Extruderschmelzdüsen (Fused Deposition Modeling) oder Polyjetverfahren zum Einsatz. Bei den Polyjetverfahren wird ein unter UV-Einfluss aushärtender Kunststoff mittels einer Düse aufgetragen und durch eine integrierte UV-Lampe ausgehärtet. Das Polyjetverfahren hat den Vorteil, dass der Druckkopf in einem Druck mit verschiedenen Materialien beschickt werden kann. Damit kann Stützmaterial mit verbaut werden, was für die Realisierbarkeit überhängende Strukturen und Hinterschneidungen wichtig sein kann. Diese Stützmaterialien werden

nach dem Druck im Wasserbad oder mit Lösungsmitteln entfernt. Ein weiterer wichtiger Vorteil des Polyjet-Verfahrens ist die Möglichkeit, mehrere Kunststoffe in kleinster Auflösung abwechselnd zu Drucken und so zu mischen, was als „Digital Material“ bezeichnet wird.

3-D-Druck existiert seit den 1980er Jahren, erfuhr jedoch erst im 21. Jahrhundert über Forschungseinrichtungen und industrielles Rapid-Prototyping hinausgehende Verbreitung. Aktuell (2020) existieren bereits etliche Serienprodukte, welche sich preislich auch an Privatpersonen richten. Die Qualitätsunterschiede zu Industrie- und Profigeräten ergeben sich aus erreichbaren Mindestschichtdicken und dem Arbeitsraum, welcher größenbegrenzend für die herstellbaren Werkstücke ist.

Während 3-D-Druckerangebote im Preisbereich von 200-400 €, die sich an Privatpersonen richten mit Schichtdicken von 0,05-0,4 mm arbeiten, schaffen professionelle 3-Drucker deutlich kleinere Schichtdicken (<https://www.3dprima.com/>, 2020).

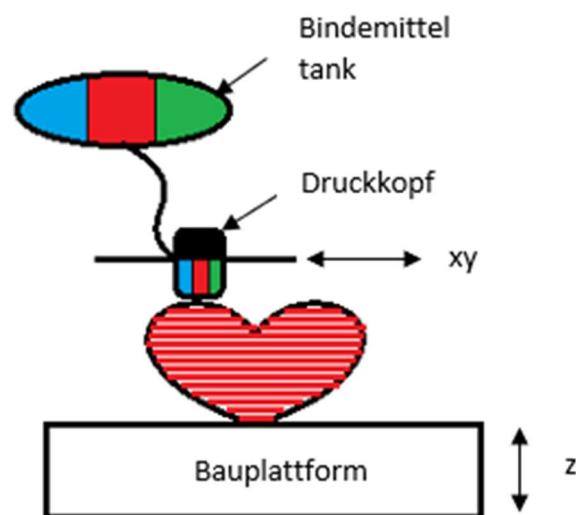


Abbildung 11: Schema des Poly-Jet-Verfahrens

Die Vorteile des 3-D-Drucks gegenüber herkömmlichen Fertigungsmethoden liegen im monetären, organisatorischen und technischen Bereich. So ermöglicht der 3-D-Druck seinen Ursprüngen entsprechend im technischen Bereich die schnelle und einfache Fertigung von Prototypen aus CAD-Dateien zur Fertigung von Anschauungsmaterial, was während der Produktentwicklung Zeit und Geld spart.

Im organisatorischen Bereich bietet der 3-D-Druck das Potential die Ersatzteilversorgung von Kunden zu vereinfachen. Bei weiterer Ausreifung dieser Technologie wäre es möglich, dass Ersatzteile dezentral nachgefertigt werden, eventuell sogar auf

Endkonsumentenebene, was Transportkosten und Zölle vermeidet (Watkin, 2018) (Wildemann, 2018).

Im Gegensatz zu den aufgezählten zerspanenden Fertigungsmethoden fällt bei der additiven Fertigung deutlich weniger Abfall an. Aber auch im Vergleich zu den nicht-abtragenden Fertigungsverfahren Gießen und Schmieden hat der 3-D-Druck Vorteile, da der technische Aufwand geringer und die geometrischen Möglichkeiten größer sind. Beispielsweise ist in der Konstruktion nun eine Orientierung an bionischen Strukturen, wie beispielsweise der oben genannten Trabekelstruktur möglich, welche im Vergleich zu massiven Strukturen ein besseres Verhältnis von Festigkeit zu Masse hat.

Des Weiteren können Bauteile durch diese neue Technologie mit feinsten Kanälen versehen werden, welche vorher durch ihre Dimension und ihren Verlauf nicht realisierbar waren. Dies hat in technischen Anwendungen, welche gekühlte Bauteile verwenden, große Vorteile. Beispielsweise konnte durch 3-D-gedruckte Bauteile die Leistungsfähigkeit von Spritzgussmaschinen und Turbinenschaufeln enorm gesteigert werden (Wildemann, 2018).

3.2.4 FEM-Simulation

Die bei dieser Arbeit verwendete Finite-Element-Methode (FEM) ist ein Berechnungsverfahren, welches besonders bei Problemen angewandt wird, welche einer analytischen Berechnung auf Grund ihrer Komplexität nicht zugänglich sind. Der zu berechnende Körper wird dazu im Modell in viele kleine Unterkörper aufgeteilt, welche eine einfache Geometrie besitzen und folglich mit Hilfe einer Gleichung mathematisch beschreibbar sind. Die resultierenden Gleichungen werden gekoppelt und die entsprechenden Randbedingungen werden festgelegt. Es entsteht ein komplexes System aus gekoppelten Differentialgleichungen, welches in aller Regel auf Grund des nötigen Rechenaufwandes mit Hilfe von Computern berechnet wird.

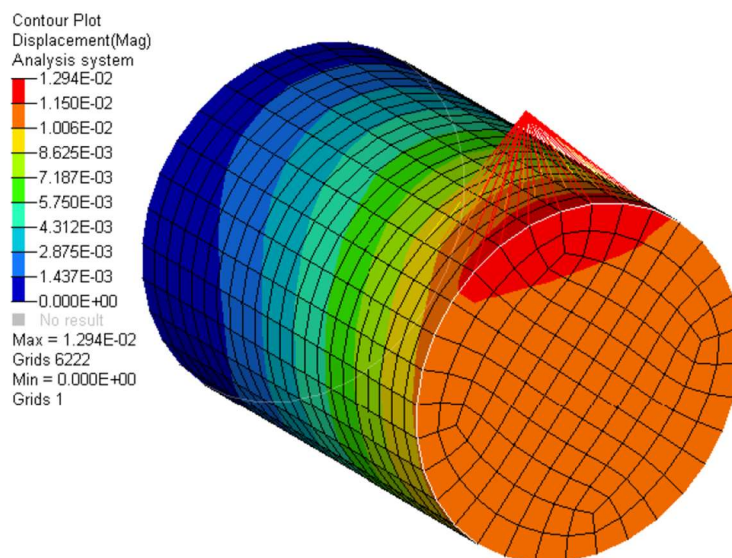


Abbildung 12: Visualisierung der FEM-Simulation eines Zylinders im 2-Punkt-Biegeversuch. Gut erkennbar ist die Diskretisierung in Tetraeder. Mit freundlicher Genehmigung von (Stiller 2016)

4 Material und Methode

4.1 Proben

Da es sich bei den Proben um menschliche Humerusknochenproben handelt, wurde eine Genehmigung der Ethik-Kommission am Fachbereich Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen unter dem Vorsitz Prof. H. Tillmanns beantragt. Die Ethik-Kommission beschied am 12.01.2012 unter dem Aktenzeichen 303/1 eine Unterstützung des Forschungsvorhabens.

Die Proben wurden von der Firma „Science Care“ in Phoenix, USA gekauft, einer Firma die kommerziell mit Körperspenden für Wissenschaft und Medizin handelt.

Bei den Proben handelte es sich um Humerusknochenproben, die von Probanden im Alter von 81-91 Jahren stammten, zwischen 50 und 88 kg wogen, keinen Hyperparathyreoidismus, kein Tumorleiden und keine Stoffwechselerkrankungen aufwiesen. Es wurden Knochenproben von fünf verschiedenen Individuen untersucht, welche mit H6-H10 benannt wurden, bei jedem Individuum wurden zehn Messungen an Einzeltrabekeln durchgeführt, also insgesamt 50 Messungen.

Tabelle 3: Inventarliste Humerusproben

Arbeitsname	ID	Präparateart	Geschlecht	Alter [Jahre]	Gewicht [kg]	Körperseite
H6	S120710	Humerus	w	81	65	li
H7	S120733	Humerus	w	91	65	re
H8	S120750	Humerus	m	81	66	li
H9	S120760	Humerus	m	92	88	re
H10	S120823	Humerus	m	85	50	re

4.2 Probengewinnung

Die Proben wurden unter einem Stereomikroskop mit 7 - 45x Zoom, Modell „Expert Trino“ der Firma Müller (Müller® Optronic Erfurt, Deutschland) mit Hilfe von Skalpelln präpariert. Dazu wurde zunächst makroskopisch ein ca. 5x5 mm großes Spongiosastück mittels Skalpells freipräpariert.



Abbildung 13: Spongiosastück vor Präparation des Einzeltrabekels

Anschließend wurde unter dem Mikroskop mittels Pinzette und Skalpell der Einzeltrabekel freigelegt.

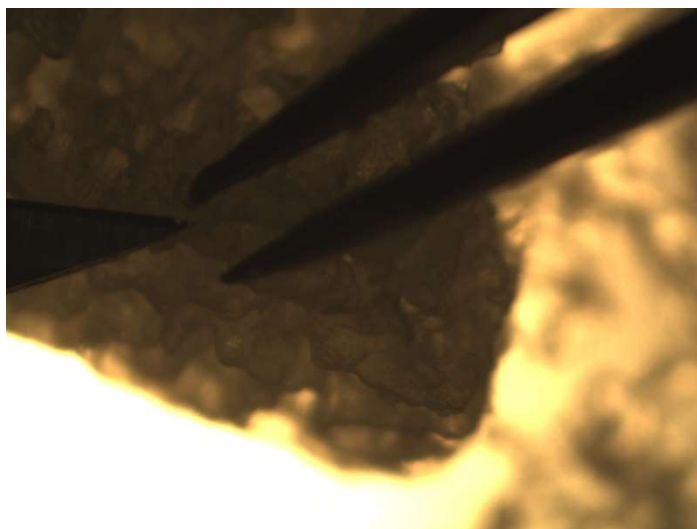


Abbildung 14: Präparation eines Einzeltrabekels mittels Skalpells und Pinzette

Dabei galt es, darauf zu achten, dass die Trabekel freigeschnitten und nicht herausgebrochen werden, da Beschädigungen des Trabekels die späteren Messergebnisse verfälschen könnten. Damit die kleinen und spröden Knochenstrukturen beim Präparationsvorgang nicht verloren gehen, wurde die Probe mit isotonischer NaCl-Lösung gut angefeuchtet. Durch die Oberflächenspannung wurde der Trabekel nach seiner Freilegung bis zum sicheren Griff mit der Pinzette fixiert. Sobald der Einzeltrabekel frei lag, trocknete er durch die Wärme der Lampe des Objektträgerhalters des Mikroskops ab, wurde mit Cyanacrylatkleber an die Kante eines Objektträgers geklebt und seine Geometrie bestimmt. Aus logistischen Gründen wurden pro Arbeitseinheit mehrere Trabekel präpariert, angeklebt und dann geometrisch vermessen. Die eigentliche Messung fand dann spätestens 48 h später statt. In der Zwischenzeit wurden die Trabekel in luftdichten Eppendorf-Gefäßen im Kühlschrank aufbewahrt, um zwischenzeitliche Zersetzungsprozesse zu vermeiden.

4.3 Vermessung der Proben

Bei der Vermessung der Geometrie der Trabekelproben zur Bestimmung des Flächenträgheitsmoments besteht das Problem der ungleichförmigen, dreidimensionalen Geometrie. Wegen der sehr kleinen Geometrie war ein Aufkleben von Referenzpunkten zur Erstellung eines CAD-Modells über 3-D-Kameras nicht möglich. Die Alternative, über einzelne Nano-CT-Aufnahmen die Geometrie zu bestimmen stellte sich als zu aufwendig heraus und ist nur für Einzelproben sinnvoll.

Die Lösung stellte ein von R. Clausing (Clausing, 2015) entwickeltes Verfahren dar, bei welchem eine approximative Bestimmung der Trabekelgeometrie über eine Kombination von Projektionsflächen stattfindet.

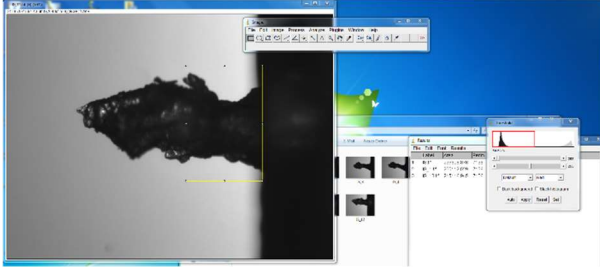
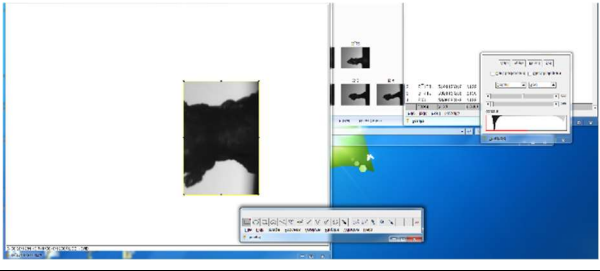
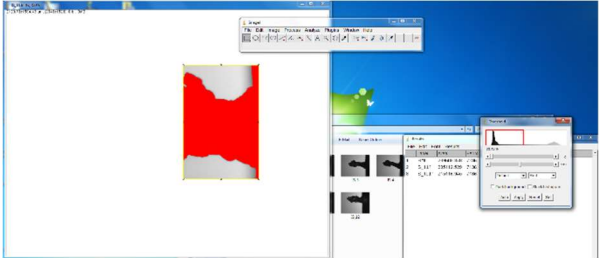
Dabei wurde jeder Trabekel unter dem kalibrierten Mikroskop in 13 Schritten axial um 180° gedreht und in den verschiedenen Projektionswinkeln mit dem Programm IS-Capture® (Fuzhou Xintu Photonics Co., Ltd. Fuzhou, China) fotografiert.



Abbildung 15: Bilder von Trabekel H8P1 in verschiedenen Projektionswinkeln

Die Bilder wurden dann mit dem Bildverarbeitungsprogramm ImageJ (Open Source, Wayne Rasband, USA) nachbearbeitet, die Arbeitsschritte sind in folgender Tabelle dargestellt. Pro Trabekel mussten die Arbeitsschritte zwölfmal, d.h. für jede Projektionsebene wiederholt werden. Insgesamt wurden die Arbeitsschritte der Tabelle 4 also 600-mal durchgeführt, bestehend aus insgesamt ca. 6000 Einzelschritten.

Tabelle 4: Arbeitsschritte der Bildnachbearbeitung mit ImageJ

Arbeitsschritt	Tätigkeit	Reiter/Ort/ Einstellung/ Kommando	Bild
1	Image J starten	Doppelklick Desktop	
2	Bild laden	Drag and Drop	
3	Bild skalieren	Analyze> set scale, Einstellung 575px, 600; μm	
4	Bild ausrichten	>Angle Tool, F1 zum Drehen um gemessenen Winkel. Lässt sich überspringen, wenn bei Fotografie des Trabekels die Kamera manuell entsprechend ausgerichtet wurde	
5	Rechteck mit 500 μm Länge über Messbereich legen	>Rectangular auswählen	
6	Nicht benötigten Bildteil ausschneiden	F3 (Clear outside)	
7	Auf 8bit umschalten	Str+8	
8	Kontrast erhöhen, damit nur Messbereich übrig bleibt	Treshold manuell verstellen	

<p>9</p>	<p>Ggf. nachschneiden</p>	<p>>Polygon Selections und [Strg]+x</p>	
<p>10</p>	<p>Messen</p>	<p>[m]</p>	
<p>11</p>	<p>Nächstes Bild starten und pro Trabekel 12-mal wiederholen</p>	<p>[Strg]+[Shift]+ [O]</p>	
<p>12</p>	<p>Manuelles Abspeichern der Messwerttab. wenn 13 Wiederholung vorliegen</p>		

Aus den so gewonnenen Projektionsflächen wird der durchschnittliche Durchmesser per einfacher Flächenformel für Rechtecke berechnet, wobei l der Länge des gemessenen Trabekels, also dem Abstand Objektträgerkante-Messstempel von $500\ \mu\text{m}$ entspricht.

$$\text{Durchmesser } d = \frac{\text{Fläche } A}{\text{Länge } l} \quad (18)$$

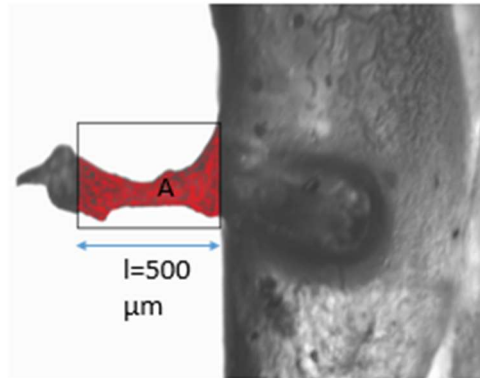


Abbildung 16: Prinzipskizze
Geometriebestimmung

Aus den Durchmessern lässt sich wiederum ein zweidimensionaler Querschnitt berechnen, für welchen ein CAD-Programm das zugehörige Flächenträgheitsmoment berechnen kann.

Dazu wurden die Messwerttabellen im Excel-Format mittels eines Script-Programms in Autodesk®-Inventor 2012 (Autodesk Corporation, San Rafael, USA) geladen und daraus ein geometrischer Querschnitt konstruiert.

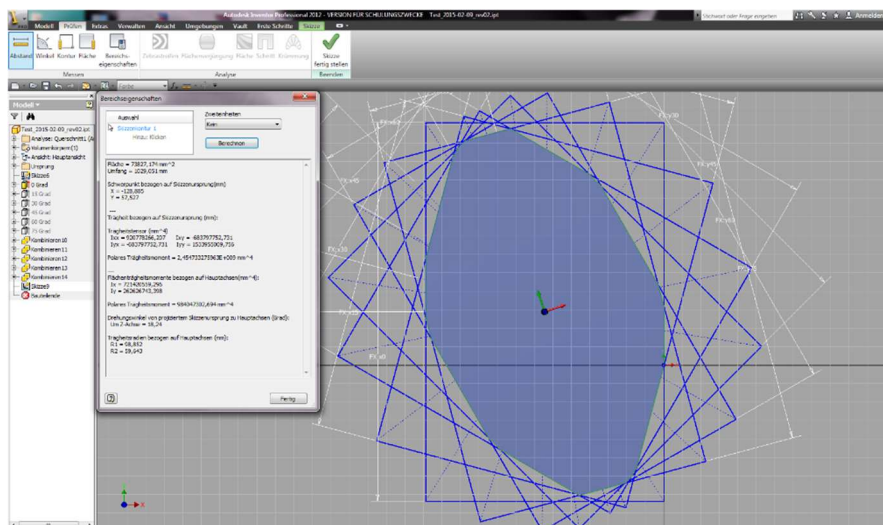


Abbildung 17: Mittels CAD rekonstruierter Trabekelquerschnitt

Zur Überprüfung der Rekonstruktionsmethode wurden geometrische Körper bekannter Fläche und bekannten Umfangs nach dem oben genannten Verfahren rekonstruiert und die Ergebnisse mit den tatsächlichen Werten verglichen. Dabei zeigte sich, dass für eher runde Querschnitte die Rekonstruktion des Umfangs zwischen 0,57 % zu hoch und 0,86 % zu niedrig ermittelt wurde. Die Fläche wurde bei rundlichen Querschnitten im Vergleich zum Original zwischen 0,75 % zu groß und 1,73 % zu klein gemessen. Schlechtere Ergebnisse wurden für eckige geometrische Körper erzielt. Beim Quadrat wurde der Umfang 15,45 % zu klein rekonstruiert und auch die Fläche wurde mit 12,81 % zu klein ermittelt (Clausing, 2015). Da Trabekel jedoch einen rundlichen Querschnitt haben (siehe z.B. Abbildung 17), ist davon auszugehen, dass sich die Fehler hier im niedrigen einstelligen Bereich bewegen.

Nach Ermittlung des Trabekelquerschnitts war es möglich, mit dem Programm Autodesk®-Inventor das Flächenträgheitsmoment mittels der Funktion „Bereichseigenschaften“ zu ermitteln. Diese wurden dann in einer Excel-Tabelle abgespeichert.

4.4 2-Punkt-Biegeversuch

Der 2-Punkt-Biegeversuch wurde gemäß eines von A. Stiller im Rahmen einer Bachelorarbeit mit dem Titel “Inbetriebnahme und Validierung eines Miniatur-Biegeversuch-Aufbaus“ (Stiller A. M., 2016) entwickelten Verfahrens durchgeführt.

Der Trabekel wurde zwischen zwei Objektträger geklemmt und in definiertem Abstand (500 μm) von der Messkante mit einem Messstempel mit präziser Kante auf Biegung belastet.

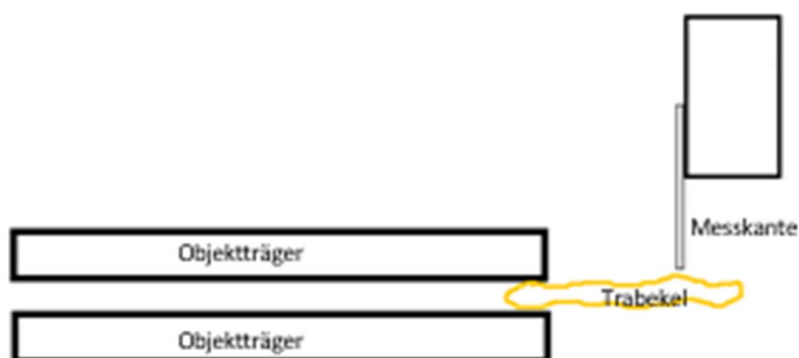


Abbildung 18: Skizze eines Trabekels in Versuchsanordnung

Die Größenverhältnisse sind in Abbildung 18 jedoch nicht maßstäblich dargestellt, eine realistische Darstellung des eingespannten Trabekels ist in Abbildung 19 zu sehen.

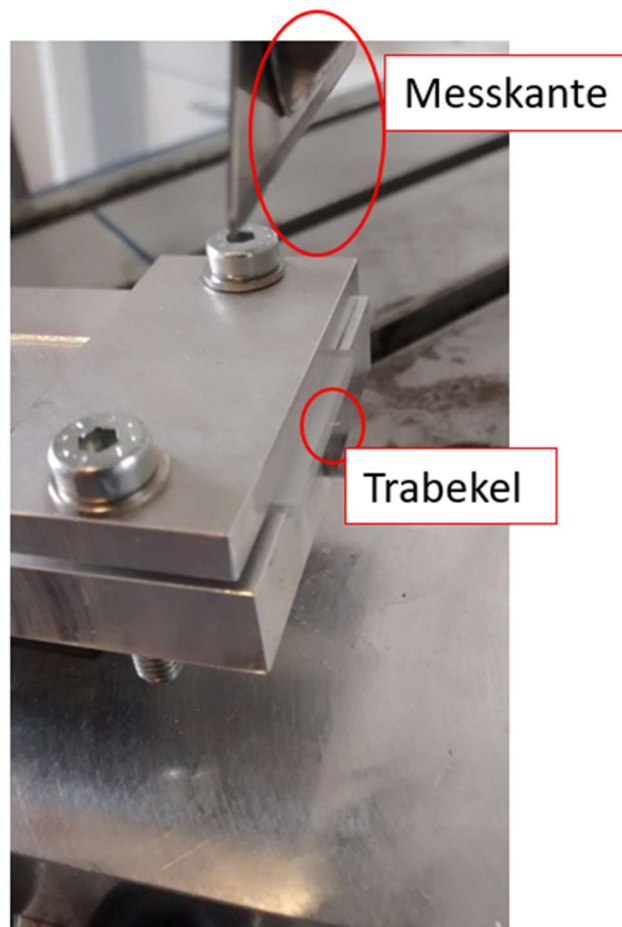


Abbildung 19: Trabekel, Trabekelhalterung und Messstempel

Der zur Versuchsdurchführung notwendige Vorschub wurde mit einer Universal-Prüfmaschine „Inspect Table Blue 20 kN (Hegewald & Peschke, Mess- und Prüftechnik GmbH, 01683 Nossen, Deutschland) generiert. Die Universalprüfmaschine ist generell in der Lage, Kraft und Vorschub zu messen. Da sie jedoch im gewünschten Kraftniveau keine ausreichend hohe Auflösung bietet, wurde die auf den Trabekel wirkende Kraft über einen S2M-Kraftaufnehmer (HBM, 64293 Darmstadt, Deutschland) aufgenommen und gespeichert. Der Kraftaufnehmer hat einen Nennbereich von 0 -10 N mit einer Genauigkeit von 0,02 N, was bei den Größenordnungen der Kräfte der gewerteten Messungen einer Abweichung von 2-20 % entspricht.

In Abbildung 20 ist der komplette Versuchsaufbau zu sehen.

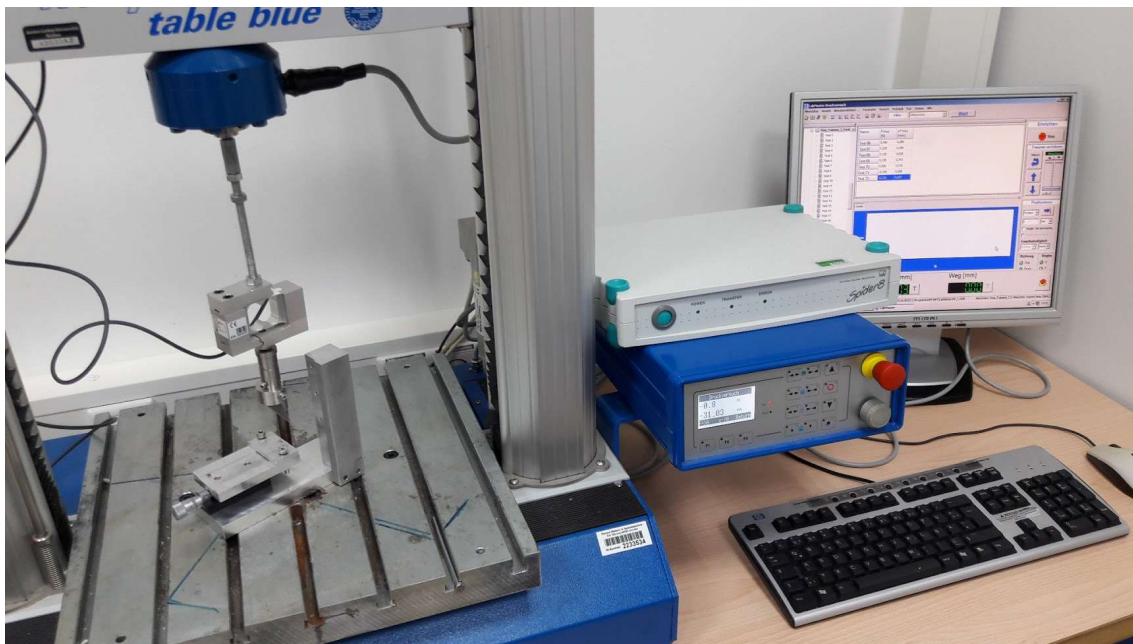


Abbildung 20: Versuchsaufbau komplett

Der Vorschub wurde über die Hegewald & Peschke Universalprüfmaschine gemessen, welche laut Hersteller eine Wegauflösung von $<1 \mu\text{m}$ hat. In einer laborinternen Überprüfung wurde bei $500 \mu\text{m}$ Vorschub (\triangleq Durchbiegung) eine Abweichung von 0,8 % ermittelt, was in absoluten Zahlen $4 \mu\text{m}$ entsprechen würde (Stiller A. , 2016). Da der für die Messung relevante, lineare Bereich der Biegelinie bei maximal $300 \mu\text{m}$ Durchbiegung endete, kann für die realen Messungen der Durchbiegung von absoluten Fehlern von kleiner $2,4 \mu\text{m}$ ausgegangen werden. Die Vorschubgeschwindigkeit lag stets bei $0,05 \text{ mm/min}$.

Als Messverstärker für den Kraftsensor wurde ein Spider8 Messverstärker (HBM, 64293 Darmstadt, Deutschland) verwendet. Die Daten wurden mit dem mitgelieferten Programm CatmanEasy (HBM, 64293 Darmstadt, Deutschland) aufgezeichnet. Für die Speicherung des zurückgelegten Weges wurde ein vom Labor selbst geschriebenes LabVIEW Programm (Version "LabVIEW12", National Instruments, Austin Texas, USA) verwendet (Stiller A. , 2016).

Aus den ermittelten Kraft-Weg-Daten wurden mittels Excel-Auswertung Kraft-Weg Diagramme ermittelt. Durch optische Untersuchung ließ sich so ein linearer Bereich des Kraft-Weg-Diagramms ermitteln, aus welchem mittels Ermittlung der Steigung, die Systemsteifigkeit k berechnet werden konnte. Dies ist beispielhafte in Abbildung 21 gezeigt. Rot markiert ist der Abschnitt des Diagramms mit annähernd linearer Steigung. $0,7943 \text{ [N/mm]}$ ist der Wert der aus der Steigung ermittelten Systemsteifigkeit k . Die Trabekelsteifigkeit k lag in diesem Beispiel etwas höher, bei $0,819 \text{ N/mm}$.

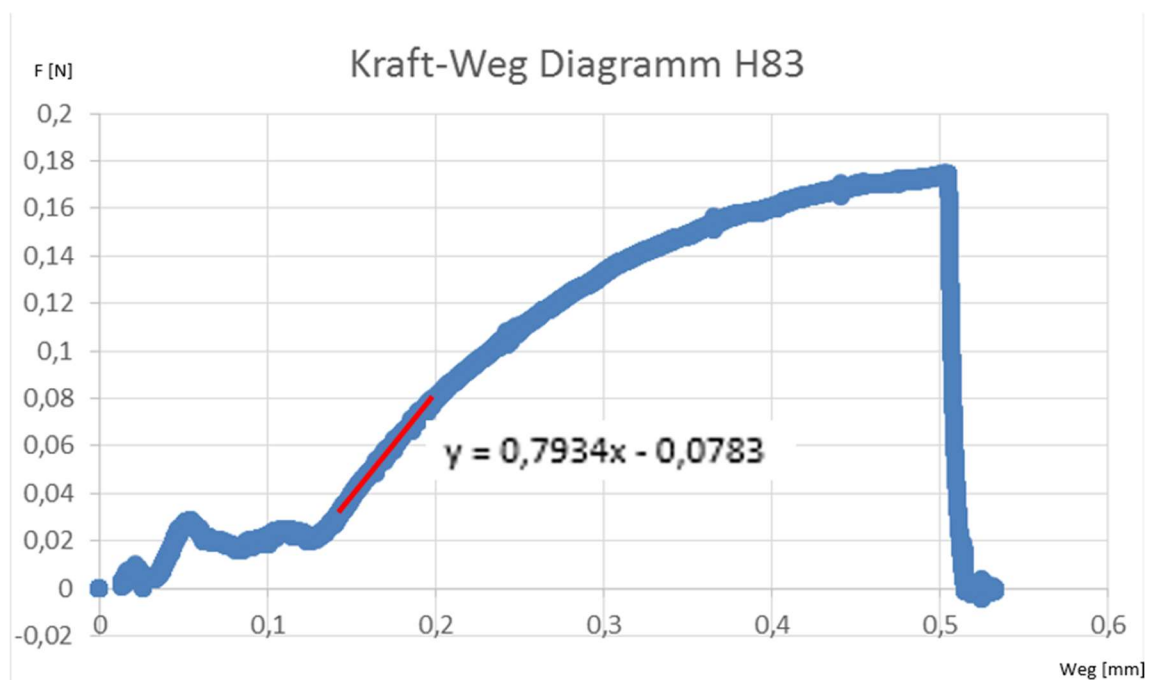


Abbildung 21: Kraft-Weg-Diagramm von H8, Probe 3

Um die Steifigkeit des Systems zu berücksichtigen, wurde diese vor der eigentlichen Messung bei Belastungen verschiedener Ausprägungen ermittelt. So konnte jedem gemessenen Kraftniveau eine Systemsteifigkeit zugeordnet werden, welche anschließend wieder herausgerechnet werden konnte.

Dafür wurde die Formel 19 für eine Reihenschaltung von Federn verwendet.

$$\frac{1}{k_{ges}} = \sum_{i=1}^n \frac{1}{k_1} + \frac{1}{k_2} + \dots + \frac{1}{k_n} \quad (19)$$

In der folgenden Tabelle ist die jeweilige Systemsteifigkeit bei verschiedenen Kraftniveaus dargestellt.

Tabelle 5: Systemsteifigkeiten bei verschiedenen Kraftniveaus

Kraftniveau	Kraft in [N]	Systemsteifigkeit in [N/mm]
1	0-0,05	22,06
2	0,05-0,1	25,12
3	0,1-0,2	27,92
4	0,2-0,4	39,04
5	0,4-0,5	42,47
6	0,5-0,6	45,03
7	0,6-0,7	48,94
8	0,7-0,8	49,79
9	0,8-1,0	48,71
10	1,0-2,0	56,13
11	2,0-10	67,26

4.5 FEM-Simulation

Da die analytische Berechnung des E-Moduls mittels der in Kapitel 3.2.1. beschriebenen Gleichung 17 für Balkenbiegung bei der Anwendung auf eine trabekelähnliche Probe im Vergleich zu einer Referenzmessung mittels Druckversuch Abweichungen von 105 % zeigte (Stiller A. , 2016), war eine Bestimmung des E-Moduls per Gleichung für Balkenbiegung nicht möglich. Ursache dafür ist der im Verhältnis zur Länge große Durchmesser der Trabekel ($d/l \sim 0,1-0,7$) und die hohe Durchbiegung im Vergleich zur Länge ($w/l \sim 0,03/0,5$), was eine korrekte Verwendung der Gleichung für Balkenbiegung unmöglich macht.

Daher wurde die Berechnung der Ergebnisse mit Hilfe einer FEM-Analyse durchgeführt. In dem von Stiller entwickelten Verfahren wurde das Verhalten eines Balkens ähnlicher Dimension wie der eines Trabekels in einer FEM-Simulation einem 2-Punkt Biegeversuch mit ähnlichen Werten wie im Experiment unterzogen. Dabei zeigte sich, dass die gemessenen Steifigkeiten der Probenmessung und die errechneten Steifigkeiten der FEM-Analyse nur eine Abweichung von 10,24 % aufwiesen. In einem weiteren Test wurde die Proportionalität zwischen E-Modul E und Steifigkeit k nachgewiesen, indem das FEM-Modell mit zwei verschiedenen E-Moduln berechnet wurde. Die resultierende Abweichung in den Verhältnissen zwischen dem jeweiligen E und k war so gering, dass sie auf Rundungsfehler zurückführbar war. Damit war der Nachweis erbracht, dass eine Proportionalität zwischen E-Modul und Steifigkeit besteht. Das weitere Vorgehen beruht auf der Überlegung, dass das Verhältnis von Steifigkeit und E-Modul sowohl bei Modell als auch bei der Probe gleich sein muss, vgl. (Stiller A. , 2016).

$$\frac{E_{Probe}}{k_{Probe}} = \frac{E_{Modell}}{k_{Modell}} \quad (20)$$

Umgestellt nach E_{Probe} :

$$E_{Probe} = k_{Probe} \frac{E_{Modell}}{k_{Modell}} \quad (21)$$

Somit lässt sich E_{Probe} berechnen, da E_{Modell} und k_{Modell} bekannt sind und k_{Probe} experimentell ermittelt wurde.

Die für diese Arbeit notwendigen Simulationen wurden von dem Mitarbeiter des Labors für Biomechanik (Ingenieur A. Stiller), mit Hilfe eines FEM-Programms (Altair, HyperMesh Version 15/16, Troy MI, USA) durchgeführt.

4.6 Herstellung der Kunststoff-Trabekelproben

Die Proben dieser Arbeit wurden mit einem Stratasys® Connex 350 3D-Drucker (Stratasys Ltd, Eden Prairie, Minnesota, USA) an der Technischen Hochschule Mittelhessen am Standort Gießen hergestellt, welcher nach dem oben beschriebenen Polyjet-Verfahren arbeitet. Der Drucker arbeitet mit einer Schichtdicke von bis zu 16×10^{-6} m. Der Arbeitsraum des verwendeten Stratasys® Connex 350 3D-Druckers beträgt 350 mm in jeder Achse.



Abbildung 22: Stratasys® Connex 350 (Mit freundlicher Genehmigung von Stratasys®)

Zur Herstellung von Gegenständen mittels 3D-Druck ist zunächst eine 3D-Computerdatei des zu erschaffenden Gegenstandes notwendig. In diesem Fall konnte auf eine dem Labor für Biomechanik vorliegende Datei vom Typ "3D-Object" eines Humerusknochens zurückgegriffen werden. Die Datei stammt aus einem früheren Projekt (Bode, 2013) und wurde mit Hilfe eines Nano-CTs erstellt. Es handelt sich um eine zylinderförmige Probe, bestehend aus ca. 5 Millionen virtueller Dreiecke, welche die Oberfläche der Struktur bilden.

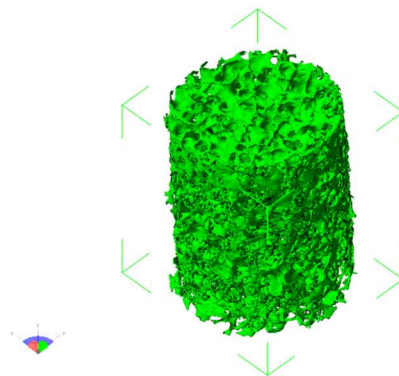


Abbildung 23: Screenshot des 3D-Object Humerusmodells

Da das Ziel dieser Arbeit die Erstellung eines möglichst realitätsnahen Kunststoff-Knochenmodells war, musste ein Kunststoff ausgewählt werden, der den zuvor ermittelten Materialeigenschaften möglichst genau entsprach.

Zunächst wurde geplant, den ermittelten E-Modul-Medianwert der Humerusprobenuntergruppen H6-H10 mittels sog. Digitaldruck nachzubilden. Beim Digitaldruck werden zwei Materialien mit unterschiedlichen Werkstoffeigenschaften abwechselnd gedruckt um eine Kombination beider Werkstoffeigenschaften zu erreichen. Da dieses Vorhaben jedoch Vorexperimente zur Ermittlung des notwendigen Mischungsverhältnisses nötig gemacht hätte und Herstellererfahrung mit der Anwendung dieses Verfahrens an der unteren Auflösungsgrenze nicht vorhanden war, wurde der Entschluss gefasst, aus den ermittelten Medianwerten der Humerusprobenuntergruppen H6 bis H10 einen Mittelwert zu bilden und diesen als überschlägigen Bezugswert zur Werkstoffauswahl zu verwenden.

Die Wahl des Materials fiel auf den Fotopolymer Durus™ (Stratasys Ltd, Eden Prairie, Minnesota, USA) aus der Gruppe der „PP-like Materials“, welcher laut Datenblatt des Herstellers mit einem E-Modul von 1000-1200 MPa angegeben wird. „PP-like“ bedeutet, dass die typischen Eigenschaften eines Polypropylen nachgebildet werden. Weitere charakteristische Eigenschaften sind laut Datenblatt des Herstellers hohe Kerbschlagzähigkeit, hohe Bruchdehnung und eine gute Eignung zur Herstellung kleiner Strukturen mit Hohlräumen. Zum Druck von Hohlräumen ist ein Stützmaterial erforderlich, in diesem Fall wurde SUP 706™ (Stratasys Ltd, Eden Prairie, Minnesota, USA), welches im Wasserstrahl oder durch Lösung entfernbar ist (stratasys.com, 2019) verwendet.



Abbildung 24: Nachdruck einer Humerusprobe aus Durus nach dem Entstützen

Die Entfernung des Stützmaterials im Wasserstrahl erwies sich auf Grund der filigranen und schwammartigen Struktur als problematisch, da die Hohlräume nicht erreicht wurden und die Gefahr einer mechanischen Beschädigung der Proben bestand. Es wurde daher auf die Möglichkeit der automatischen Entstützung in einem Laugenbad gemäß Herstellerangaben zurückgegriffen. Dazu wurden die Proben in 4%iger Natronlauge für ca. 16 Stunden in ein Ultraschallbad gelegt. So ließen sich große Teile des Stützmaterials entfernen. Danach wurden die Proben vor der weiteren Verarbeitung mit Wasser gespült und für mindestens 24 Stunden bei Raumtemperatur getrocknet.

Anschließend wurden die Trabekel nach dem oben beschriebenen Verfahren wie auch die humanen Humerusproben präpariert, vermessen und einem 2-Punkt-Biegeversuch unterzogen.

4.7 Statistische Methoden

In diesem Kapitel werden die Grundlagen behandelt, die zur Erstellung einer Statistik notwendig sind. Da das Ziel dieser Arbeit ausschließlich in der Ermittlung des Materialkennwerts E-Modul aus humanen Humerustrabekeln zum Zwecke der anschließenden Nachbildung mittels geplotteter Humerustrabekel liegt, ist eine rein deskriptive Statistik ausreichend.

Als deskriptive (beschreibende) Statistik wird „[...] eine Zusammenfassung von Methoden zur Erfassung, Auswertung und übersichtlichen Darstellung von Daten bezeichnet.“ (Pflaumer & Heine, 2009)

Hypothesen bezüglich Korrelationen zwischen E-Modul und Alter, Geschlecht, welche eine analytische oder interferentielle Statistik (vgl. Definition von (Eckstein, 2010)) notwendig machen würden, sind nicht Thema der Arbeit und sind auf Grund der niedrigen Stichprobengrößen pro Trabekelgruppe von $n \leq 10$ ohnehin von begrenzter Aussagekraft.

4.7.1.1 Mittelwert

Es existieren neben dem im Alltag gebräuchlichsten arithmetischen Mittelwert noch andere Mittelwerte wie harmonisches- oder quadratisches Mittel. „Das geometrische Mittel (im Gegensatz zum arithmetischen Mittel) dient zur Messung des Durchschnitts einer prozentualen Veränderung. Aus diesem Grund sagt man zum geometrischen Mittel auch „durchschnittliche Veränderungsrate“ (mathebibel.de, 2019).

Das quadratische Mittel dient zur Mittelwertbestimmung sich periodisch ändernder Größen, wie z.B. bei der Bestimmung der Stromstärke bei Wechselstrom (eit.hs-karlsruhe.de, 2019).

Für die Analyse der Daten dieser Arbeit ist nur der arithmetische Mittelwert relevant, da bei den Messwerten weder prozentuale Veränderungen noch periodische Größenänderungen gemessen werden.

Die Gleichung zur Bestimmung des arithmetischen Mittelwertes lautet:

$$\bar{x} = \frac{\sum x_i}{N} \quad (22)$$

4.7.1.2 Medianwert

Ein weiterer statistischer Begriff zur Beschreibung einer zentralen Tendenz ist der Medianwert. „The median of a variable is the value that lies in the middle of the data when arranged in ascending order. We use M to represent the median.“ (Sullivan, 2010)

Der Medianwert gilt als gegenüber Ausreißern robuster als der Mittelwert und ist daher bei Daten mit Ausreißern dem Mittelwert überlegen, wenn es um die Bestimmung der zentralen Tendenz geht.

Die Gleichung zur Bestimmung des Medianwerts m lautet:

$$m = \begin{cases} x_{\frac{n+1}{2}} & \text{für } n \text{ ungerade} \\ \frac{1}{2} (x_{\frac{n}{2}} + x_{\frac{n}{2}+1}) & \text{für } n \text{ gerade} \end{cases} \quad (23)$$

4.7.1.3 Varianz

Die Varianz ist ein Maß für die Streuung um den Mittelwert und wird mit Formel 24 berechnet.

$$\sigma^2 = \frac{\sum x_i - \mu}{N} \quad (24)$$

4.7.1.4 Standardabweichung

Die Standardabweichung s ist die Wurzel aus der Varianz. Sie ist ein Maß für die Streuung der Ergebnisse. Je größer die Standardabweichung, desto größer die Streuung der Stichproben um den Mittelwert. Die Gleichung lautet für Stichproben:

$$s^2 = \frac{\sum x_i - \bar{x}}{n-1} \quad (25)$$

4.7.1.5 Normalverteilung

Die Normalverteilung ist eine Wahrscheinlichkeitsverteilung, welche der Gauss'schen Wahrscheinlichkeitsdichtefunktion folgt. Vereinfacht gesagt hat das Histogramm der relativen Häufigkeiten die Form einer Normalverteilung. Die Bedeutung der Normalverteilung für die Statistik liegt darin, dass viele unabhängige Zufallsvariablen in Wirtschaft, Wissenschaft, Medizin und Technik normalverteilt sind oder zumindest

logarithmisch normalverteilt sind. Dies ist deshalb wichtig, da die gebräuchlichsten statistischen Tests von einer (Normal)-verteilung der Daten ausgehen (parametrische Testverfahren), im Gegensatz zu Tests die keine a priori Annahme über die Verteilung der Daten machen (nicht-parametrische Testverfahren).

Logarithmisch normalverteilt bedeutet, dass die logarithmierten Zufallsvariablen normalverteilt sind. Als Gleichung 22 dargestellt: X ist log-normalverteilt, wenn Y normalverteilt ist.

$$Y = \ln(X) \quad (26)$$

Eine logarithmische Darstellung überführt eine additive Skala in eine multiplikative Skala, das heißt gleiche Abstände in der Standardskala entsprechen gleichen Additionen des Werts, in der logarithmischen Skala entsprechen gleiche Abstände identischen Multiplikationen. Die logarithmische Skala ist also immer dann sinnvoll zu verwenden, wenn es um Wachstumsprozesse geht. Diese finden multiplikativ statt, da ein größerer Körper vereinfacht gesagt mehr wachstumsfähiges Gewebe hat als ein kleiner Körper. „[...] growth is concerned essentially with the multiplication of living substance.“ (Huxley, 1935)

Um die Ergebnisse statistischer Kennzahlen, welche mit logarithmischer Normalverteilung gewonnen wurden übersichtlich darstellen zu können, ist eine Rückrechnung in den nicht-logarithmischen Skalenbereich notwendig. Dazu sind auf Grund der unterschiedlichen Verteilungskurven für logarithmische und nicht-logarithmische Daten Gleichungen notwendig (mit μ und σ als Erwartungswert und Standardabweichung von Y).

Für den Median gilt:

$$\mu^* = e^\mu \quad (27)$$

Für den Erwartungswert gilt:

$$E(X) = e^{\mu + \frac{\sigma^2}{2}} \quad (28)$$

Für die Standardabweichung gilt:

$$S(X) = E(X) * \sqrt{e^{\sigma^2} - 1} \quad (29)$$

Besonderer Bedeutung kommt im Zusammenhang mit der Normalverteilung auch dem zentralen Grenzwertsatz zu, welcher besagt, dass das Histogramm der relativen Häufigkeiten sich mit steigendem n einer Normalverteilung annähert, sodass auch bei einer nicht-normalverteilten Stichprobenverteilung parametrische Tests (welche eine

Normalverteilung als Voraussetzung haben) angewendet werden können, solange ein ausreichend hohes n vorliegt. Ein häufiger Wert für ausreichend hohes n , der immer wieder in verschiedener statistischer Literatur genannt wird ist $n=30$ (Sullivan, 2010).

Eine andere Möglichkeit zum Umgang mit nicht-normalverteilten Daten oder Daten mit unbekannter Verteilungsfunktion ist das sog. „Bootstrapping“ oder Münchhausen-Verfahren, bei der wiederholte Statistiken auf Grundlage der vorhandenen Daten berechnet werden. Es werden aus den aus den vorliegenden Stichproben wiederholt (1000-10.000-mal) Stichproben mit Zurücklegen gezogen und die entsprechenden Mittelwerte im Histogramm abgebildet, welches nun zur Schätzung der Verteilungsfunktion der ursprünglichen Stichprobe dient (Sullivan, 2010).

Um herauszufinden, ob die gewonnenen Daten normalverteilt sind gibt es verschiedene Methoden. Es existieren analytische Verfahren wie Kolmogorov-Smirnoff oder Shapiro-Wilk, sowie optische Schätzungen über QQ-Diagramme.

4.7.1.6 Konfidenzintervall und Konfidenzlevel

Da die bearbeitbare Stichprobengröße durch Arbeits- und Zeitressourcen begrenzt ist, kann bei großen Grundgesamtheiten nicht die gesamte Grundgesamtheit untersucht werden. Es bleibt daher immer ein Unsicherheitsfaktor inwieweit der durch die Stichprobe ermittelte Mittelwert \bar{x} dem wahren, aber unbekanntem Mittelwert μ der Grundgesamtheit entspricht. Man kann sich behelfen, indem man den in der Stichprobe ermittelten Mittelwert als Bereich angibt, zusammen mit der Wahrscheinlichkeit, dass der bei einer neuen Stichprobe ermittelte Mittelwert abermals in diesem Bereich liegen wird. Dies entspricht wiederum ungefähr der Wahrscheinlichkeit mit der μ im Bereich des Konfidenzintervalls liegt.

Wie oben in Kapitel 4.7.1.5 beschrieben, können statistische interessante Werte aus log-normalverteilten Daten nach Analyse zurückgerechnet werden. Dazu existieren für Median, Erwartungswert und Standardabweichung die oben genannten Gleichungen. Will man jedoch die untere und obere Grenze eines Vertrauensintervalls zurückrechnen, so liegen dafür keine Standardformeln vor. In einer online publizierten Fachzeitschrift wurde gezeigt, dass ein naiver Ansatz mit simplem Entlogarithmieren mittels des Arguments e^x an geringer Erwartungstreue scheitert, da für den in derselben Größenordnung liegenden Erwartungswert ebenfalls eine andere Gleichung verwendet wird. Häufig beinhaltet der Bereich der auf dieser Weise gewonnenen Werte nicht den Erwartungswert (Olsson, 2005).

Eine Lösung dieses Problems bietet die in derselben Publikation (Olsson, 2005) erwähnte Cox-Methode, deren Gleichung lautet:

$$k = \bar{Y} + \frac{s^2}{z} \pm z \sqrt{\frac{s^2}{n} + \frac{s^4}{2(n-1)}} \quad (30)$$

Die so gewonnenen Werte k müssen dann noch mit e^k entlogarithmiert werden und man erhält die Konfidenzintervallgrenzen.

4.7.1.7 Boxplot-Diagramme

Zur Analyse der Daten werden Boxplot-Diagramme verwendet, da sie einen guten Überblick über die Daten geben. Der mittlere Strich des Boxplot-Diagramms gibt den Medianwert an, der untere und obere Begrenzungsstrich des zentralen Rechtecks 1. und 3. Quartil. Die „Antennen“ sind 1,5-mal so lang wie der Interquartilsabstand zwischen 1. und 3. Quartil, es sei denn Minimum und Maximum liegen innerhalb dieses Bereichs, dann werden die Antennengrenzen nur bis Minimum oder Maximum gezeichnet. Das Boxplot-Diagramm zeichnet auch Ausreißer ein, milde Ausreißer sind in SPSS-Boxplots mit einem Punkt gekennzeichnet, starke Ausreißer mit einem Stern. Diese sollten aus der späteren Analyse ausgeschlossen werden, da sie möglicherweise Messfehler repräsentieren.

5 Ergebnisse

5.1 Ergebnisse der Untersuchung menschlicher Trabekelproben

Es wurden jeweils zehn Humerustrabekel von fünf verschiedenen Probanden untersucht. Der E-Modul der Trabekel, welcher sich unter wie in Kapitel 4.4 beschriebener Berücksichtigung der Systemsteifigkeit und Korrelation mit einer in Kapitel 4.5. beschriebenen FEM-Berechnung ergab, wurde zusammen mit sonstigen relevanten Daten, wie gemessener Kraft, in eine Excel-Tabelle eingetragen. Diese werden hier leicht vereinfacht und nach Probanden getrennt dargestellt, da aus Platzgründen alle konstanten Werte herausgenommen wurden um eine bessere Übersichtlichkeit zu gewähren. Die fehlenden Werte sind ersatzweise in der folgenden Tabelle dargestellt.

Tabelle 6: Statische Werte bei Berechnung der E-Moduln

FEM E-Modul in MPa	10000
FEM-Kraft in N	1

In der Auswertung wurde davon ausgegangen, dass Trabekel, bei denen weniger als 0,1 N Kraftaufnahme gemessen wurde vorbeschädigt waren, sodass diese aus der Wertung genommen wurden.

5.1.1 Trabekelgruppe H6

In Tabelle 6 werden die Ergebnisse der Trabekelmessung der Probengruppe H6 dargestellt.

Tabelle 6: Auswertung Probengruppe H6

Probe	Kraftniveau	K-Messung [N/mm]	K-Probe [N/mm]	Flächenträgheitsmoment $[\mu\text{m}^4]$	Radius $[\mu\text{m}]$	E-Modul [MPa]	Länge [mm]	FEM-Steifigkeit [N/mm]	Durchbiegung [mm]	Kraft [N]	Bemerkung
P1	2	0,808	0,83	3650848381	261	24,87	0,5	335,74	0,003	0,09	Kraftniveau zu niedrig
P2	3	0,866	0,89	17318866	69	2267,37	0,5	3,94	0,254	0,18	
P3	2	3,448	4,00	34549667	46	4875,82	0,25	8,20	0,122	0,18	
P4	3	1,709	1,82	256611383	134	379,92	0,5	47,92	0,021	0,23	
P5	9	8,297	10,00	243574710	132	2100,09	0,5	47,62	0,021	1,00	
P6	8	2,359	2,48	132214321	114	933,66	0,5	26,53	0,038	0,75	
P7	2	0,904	0,94	16213964	67	2605,06	0,5	3,60	0,278	0,10	
P8	2	0,654	0,67	302034760	140	117,51	0,5	57,14	0,018	0,10	
P9	2	0,317	0,32	188131793	124	86,36	0,5	37,17	0,027	0,10	
P10	5	5,197	5,92	76533835	99	3689,17	0,5	16,05	0,062	0,65	

5.1.2 Trabekelgruppe H7

In Tabelle 7 werden die Ergebnisse der Trabekelmessung der Probengruppe H7 dargestellt.

Tabelle 7: Auswertung Probengruppe H7

Probe	Kraftniveau	K-Messung [N/mm]	K-Probe [N/mm]	Flächenträgheitsmoment $[\mu\text{m}^4]$	Radius $[\mu\text{m}]$	E-Modul [MPa]	Länge [mm]	FEM-Steifigkeit [N/mm]	Durchbiegung [mm]	Kraft [N]	Bemerkung
P1	1	4,250	5,264	48183696	88	4965,41	0,5	10,60	0,090	0,10	
P2	1	1,371	1,462	14497514	65	4417,62	0,5	3,31	0,302	0,06	Kraftniveau zu niedrig
P3	4	4,738	5,392	103859723	107	2485,80	0,5	21,69	0,046	0,75	
P4	3	3,861	4,480	71870462	98	2912,14	0,5	15,38	0,065	0,28	
P5										0,23	Daten nicht verwertbar, da Kurvenverlauf unrealistisch
P6	4	4,310	4,844	458358856	155	592,51	0,5	81,77	0,012	0,70	
P7	1	1,532	1,646	9863999	60	7247,79	0,5	2,27	0,440	0,23	
P8					67					0,01	Daten nicht verwertbar, da Kurve nicht darstellbar
P9	1	1,745	1,895	16290806		5097,57	0,5	3,72	0,269	0,10	
P10										0,28	Daten nicht verwertbar, da Kurvenverlauf unrealistisch

5.1.3 Trabekelgruppe H8

In Tabelle 8 werden die Ergebnisse der Trabekelmessung der Probengruppe H8 dargestellt.

Tabelle 8: Auswertung Probengruppe H8

Probe	Kraftniveau	K-Messung [N/mm]	K-Probe [N/mm]	Flächenträgheitsmoment [μm^4]	Radius [μm]	E-Modul [MPa]	Länge [mm]	FEM-StEIFigkeit [N/mm]	Durchbiegung [mm]	Kraft [N]	Bemerkung
P1	1	1,204	1,274	26.270.661	76	2152,23	0,5	5,92	0,169	0,25	
P2	1	0,183	0,184							0,03	Daten nicht verwertbar, da Kurve nicht darstellbar
P3	2	0,793	0,819	246.166.068	133	172,78	0,5	47,39	0,021	0,18	
P4	3	2,203	2,3926	131.250.688	114	880,15	0,5	27,17	0,037	0,15	
P5	2	2,605	2,906	689.274.896	172	261,58	0,5	111,11	0,009	0,25	
P6	2	0,567	0,580	340.091.293	144	92,23	0,5	62,89	0,016	0,50	
P7	5	1,761	1,837	107.665.953	108	823,06	0,5	22,32	0,045	0,75	
P8	2	0,393	0,399	52.243.595	90	351,34	0,5	11,36	0,088	0,10	
P9	3	0,342	0,346	429.801.519	152 3	46,40	0,5	74,63	0,013	0,22	
P10	1	0,186	0,188	67.535.205	96	129,06	0,5	14,53	0,069	0,07	Kraftniveau zu niedrig

5.1.4 Trabekelgruppe H9

In Tabelle 9 werden die Ergebnisse der Trabekelmessung der Probengruppe H9 dargestellt.

Tabelle 9: Auswertung Probengruppe H9

Probe	Kraftniveau	K-Messung [N/mm]	K-Probe [N/mm]	Flächenträgheitsmoment [μm^4]	Radius [μm]	E-Modul [MPa]	Länge [mm]	FEM-StEIFigkeit [N/mm]	Durchbiegung [mm]	Kraft [N]	Bemerkung
P1	2	1,682	1,802	259.362.888	135	365,95	0,5	49,26	0,020	0,17	
P2	1	0,582	0,598	90.971.203	104	310,84	0,5	19,23	0,052	0,03	Kraftniveau zu niedrig
P3	1	0,423	0,431	9.441.737	58	707,28	0,35	6,10	0,164	0,02	Kraftniveau zu niedrig
P4	2	1,698	1,821	267.130.609	136	360,94	0,5	50,45	0,020	0,33	
P5	1	0,206	0,208	31.051.934	79	341,02	0,35	6,10	0,164	0,02	Kraftniveau zu niedrig
P6	3	1,217	1,272	206.443.554	127	314,30	0,5	40,49	0,025	0,33	
P7	1	0,08	0,080	32.674.325	80	110,80	0,5	7,25	0,138	0,02	Kraftniveau zu niedrig
P8	1	0,181	0,182	165.057.356	120	55,48	0,5	32,89	0,030	0,10	
P9	1	0,133	0,134	265.370.654	136	26,76	0,5	50,00	0,020	0,05	Kraftniveau zu niedrig
P10											nicht verwertbar, da Kurve unrealistisch

5.1.5 Trabekelgruppe H10

In Tabelle 10 werden die Ergebnisse der Trabekelmessung der Probengruppe H10 dargestellt.

Tabelle 10: Auswertung Probengruppe H10

Probe	Kraftniveau	K-Messung [N/mm]	K-Probe [N/mm]	Flächenträgheitsmoment [μm^4]	Radius [μm]	E-Modul [MPa]	Länge [mm]	FEM-Steifigkeit [N/mm]	Durchbiegung [mm]	Kraft [N]	Bemerkung
P1	1	1,226	1,298	16.238.432	67	3507,59	0,5	3,70	0,270	0,08	Kraftniveau zu niedrig
P2	3	0,735	0,755	193.057.340	125	198,53	0,5	38,02	0,026	0,16	
P3	1	1,121	1,181	654.646.878	170	113,50	0,5	104,06	0,010	0,18	
P4	2	1,439	1,526	545.135.875	162	166,38	0,5	91,74	0,011	0,13	
P5	1	1,674	1,811	45.485.190	87	458,30	0,3	39,53	0,025	0,07	Kraftniveau zu niedrig
P6	3	6,172	7,923	376.472.441	148	1180,61	0,5	67,11	0,015	0,45	
P7	1	0,618	0,636	29.575.067	78	961,98	0,5	6,61	0,151	0,04	Kraftniveau zu niedrig
P8	1	1,631	1,761	348.133.147	145	276,51	0,5	63,69	0,016	0,11	
P9	3	3,546	4,062	553.080.956	163	434,62	0,5	93,46	0,011	0,31	
P10	2	1,233	1,297	507.219.628	159	147,56	0,5	87,87	0,011	0,17	

5.2 Ergebnisse der Untersuchung geplotteter Trabekel aus Durus White®

In Tabelle 11 werden die Ergebnisse der Trabekelmessung der geplotteten Trabekel dargestellt.

Tabelle 11: Auswertung geplotteter Trabekel

Probe	Kraftniveau	K-Messung [N/mm]	K-Probe [N/mm]	Flächenträgheitsmoment [μm^4]	Radius [μm]	E-Modul [MPa]	Länge [mm]	FEM-Steifigkeit [N/mm]	Durchbiegung [mm]	Kraft [N]	Bemerkung
P1	2	1,63	1,741	3150473205	252	25,00	0,5	696,61	0,001	0,31	
P2	1	0,124	0,125	542.114.818	162	9,22	0,5	135,34	0,007	0,02	Kraft zu niedrig
P3	2	1,145	1,199	371.762.678	147	125,91	0,5	95,26	0,010	0,45	
P4							0,5				Nicht verwertbar
P5							0,5				Trabekel beim Einspannen verloren
P6	1	0,430	0,438	1.229.554.434	199	15,11	0,5	290,10	0,003	0,07	Kraft zu niedrig
P7							0,5				Trabekel beim Einspannen verloren
P8	1	1,029	1,080	1.696.731.008	216	27,58	0,5	391,53	0,003	0,21	
P9	4	0,743	0,757	1.765.897.191	218	18,64	0,5	406,37	0,002	0,48	
P10	1	0,041	0,041	438.851.254	154	3,66	0,5	111,17	0,009	0,02	Kraft zu niedrig

5.3 Statistische Auswertung der Ergebnisse menschlicher Trabekel

5.3.1 Anteil der gültigen Messungen

Da es während der Versuchsdurchführung zu Beschädigungen einzelner Trabekel kam oder sich in anderen Fällen beispielsweise herausstellte, dass die Kraft-Biegungsverläufe nicht richtig abgespeichert wurden, kam es zu ungültigen Messversuchen. Da der E-Modul wie oben beschrieben als Funktion der Steifigkeit berechnet wird, führen ungültige Werte bei dem Wert „Kraft“ zu ungültigen Werten beim Wert „E-Modul“. Der Anteil der formal gültigen Messergebnisse wird in diesem Kapitel beschrieben. Es wurden bei zu geringen gemessenen Kräften auch analytisch Messergebnisse ausgeschlossen, da hier davon ausgegangen werden musste, dass der untersuchte Trabekel schon vor der Messung gebrochen war. Als Cut-off wurden Daten mit gemessenen Kräften kleiner als 0,1 N ausgeschlossen. Zum Vergleich sei darauf hingewiesen, dass Trabekel mit einer Kraftaufnahme im oberen Bereich, Kräfte von 0,75 N bis 1,0 N aufnahmen (siehe H6P5, H6P6, H7P3, H8P7).

Nach einer ersten Analyse dieser so gewonnenen Daten mittels Boxplot-Diagramme können dann ggf. starke Ausreißer aussortiert werden.

Tabelle 12: Anteil der gültigen Messungen der humanen Trabekel

	Verarbeitete Fälle					
	Eingeschlossen		Ausgeschlossen		Insgesamt	
	Fälle		Fälle			
	N	Prozent	N	Prozent	N	Prozent
Emod	34	68,0%	16	32,0%	50	100,0%

5.3.2 Medianwerte der Gruppen und Boxplot-Diagramme

Auf Grund häufiger Ausreißer innerhalb einer Trabekelgruppe, wurde statt des Mittelwerts der Medianwert verwendet, um die Gruppeneigenschaften zu ermitteln.

Tabelle 13: Medianwerte der E-Moduln der Trabekelgruppen

Gruppe	Medianwerte des E-Moduls in [MPa]
H6	2100
H7	3939
H8	306
H9	337
H10	199
Arithmetisches Mittel der Medianwerte	1376,2

Da in SPSS eine Darstellung von Auswertungen über verschiedene Variablen nur bei Boxplot-Diagrammen möglich ist, wurden zwecks Übersichtlichkeit trotz $n < 10$ innerhalb einer Gruppe Boxplot-Diagramme zur Darstellung der Daten gewählt. Es zeigen sich milde Ausreißer ($^{\circ}21 \triangleq H8P1$) und extreme Ausreißer ($*46 \triangleq H10P1$) und eine erhebliche Spannweite der Ergebnisse zwischen den Gruppen und teils auch innerhalb einer Gruppe.

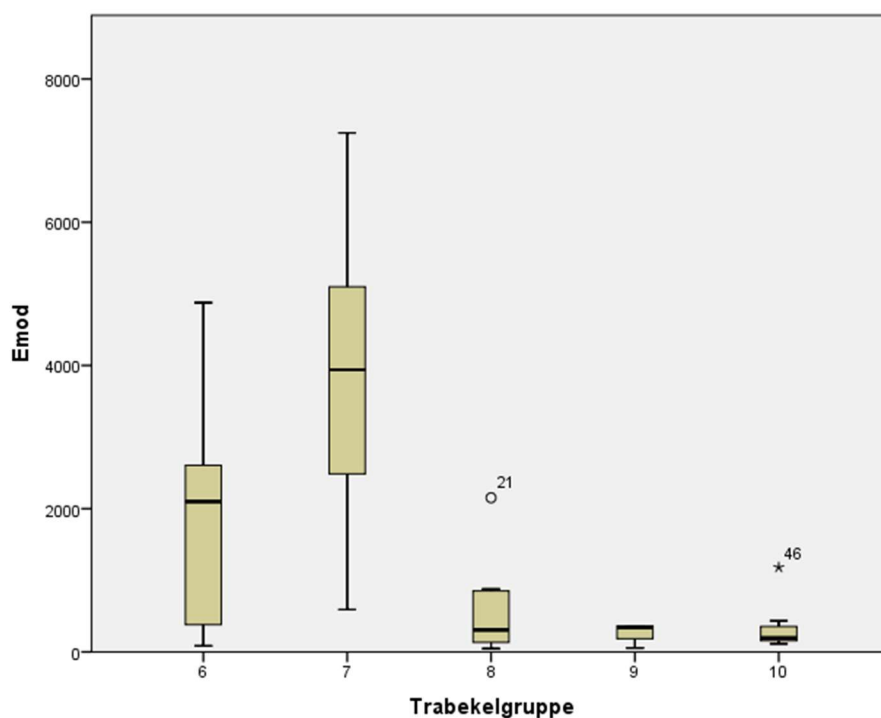


Abbildung 25: Boxplot der E-Moduln [in MPa] nach Trabekelgruppen H6-H10, linear skaliert

Die Boxplot-Diagramme der E-Moduln nach Trabekelgruppen werden deshalb zusätzlich auch logarithmisch skaliert (ln) aufgetragen. Der Vergleich der Gruppen untereinander fällt nun homogener aus. Es fällt kein mit Stern markierter extremer Ausreißer mehr auf, nur noch zwei milde Ausreißer ($^{\circ}16 \cong H7P6$ und $^{\circ}46 \cong H10P6$).

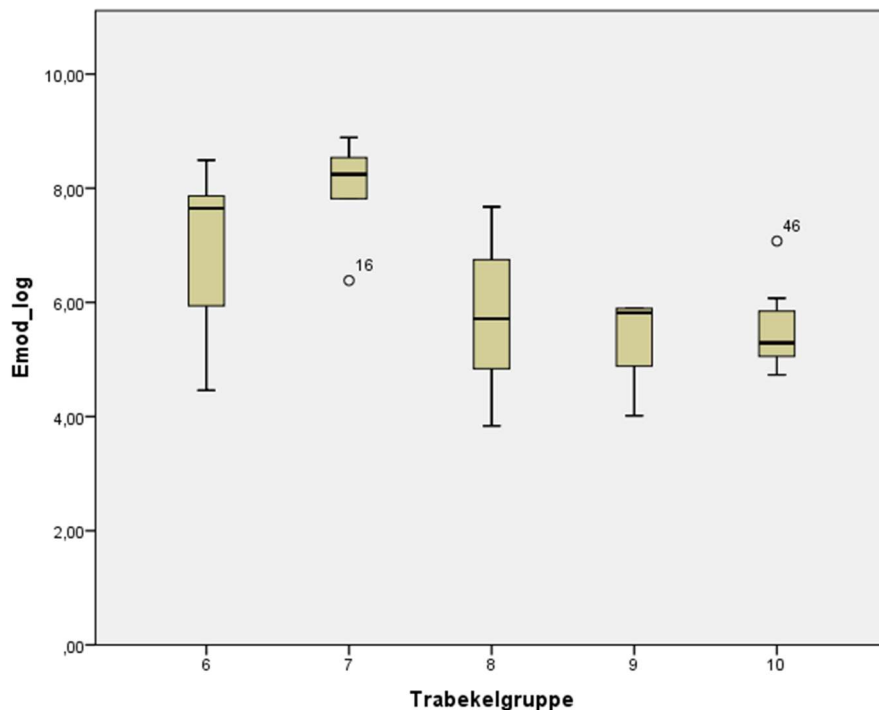


Abbildung 26: Boxplot der E-Moduln in [MPa] nach Trabekelgruppen H6-H10, logarithmisch skaliert mit ln

Bei Auftragen der Gesamtstichprobe fällt auf, dass keine extremen Ausreißer mehr existieren, jedoch sieht man eine deutliche Linksschiefe.

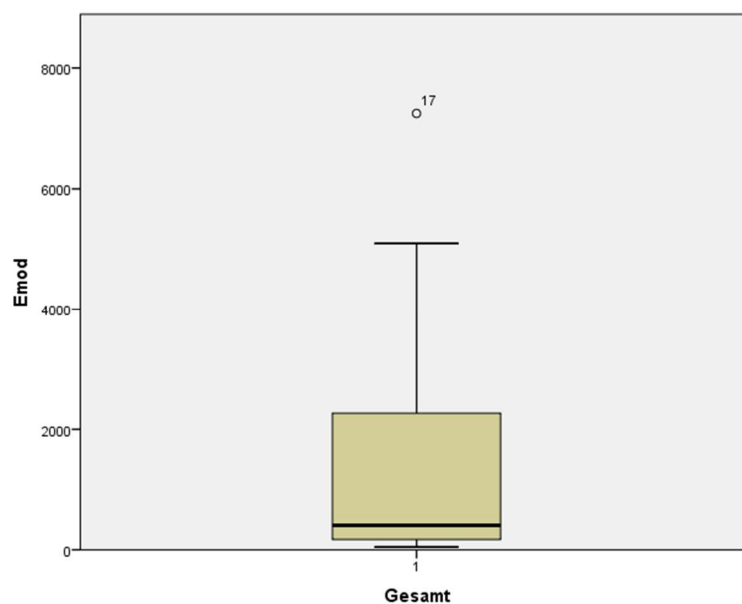


Abbildung 27: Boxplot der E-Moduln in [MPa] aller Trabekel, normalskaliert

Bei logarithmischer Skalierung des E-Moduls der Gesamtstichprobe im Boxplot ist eine logarithmische Normalverteilung des E-Moduls denkbar, da der Boxplot in Abbildung 28 nahezu symmetrisch aussieht, jedoch mit einer leichten Linksschiefe. Ausreißer existieren gar nicht mehr.

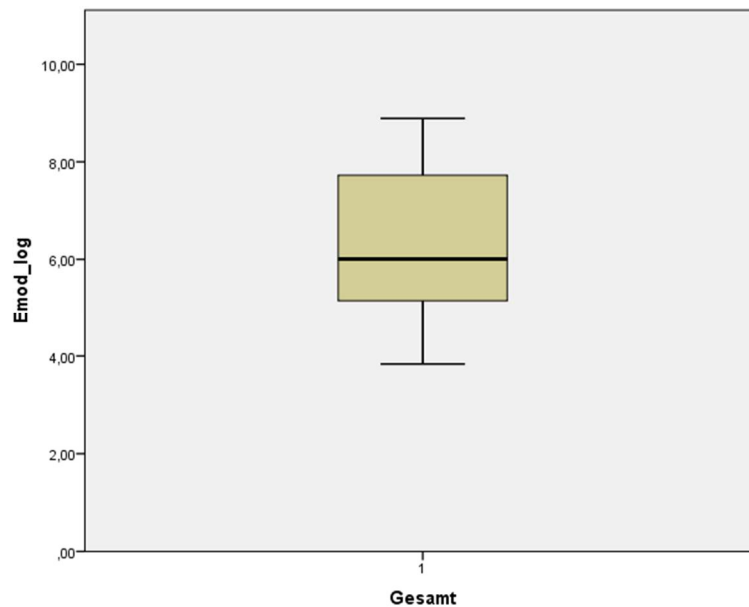


Abbildung 28: Boxplot der E-Moduln in [MPa] aller Trabekel, logarithmisch skaliert

5.3.3 Datenanalyse

In diesem Unterkapitel werden die E-Modul-Daten über die erste Schätzung per Boxplot-Diagramm hinaus auf Normalverteilung hin untersucht. Dies geschah zunächst durch Erstellen eines Q-Q-Diagramms und mittels „optischer“ Test, das heißt, die Werte wurden im Q-Q-Diagramm gegen die erwarteten Werte einer Normalverteilung aufgetragen. Liegen die Werte subjektiv auf der Linie der Normalverteilung, so sind die Daten normalverteilt. Bei einem kurvigen Verlauf um die Linie der Normalverteilung wird von nicht-normalverteilten Daten ausgegangen. Diese Untersuchung wurde nur für die Gesamtstichprobe durchgeführt, da die einzelnen Gruppen mit verwertbaren Werten $n=4-9$ zu klein waren um einen sinnvollen Vergleich mit der Geraden der Normalverteilung anstellen zu können.

5.3.3.1 Q-Q-Diagramm für die Gesamtstichprobe

In Abbildung 29 ist anhand des kurvenförmigen Verlaufs der nicht-transformierten Daten erkennbar, dass keine Normalverteilung vorliegt, welche der durchgezogenen Linien entsprechen würde.

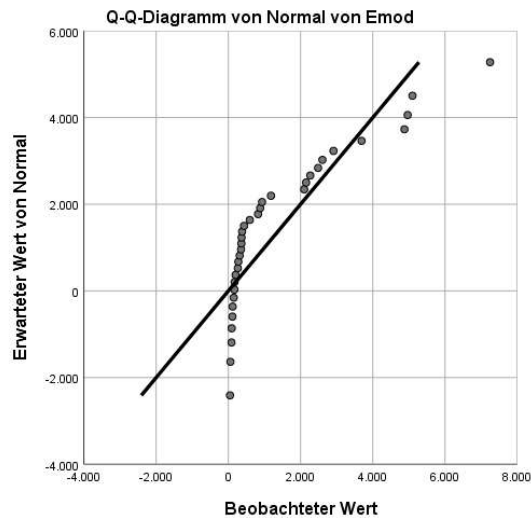


Abbildung 29: Q-Q-Diagramm für die Gesamtstichprobe

5.3.3.2 Logarithmisch transformiertes Q-Q-Diagramm für die Gesamtstichprobe

In Abbildung 30 sieht man, dass die logarithmisch transformierten Daten annähernd einer Normalverteilung entsprechen, da sie sich näherungsweise entlang der Regressionsgeraden bewegen.

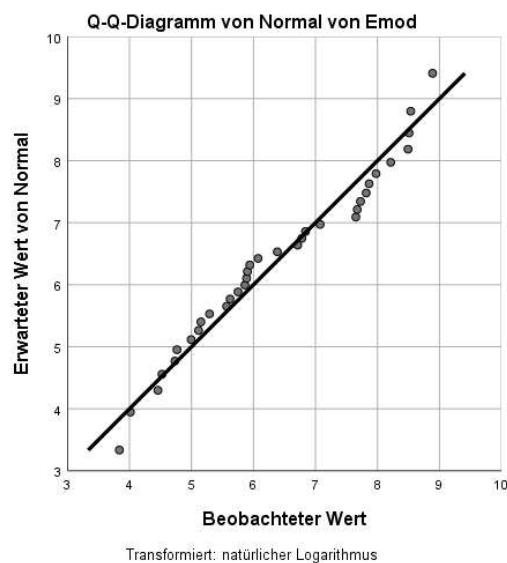


Abbildung 30: Logarithmisch transformiertes Q-Q-Diagramm für die Gesamtstichprobe

5.3.3.3 Analytische Untersuchung der Gesamtstichprobe auf Normalverteilung

Auch bei der analytischen Untersuchung der Gesamtstichprobe nach Kolmogorov und Shapiro-Wilk fand sich kein Hinweis auf Normalverteilung, da die Signifikanz mit 0,00 kleiner ist als 0,05, welche als unterer Grenzwert für Normalverteilung angenommen wird.

Tabelle 14: Tests auf Normalverteilung der Gesamtstichprobe

Tests auf Normalverteilung						
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
Emod	,254	34	,000	,752	34	,000

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

5.3.3.4 Analytische Untersuchung der logarithmierten Gesamtstichprobe auf Normalverteilung

Die analytische Untersuchung der logarithmierten Gesamtstichprobe nach Kolmogorov-Smirnov und Shapiro-Wilk zeigte einen Hinweis auf Normalverteilung, da das Signifikanzniveau größer 0,05 ist. Daher kann in Zusammenschau mit den positiven optischen Tests auf Normalverteilung von einer logarithmischen Normalverteilung der E-Modul-Werte der Gesamtstichprobe ausgegangen werden.

Tabelle 15: Test auf Normalverteilung der logarithmierten Gesamtstichprobe

Tests auf Normalverteilung						
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
Emod_log	,134	34	,126	,954	34	,164

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

5.3.3.5 Untersuchung der Trabekelgruppen auf signifikante Unterschiede beim E-Modul

In diesem Kapitel werden die Trabekelgruppen H6-H10 auf signifikante Unterschiede hinsichtlich des E-Moduls untersucht. Da wie oben beschrieben, beim nicht-logarithmierten E-Modul keine Normalverteilung vorliegt, wird ein nicht-parametrisches Testverfahren zur Untersuchung von mehr als zwei unabhängigen Stichproben auf signifikante Unterschiede benötigt. Daher wurde für diese Aufgabe der Kruskal-Wallis-Test ausgewählt, welcher die genannten Anforderungen erfüllt. Die Nullhypothese sagt, dass die Verteilung des E-Moduls über den Kategorien Trabekelgruppe gleich ist. Das Signifikanzniveau liegt bei 0,05. Die Ergebnisse sind in Tabelle 16 und Tabelle 17 dargestellt.

Tabelle 16: Tabellengruppen mit zugehörigem mittlerem Rang

Ränge		
Trabekelgruppe	N	Mittlerer Rang
Emod 6	9	22,89
7	6	18,50
8	8	15,25
9	4	13,75
10	7	14,43
Gesamt	34	

Tabelle 17: Übersicht über Hypothesentest

Nullhypothese	Test	Signifikanz	Entscheidung
Die Verteilung von Emod ist über Kategorien von Trabekelgruppe gleich.	Kruskal-Wallis-Test unabhängiger Stichproben	0,362	Nullhypothese behalten

Die Nullhypothese muss behalten werden, die Verteilung des E-Moduls ist über die Trabekelgruppen gleich.

5.3.3.6 Ergebnis der Gesamtstichprobe mit Konfidenzintervall

Zur Berechnung des Endergebnisses wurden die logarithmierten Werte des E-Moduls verwendet, da für diese eine Normalverteilung vorlag. Auf eine Anfangs angedachte Bootstrapping-Berechnung konnte so verzichtet werden, da eine bekannte Verteilung vorlag. Ein Vergleich der Ergebnisse aus Tabelle 19, mit Ergebnissen einer probenhalber durchgeführten Bootstrapping Berechnung, zeigte bei den Ergebnissen lediglich Unterschiede im Bereich der 2. Nachkommastelle.

Tabelle 18: Ergebnisse in logarithmischer Darstellung

			Statistik
Emod_log	Mittelwert		6,3716
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	5,8650
		Obergrenze	6,8782
	Median		6,0072
	Standardabweichung		1,45195

Die Werte aus der Tabelle 18 mussten nun noch mittels der in Kapitel 4.7.1.5 und 4.7.1.6 genannten Gleichungen in die normalskalierte Form überführt werden.

Damit ergibt sich:

Tabelle 19: Ergebnisse nach Rücktransformation in Normalskalierung

			Statistik
Emod	Mittelwert		1678,52
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	829,40
		Obergrenze	3396,46
	Median		407,27
	Standardabweichung		4514,33

Der so errechnete Mittelwert von 1678,52 MPa liegt etwas über dem zur Auswahl eines Kunststoffwerkstoff überschlägig ermittelten Mittelwerts der Medianwerte der einzelnen Gruppen von 1376,2 MPa, welcher im Verlauf der Arbeit zur Auswahl eines druckbaren Kunststoffes ermittelt wurde.

5.4 Statistische Auswertung der Ergebnisse geplotteter Trabekel

5.4.1 Anteil der gültigen Messungen

Da viele Messungen unbrauchbar waren oder das Ausschlusskriterium $F \geq 0,1N$ verletzt, kamen nur vier gültige Messwerte zustande.

Tabelle 20: Anteil der gültigen Messungen der geplotteten Trabekel

	Verarbeitete Fälle					
	Fälle					
	Gültig		Fehlend		Gesamt	
	N	Prozent	N	Prozent	N	Prozent
E _{mod}	4	40,0%	6	60,0%	10	100,0%

5.4.2 Medianwert und Boxplot-Diagramm

Der Medianwert des E-Moduls der geplotteten Trabekel beträgt 26,29 MPa. Auch bei den geplotteten Trabekeln sieht man eine Linksschiefe mit einer Häufung von niedrigen Messwerten (Abbildung 31).

Tabelle 21: Medianwert E-Modul Durus White

Medianwert des E-Moduls in [MPa]
26,29

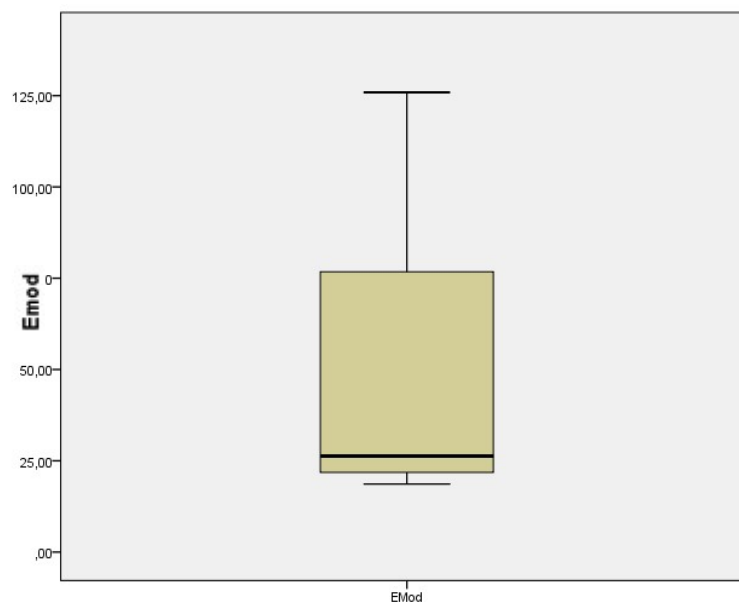


Abbildung 31: Boxplots des E-Moduls in [MPa] der geplotteten Trabekel, normalskaliert

Dies ist auch in der logarithmischen Skalierung (Abbildung 32) noch sichtbar.

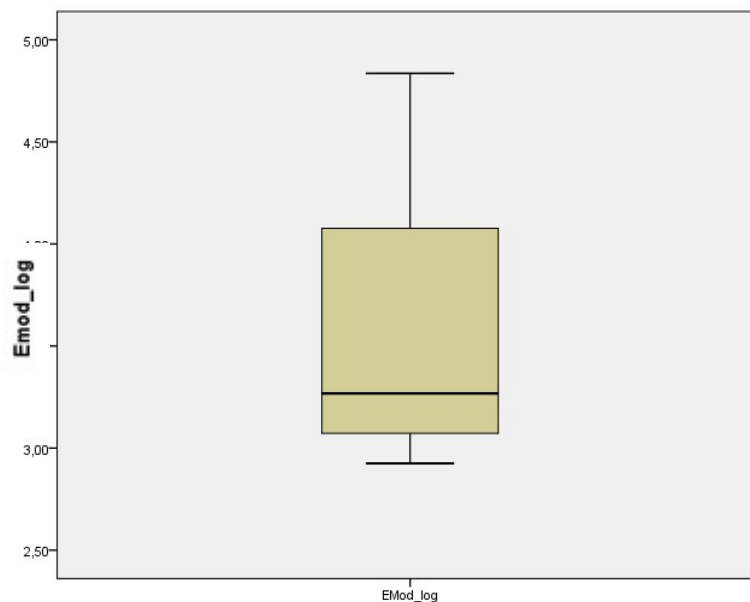


Abbildung 32: Boxplots des E-Moduls in MPa der geplotteten Trabekel, logarithmisch skaliert

5.4.3 Datenanalyse

Bei $n=4$ brauchbaren Messwerten für die geplotteten Trabekel wurde auf Q-Q-Diagramme zur Bestimmung der Verteilungsart verzichtet.

Eine analytische Untersuchung auf Normalverteilung der nicht-logarithmierten Daten brachte wie erwartet das Ergebnis, dass keine Normalverteilung vorlag, da das Signifikanzniveau niedriger lag als der erforderliche Wert von 0,05.

Tabelle 22: Tests auf Normalverteilung der geplotteten Trabekel

Tests auf Normalverteilung						
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
EMod	,414	4	.	,699	4	,011

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

Nach Logarithmieren der Daten fand sich jedoch wie schon bei den humanen Trabekeln ein Hinweis auf logarithmische Normalverteilung. Bei dem dazugehörigen Test lag das Signifikanzniveau für den Shapiro-Wilk-Test höher als der erforderliche Wert von 0,05.

Tabelle 23: Tests auf Normalverteilung der geplotteten Trabekel, logarithmiert

Tests auf Normalverteilung						
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
EMod_log	,368	4	.	,801	4	,105
a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors						

5.4.3.1 Ergebnis der geplotteten Trabekel mit Konfidenzintervall

In Tabelle 24 sind die Ergebnisse der geplotteten Trabekel in log. Darstellung zu sehen.

Tabelle 24: Ergebnisse der geplotteten Trabekel in logarithmierter Darstellung

			Statistik
Emod_log	Mittelwert		3,5742
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	2,2102
		Obergrenze	4,9382
	Median		3,2680
	Standardabweichung		,85722

Die Ergebnisse wurden nach den in Kapitel 4.7.1.5 und 4.7.1.6 erwähnten Gleichungen in eine normalskalierte Form überführt.

Tabelle 25: Ergebnisse der geplotteten Trabekel in normalskalierter Darstellung in [MPa]

			Statistik
Emod	Mittelwert		51,50
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	19,64
		Obergrenze	152,66
	Median		26,26
	Standardabweichung		53,65

Hier lässt sich feststellen, dass die gemessenen Werte weit unterhalb der Angaben laut Hersteller-Datenblatt für Durus White® von 1000-1200MPa liegen. Auf mögliche Ursachen dafür wird im Diskussions-Teil eingegangen.

6 Diskussion

6.1 Vergleich der Ergebnisse aus Untersuchung der Humerustrabekel mit bestehender Fachliteratur

Durch oben beschriebenen Biegeversuch mit folgender FEM-Simulation wurde der E-Modul von $n=34$ Humerustrabekeln ermittelt. Der Mittelwert der gepoolten Daten liegt bei 1678 MPa, mit einer unteren und einer oberen Grenze des 95 % Konfidenzintervalls von 829 und 3396 MPa. Damit liegt der ermittelte E-Modulwert im Bereich der Angaben der bestehenden Fachliteratur zu diesem Thema, vgl. dazu Tabelle 1. Auch die hohe Streuung der Ergebnisse tritt in einigen anderen Studien ebenso auf. Die Ursachen für die hohe Streuung der Ergebnisse soll in den folgenden Unterkapiteln diskutiert werden.

6.2 Herausfordernde Randbedingungen

Ein generelles Problem bei der Messung von kleinen Größen ist, wie auch schon von anderen Autoren erwähnt, die Unterscheidung zwischen dem Anteil der Messgröße der auf Artefakte und Messfehler zurückzuführen ist, und dem Anteil, der der zu messenden Größe zuzuordnen ist (Luccinetti, 2000). Anders ausgedrückt wird der relative Messfehler größer, je kleiner der Messbereich ist (Tropea, 2003). Die Schwierigkeit bei Messungen im kleinen Maßstab liegt also darin, dass das Messsystem sensibler sein muss, und damit auch fehleranfälliger ist, sowie darin, dass Messfehler stärker ins Gewicht fallen. Bei der Messung der humanen und der künstlichen Trabekel kamen mehrere Fehlerquellen in Betracht, welche in den folgenden Unterkapiteln diskutiert werden.

6.2.1 Präparationsfehler bei Bearbeitung der Trabekel

Präparationsfehler bei der Probengewinnung können zu beschädigten Proben führen, was bei der Messung nicht immer auffällt. Zwar lässt sich hinsichtlich der gemessenen Maximalkraft eine Untergrenze ansetzen, unterhalb derer man davon ausgeht, dass der Trabekel schon vor der Messung gebrochen sein muss, jedoch schließt dies nicht aus, dass Trabekel mit ausreichend hoher gemessener Maximalkraft nicht trotzdem vor der Messung beschädigt worden sind. Eine Arbeit die sich speziell mit diesem Thema beschäftigte, konnte nachweisen, dass bei Schweinetrabekeln eine Verformung von 3% im plastischen Bereich zu einer Reduktion des E-Moduls um 80% führt (Kopperdahl, 2000).

6.2.2 Ungenauigkeit bei Bestimmung der Probengeometrie

Besonders ins Gewicht fällt die Ungenauigkeiten bei der Bestimmung der Probengeometrie, welche einerseits auf das approximative Verfahren an sich zurückzuführen ist, andererseits besonders bei den künstlichen Trabekelproben jedoch auch an Verunreinigungen durch nicht gänzlich zu entfernendes Stützmaterial lag. Bei den humanen Trabekeln kommen statt dem Stützmaterial Markreste und Endost als nicht zur Stabilität beitragende, jedoch die tatsächliche Probengeometrie verändernde Faktoren in Frage. Der besonders hohe Einfluss der Trabekelgeometrie ergibt sich daraus, dass ein Fehler in der Messung des Probendurchmessers mit der vierten Potenz in die Berechnung des E-Moduls eingeht.

Hier wurde schon in einer anderen Studie festgestellt, dass Unbestimmtheit bei der Probengeometrie auf Biegeversuche einen schlechteren Einfluss hat, als auf Zugversuche. Bei Biegeversuchen wurde festgestellt, dass eine Abweichung um 10 % beim Durchmesser zu einer 40 % Abweichung beim E-Modul führt (Luccinetti, 2000).

Besonders bei der Bestimmung der Geometrie der Kunststofftrabekel stellte sich die Bestimmung der tatsächlichen Trabekelgeometrie als schwierig dar, da beim Präparieren unter dem Mikroskop aufgrund der Farbähnlichkeit kein sicheres Unterscheiden zwischen Trabekel- und Stützmaterial möglich war. Eine restlose Entfernung des Stützmaterials im Ultraschall-Laugenbad war auf Grund der schwammartigen Struktur der geplotteten Spongiosa nicht möglich.

Eine weitere geometrieassoziierte Fehlerquelle ist die „Homogenisierung“ des Trabekelquerschnitts bei der optischen Vermessung. Da ein Durchschnittswert des Trabekeldurchmessers ermittelt wurde, bleiben Einschnürung und Kerben des Trabekels unberücksichtigt. Diese können jedoch die gemessene Steifigkeit eines Trabekels massiv herabsetzen. Dies führt von der Tendenz her zu einer systematischen Unterschätzung der ermittelten E-Modul-Werte und bei zufälligem Auftreten zu einer Streuung der Messergebnisse. Mittels Nano-CT wäre zwar eine exakte Geometriebestimmung und CAD-Implementierung eines Einzeltrabekels theoretisch möglich, dies führt jedoch zu einem massiven Mehraufwand, was die mögliche Anzahl der untersuchten Proben stark einschränken würde. Das Problem mit gekerbten Trabekeln kann für weitere Untersuchungen reduziert werden, indem bei der Probenvermessung unter dem Mikroskop darauf geachtet wird, dass ausschließlich Trabekel mit möglichst homogenem Querschnittsverlauf untersucht werden.

6.2.3 Unbekannte mehrachsige Spannungszustände im Biegeversuch

Bei der Ermittlung der Steifigkeit der Proben wurde von einem einachsigen Spannungszustand mit reiner Biegung ausgegangen. Bei elliptischen

Trabekelquerschnitten muss jedoch davon ausgegangen werden, dass die Krafteinleitung durch den Messstempel nicht exakt zentral zum Querschnitt des Trabekels erfolgt, und daher neben Biegemomenten auch Torsionsmomente auftreten. Damit liegt ein mehrachsiger Spannungszustand vor, welcher mit vertretbarem Aufwand jedoch kaum zu quantifizieren ist. Qualitativ führt dieses mechanische Phänomen jedoch zu einer systematischen Überschätzung der Biegesteifigkeit. Auch dieses Problem kann durch eine optische Vorauswahl der Trabekel während der Vermessung unter dem Mikroskop reduziert werden, wobei darauf geachtet werden muss, Trabekel mit möglichst rundem Querschnitt zu gewinnen.

6.2.4 Unphysiologische Beanspruchung während des Messverfahrens

Knochengewebe *in vivo* ist nie ganz ohne Beanspruchung, auf Grund des immer vorhandenen Muskeltonus (Linde, 1989). Eine Messung, welche wie im durchgeführten Experiment die Belastung der Knochentrabekel bei 0 Newton beginnt ist daher unphysiologisch. Diese Abweichung von der physiologischen Beanspruchung wurde im Experiment dadurch ausgeglichen, dass die ermittelte Steigung im linearen Bereich des Kraft-Weg-Diagrammes nicht im direkt am Ursprung ermittelt wurde, also in einem Bereich, in dem eine gewisse Beanspruchung vorlag. Allerdings geschah die Schätzung von Beginn und Ende des linearen Bereichs subjektiv. Literaturwerte über die Grundbeanspruchung von Knochengewebe auf Grund des Muskeltonus konnten trotz intensiver Recherche nicht gefunden werden. Man kann jedoch auf Grund der Anatomie und entsprechender Literatur davon ausgehen, dass diesbezüglich große Unterschiede innerhalb eines Knochens und auch zwischen verschiedenen Knochen bestehen, da Muskelansätze punktuell sind und innerhalb des Körpers erheblich Unterschiede in Bezug auf Größe und Kraft eines Muskels auftreten (Goldstein, 1987).

6.2.5 Unphysiologische Messbedingungen

Weiter muss die Möglichkeit einer Abweichung von physiologischen Bedingungen in Bezug auf Temperatur und Feuchtigkeit als Ursache eines Messfehlers gesehen werden. Eine Arbeit mit ähnlichem Thema wie diese zeigte Unterschiede zwischen Messungen bei physiologischen Bedingungen und bei Raumtemperatur (Hengsberger, 2002). Dieser Zusammenhang muss bedacht werden, wenn der physiologische E-Modul ermittelt werden soll. Die hohe Streuung des verwendeten Messverfahrens erklärt diese Einflussgröße jedoch nicht, da alle Trabekel bei Raumtemperatur verarbeitet wurden. Es handelt sich also um einen systematischen Fehler.

6.2.6 Materialbedingte Fehlerquellen

Eine weitere Ursache für Messwertschwankungen kann in der Anisotropie und Inhomogenität der Eigenschaften von Knochen liegen. Schwankungen der Materialeigenschaften kommen sowohl in der Makrostruktur (unterschiedliche Materialeigenschaften an verschiedenen Lokalisationen des Knochens) als auch in der Mikrostruktur vor (Faserrichtung des Kollagens, Richtungsabhängigkeit des E-Moduls des Hydroxylapatitkristall).

Die Inhomogenität in der Makrostruktur kann zur Erklärung der Messwertschwankungen vernachlässigt werden, da alle Proben aus dem Organisationslevel der Trabekelstruktur stammen und innerhalb eines Individuums aus einem räumlich begrenzten Knochenprobe entnommen wurden.

Die Anisotropie auf niedrigeren hierarchischen Organisationsebenen, wie der Kristallanordnung des Hydroxylapatits, konnte mit der Versuchsanordnung nicht dargestellt werden. taugt jedoch ebenfalls nicht zur Erklärung von größeren Schwankungen der Messergebnisse, da das Verhältnis zwischen minimalem und maximalem E-Modul des Calciumhydroxylapatit-Einkristalls bei lediglich 0,78 liegt (Zamiri & De, 2011). Außerdem wurden die Trabekelproben stets auf Biegung entlang der Längsachse belastet, was innerhalb des Trabekels zu den physiologischen Beanspruchungsarten Druck- und Zugspannung in Längsachsenrichtung führt.

Bei der Annahme, dass die Ausrichtung der Mikrostruktur der Trabekel genauso wie die der Makrostruktur entlang der Beanspruchungsrichtung vorliegt, kann davon ausgegangen werden, dass bei vorliegenden Versuchen die Streuung der Messergebnisse nicht durch mikroskopische Anisotropie des E-Moduls erklärbar ist.

6.2.7 Herstellungsbedingte Schwachstellen in der Probengeometrie

Wegen der erheblichen Abweichung zwischen gemessenem E-Modul und E-Modul laut Datenblatt bei den geplotteten Trabekel aus Durus White®, wurde die Herstellerfirma Stratasys® kontaktiert, mit der Frage nach möglichen Erklärungen. Laut Kundenbetreuung beziehen sich die Angaben der Datenblätter immer auf Normgeometrien nach ASTM (American Society for Testing and Materials), welche nach ASTM D638-14 Mindestlängen von 9mm und Mindestdurchmesser von 3mm vorschreiben. (ASTM, 2015). Bei Geometrien, welche so klein wie die Trabekelproben sind, kann laut Hersteller schon der Ausfall einer einzelnen Düse des 3-D-Druckers eine Schwachstelle in der Struktur erzeugen (Anton, 2020).

6.3 Vorteile des verwendeten Messverfahrens gegenüber anderen Messmethoden

Viele der oben genannten Herausforderungen bei der Trabekelmessung wie Ungenauigkeiten bei der Geometriebestimmung und Vorbeschädigungen der Proben wurden schon in der Vorliteratur beschrieben und traten auch in dieser Arbeit wieder auf. Im Vergleich zu anderen Methoden bietet das verwendete Messverfahren jedoch einige Vorteile, welche in den folgenden Unterkapiteln erörtert werden.

6.3.1 Hohe mögliche Fallzahl

Im Vergleich zu den Fallzahlen aus vergleichbaren Arbeiten wurde eine größere Menge an Proben ($n=50$, gültige Messungen $n=34$) untersucht, was zeigt, dass mit dem entwickelten Verfahren effiziente Messungen am Einzeltrabekel möglich sind.

6.3.2 Integrale Messmethode

Bei dem verwendeten Verfahren handelt es sich um eine integrale Messmethode, denn das Probenstück wird in seiner Gesamtheit getestet. Dies ist zwar kein Alleinstellungsmerkmal der entwickelten Methode, da auch andere akustische und mechanische Messmethoden ganzheitlich messen. Bei der nicht-integralen Nanoindenter-Methode (Hengsberger, 2002) muss jedoch von den Eigenschaften des mikroskopischen Stempelabdrucks auf die Gesamtheit der Probe geschlossen werden, was bei der oben erwähnten Anisotropie der Eigenschaften einen Unsicherheitsfaktor darstellt.

6.3.3 Physiologische Beanspruchung

Die Trabekel werden bei der verwendeten Methode auf Biegung belastet und damit jenseits der neutralen Faser auf Zug und Druck beansprucht. Dies entspricht der physiologischen Beanspruchungsart von Knochengewebe. Im Gegensatz dazu existieren akustische Messmethoden zur E-Modul-Bestimmung mit Messung der Schallgeschwindigkeit, welche systematisch höhere E-Modulwerte ermitteln als mechanische Messungen. In der in Tabelle 1 genannten Arbeit wurden E-Modul-Werte am Trabekel per Ultraschallmessung 42,3 % höher gemessen als mit einem mechanischen Testverfahren (Rho, Ashman, & Turner, 1993).

6.4 Ausblick

Da das verwendete Messverfahren dazu geeignet ist hohe Fallzahlen zu bearbeiten, bietet sich die Möglichkeit, genauere Untersuchungen zum E-Modul von biologischem Knochen durchzuführen. Dabei sind Fragestellungen nach intra- und interpersonellen

Verteilungen von Materialeigenschaften denkbar, beispielsweise E-Modul-Unterschiede bei Proben aus verschiedenen Lokalisationen innerhalb eines Knochens, Fragestellungen nach dem Einfluss von Erkrankungen mit ossärer Beteiligung oder nach den Einflussgrößen von Alter und Geschlecht.

Zur zusätzlichen Validierung des Gesamtmessverfahrens über eine Vergleichsmessung mit geplotteten Trabekeln mit bekannten Materialeigenschaften ist zur Behebung der im Rahmen dieser Arbeit aufgetretenen Schwierigkeiten bei der genauen Bestimmung der Probengeometrie der geplotteten Trabekel zunächst eine Entwicklung eines Verfahrens zur gründlichen Entfernung des Stützmaterials notwendig. Alternativ wäre ein makroskopischer Vergleich zwischen künstlichen und humanen zylindrischen Spongiosaprobe n möglich, bei welchem verbleibende Stützmaterialreste weniger Einfluss auf das Endergebnis nehmen. Dazu könnten zuvor im Nano-CT vermessene zylindrische Spongiosaprobe n im Ganzen einem Zug- oder Druckversuch unterzogen werden, welcher danach mit geplotteten Spongiosaprobe n aus Kunststoff wiederholt werden könnte. Bei passender Materialauswahl des Kunststoffs müssten sich folglich gleiche Messwerte ergeben. So wäre es möglich, eine neue Messtechnik zu entwickeln, welche indirekt-iterativ, aber im Endergebnis genau, über Vergleichsmessungen mit Referenzproben funktioniert.

Als weitere mögliche Fortentwicklung des Themas kann die eingangs erwähnte Untersuchung von Osteosynthesystemen mittels geplotteter Knochenmodelle genannt werden. Hierzu müssten als Vorarbeit mittels Nano-CT 3-D-Modelle der gewünschten Knochenmodelle ermittelt werden, welche über die vorliegenden zylindrischen Spongiosaprobe n hinausgehen.

7 Zusammenfassung

Da die bestehende Literatur zum Thema Elastizitätsmodul des Einzeltrabekels eine hohe Streuung der Ergebnisse aufweist oder nur kleine Fallzahlen untersucht, gleichzeitig aber eine hohe medizinische und medizintechnische Relevanz des Themas besteht, wurden in dieser Arbeit 50 menschliche Humerustrabekelproben geometrisch vermessen und einem zuvor validierten 2-Punkt-Biegeversuch unterzogen.

In Kombination mit einer FEM-Simulation wurde so der die Steifigkeit beeinflussende Materialkennwert E-Modul ermittelt (Mittelwert: 1678 MPa; untere/obere Grenze des 95 % Konfidenzintervalls: 829/3396 MPa).

Da der ermittelte E-Modul der gepoolten Daten der humanen Humerustrabekel mit Literaturwerten übereinstimmt und das Messverfahren in einer anderen Arbeit validiert wurde, kann davon ausgegangen werden, dass die Methode des 2-Punkt-Biegeversuchs mit anschließender FEM-Simulation als Messmethode geeignet ist. Durch das neu entwickelte Verfahren war eine kostengünstige, ganzheitliche und von der Beanspruchungsart her physiologische Messung von Trabekeln mit einer im Vergleich zu Literaturwerten (vgl. Tabelle 1) hohen Fallzahl (gültige Messungen: n=34) möglich.

Die ursprünglich geplante zusätzliche Validierung durch Messung von mittels 3-D-Druck hergestellten Trabekeln mit bekannten Materialeigenschaften verlief nicht wie gewünscht. Zwar war die beabsichtigte Herstellung einer Spongiosaprobe aus Kunststoff erfolgreich, die gemessenen E-Modul-Werte der Kunststofftrabekel lagen mit 51,50 MPa Mittelwert jedoch zwei Größenordnungen unter dem Materialkennwert des verwendeten Kunststoffs Durus White®, welcher laut Datenblatt 1000-1200 MPa beträgt. Die Ursachen hierfür liegen höchstwahrscheinlich in einer ungenauen Bestimmung der Probengeometrie der Kunststofftrabekel auf Grund von schwer entfernbaren, fertigungsbedingten Stützmaterialresten, welche nicht zur Stabilität beitragen, sowie mikroskopischen Fertigungsfehlern, welche bei den vorliegenden Probendimensionen eine relevante Schwächung der Struktur verursachen können, begründet.

Als Weiterentwicklung dieser Arbeit, wäre es zunächst notwendig ein geeignetes Verfahren zur Entfernung von nicht zur Stabilität beitragenden, fertigungsbedingten Stützmaterialresten aus den geplotteten Spongiosaproben zu entwickeln. Alternativ wäre ein makroskopisches Verfahren denkbar, bei welchem Stützmaterialreste nicht zur Verfälschung des Endergebnisses beitragen, beispielsweise durch Zug- oder Druckmessung an natürlichen und geplotteten Spongiosazyllindern und anschließenden Vergleich. Damit ergäbe sich eine neuartige, indirekt-iterative Messtechnik über Vergleiche mit Referenzproben.

8 Abstract

The existing literature on the Young's modulus of the single trabecula shows a high variation of results or investigates only a small number of cases, but at the same time, there is a high medical and medical-technical relevance of the topic. Because of this, the current study examines 50 human humerus trabecular samples, by means of a 2-point bending test, previously validated in another study. In combination with a FEM simulation, the Young's modulus, which influences the rigidity, was determined (average: 1678 MPa; lower / upper limit of the 95 % confidence interval: 829 / 3396 MPa).

Since the investigated modulus of elasticity of the pooled data corresponds to literary values and the measurement procedure has been validated, it can be assumed, that the method of the 2-point bending test with subsequent FEM simulation is suitable as a measurement method. The newly developed method made it possible to measure single trabeculae cost-effectively, holistically and physiologically in terms of the type of stress, with a high number of cases (valid measurements: $n = 34$) compared to previous studies (see Table 1).

The originally planned additional validation by measuring trabeculae with known material properties, made with 3-D printing, did not work as desired. Although the intended production of a plastic cancellous bone sample was successful, the measured modulus of elasticity of the plastic trabeculae was 51.50 MPa average. This is two orders of magnitude below the material value of the Durus White® plastic used, which according to the data sheet is 1000-1200 MPa. The reasons for this are most likely to be found in an inaccurate determination of the sample geometry of the plastic trabecula due to difficult-to-remove, manufacturing-related residues of the support material and microscopic manufacturing errors. Residues of the support material do not contribute to stability, but enlarge the measured geometry, so that they distort the measured results. Microscopic manufacturing errors can weaken the structure in the existing small sample dimensions, and act as another factor for false-low results.

For the further validation of the measurement method by comparison with plotted trabeculae, it is necessary to develop a technique for sufficient removal of the manufacturing-related residues of the support material. Alternatively, a macroscopic comparison between artificial and human cylindrical cancellous bone samples is conceivable, in which residual support material has less influence on the end result. It would be possible to develop a new measurement technique, that works indirectly-iteratively, but exactly in the end result, by means of comparison measurements with reference samples.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematische Zeichnung eines langen Röhrenknochens	4
Abbildung 2: Spongiosa und Kompakta am Beispiel eines Querschnitts des Oberschenkelknochens	5
Abbildung 3: Zug- und druckbeanspruchte Trabekel am Beispiel eines Oberschenkelknochens	6
Abbildung 4: Belastung des Einfeldbalkens der Länge l mit der Kraft F	9
Abbildung 5: Berechnung des Flächenträgheitsmoments	10
Abbildung 6 Berechnung des Flächenträgheitsmoments bei einem Rechteckquerschnitt	11
Abbildung 7 Biegelinie eines Balkens bei Belastung mit der Kraft F und resultierende Auslenkung w und resultierende Neigung w'	13
Abbildung 8 Spannungs-Dehnungs-Diagramm eines Werkstoffs mit Streckgrenze	15
Abbildung 9 Spannungs-Dehnungs-Verläufe bei Kunststoffen	16
Abbildung 10 Einfacher 3-D-Drucker mit Zubehör (pixabay.com, 2015)	17
Abbildung 11: Schema des Poly-Jet-Verfahrens	18
Abbildung 12: Visualisierung der FEM-Simulation eines Zylinders im 2-Punkt-Biegeversuch. Gut erkennbar ist die Diskretisierung in Tetraeder. Mit freundlicher Genehmigung von (Stiller 2016)	20
Abbildung 13: Spongiosastück vor Präparation des Einzeltrabekels	22
Abbildung 14: Präparation eines Einzeltrabekels mittels Skalpells und Pinzette	22
Abbildung 15: Bilder von Trabekel H8P1 in verschiedenen Projektionswinkeln	24
Abbildung 16: Prinzipskizze Geometriebestimmung	27
Abbildung 17: Mittels CAD rekonstruierter Trabekelquerschnitt	27
Abbildung 18: Skizze eines Trabekels in Versuchsanordnung	28
Abbildung 19: Trabekel, Trabekelhalterung und Messstempel	29
Abbildung 20: Versuchsaufbau komplett	30
Abbildung 21: Kraft-Weg-Diagramm von H8, Probe 3	31
Abbildung 22: Stratasys® Connex 350 (Mit freundlicher Genehmigung von Stratasys®)	34
Abbildung 23: Screenshot des 3D-Object Humerusmodells	34
Abbildung 24: Nachdruck einer Humerusprobe aus Durus nach dem Entstützen	35
Abbildung 25: Boxplot der E-Moduln [in MPa] nach Trabekelgruppen H6-H10, linear skaliert	46
Abbildung 26: Boxplot der E-Moduln in [MPa] nach Trabekelgruppen H6-H10, logarithmisch skaliert mit \ln	47
Abbildung 27 Boxplot der E-Moduln in [MPa] aller Trabekel, normalskaliert	47
Abbildung 28: Boxplot der E-Moduln in [MPa] aller Trabekel, logarithmisch skaliert	48
Abbildung 30: Logarithmisch transformiertes Q-Q-Diagramm für die Gesamtstichprobe	49
Abbildung 31: Boxplots des E-Moduls in [MPa] der geplotteten Trabekel, normalskaliert	53
Abbildung 32: Boxplots des E-Moduls in [MPa] der geplotteten Trabekel, logarithmisch skaliert	54

Tabellenverzeichnis

<i>Tabelle 1: Literaturwerte und zugehörige Messmethoden aus der Literatur</i>	8
<i>Tabelle 2: Übersicht über E-Modul-Werte verschiedener Stoffe (Halliday, 2008):</i>	16
<i>Tabelle 3: Inventarliste Humerusproben</i>	21
<i>Tabelle 4: Arbeitsschritte der Bildnachbearbeitung mit ImageJ</i>	25
<i>Tabelle 5: Systemsteifigkeiten bei verschiedenen Kraftniveaus</i>	32
<i>Tabelle 6: Auswertung Probengruppe H6</i>	42
<i>Tabelle 7: Auswertung Probengruppe H7</i>	42
<i>Tabelle 8: Auswertung Probengruppe H8</i>	43
<i>Tabelle 9: Auswertung Probengruppe H9</i>	43
<i>Tabelle 10: Auswertung Probengruppe H10</i>	44
<i>Tabelle 11: Auswertung geplotteter Trabekel</i>	44
<i>Tabelle 12: Anteil der gültigen Messungen der humanen Trabekel</i>	45
<i>Tabelle 13: Medianwerte der E-Moduln der Trabekelgruppen</i>	46
<i>Tabelle 14: Tests auf Normalverteilung der Gesamtstichprobe</i>	50
<i>Tabelle 15: Test auf Normalverteilung der logarithmierten Gesamtstichprobe</i>	50
<i>Tabelle 16: Tabellengruppen mit zugehörigem mittlerem Rang</i>	51
<i>Tabelle 17: Übersicht über Hypothesentest</i>	51
<i>Tabelle 18: Ergebnisse in logarithmischer Darstellung</i>	52
<i>Tabelle 19: Ergebnisse nach Rücktransformation in Normalskalierung</i>	52
<i>Tabelle 20: Anteil der gültigen Messungen der geplotteten Trabekel</i>	53
<i>Tabelle 21: Medianwert E-Modul Durus White</i>	53
<i>Tabelle 22: Tests auf Normalverteilung der geplotteten Trabekel</i>	54
<i>Tabelle 23: Tests auf Normalverteilung der geplotteten Trabekel, logarithmiert</i>	55
<i>Tabelle 24: Ergebnisse der geplotteten Trabekel in logarithmierter Darstellung</i>	55
<i>Tabelle 25: Ergebnisse der geplotteten Trabekel in normalskalierter Darstellung in [MPa]</i>	55

Abkürzungsverzeichnis

3-D = Dreidimensional

CAD= Computer Aided Design

E-Modul = Elastizitätsmodul

FEM = Finite-Element-Methode

ln = Natürlicher Logarithmus (lateinisch: logarithmus naturalis)

OP- = Operations-

osteop. = osteoporotisch

PP = Polypropylen

Literaturverzeichnis

- Alexander, B. (4. 10 2019). *shutterstock.com*. Von <https://www.shutterstock.com/de/image-vector/vector-illustration-3d-printer-on-white-244028911> abgerufen
- Anton, M. (07. 04 2020). Materialeigenschaften Durus White. michael.anton@stratasys.com .
- Arand, M. (05. 07 2014). Stoßwellen und Ultraschall bei verzögerter Knochenbruchheilung - Empirie oder Evidenz? *Trauma und Berufskrankheit*(16), S. 254-258.
- ASTM. (03 2015). Designation: D638 – 14. *Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics*. USA: ASTM International.
- Baron J.A., K. M. (1996). Basic epidemiology of fractures of the upper and lower limb among Americans over 65 years of age. *Epidemiology*(7), S. 612-618.
- Bini, F. M. (2002). Microtensile measurements of single trabeculae stiffness in human femur. *Journal of Biomechanics*(35), S. 1515-1519.
- Bode, M. (2013). Ermittlung von Materialparametern der Spongiosa für den Aufbau eines FE-Modells des humanen Humerus. (S. G. THM Mittelhessen, Hrsg.) Gießen.
- Breusch, S. C. (2016). *Klinikleitfaden Orthopädie und Unfallchirurgie*. München: Elsevier.
- Caretta, R. S. (2013). Within subject heterogeneity in tissue-level post-yield mechanical and material properties in human trabecular bone. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*(24), S. 64-73.
- Clausing, R. J. (25. 06 2015). Spongiosamodell des Oberarmkopfes - Aktueller Projektstand. *Zwischenpräsentation*.
- Court-Brown C.M., G. A. (2001). The epidemiology of proximal humeral fractures. *Acta Orthopaedica Scandinavica*(72), S. 365-371.
- Ducher, G. P.-L. (2004). Cortical and Trabecular Bone at the Forearm Show Different Adaptation Patterns in Response to Tennis Playing. *Journal of Clinical Densitometry*, 7(4), S. 399-405.
- Eckstein, P. (2010). *Statistik für Wirtschaftswissenschaftler*. Wiesbaden: Gabler-Verlag.
- Eichmeier, J. (1983). *Medizinische Elektronik- Eine Einführung für Studierende der Ingenieurwissenschaften, Physik, Medizin und Biologie*. Berlin, Heidelberg, New-York: Springer-Verlag .

- eit.hs-karlsruhe.de*. (5. 10 2019). Von <https://www.eit.hs-karlsruhe.de/hertz/teil-c-wechselstromtechnik/periodische-zeitabhaengige-groessen/mittelwerte-periodischer/der-effektivwert-quadratischer-mittelwert.html> abgerufen
- Felsenberg, D. B. (27. 01 2005). The bone quality framework: determinants of bone strength and their interrelationships, and implications for osteoporosis management. *Clinical therapeutics*, 27(1), S. 1-11.
- Goldstein, S. (1987). The mechanical properties of trabecular bone: Dependence on anatomic location and function. *Journal of Biomechanics*, 20(11-12).
- Grellmann, W. B. (14. 01 2019). *Lexikon Kunststoffprüfung und Diagnostik* (Version 9 Ausg.). Merseburg: PSM. Abgerufen am 14. 01 2020 von https://wiki.polymerservice-merseburg.de/index.php/Biegeversuch_Pr%C3%BCfk%C3%B6rperformen
- Gross, D., Hauger, W., Schröder, J., & Wall, J. (2007). *Technische Mechanik 2 - Elastostatik*. Berlin Heidelberg New-York: Springer.
- Halliday, R. R. (2008). *Fundamentals of Physics, extended*. Hoboken, NJ: Wiley.
- Hammond, M., Joseph, J., Allen, M., & Siegmund, T. (23. 01 2019). Mechanics of linear microcracking in trabecular bone. *Journal of Biomechanics*(83), S. 34-42.
- Hengsberger, S. K. (Januar 2002). Nanoindentation Discriminates the Elastic Properties of Individual Human Bone lamellae Under Dry and Physiological Conditions. *Bone* , No.1(Vol.30), S. 178-184.
- Hobatho, M.-C. R. (1997). Anatomical Variation of Human Cancellous Bone Mechanical Properties In Vitro. (G. L. (Eds.), Hrsg.) *Bone Research in Biomechanics*.
- <https://www.3dprima.com/>. (29. 02 2020). Von <https://www.3dprima.com/>: <https://www.3dprima.com/> abgerufen
- Huxley, J. S. (1935). *Problems of relative Growth*. London: Methuen And Company Limited.
- Kevin, C. G. (02 2008). Displacement/Screw cutout after open reduction and locked plate fixation of humeral fractures. *Journal of Bone & Joint Surgery*, 90(2), S. 233-240.
- Klein-Nulend, J. B. (2012). Mechanical loading and how it affects bone cells: The role of the osteocyte cytoskeleton in maintaining our skeleton. *European Cells and Materials*(24), S. 278-291.

- Kopperdahl, D. P. (2000). Biomechanical consequences of an isolated overload on the human vertebral body. *J. Orthop. Res.*(18), S. 685-690.
- Lill H., S. M. (2014). *Die proximale Humerusfraktur*. Berlin Heidelberg: Springer Verlag.
- Linde, F. I. (1989). Energy Absorptive Properties of Human Trabecular Bone. *Journal of Orthopaedic Research*(7), S. 432-439.
- Litniewski, J. (2005). Determination of the elasticity coefficient for a single trabecula of a cancellous bone: Scanning acoustic microscopy approach. *Ultrasound in Medicine & Biology*(31), S. 1361-1366.
- Lorenzetti, S. C. (März 2011). A new device and method für measuring the elastic modulus of single trabeculae. *Medical Engineering & Physics*(33), S. 993-1000.
- Luccinetti, E. T. (2000). Review Micromechanical testing of bone trabeculae - potentials and limitations. *Journal of material sciences*(35), S. 6057-6064.
- mathebibel.de*. (5. 10 2019). Von <https://www.mathebibel.de/geometrisches-mittel> abgerufen
- Melo-Fonseca, F., Mendes Pinto, I., Gasik, M., Silva, F. S., & Miranda, G. (2019). Understanding mechanobiology – Linking the mechanical stimulation to cellular response. *Resumos alargados do 8º Congresso Nacional de Biomecânica*, (S. 189-190). Universidade de Aveiro, Portugal.
- Olsson, U. (2005). *Journal of Statistics Education*. Von <http://jse.amstat.org/v13n1/olsson.html> abgerufen
- Ozcivici, E. L. (10. Juni 2010). Low-Level Vibrations Retain Bone Marrow's Osteogenic Potential and Augment Recovery of Trabecular Bone during Reambulation. doi:10.1371/journal.pone.0011178
- Palvanen M., K. P. (2006). Update in the epidemiology of proximal humeral fractures. *Clinical Orthopaedics and Related Research*(442), S. 87-92.
- Pflaumer, P., & Heine, B. H. (2009). *Deskriptive Statistik*. Oldenburg: De Gruyter.
- pixabay.com*. (31. 7 2015). Abgerufen am 4. 10 2019 von <https://pixabay.com/de/photos/3d-drucken-3d-druck-3d-technologie-3758154/>
- Rho, J., Ashman, R., & Turner, C. (1993). Young's modulus of trabecular and cortical bone material: Ultrasonic and microtensile measurements. (P. P. Ltd., Hrsg.) *Journal of Biomechanics*, 26(2), S. 111-119.
- Rho, J.-Y. K.-S. (1998). Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. *Medical Engineering & Physics*(20), S. 92-102.

- Sangeetha, S., Sujatha, C. M., & Manamalli, D. (2014). Anisotropic analysis of trabecular architecture in human femur bone radiographs using quaternion wavelet transforms. *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. Chicago, IL, USA. doi:10.1109/EMBC.2014.6944897
- Schütz, M. S. (2003). Revolutin in plate osteosynthesis: new internal fixator systems. *Journal of Orthopaedic Science*(8), S. 252-258.
- Staubesand, J., Amtmann, E., Fischer, H., Forssmann, W., Kummer, B., Merker, H.-J., . . . Schwarzacher, H. G. (1975). *Benninghoff/Goerttler- Lehrbuch der Anatomie des Menschen*. München-Berlin-Wien: Urban & Schwarzenberg.
- Stiller, A. (2016). *Inbetriebnahme und Validierung eines Miniatur-Biegeversuch-Aufbaus*. Gießen: Labor für Biomechanik Gießen.
- Stiller, A. M. (21. Januar 2016). Inbetriebnahme und Validierung eines Miniatur-Biegeversuch-Aufbaus. Gießen: Labor für Biomechanik in Gießen.
- stratasys.com*. (16. 02 2019). Von <https://www.stratasys.com/-/media/files/material-spec-sheets/durus-3d-printing-material-data-sheet.pdf> abgerufen
- Sullivan, M. I. (2010). *Statistics- Informed Decisions using Data*. Upper Saddle River, New Jersey: Pearson.
- Szabó, M., Taylor, M., & Thurner, P. (15. 03 2011). Mechanical Properties of Single Bovine Trabeculae are unaffected by strain rate. *J Biomech.*, 44(5), S. 962-967.
- Thurner, P. J. (2009). Atomic force microscopy and indentation force measurement of bone. *WIREs Nanomedicine and Nanobiotechnology*(1), S. 624-649.
- Tropea, C. D. (2003). *Messtechnik I: Grundlagen der Messtechnik*. Aachen: Shaker Verlag.
- Watkin, H. (25. August 2018). <https://all3dp.com>. Abgerufen am 21. 11 2018 von <https://all3dp.com/4/us-army-recycling-materials-on-base-to-create-3d-printing-filaments/>
- Wildemann, H. (24. 01 2018). <https://www.ke-next.de>. Von <https://www.ke-next.de/3d-druck/id-5-triftige-gruende-3d-metalldruck-einzusetzen-263.html> abgerufen
- Wolff, J. (1892). *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Berlin: August von Hirschwald.
- Wopenka, B., & Pasteris, J. (28. 04 2005). A mineralogical perspective on the apatite in bone. *Materials Science and Engineering: C*, 25(2), 131-143. (Elsevier, Hrsg.)

Zamiri, A., & De, S. (Feb 2011). Mechanical properties of hydroxyapatite single crystals from nanoindentation data. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 4(2), S. 146-152. doi:10.1016/j.jmbbm.2010.11.001.

Publikationsverzeichnis

Clausing R., Stiller A., **Kuhn F.**, Jakubowitz E., Kampschulte M., Rickert M., Jahnke A.
Ermittlung des Elastizitätsmoduls humaner Einzeltrabekeln im 2-Punkt-Biegeversuch
Postervortrag 10. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik am 29.–
31. März 2017 in Bonn

Jahnke, A., Clausing, R., **Kuhn, F.**, Stiller, A., Fonseca Ulloa, CA, Kampschulte, M.,
Pitzer, M., Rickert, M.
Ermittlung des E-Moduls humaner Einzeltrabekel im 2-Punkt-Biegeversuch
Präsentationsvortrag 1. Science Day am 10.11.2017 in Gießen

Erklärung zur Dissertation

„Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten sowie ethische, datenschutzrechtliche und tierschutzrechtliche Grundsätze befolgt. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, oder habe diese nachstehend spezifiziert. Die vorgelegte Arbeit wurde weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt und indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.“

Ort, Datum

Unterschrift

Danksagung

Ich möchte mich bei meinen Eltern bedanken, die mich in jeder erdenklichen Weise unterstützt haben, bei meiner verständnisvollen Ehefrau und meiner Tochter, die mir Freiraum zum Schreiben gelassen haben.

Innerhalb der Arbeitsgruppe gilt mein fachlicher Dank ganz besonders Herrn Rasmus Clausing für die Entwicklung der Projektionsmethode und Herrn Alexander Stiller für die Entwicklung des Versuchsaufbaus. Nebenbei möchte ich mich auch bei den anderen Laborkollegen und -Kolleginnen bedanken für die gute Zusammenarbeit im Labor und die netten Stunden bei Doktorandenessen und Laborausflügen.

Ebenso möchte ich mich bei Prof. Dr. Markus Rickert für die Vergabe und Betreuung der interessanten Arbeit bedanken und nicht zuletzt bei Dr. Alexander Jahnke für all die fachlichen Diskussionen, Anregungen und beantworteten Fragen.