JUSTUS-LIEBIG-UNIVERSITÄT GIESSEN

FACHBEREICH 11
MEDIZIN

Abbildung anisotroper Steifigkeitsgradientenverläufe über den Querschnittsverlauf spongiösen Knochens im proximalen Femur

Inauguraldissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Humanbiologie

des Fachbereichs Medizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Harz, Torben

aus Lich

Gießen 2024

JUSTUS-LIEBIG-UNIVERSITÄT GIESSEN

FACHBEREICH 11
MEDIZIN

Aus dem Fachbereich Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen sowie aus der Klinik und Poliklinik für Orthopädie und orthopädische Chirurgie des Universitätsklinikums Gießen

1. Gutachter: Prof Dr. med. Christian Fölsch
2. Gutachter: Prof. Dr. med. Dr. h.c. Christian Heiß

Tag der Disputation: 16.10.2024

.

It's a dangerous business, going out your door. You step onto the road, and if you don't keep your feet, there's no knowing where you might be swept off to.

J.R.R. TOLKIEN, THE FELLOWSHIP OF THE RING

Inhaltsverzeichnis

1 EINLEITUNG 1

2 AUFGABENSTELLUNG 4

3 THEORETISCHE GRUNDLAGEN 6

3.1 STAND DER FORSCHUNG 6
3.1.1 Mikromechanische Tests an einzelnen Trabekeln 8
3.2 EINFLUSSFAKTOREN UND FEHLERQUELLEN BEI MIKROMECHANISCHEN PRÜFUNGEN 20
3.3 TECHNISCHE GRUNDLAGEN 22
3.3.1 Aufbau eines Knochens 22
3.3.2 Elastizitätsmodul 25
3.3.3 Funktionsweise und Auswertung Kraftaufnehmer 30
3.3.4 Funktionsweise und Auswertung optoelektrischer, inkrementeller Messgeber .. 31
3.3.5 Pulsweitenmodulation 35
3.3.6 Grundlagen Optik 36

4 MATERIAL UND METHODE 39

4.1 BEGRÜNDUNG FÜR DIE WAHL EINES BIEGEVERSUCHAUFBAUS FÜR DIESE ARBEIT . 39
4.2 VERWENDETER COMPUTER 41
4.3 VERWENDETE SOFTWARE 41
4.4 VERWENDETE SENSORIK UND MESSKARTE 42
4.5 VERWENDETER MOTOR UND MOTORSTEUERUNG 43
4.6 VERWENDETE UNIVERSALPRÜFMASCHINE / VALIDIERUNGSMASCHINEN 43
4.7 VERWENDETE KAMERA UND OBJEKTIV 44
4.8 GEWINNUNG HUMANER TRABEKELMESSPROBEN FÜR PROBEMESSUNGEN 44
4.9 STATISTISCHE METHODEN 45
4.10 STATISTISCHE TESTS ZU VERTEILUNGSANALYSE UND GRUPPENVERGLEICH 46

5 VERSUCHSDURCHFÜHRUNG 47

5.1 SYSTEMATIK DER KRAFTAUFNEHMERKALIBRATION, DER WEGSTRECKENANALYSE UND DER DARAUS ABLEITBAREN VERFAHRGESCHWINDIGKEIT DER BELASTUNGSPRÜFUNG 47
5.2 ANALYSE EINER POTENZIELLEN BILDVERZERRUNG DES VERWENDETEN KAMERASYSTEMS 52
5.3 VALIDIERUNGSMESSUNGEN 54

Inhaltsverzeichnis

6 ERGEBNISSE 56

6.1 DIE PRÜFVORRICHTUNG 57
6.1.1 Mechanischer Aufbau der Vorrichtung 57
6.1.2 Detaildarstellung der Ausrichtung von Messobjekten 62
6.1.3 Positionierungsvorrichtung 64
6.1.4 Detaildarstellung der Stempelführung und verwendeter Sensorik 66
6.1.5 Detaildarstellung des Kamerasystems der Ausrichtung des Stempels zum Messobjekt67
6.1.6 Stempelspitzengeometrie 68
6.1.7 Maßnahmen gegen „Stick-and-Slip"- Effekte der krafteinleitenden Vorrichtung 69
6.1.8 Signalplan der Motoren und zugehöriger Treiber sowie der Messdatenerfassung 71
6.2 ENTWICKELTES MESSPROGRAMM UND AUSWERTUNGSALGORITHMUS 73
6.3 ENTWICKELTER ALGORITHMUS ZUR VERMESSUNG DER MESSOBJEKTGEOMETRIE . 76
6.4 SYSTEMATIK UND PROBLEMATIKEN BEI DER BESTIMMUNG VON MESSOBJEKTGEOMETRIEN 78
6.5 ANSTEUERUNG DER VERWENDETEN MOTOREN MITTELS ARDUINO 82
6.6 ERGEBNISSE AUS KALIBRATIONSMESSUNGEN DES KRAFTAUFNEHMERS 85
6.7 ERGEBNISSE AUS WEGSTRECKENMESSUNGEN DER PRÜFMASCHINE UND VALIDIERUNGSMESSUNG SOWIE DER ABGELEITETEN VERFAHRGESCHWINDIGKEIT DER BELASTUNGSPRÜFUNG 86
6.8 ERGEBNISSE DER ANALYSE EINER POTENZIELLEN BILDVERZERRUNG DES VERWENDETEN KAMERASYSTEMS 88
6.9 ERGEBNISSE DER E-MODULERMITTLUNG MITTELS ZUGVERSUCH 89
6.10 ERGEBNISSE DER E-MODULERMITTLUNG AUS VERSUCHEN DER ENTWICKELTEN PRÜFMASCHINE 91
6.11 ERGEBNISSE DER E-MODULERMITTLUNG VON HUMANEN TRABEKELMESSPROBEN MITTELS DER NEUEN PRÜFMASCHINE 93

7 DISKUSSION 95

7.1 EINORDUNG IN DIE LITERATUR 95
7.2 WEGFALL DER ERSTELLUNG VON FE-MODELLEN 98
7.3 DISKUSSION DER VERWENDETEN METHODE DER ERMITTLUNG DES E-MODUL AUS KRAGENTRÄGERBIEGUNG 98
7.4 EINFLUSS DER TRABEKELGEOMETRIE AUF BIEGEVERSUCHE 100
7.5 BERECHNUNG DES E-MODUL AUS BIEGEVERSUCHEN 101
7.6 ALGORITHMUS ZUR BERECHNUNG DER MESSOBJEKTGEOMETRIE UND ANNAHMEN DER VEREINFACHUNG 103
7.7 SONSTIGE FEHLERQUELLEN IM RAHMEN DIESER ARBEIT 105

7.8 Gemessene Geschwindigkeit und daraus folgende Dehnungsrate der Trabekel 106
7.9 Analyse der Validierungsmessungen: Interpretation und Folgerungen 107
7.10 Verwendete Software und Sensorik in der Praxis ... 108
7.11 Verwendeter Messingdraht für die Validierung ... 109
7.12 E-Modul durch Zugversuche: Methoden und Erkenntnisse ... 109
7.13 Klinischer Transfer ... 110

8 SCHLUSSFOLGERUNG UND AUSBLICK ... 113

9 ZUSAMMENFASSUNG ... 115

10 ABSTRACT ... 117

ABBILDUNGSVERZEICHNIS ... I

TABELLENVERZEICHNIS ... III

GLEICHUNGSVERZEICHNIS ... IV

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS ... V

LITERATURVERZEICHNIS ... VII

ANHANG ... A

PUBLIKATIONSVERZEICHNIS ... G

EHRENWÖRTLICHE ERKLÄRUNG ... I

DANKSAGUNG ... J

1 Einleitung

Die operative Versorgung von Frakturen mittels Platten, Knochenschrauben oder anderen Endoprothesen ist ein grundlegendes Verfahren in der Traumatologie (Grifka und Kuster 2011). Trotzdem stehen bisher keine realitätsnahen Knochenmodelle zur Verfügung, um diese Verfahren zu erforschen. Kunststoffknochenmodelle dienen zwar der praktischen Übung, sind aber nicht speziell für die Erforschung von Osteosynthesesystemen ausgelegt und bilden die anatomischen Feinstrukturen nicht realistisch ab. Darüber hinaus variieren die Ergebnisse bisheriger Studien zu mechanischen Materialparametern der spongiösen Knochensubstanz stark, da verschiedene Methoden wie Zug-, Druck- und Biegeversuche sowie ultraschallgestützte Verfahren und Nanoindentierung verwendet werden (Kuhn 2020; Bini et al. 2002; Busse et al. 2009; Carretta et al. 2013a; Choi et al. 1990; Hengsberger et al. 2002; Lucchinetti 2000).

Die Qualität von Knochen wird derzeit hauptsächlich durch die Knochenmineraldichte beurteilt, was jedoch keine präzisen Aussagen über das klinische Frakturrisiko zulässt. Für ein genaueres Assessment der Knochenqualität müssen Materialeigenschaften und Mikrostrukturen berücksichtigt werden (Felsenberg und Boonen 2005). Der Elastizitätsmodul, als wichtiger Materialparameter, ist daher von besonderem Interesse. Eine Anregung für diese Arbeit findet sich in der Studie von Fölsch et al., die einen beschreibbaren Verlauf der Materialeigenschaften über den Querschnitt von Knochen aufzeigt. So wurde mittels Druckversuchen an zylindrischen Knochenproben ein Steifigkeitsgradientenverlauf beschrieben, welcher im Zentrum des proximalen Femurs ein Maximum aufweist. Zu den Randbereichen fällt der Elastizitätsmodul kontinuierlich ab (vgl. Abb. 1) (Fölsch et al. 2020).

Bisher wird angenommen, dass die Elastizitäts-Dichte-Beziehungen in trabekulären Knochen über verschiedene anatomische Bereiche variieren, aber eine lokale Abhängigkeit der Materialeigenschaften konnte bisher nicht nachgewiesen werden (Fölsch et al. 2020; Keaveny et al. 1997; Morgan et al. 2003).

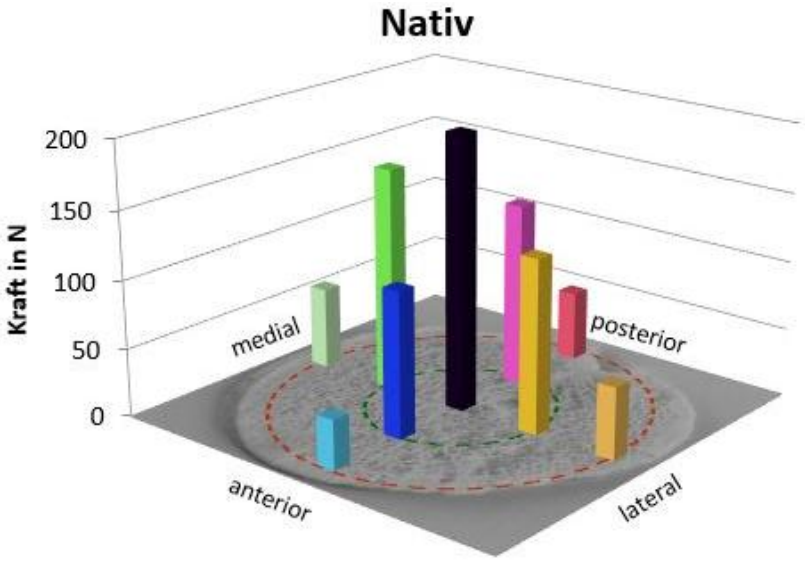


Abbildung 1: Mittlerer E-Modul zylindrischer Messproben über den Querschnittsverlauf von Knochenproben des proximalen Femurs. Grüner und roter Kreis geben 33%, respektive 66% des Knochenquerschnittes an.

Die Erkenntnisse von Fölsch et al. legen einen anisotropen Steifigkeitsgradientenverlauf über den Knochenquerschnitt dar, der genauer untersucht werden sollte, um das Verständnis von Knochenmechanik zu verbessern. Da die innere Struktur von zylindrischen Messproben insbesondere durch seine anisotrophe Struktur gekennzeichnet ist, bleibt die Frage nach der Ursache der unte rschiedlichen Festigkeiten ungeklärt. Diese Unterschiede könnten durch eine Vielzahl an Gründen, wie die Dichte der Messproben, der

Ausrichtung der Trabekel innerhalb einer Messprobe oder unterschiedlichen Stabilitäten der einzelnen Trabekel hervorgerufen werden (Fölsch et al. 2020; Kuhn 2020; Clausing 2021). Die vorliegende Arbeit zielt darauf ab, eine maßgeschneiderte Prüfmaschine zu entwickeln, um präzise Messungen an den Trabekeln durchzuführen und die Erkenntnisse aus dieser Studie zu vertiefen.

Angesichts fehlender einheitlicher Normen für die Prüfung von Trabekeln eröffnet die individuelle Ausgestaltung dieser Prüfmaschine neue Horizonte für die Forschung. Die Arbeit soll nicht nur die technischen Aspekte der Prüfmaschine beleuchten, sondern auch die Implikationen für die medizinische Praxis diskutieren. Ein genaueres Verständnis der Faktoren, die die innere mechanische Stabilität von Knochen beeinflussen, könnte die Grundlage für Fortschritte in der Medizin legen.

2 Aufgabenstellung

Das am Institut für Medizin am Fachbereich 11 der Justus-Liebig-Universität Gießen eingereichte Dissertationsthema zur Erlangung des Grade Dr. biol. hom. lautet:

„Abbildung anisotroper Steifigkeitsgradientenverläufe über den Querschnittsverlauf spongiösen Knochens im proximalen Femur“

„Illustration of anisotropic stiffness gradients over the cross-sectional course of cancellous bone in the proximal femur”

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich demzufolge mit der Entwicklung einer Prüfmaschine, die das Ziel hat, einzelne Knochentrabekel reproduzierbar zu belasten und zu vermessen, um materialspezifische Parameter erfassen zu können. Über die Auswertung der erhobenen Daten soll eine Bestimmung materialspezifischer Parameter von Knocheneinzeltrabekeln erfolgen. Die vorliegende Arbeit wird im Kontext einer explorativen Studie angelegt.

Konkreter Inhalt der vorliegenden Arbeit wird sein:

- Konstruktion und Bau der Prüfmaschine
    - Dies beinhaltet alle mechanisch notwendigen Komponenten sowie die Bauteile zur Ansteuerung und Auswertung der Maschine.
- Festlegung einer Methode zur Validierung der Prüfmaschine und Umsetzung der Validierung
- Erstellung von Messprogrammen zum eigenständigen Durchführen von Messungen
- Formulieren von Erkenntnissen für nachfolgende Studien/Arbeiten
- Beantwortung der Leitfrage:

Ist die Prüfmaschine geeignet, um Materialeigenschaften von Knocheneinzeltrabekeln reliabel und valide zu bestimmen?

3 Theoretische Grundlagen

In diesem Kapitel sollen zum besseren Verständnis dieser Arbeit klinische und technische Grundlagen dargelegt werden. Zunächst wird der Stand der Forschung dargestellt. Hier werden die gängigen Verfahren zur Bestimmung von Elastizitätsmodulen mit Ergebnissen der Literatur beleuchtet. Ebenso sollen allgemeine Probleme dieser Methoden aufgezeigt werden. Im Anschluss werden alle für diese Arbeit relevanten technischen Grundlagen beschrieben.

3.1 Stand der Forschung

Die Grundlage der biologischen Materialeigenschaftsbetrachtungen wurde mit dem Transformationsgesetz der Knochen von Julius Wolff 1891 geschaffen.

Die Kernaussage des Wolff'schen Transformationsgesetzes besagt, dass sich „*im Gefolge primärer Abänderungen der Form und Inanspruchnahme oder auch bloß der Inanspruchnahme der Knochen, bestimmte, nach mathematischen Regeln eintretende Umwandlungen der inneren Architektur und ebenso bestimmte, denselben mathematischen Regeln folgende sekundäre Umwandlungen der äußeren Form der betreffenden Knochen vollziehen*" (Wolff 1892).

Das Wolff'sche Gesetz beschreibt demzufolge, dass sich die äußere Form des Knochens als auch seine innere Mikrostruktur permanent an die wirkenden mechanischen Beanspruchungen anpassen.

Für die Ermittlung von mechanischen Eigenschaften für Trabekel stehen eine Vielzahl von Möglichkeiten zur Verfügung. Bei Trabekeln handelt es sich um die Mikrostruktur, aus denen das Innere vieler Knochen aufgebaut ist (vgl. Kap. 3.2.1). Der für die mechanische Eigenschaften relevante Kennwert wird durch das Elastizitätsmodul (E-Modul) beschrieben. Dieser beschreibt, wie stabil ein

Werkstoff ist, bevor dieser sich plastisch verformt, und wird in dieser Arbeit in Gigapascal (GPa) angegeben (vgl. Kap. 3.2.2).

Im Folgenden sollen diese Methoden anhand von repräsentativen Ergebnissen aus wissenschaftlichen Studien beschrieben werden. Hierzu wurde eine Suche in der Datenbank PubMed durchgeführt.

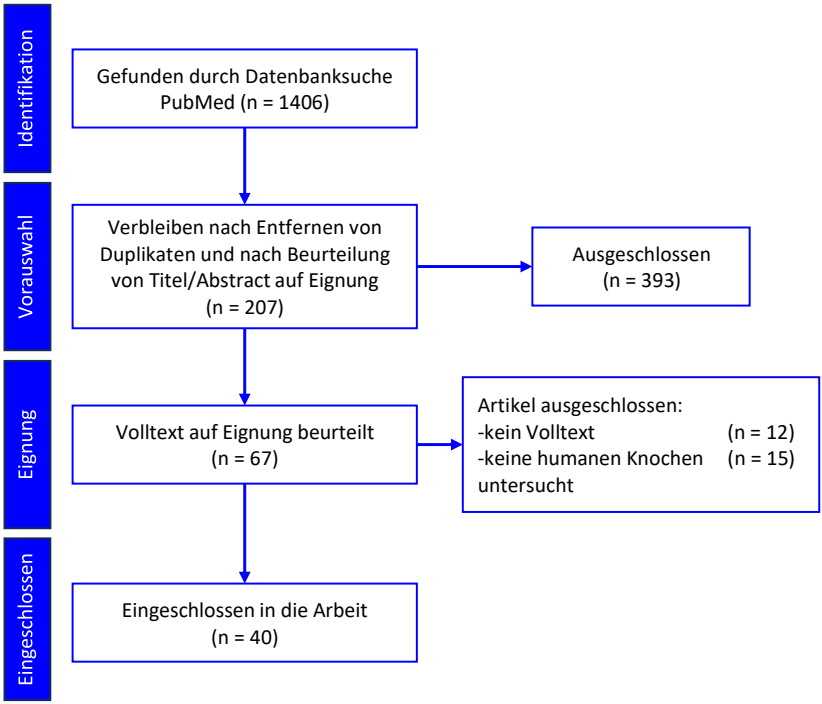


Abbildung 2: PRISMA-Flussbilddiagramm zum Verlauf der Studienauswahl

Es wurden die Suchbegriffe *trabecula **AND** elastic modulus (532)*, *trabecula **AND** bone nanoindentation (97)*, *trabecula **AND** cancellous bone nanoindentation (70)*, *trabecula **AND** bone elastic modulus (526)*, *single trabecula **AND** elastic modulus (47)*, *trabecula **AND** tissue level elastic modulus (62)*, *trabecula **AND** tissue level Young's modulus (72)* verwendet.

Als ältestes Veröffentlichungsdatum wurde 1975 verwendet. Die Suche ergab 207 Artikel, welche das Elastizitätsmodul von trabekulären Knochen angaben. Artikel, die keine humanen Knochen untersuchten oder deren Volltext nicht verfügbar war, wurden ausgeschlossen. Schlussendlich konnten 40 Studien in die Betrachtung aufgenommen werden. Im Folgenden werden die vier gängigsten Methoden zur Messung des E-Modul von Trabekeln kurz beschrieben und Ergebnisse der dazu durchgeführten Studien aufgezeigt.

3.1.1 Mikromechanische Tests an einzelnen Trabekeln

Eine verbreitete Methode zur Bestimmung des Elastizitätsmoduls von Trabekeln besteht in mikromechanischen Einzeltests. Aufgrund der mikro- bis millimetergroßen Dimensionen der Trabekel sowie der inhomogenen Geometrie ergeben sich Herausforderungen bei der Probenvorbereitung und der Messung von Trabekelverschiebungen (vgl. Kap. 3.1.3). Trotz dieser Schwierigkeiten wurden verschiedene mechanische Tests an einzelnen Trabekeln durchgeführt. Die früheste bekannte Studie aus dem Jahr 1975 führte einen Knickversuch an einzelnen Trabekeln durch (Townsend et al. 1975). Seit dieser Zeit wurden weitere Tests wie Biege-, Zug- und Druckversuche durchgeführt. Die Ergebnisse dieser Untersuchungen sind in den Tabellen 1-5 zusammengefasst. Die angegebenen durchschnittlichen Elastizitätsmodule variieren mit einem Bereich von 1,2 GPa bis 22,34 GPa erheblich.

3.1.1.1 Biegeversuche

Die Präzision eines Biegeversuchs hängt entscheidend von den Querschnittsmessungen ab, die bei Trabekeln sehr heterogen sind. In einigen Studien wurden Trabekel zu regelmäßig geformten Balken gefräst, um Variationen zu minimieren. Der Fräsprozess wurde als unbedenklich für Tests an kortikalem Knochen betrachtet. Jedoch bleibt die Auswirkung auf

trabekulären Knochen noch unklar, da das Fräsen die trabekuläre Mikrostruktur beeinflussen kann (Choi et al. 1990; Choi und Goldstein 1992; Wu et al. 2018).

In späteren Studien wurden einzelne Trabekel ohne weitere Manipulation aus der trabekulären Struktur verwendet. Dennoch wurde für die Berechnungen ein angenommener homogener Querschnitt verwendet. Um Fehler aufgrund dieser Annahme zu minimieren, wurden die Abmessungen der Trabekel vor den Versuchen bewertet. Nur Trabekel mit einem tolerierbaren Verhältnis (definiert als 1,3:1 zwischen Haupt- und Nebenachse des Querschnitts) wurden geprüft (Busse et al. 2009; Wu et al. 2018). Die Berechnung des Elastizitätsmoduls erfolgte nach der Theorie der linearen elastischen Balken, normalerweise unter Anwendung der Euler-Bernoulli-Balkentheorie (Choi und Goldstein 1992; Busse et al. 2009). In einigen Fällen wurde auch die Timoshenko-Balkentheorie höherer Ordnung angewandt, um Scherverformungen und Rotationsbiegeeffekte in relativ kurzen Trägern zu berücksichtigen (Szabó et al. 2011; Wu et al. 2018).

In einem 3-Punkt-Biegetest zeigte der Elastizitätsmodul eine signifikant negative lineare Korrelation mit der Trabekeldicke innerhalb des gewählten Bereichs (über 90 µm, Mittelwert: 142,9 µm), was möglicherweise auf einen stärkeren Einfluss von Lakunen (Vertiefungen oder Lücken) und Mikrorissen bei dünneren Trabekeln zurückzuführen ist (Busse et al. 2009; McNamara et al. 2006; Rice et al. 1988; Lucchinetti 2000; Wu et al. 2018). Hingegen zeigte eine Mikro-Cantilever-Biegung[1] an einzelnen Trabekeln keine signifikante

[1] Cantilever (englisch für verschiedene einseitig gelagerte und auskragende Bauteile): Im Kontext von Biegeversuchen bedeutet dies, dass ein Messobjekt einseitig befestigt ist und mit einem Abstand zu dieser Befestigung mit einer Kraft in eine Biegung gezwungen wird (Yamada et al. 2016).

Korrelation des geschätzten Elastizitätsmoduls mit Trabekelorientierung, Größe oder Form (Yamada et al. 2016; Wu et al. 2018).

Tabelle 1: E-Modul von Trabekeln aus Biegeversuchen

Publikation	Anatomie	A/V	Geschlecht	Alter	Anmerkung	E-Modul in GPa
Kuhn et al. 1989	Beckenkamm	1/19	M	63	gesund	4,16 ± 2,02
	Beckenkamm	1/13	M	23	gesund	3,03 ± 1,63
Choi et al. 1990	Tibia proximal	1/13	M	60	gesund	4,59 ± 1,6
Choi und Goldstein 1992	Tibia proximal	1/23	M	59	gesund	5,72 ± 1,27
Busse et al 2009	Wirbel T12	8/160	F	49	gesund	2,16 ± 0,53
	Wirbel T12	12/240	F	78	Osteoporose	1,2 ± 0,55
Zlamal et al. 2012	Femurkopf	1/-	M	72	n.A.	9,34 ± 1,36
Carretta et al. 2013b	Femur	1/8	F	56	gesund	10,09 ± 2,2
	Femur	1/8	F	54	sec. Osteoporose	11,38 ± 1,42

A: Anzahl an Individuen, V: Anzahl an Versuchsobjekten nach Wu et al. 2018

Die mechanischen Eigenschaften des Knochens können möglicherweise durch die Dehnungsrate beeinflusst werden, was auf den hohen Kollagengehalt zurückzuführen ist. Eine positive Korrelation zwischen Dehnungsverhältnis und dem Elastizitätsmodul wurde für Trabekel berichtet, während bei relativ niedrigen Dehnungsraten (0,01-3,4 mm/s) keine beobachtbaren Veränderungen berichtet wurden (Guedes et al. 2006; Szabó et al. 2011; Yamada et al. 2014; Wu et al. 2018).

3.1.1.2 Zug- und Druckversuche

Die Herausforderungen eines Zugversuchs an einzelnen Trabekeln liegen vor allem in der Befestigung der Probe und der präzisen Messung der Probenverschiebung. In den Studien von Ryan und Williams sowie Rho et al. wurden speziell angefertigte Klemmen und Klebstoff für die Probenbefestigung verwendet. In beiden Studien wurden jedoch die Verschiebungen der Plattenbewegung gemessen, was bei sehr kleinen Proben wie einzelnen Trabekeln zu Fehlern führen kann (Rho et al. 1993; Ryan und Williams 1989; Wu et al. 2018).

Für die Messung der Probenverschiebung durch Jiroušek et al. kamen auch optische Methoden zum Einsatz, wobei keine Bewertung der einzelnen Methoden hinsichtlich ihrer Genauigkeit vorhanden ist. So wurden Oberflächenverschiebungen von Trabekeln durch digitale Bildkorrelation geschätzt. In diesem Fall wurde der Elastizitätsmodul mit 9,21 ± 1,26 GPa (Ondřej Jiroušek et al. 2011; Wu et al. 2018) angegeben. Im Gegensatz dazu wurde eine größere Abweichung (4,5-23,6 GPa) berichtet, wenn der Zugversuch unter einem Mikroskop durchgeführt wurde (Yamada et al. 2014). Die Verschiebungsmessungen wurden auch mit einem speziellen Laser-Michelson-Interferometer[2] vorgenommen, wobei ein niedriger geschätzter Elastizitätsmodul (1,41 bis 1,89 GPa) angegeben wurde (Bini et al. 2002).

[2] Der Michelson-Interferometer ist ein häufig verwendeter Aufbau für optische Experimente, der zur Durchführung optischer Interferometrie dient. Dabei handelt es sich um Messmethoden, die die Überlagerung oder Interferenz von Wellen nutzen, um bestimmte Größen zu bestimmen (Michelson-Interferometer 2024).

Tabelle 2: E-Modul von Trabekeln aus Zug- Druckversuchen

Publikation	Anatomie	A/V	Geschlecht	Alter	Anmerkung	E-Modul in GPa
Townsend et al. 1975	Tibia Proximal	-/9				11,38
	Tibia Proximal	-/9				11,13
Roh et al. 1993	Tibia Proximal	1/20				10,4 ± 3,5
Bini et al. 2002	Femur	-/3				1,41 ± 1,89
Hong et al. 2007	Femurkopf	7/23		14-77		3,47 ± 0,41
Jiroušek et al. 2011	Femur Proximal	1/16	M	72		9,21 ± 1,26
Carretta et al. 2013b	Femur	1/8	F	56	gesund	16,24 ± 2,47
	Femur	1/8	F	54	sek. Osteoporose	16,85 ± 2,1

A: Anzahl an Individuen, V: Anzahl an Versuchsobjekten nach Wu et al. 2018

Des Weiteren wurden Druckversuche an gefrästen Würfeln aus einzelnen Trabekeln durchgeführt, wobei der Elastizitätsmodul und die Poissonzahl in drei orthogonalen Materialrichtungen bei nassen Trabekelwürfeln (0,3 mm groß) geschätzt wurden. Es wurde berichtet, dass der Elastizitätsmodul in der Längsrichtung der Trabekel (E1=3,47 ± 0,41 GPa) signifikant höher war als in den Querrichtungen (E2=2,57 ± 0,28 GPa und E3=2,54 ± 0,22 GPa). Allerdings wurden die Auswirkungen des Fräsens auf die mechanischen Eigenschaften der Trabekel und die Zuverlässigkeit des Systems nicht überprüft (Hong et al. 2007; Wu et al. 2018).

3.1.1.3 Ermittlung der mechanischen Eigenschaften mittels Ultraschall

Ultraschallmethoden zur Messung der elastischen Eigenschaften von Knochen basieren auf einer Beziehung zwischen der Wellenausbreitungsgeschwindigkeit und den elastischen Eigenschaften der Probe. Mithilfe dieser zerstörungsfreien Methode können der Elastizitätsmodul und die Poissonzahl in allen Richtungen derselben Probe ermittelt werden. Aufgrund des beträchtlichen Hohlraumanteils,

wie beispielsweise Luft, in Trabekelknochen stellt die Anwendung von Ultraschall zur Messung dieser elastischen Eigenschaften des Knochens jedoch ein komplexes Problem dar, bedingt durch die starke Abschwächung der Ultraschallwellen (Rho 1996; Wu et al. 2018).

In der Regel wird in Studien zur Messung des E-Modul von Trabekeln angenommen, dass es sich bei der Wellenausbreitung um eine Balkenwelle handelt, wenngleich nicht bekannt ist, ob es sich um eine reine Balkenwelle handelt oder nicht (Nicholson et al. 1997). Verschiedene Studien aus den 1990er Jahren sowie eine aus dem Jahr 2017 haben über die Anwendung von Ultraschallmethoden zur Messung trabekulärer Eigenschaften berichtet (vgl. Tab. 3). Ein mittlerer Elastizitätsmodul von 14,8 ± 1,4 GPa wurde beispielsweise für einzelne Trabekel aus einer menschlichen proximalen Tibia ermittelt (Rho et al. 1993; Wu et al. 2018).

Andere Studien an trabekulären Würfeln ergaben Werte von 13,0 ± 1,5 GPa und 17,5 ± 1,1 GPa für Proben aus menschlichen Oberschenkelknochen sowie 10,0 ± 1,3 GPa für Proben aus menschlichen Wirbelkörpern. Die Resonanz-Ultraschall-Spektroskopie von trabekulärem Knochen wurde kürzlich durch Finite-Elemente-Analysen ergänzt. Es ist jedoch zu beachten, dass die Ergebnisse der dynamischen Ultraschalltests und der quasistatischen mikromechanischen Tests nicht direkt vergleichbar sind, da die Dehnungsraten nicht direkt vergleichbar sind (Ashman und Rho 1988; Turner et al. 1999; Lucchinetti 2000; Nicholson et al. 1997; Daoui et al. 2017; Wu et al. 2018).

Tabelle 3: E-Modul von Trabekeln aus Ultraschallmessungen

Publikation	Anatomie	A/V	Geschlecht	Alter	Anmerkung	E-Modul in GPa
Roh et al. 1993	Tibia Proximal	1/20				14,8 ± 1,4
Ashman und Roh 1988	Femur	-/52				13,3 ± 1,47
Nicholson et al. 1997	Lendenwirbel	50/48	M/F	22-92		9,98 ± 1,13
Turner et al. 1999	Femur Distal	1/3	M	65	gesund	17,5 ± 1,12

A: Anzahl an Individuen, V: Anzahl an Versuchsobjekten nach Wu et al. 2018

3.1.1.4 Ermittlung der mechanischen Eigenschaften mittels Nanoindentation

Die Nanoindentation ermöglicht die Messung von Materialeigenschaften auf Submikron-Ebene und umgeht lokale Defekte wie Lakunen und Osteozytenlöcher durch präzise Platzierung der Eindrücke. Im Gegensatz dazu werden bei mikromechanischen Tests Materialeigenschaften im Millimeterbereich gemessen, was eine Kombination aus Knochenpaketen mit unterschiedlichen Lamellenrichtungen, Grenzflächeneffekten zwischen Knochenpaketen und allen lokalen Defekten einschließt. Der Unterschied im Maßstab zwischen mikromechanischen Tests und Nanoindentation führt wahrscheinlich zu deutlichen Unterschieden im Elastizitätsmodul. Es ist anzumerken, dass Nanoindentationen normalerweise im hochgradig mineralisierten Kern der Trabekel durchgeführt werden, um Auswirkungen des einbettenden Harzes zu vermeiden, was möglicherweise zu weiteren Diskrepanzen beim Elastizitätsmodul führen kann (Rho et al. 1997; Rho et al. 1999; Wu et al. 2018).

Die Nanoindentation[3] gilt seit der Arbeit von Oliver und Pharr im Jahr 1992 als relevanter Test für die nanomechanischen Eigenschaften von Knochen, wobei die allgemeine Genauigkeit um 5 % verbessert wurde. Jedoch könnte der durch Nanoindentation ermittelte Elastizitätsmodul durch die Probenvorbereitung und Eindruckparameter beeinflusst werden. Die berichteten Durchschnittswerte schwanken zwischen 1,28 und 22,34 GPa (Tabelle 4), wobei die Mehrzahl der Werte eher dem höheren Bereich entspricht. Es ist zu beachten, dass diese Methode die Eigenschaften lokal auf einer Submikron-Strukturskala schätzt (Oliver und Pharr 1992; Wu et al. 2018).

Trabekuläre Strukturen werden üblicherweise vor Versuchen getrocknet, um die Handhabung zu erleichtern. Allerdings wurde dokumentiert, dass der Elastizitätsmodul von Trabekeln um etwa 24 % ansteigt, wenn sie getrocknet werden. Die Proben werden in der Regel in Polymethylmethacrylat (PMMA) oder Epoxidharz eingebettet und poliert, um eine ebene Oberfläche zu erzielen. Bei Indentationen am trabekulären Knochen von Hunden wurde kein Einfluss des Einbettungsmaterials auf den Elastizitätsmodul festgestellt. Signifikante Unterschiede in der Oberflächenrauheit wurden jedoch bei mechanisch polierten kortikalen Knochenproben beobachtet. Bei mikrotomierten Proben wurde dies nicht beobachtet. Dicke Lamellen zeigten bei mikrotomierten Proben einen höheren Elastizitätsmodul im Vergleich zu dünnen Lamellen, was sich bei polierten Proben nicht zeigte. Wenn das Verhältnis von Eindringtiefe zu Oberflächenrauhigkeit kleiner als 3:1 war, wurde eine größere Schwankung im gemessenen E-Modul aus Eindruckversuchen festgestellt (Townsend et al. 1975; Mittra et al. 2006; Donnelly et al. 2006; Xu et al. 2003; Wu et al. 2018).

[3] Die Nanoindentation oder Nanoindentierung wird verwendet, um die Härte und andere Materialeigenschaften durch die Anwendung von sehr geringen Prüfkräften zu bestimmen. Aufgrund der geringen angewandten Kräfte und der geringen Eindringtiefen des Prüfkörpers gehört diese Art der Werkstoffprüfung zu den quasi-zerstörungsfreien Prüfverfahren (Oliver und Pharr 1992).

Parameter wie Belastungsrate (200-800 μN/s), Belastungshöhe und Eindringtiefe (200-500 nm) wurden als nicht signifikant beeinflussend betrachtet, obwohl widersprüchliche Ergebnisse berichtet wurden. Der Eindringmodul nahm bei dicken Trabekellamellen ab, jedoch nicht bei dünneren trabekulären Lamellen mit zunehmender Eindringtiefe. Die Poissonzahl (ν) wird in den meisten Studien mit 0,3 angenommen, wenn der E-Modul aus der Kraft-Weg-Kurve des Eindrucks ermittelt wird. Eine Variation von ν im Bereich von 0,2 bis 0,4 führte zu einer Änderung des Elastizitätsmoduls um nicht mehr als 8 % (Donnelly et al. 2006; Hengsberger et al. 2002; Mittra et al. 2006; Rho et al. 1997; Wu et al. 2018).

Tabelle 4: E-Modul von Trabekeln aus Nanoindentation

Publikation	Anatomie	A	Geschlecht	Alter	Anmerkung	E-Modul in GPa
Rho et al. 1997	Wirbelkörper	2	M	57,61		13,4 ± 2
Zysset et al. 1999	Schenkelhals	8	M/F	53-93		11,4 ± 5,6
Roh et al. 1999	Wirbelkörper	3	M/F	61 ± 3,4		L: 19,4 ± 2,3
		7				T: 15,0 ± 2,5
Turner et al. 1999	Femur Distal	1	M	65	gesund	18,14 ± 1,7
Hoffler et al. 2000b	Schenkelhals	27	M/F	27-93	gesund	11,1 ± 2,4
Hoffler et al. 2000a	Wirbelkörper	10	M	40-85	gesund	8,02 ± 1,31
Hengsberger et al. 2002	Schenkelhals	1	F	86	gesund	11,06 - 30,6
Dan et al. 2006	Tibia	4		3,2 - 12,4	Osteogenesis Imperfecta	13,6 ± 3,38
Fan et al. 2007	Beckenkamm	4		2,7 - 9,8	Osteogenesis Imperfecta	18,27 ± 2,7
Chevalier et al. 2007	Femur Proximal	3	M/F	73 - 91		19,6 ± 22,3
Norman et al. 2008	Femur Proximal	5	M	50 - 85	gesund	14,22 ± 1,07[a,b]
						12,25 ± 1,01[c,b]
Wolfram et al. 2010b	Wirbelkörper	10	M/F	37-84		12,3
Wolfram et al. 2010a	Wirbelkörper	104	M/F	21 - 94		9,1 - 12,7
Smith et al 2010	Femur	3	F	44,61 ,68	gesund	22,34 ± 3,01
Tihia et al. 2011	Becken	12	F	49 - 74	gesund	16,7 ± 0,7
		20	F	20 - 40	gesund	15,6 ± 1,2
		11	F	53 - 76	Osteoporose	15,7 ± 13
Jiroušek et al. 2011	Femur Proximal	1	M	72		16,34 ± 1,76
Milovanivic et al. 2012	Schenkelhals	5	F	27 - 38	gesund	1,28 ± 0,16
		3	F	83 - 94		1,97 ± 0,52
Zlamal et al. 2013	Femurkopf	1	M	72		15,39 ± 1,4

Polly et al. 2012	Becken	15	F	>46	gesund, prämenstruell	14,23 ± 2,95
		15	F		gesund, postmenstruell	14,51 ± 3,39
Giambini et al. 2013	Wirbekl T7	5	F	73 - 100		19,8 ± 1,3[d]
						17,8 ± 2,2[e]
	Wirbel T8	5	F	73 - 100		19,6 ± 1,4[d]
						18,8 ± 1,2[e]
	Wirbel L4	5	F	73 - 100		17,5 ± 1,1[d]
						17,5 ± 1,1[e]
Kim et al. 2015	Unterkiefer-kondylen	9	M	54 - 96		5,11 ± 2,82

A: Anzahl an Individuen, a: innen liegend, b: Messung in transversale Faserrichtung, c: außenliegend, d: anterior, e: posterior nach Wu et al. 2018

3.1.1.5 Numerische Modelle und Kombination mit mechanischen Prüfungen

Die Finite-Elemente-Analysen (FE) basieren auf der Annahme des linearen elastischen Verhaltens des trabekulären Knochens und einer homogenen Betrachtung, obwohl eine inhomogene Verteilung der Knochenmineraldichte vorliegt (Carretta et al., 2013b; Harrison et al., 2008; Brennan et al., 2009; Busse et al., 2009; Kaynia et al., 2015; Wu et al. 2018).

Eine frühe Methode, um das Elastizitätsmodul auf Gewebeebene zu schätzen, ist die Methode der mikrofiniten Elemente, die von van Rietbergen et al. vorgeschlagen wurde. Dabei wird eine digitale Darstellung der trabekulären Struktur durch Röntgen-Mikro-Computertomographie erstellt und der Elastizitätsmodul auf Gewebeebene numerisch geschätzt, indem die globale Steifigkeit in Simulationen mit einem mechanischen Experiment an demselben Knochenstück verglichen wird (van Rietbergen et al., 1995).

Die durchschnittlichen trabekulären Elastizitätsmodule auf Gewebeebene wurden mit dieser Methode im Bereich von 5,7 bis 18 GPa vorhergesagt (Tabelle 5). Die Wahl des globalen Schwellenwerts bei der mathematischen

Segmentierung des trabekulären Knochens aus Computertomographie-Bildern beeinflusst den Knochenvolumenanteil und die trabekuläre Verbindung erheblich, insbesondere bei Knochen mit geringer Dichte und niedriger Auflösung (Hara et al., 2002; Chevalier et al., 2007; Wu et al. 2018).

Tabelle 5: E-Modul von Trabekeln auf Grundlage numerischer Modelle

Publikation	Anatomie	A/V	Geschlecht	Alter	E-Modul in GPa
van Rietbergen et al. 1995	Tibia Proximal	1/1			5,91
Hou et al. 1998	Wirbelkörper	28/28			5,7 ± 1,6
Ladd et al. 1998	Wirbelkörper	5/5	M	63 - 80	6,6
Day et al. 2001	Tibia Proximal	9/9	M/F	53 - 80	Medial: 9,0 ± 5,1
		9/9	M/F	53 - 80	Lateral: 8,1 ± 4,8
van Ruijven et al. 2003	Unterkieferkondylen	23/23	M/F	74,8 ± 11,7	11,1 ± 3,2
Bayraktar et al 2004	Schenkelhals	11/12	M/F	51 - 85	18,0 ± 2,8

A: Anzahl an Individuen, V: Anzahl an Versuchsobjekten nach Wu et al. 2018

Die Anwendung von mechanischen Tests auf Makroebene mit numerischen Methoden ermöglicht eine Verfeinerung von FE-Modellen. Die Verwendung von Nanoindentationstests zur Schätzung des Gewebemoduls ermöglichte eine hohe Korrelation für Zug und Druck sowie eine mäßige Korrelation für Torsion (Wolfram et al., 2010b; Wu et al. 2018).

Die Kombination von numerischen Analysen mit Einzeltrabekeltests erhöht die Zuverlässigkeit der geschätzten Elastizitätsmodule, wobei Zugversuche signifikant höhere Werte als Biegeversuche ergaben (Carretta et al., 2013a; Carretta et al., 2013b; Wu et al. 2018).

3.2 Einflussfaktoren und Fehlerquellen bei mikromechanischen Prüfungen

Die Genauigkeit mikromechanischer Tests, die die mechanischen Eigenschaften des trabekulären Knochens untersuchen, wird von einer Vielzahl von Faktoren beeinflusst, die je nach Versuchsaufbau variieren können. Beim Zugversuch sind zwei Hauptfehlerquellen zu berücksichtigen: Erstens kann die ungenaue Messung der Verschiebung nach der Fixierung der Probe zu Fehlern führen, da der verwendete Kleber weniger steif ist als die Trabekel selbst und sich daher stärker verformt. Dies kann zu einer Kombination von Kleber- und Trabekelverformung führen, was die Messung der Plattenverschiebung beeinträchtigt. Um solche Fehler zu minimieren, greifen Studien vermehrt auf optische Methoden zurück, um die Verformung bei Zugversuchen genauer zu erfassen. Zweitens kann eine falsche Ausrichtung der Mittellinie der Probe zur Belastungsachse zu unkontrollierten Scherspannungen führen, was die Ergebnisse verfälschen kann. Die Kompensation solcher Ausrichtungsfehler gestaltet sich aufgrund der inhärent heterogenen Material- und Geometrieeigenschaften eines einzelnen Trabekels jedoch recht komplex (Lucchinetti, 2000; Wu et al. 2018).

Ähnliche Fehlerquellen treten auch bei Druck- und Biegeversuchen auf, wobei die Schätzung der Kontaktflächen und die Berechnung des Elastizitätsmoduls von der Probengeometrie abhängen. Insbesondere bei Druckversuchen an würfelförmigen Trabekeln stellt die genaue Schätzung der Kontaktflächen eine Herausforderung dar. Bei Biegeversuchen hingegen ist der berechnete Elastizitätsmodul empfindlich gegenüber Probengeometrie, da er theoretisch sowohl von der dreifachen Probenlänge als auch vom Trägheitsmoment der Querschnittsfläche abhängt. Die Dehnungsverteilung innerhalb der Probe kann zwar durch digitale Bildkorrelation geschätzt werden, jedoch gestaltet sich eine genaue Spannungsschätzung aufgrund der heterogenen Form der einzelnen

Trabekel schwierig (Carretta et al., 2013a; Carretta et al., 2013b; Bevill et al., 2009; Wu et al. 2018).

Um die unregelmäßige Form der Trabekel zu berücksichtigen und Fehlerquellen zu minimieren, wird die Kombination von numerischer Analyse mit mikromechanischen Tests angewendet. Dabei werden numerische Modelle genutzt, um die Steifigkeit der Probe abzuschätzen. Es ist jedoch zu beachten, dass die Festlegung der Randbedingungen im numerischen Modell entscheidend ist, da sie die Spannungsverteilung und das Gleichgewicht der inneren Kräfte beeinflussen können. Auch die Wahl des Modellierungsansatzes und die Verwendung von gefrästen Proben können die Zuverlässigkeit des geschätzten Elastizitätsmoduls beeinflussen (Carretta et al., 2013a; Carretta et al., 2013b; Bevill et al., 2009; Wu et al. 2018).

Der Elastizitätsmodul des trabekulären Knochens wird zudem von verschiedenen Einflussfaktoren beeinflusst, darunter die Knochenzusammensetzung, physiologischen Bedingungen und äußeren Umwelteinflüssen. Korrelationen zwischen dem E-Modul und dem Kalziumgehalt wurden nachgewiesen ebenso wie Unterschiede zwischen verschiedenen anatomischen Stellen und pathologischen Zuständen. Auch das Alter und der Feuchtigkeitsgehalt des Knochens spielen eine Rolle. Die natürliche Schwankung des Elastizitätsmoduls zwischen Individuen und innerhalb desselben Knochens reflektiert die Vielfalt der trabekulären Struktur und Materialeigenschaften. Die Bandbreite des Elastizitätsmoduls liegt zwischen 1 und 22,3 GPa, wobei die Variation auf die komplexe Struktur und die methodischen Einschränkungen zurückzuführen ist (Currey, 2003; Smith et al., 2010; Tjhia et al., 2012; Wagner et al., 2011; Ashman und Rho, 1988; Hoffler et al., 2000; Hengsberger et al., 2002; Roschger et al., 2003; Wolfram et al., 2009; Norman et al., 2008; van Ruijven et al., 2003; Hou et al., 1998; Wu et al. 2018).

3.3 Technische Grundlagen

3.3.1 Aufbau eines Knochens

Das Knochengewebe stellt eine äußerst widerstandsfähige Form des Binde- und Stützgewebes dar und bildet das Skelett des Menschen. In allen Wirbeltieren bildet das innere Knochenskelett die grundlegende Struktur des Stützapparates und setzt sich beim Menschen aus etwa 208 bis 212 Knochen zusammen. Es existieren erhebliche Unterschiede in den Geometrien der Knochen, die von ihrer Form, Position und den auf sie wirkenden Belastungen abhängen. Die herkömmliche Klassifikation von Knochen erfolgt anhand ihrer Entstehung, Morphologie oder Form (Clauss und Clauss 2018; Schiebler und Korf 2007a).

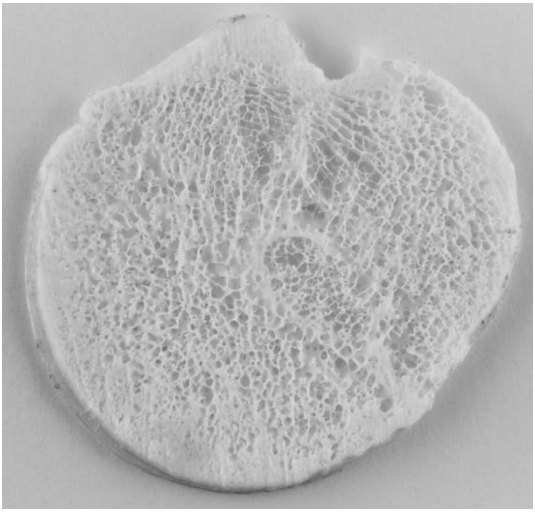


Abbildung 3: Abbildung des spongiösen und kortikalen Knochens im Querschnittsverlauf des proximalen Femurs

Morphologisch kann Knochengewebe in eine äußere, harte Schicht, die sogenannte Kortikalis (*substantia compacta)*, und ein inneres schwammartiges Gewebe, der Spongiosa (*substantia spongiosa)*, unterteilt werden. Das

schwammartige Gewebe besteht aus einzelnen Trabekeln, die in einem Schnittbild wie "Bälkchen" erscheinen (vgl. Abb. 3). Räumlich betrachtet handelt es sich um stabförmige oder plattenförmige Strukturen mit einer durchschnittlichen Dicke von etwa 150 µm, die bei allen Spezies ungefähr gleich ist (Clauss und Clauss 2018; Schiebler und Korf 2007a).

Die proportionale Verteilung von platten- und stabförmigen Strukturelementen variiert zwischen den einzelnen Knochen und Spezies. Die Ausbildung dieser Trabekel ermöglicht eine Reduzierung der Knochensubstanz und somit eine Gewichtsreduktion bei gleichbleibender Stabilität. Aufgrund der ständigen Umbauprozesse im Knochen kann die trabekuläre Struktur eine dynamische Anpassung an unterschiedliche Belastungssituationen gewährleisten. Dies bedeutet, dass die Einzeltrabekel sich in Richtung der Knochenbelastungen ausrichten. Somit tragen die Knochentrabekel maßgeblich zur Stabilität des Knochens bei (Schiebler und Korf 2007b; Wolff 1991).

Beispielhafte Bilder von Einzeltrabekeln sind in Abbildung 4 dargestellt. Die Geometrien der dargestellten Trabekel variieren in der Länge zwischen 1 mm bis 3 mm und im Durchmesser zwischen 0,1 mm bis 0,4 mm (Schiebler und Korf 2007a; Wolff 1991)

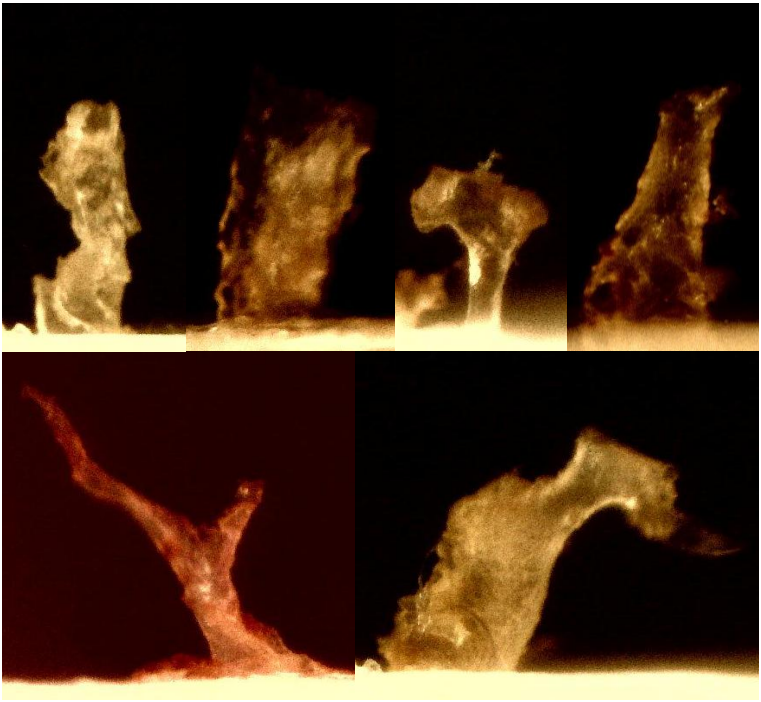


Abbildung 4: Abbildung humaner Trabekel aus dem proximalen Femur, aus Auswertungen der entwickelten Prüfmaschine

3.3.2 Elastizitätsmodul

Zur Materialcharakterisierung wird häufig der Elastizitätsmodul verwendet, ein Werkstoffkennwert aus dem Bereich der Werkstofftechnik. Dieser Modul beschreibt den proportionalen Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung, insbesondere bei der Verformung fester Körper mit einem linear elastischen Verhalten. Typischerweise erfolgt die Bestimmung des E-Moduls durch einen Zugversuch. Ein größerer E-Modul weist darauf hin, dass das Material widerstandsfähiger gegen plastische Verformung ist (Bargel und Schulze 2018; Gottstein 2014).

Bei einer einachsigen Belastung wird der E-Modul als die Steigung des Graphen innerhalb des linearen Elastizitätsbereichs eines Spannungs-Dehnungs-Diagramms definiert. Der E-Modul wird in Spannungseinheiten angegeben (Bargel und Schulze 2018; Gottstein 2014). Aus Gründen der Vereinheitlichung wird der E-Modul in dieser Arbeit wie in der zitierten Studien in Gigapascal angegeben. Die mechanische Normalspannung wird mit " σ " und die Probendehnung mit " ε " bezeichnet.

Letztere beschreibt die Längenänderung der Probe im Verhältnis zu ihrer ursprünglichen Länge (Tipler et al. 2019). Die Berechnung des E-Modul erfolgt somit durch:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = const. \qquad \text{(Gleichung 1)}$$

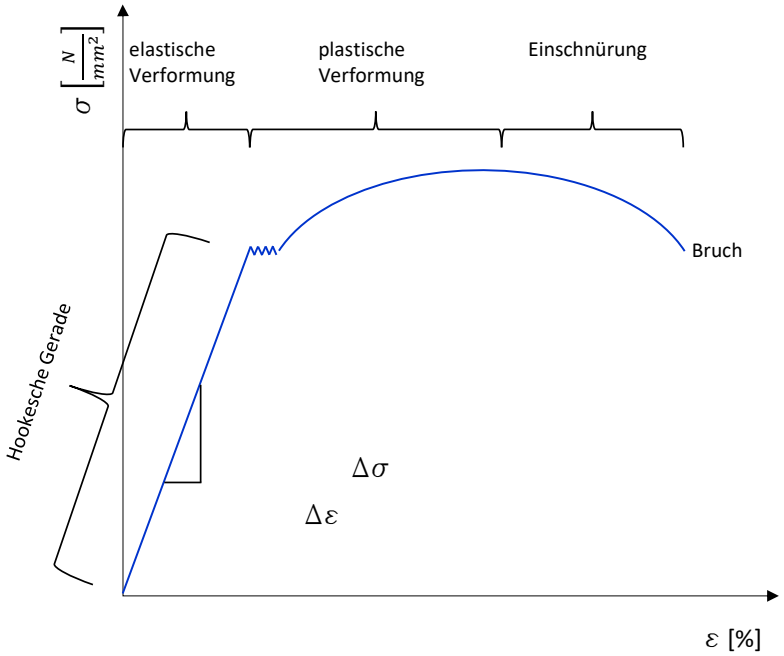


Abbildung 5: Schematische Darstellung eines charakteristischen, idealisierten Spannungs-Dehnungs-Verlaufs eines linear elastischen Werkstoffs

Der charakteristische Verlauf des Spannungs-Dehnungs-Diagramms in einem Zugversuch zeigt zunächst einen linear ansteigenden Bereich, auch als Hookesche Gerade bekannt. Innerhalb dieses Bereichs erfolgt jede Verformung elastisch, was bedeutet, dass die Messprobe nach dem Entfallen der Kraft in ihre Ursprungsform zurückkehrt. Der darauffolgende, wellenförmige Abschnitt kennzeichnet die Fließzone, in der der Werkstoff über seinen elastischen Bereich hinaus belastet wird. In diesem Stadium steigt die Spannung stark an und der Werkstoff beginnt sich zu verfestigen. Die Verformung des Materials wird vollständig plastisch. Nach Erreichen des Höhepunkts beginnt die Messprobe

sich lokal einzuschnüren und zu dehnen und die Spannung nimmt bis zum Bruch stark ab (Bargel und Schulze 2018; Gottstein 2014).

Für die Messung des E-Modul mittels eines Kragenträger Biegeversuchs kann ein Versuchsaufbau verwendet werden, der schematisch in Abbildung 6 dargestellt ist. Eine Messprobe, in diesem Fall eine Knochen-Trabekel, wird einseitig eingespannt und in einem Abstand "l" zur Anspannung mit einer Kraft "F" belastet. Bei einem Einzeltrabekel kann die Ausbildung eines Lagers, also der Befestigung desselben, durch das Einklemmen zwischen zwei Objektträgern erfolgen.

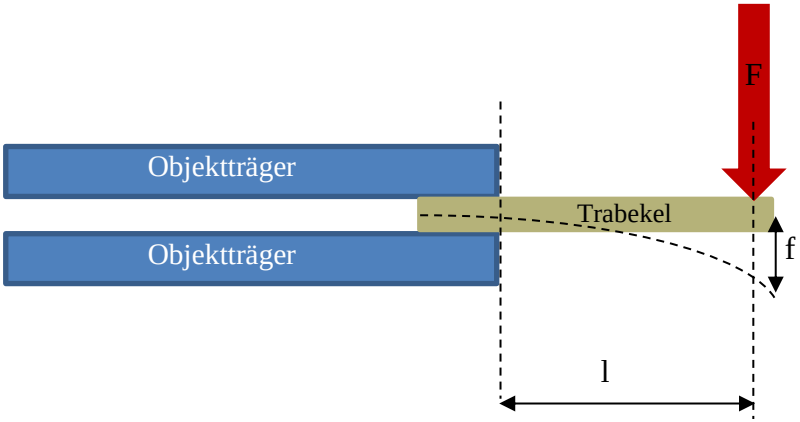


Abbildung 6: Schematische Darstellung eines Kragenträger Biegeversuchs

Wird das E-Modul aus einem Biegeversuch berechnet, so muss die allgemeine Formel dahingehend modifiziert werden, dass der Abstand der Belastung zum Lager der Messprobe sowie deren Flächenquerschnitt berücksichtigt werden. Der Flächenquerschnitt wird mittels des Flächenträgheitsmoments in die Formel inkorporiert (Gomeringer et al. 2014; Tipler et al. 2019). Daraus ergibt sich:

$$f = \frac{F * l^3}{3 * E * I} \rightarrow E = \frac{F * l^3}{3 * f * I} \qquad \text{(Gleichung 2)}$$

Hierbei bedeuten:

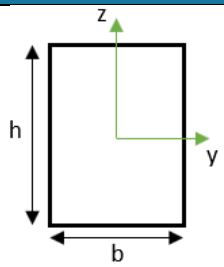
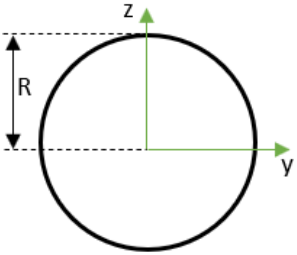
Tabelle 6: Bedeutung und Einheiten der Formelzeichen der Gleichung 2

Formelzeichen	Bedeutung	Einheit
E	Elastizitätsmodul	$\frac{N}{mm^2}$
F	max. Kraft, die auf den Probenkörper ausgeübt wird	N
f	Durchbiegung bei Belastung F	mm
l	Abstand zwischen den Widerlagern	mm
I	Flächenträgheitsmoment	mm^4

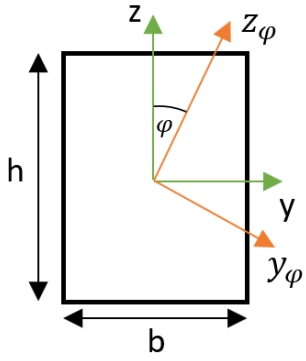
Flächenträgheitsmomente spielen eine entscheidende Rolle in der Strukturanalyse von Bauteilen und Materialien. Sie beschreiben die Widerstandsfähigkeit eines Querschnitts gegenüber Biege- und Torsionsbeanspruchungen. Das Flächenträgheitsmoment ist ein maßgeblicher Parameter, der die Verteilung der Materialmasse im Querschnitt berücksichtigt und somit Aufschluss über die strukturelle Steifigkeit eines Bauteils gibt.

Für geometrisch einfache Formen wie Kreise und Rechtecke lassen sich die Flächenträgheitsmomente vergleichsweise einfach berechnen. Im Falle eines Kreises mit Radius R und Bezug zur Hauptachse ergibt sich das Flächenträgheitsmoment 2. Grades folgendermaßen (Tipler et al. 2019):

Tabelle 7: Flächenträgheitsmomente 2. Ordnung von Kreis- bzw. Rechteckgeometrie

Geometrie	Fläche	Axiales Flächenmoment 2.Grades	
		um y-Achse	um z-Achse
	$A = b * h$ (Gleichung 3)	$I_y = \frac{b * h^3}{12} = A * \frac{h^2}{12}$ (Gleichung 4)	$I_z = \frac{h * b^3}{12} = A * \frac{b^2}{12}$ (Gleichung 5)
	$A = \pi * R^2$ (Gleichung 6)	$I_y = I_z = \frac{\pi * r^4}{4}$ (Gleichung 7)	

Wenn die Hauptachsen des Querschnitts um einen Winkel φ gedreht werden, ändert sich das Flächenträgheitsmoment und kann wie folgt berechnet werden.



$$I_{y_\varphi} = \frac{1}{2}(I_y + I_z) + \frac{1}{2}(I_y + I_z) * cos(2\varphi)$$

(Gleichung 8)

$$I_{z_\varphi} = \frac{1}{2}(I_y + I_z) - \frac{1}{2}(I_y + I_z) * cos(2\varphi)$$

(Gleichung 9)

Wie in diesem Kapitel beschrieben, werden für die Berechnung des E-Modul eine vorliegende Kraft und die Durchbiegung der Messprobe am Ort der Krafteinleitung benötigt. Um dies zu messen, werden in der vorliegenden Arbeit jeweils ein Sensor verwendet, deren Funktionsweise im Folgenden kurz beschrieben werden (Gomeringer et al. 2014; Tipler et al. 2019).

3.3.3 Funktionsweise und Auswertung Kraftaufnehmer

Viele der gängigen Kraftaufnehmer basieren auf Dehnungsmessstreifen (DMS), die aus elektrischen Leitern bestehen, die mäanderförmig auf einer Folie angebracht sind. Wenn diese Leiter gestaucht oder gedehnt werden, ändert sich ihr elektrischer Widerstand. Zur Herstellung eines einfachen Kraftaufnehmers wird ein Federkörper benötigt, auf dessen Oberfläche der DMS aufgebracht werden kann. Ein einfacher Fall eines solchen Federkörpers ist ein Stahlzylinder. Dieser wird durch äußere Belastung gestreckt oder gestaucht, was zu mechanischen Spannungen im Material und somit zu einer Dehnung des Zylinders und des darauf aufgebrachten DMS führt (Keil 2017; Hottinger Brüel & Kjaer 2024).

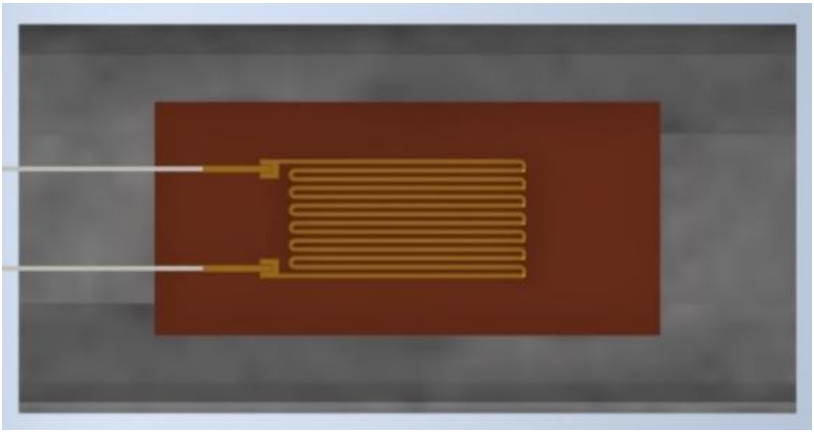


Abbildung 7: Schematische Darstellung eines DMS auf einer Trägerfolie, welche auf einen Federkörper aufgebracht ist

Für die Messung komplexer Verformungen ist es notwendig, mehrere DMS miteinander zu verschalten. Traditionell werden dafür vier DMS zu einer Wheatstone'schen Brückenschaltung verbunden. Das Ausgangssignal von einzelnen DMS oder einer Brückenschaltung gibt Auskunft darüber, wie stark die Verformung des Federkörpers ist, woraus die einwirkende Kraft berechnet werden kann. Das Funktionsprinzip eines Kraftaufnehmers besteht mathematisch ausschließlich aus linearen Zusammenhängen. Die wirkende Kraft ist proportional zur mechanischen Spannung und diese wiederum ist proportional zur Dehnung des Materials. Schließlich ist die Widerstandsänderung des DMS proportional zur Dehnung des Federkörpers (Keil 2017; Hottinger Brüel & Kjaer 2024).

Für die Auswertung solcher Kraftaufnehmer ist es ausreichend, die Spannung bei zwei bekannten Belastungszuständen zu kennen. Traditionell wird für den ersten Messpunkt die Spannung des DMS im Ruhezustand gemessen, also ohne Einwirkung äußerer Kraft. Für den zweiten Messpunkt erfolgt eine Belastung des Kraftaufnehmers mit einer bekannten, konstanten Kraft. Durch die so erhaltenen Messpunkte kann eine Regressionsgerade erstellt werden, die den linearen Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung innerhalb der Messbereiche eines Kraftaufnehmers beschreibt (Keil 2017; Hottinger Brüel & Kjaer 2024).

3.3.4 Funktionsweise und Auswertung optoelektrischer, inkrementeller Messgeber

Die Funktionsweise von optoelektrischen Messgebern beruht auf dem Prinzip der Lichtschranken. Ein mit Strichgitter versehenes Band bzw. eine damit versehene Scheibe aus Glas, Metall oder Spezialkunststoff bildet die Blende, welche von einer Lichtquelle bestrahlt wird. Die während der Bewegung entstehenden Lichtimpulse werden von einem optischen System erfasst und in elektrische Signale umgewandelt. In einer grundlegenden Ausführung dieses

Messsystems befindet sich zwischen Sender und Empfänger ein Rasterstreifen mit lichtdurchlässigen (weißen) und lichtundurchlässigen (schwarzen) Segmenten. Eine alternative Variante besteht darin, dass Sender und Empfänger nebeneinanderliegen und der Rasterstreifen reflektierende (weiße) und nicht reflektierende (schwarze) Segmente aufweist. Bei einer relativen Bewegung des Rasterstreifens zum Sender-Empfänger-Komplex ändert sich der auftreffende Lichtstrom auf dem Empfänger. Dies führt zu einem Wechselsignal, das im Empfänger in ein elektrisches Signal umgewandelt wird. Normalerweise wird dieses Signal verstärkt und durch einen Schmitt-Trigger[4] in ein digitales, auswertbares Rechtecksignal umgewandelt. Eine schematische Darstellung dieses Prinzips ist in der folgenden Abbildung 8 zu sehen (Bernstein 2013; Parthier 2020).

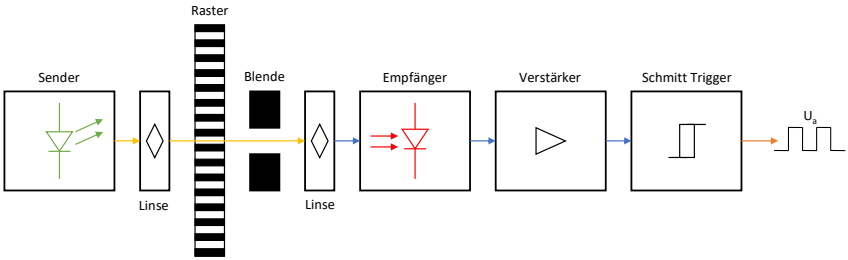


Abbildung 8: Wirkprinzip optoelektrischer Messaufnehmer mit nachgeschalteter Auswerteelektronik

Die Frequenz des Rechtecksignals korreliert mit der relativen Bewegungsgeschwindigkeit des Rasterstreifens im Vergleich zum Sender-Empfänger-Komplex. Durch die Addition der Impulse kann bei bekannter Auflösung, hier die Breite der Rasterstreifenelemente, die

[4] Die Schmitt-Trigger-Schaltung kann als Grenzwertschaltung bezeichnet werden. Überschreitet eine Eingangsspannung einen festgelegten Spannungsgrenzwert, so springt ein Signal von einem Ruhezustand in einen Arbeitszustand. Unterschreitet die Eingangsspannung den Grenzwert, so erfolgt eine Umschaltung vom Arbeitszustand in den Ruhezustand (Schneeberger 2019).

zurückgelegte Strecke ermittelt werden. Anhand der zurückgelegten Strecke und der Impulse pro Zeiteinheit lassen sich die Geschwindigkeit und die Beschleunigung berechnen. Die Auswertung der Impulsanzahl erfolgt durch die Identifizierung der Flanken der Einzelimpulse. Je nachdem, wie viele Flanken ausgewertet werden, wird zwischen Einflanken-, Zweiflanken- und Vierflankenauswertung unterschieden (vgl. Abbildung 9). Bei der Einflankenauswertung wird nur eine Flanke eines Kanals gezählt (I). Ein Messschritt entspricht also einer digitalen Signalperiode. In der Zweiflankenauswertung werden sowohl die steigende als auch die fallende Flanke eines Kanals gezählt (I und II). Hier entspricht ein Messschritt einer halben Signalperiode. Bei der Vierflankenauswertung werden ebenfalls sowohl die steigende als auch die fallende Flanke betrachtet, jedoch von beiden Kanälen (I, II, III und IV). Ein Messschritt entspricht somit einer viertel Signalperiode. Die Wahl der Auswertung hat einen direkten Einfluss auf die theoretische Auflösung des Sensors (Bernstein 2013; Parthier 2020).

Die theoretische Auflösung A kann mit

$$A = \frac{Eingangssignalperiode}{Interpolationsfaktor * ausgewertete\ Flanken} \qquad \text{(Gleichung 10)}$$

beschrieben werden. Die Eingangssignalperiode sowie der Interpolationsfaktor können sowohl beeinflussbar als auch vom Hersteller festgelegt sein. Beim Gleichbleiben der beiden Werte ist ersichtlich, dass die theoretische Auflösung über eine Vierflankenauswertung um den Faktor 4 größer ist, als bei der Auswertung über eine Flanke (Bernstein 2013)

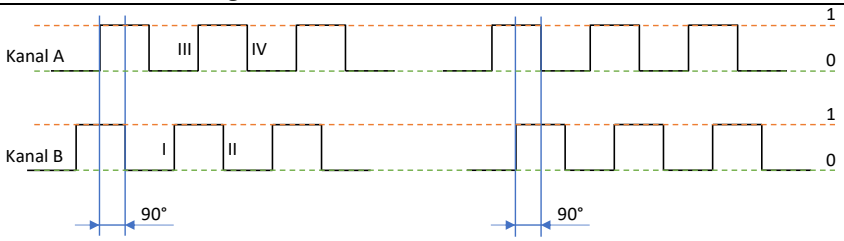


Abbildung 9: Schematische Darstellung eines Zweikanals (A, B), 90° phasenverschobenen Quadratsignals sowie die Bezeichnung der für die Ein- Zwei- und Vierflankenauswertung notwendigen Flanken (I - IV)

3.3.5 Pulsweitenmodulation

Die Pulsweitenmodulation (PWM) ist eine digitale Modulationsmethode, die hauptsächlich in der Steuerungs- und Regelungstechnik eingesetzt wird. Sie findet insbesondere Anwendung bei der Steuerung großer, träge Lasten wie z.B. Motoren. Dabei wird eine elektrische Spannung mit konstanter Frequenz zwischen zwei festen Werten umgeschaltet, wodurch ein Rechteckimpuls moduliert wird. Die Breite und Länge dieses Impulses können variabel eingestellt werden. Das Verhältnis zwischen der Pulsweite und der Periode (vgl. Abb. 10) wird als Tastverhältnis bezeichnet (Peddapelli 2017; Schröder und Marquardt 2019).

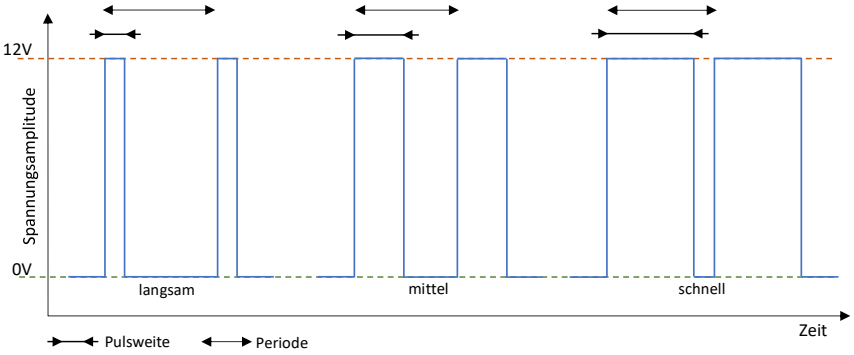


Abbildung 10: Schematische Darstellung eines PWM-Signals mit einem niedrigen (links), mittleren (Mitte) und hohem (rechts) Tastgrad

Die Pulsweitenmodulation (PWM) ermöglicht eine effizientere Leistungssteuerung im Vergleich zur Regelung durch eine variierbare, konstante Spannung, da die Last durch das Tastverhältnis gesteuert wird. Durch den Wechsel zwischen maximaler und minimaler Spannung am Endverbraucher entsteht im Durchschnitt eine niedrigere anliegende Spannung im Vergleich zu

einer dauerhaft vorhandenen Spannung, was den Energieverlust verhindert oder erheblich reduziert (Peddapelli 2017; Schröder und Marquardt 2019).

Abbildung 10 zeigt, wie eine Last, wie zum Beispiel ein Motor, mit unterschiedlichen Pulsweiten in drei verschiedenen Geschwindigkeiten gesteuert werden kann. Mit zunehmendem Tastverhältnis dreht sich der Motor schneller. Die Motorsteuerung mittels PWM zeichnet sich durch eine konstante Amplitude sowie variable Pulsweite und Periodendauer aus. Durch die PWM ist es möglich, Verbraucher wie Motoren mit einer höheren Spannung als ihrer Nennspannung zu betreiben. Die Variation der Pulsweiten ermöglicht es, die am Verbraucher anliegende durchschnittliche Spannung oder die vom Verbraucher aufgenommene Leistung zu reduzieren (Peddapelli 2017; Schröder und Marquardt 2019).

3.3.6 Grundlagen Optik

Die Erzeugung eines scharfen Bildes bei einer Kamera mit fester Brennweite lässt sich durch grundlegende optische Prinzipien erklären. Ein entscheidender Parameter hierbei ist die Brennweite (f) der Linse. Die Linsengleichung beschreibt das Verhalten von Lichtstrahlen beim Durchgang durch eine dünne Linse (Tipler et al. 2019). Sie lautet:

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{b} + \frac{1}{g}$$

(Gleichung 11)

Hierbei steht „f“ für die Brennweite der Linse, „b“ für den Bildabstand und „g“ für den Gegenstandsabstand. Gemäß dieser Gleichung müssen parallel einfallende Strahlen nach dem Durchgang durch die Linse im Fokuspunkt aufeinandertreffen.

Bei einer festen Brennweite bleibt die Brennweite konstant und die Kamera ist darauf ausgerichtet, sich auf einen bestimmten Fokuspunkt zu konzentrieren. Das bedeutet, dass die Einstellung der Brennweite nicht verändert werden kann, um die Schärfe anzupassen. Daher ist es entscheidend, die Gegenstandsweite „g“ und den Bildabstand „b“ entsprechend zu wählen, um ein scharfes Bild zu erhalten (Tipler et al. 2019).

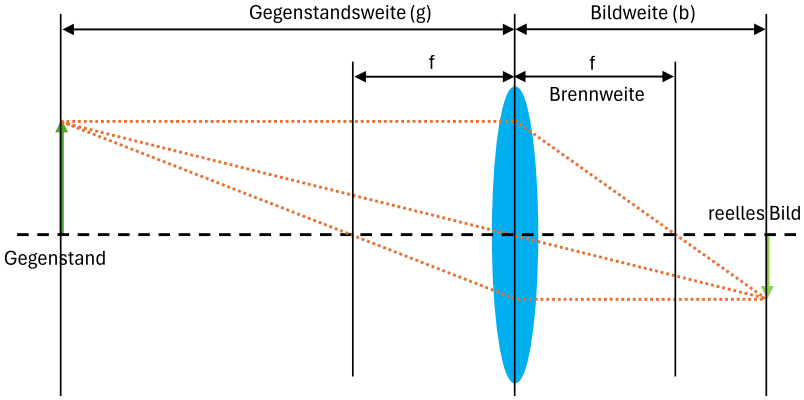


Abbildung 11: Schematische Darstellung des Abbildungsgesetzes von Brechungslinsen

Ein weiterer Faktor, der bei der Verwendung von optischen Messsystemen zur Vermessung von Messobjekten bedacht werden muss, ist die Winkelverzerrung. Die Winkelverzerrung, auch als optische Verzerrung bekannt, tritt auf, wenn ein Kamerasystem dazu neigt, Objekte in den Randbereichen des Bildes verzerrter Darzustellen, als Objekte im Zentrum. Dies kann zu Verzerrungen führen, die besonders bei Messungen oder der Wahrnehmung von Größen und Abständen problematisch sind. Ein häufiges Beispiel ist die Verzerrung von Objekten in den Randbereichen eines Weitwinkelobjektivs, die dazu führen kann, dass sie gestreckt oder verzerrt erscheinen (Lowe 2004; Zhang 2000).

Diese Art der Verzerrung kann verschiedene Ursachen haben, darunter chromatische Aberration, sphärische Aberration und astigmatische Aberration. Sie kann auch durch die spezifische Konstruktion des Objektivs und des Kamerasensors beeinflusst werden (Lowe 2004; Zhang 2000).

Um die Auswirkungen der Winkelverzerrung zu minimieren, werden in der Fotografie und der optischen Messtechnik oft spezielle Korrekturmaßnahmen angewendet. Dazu gehören die Verwendung von asphärischen Linsenelementen, die digitale Bildkorrektur und die Kalibrierung des Kamerasystems (Lowe 2004; Zhang 2000).

4 Material und Methode

Zunächst soll die Entscheidung über die Versuchsmethode der zu entwickelnde Prüfmaschine dargestellt werden. Weiterhin werden die für diese Prüfmaschine verwendeten Materialien, wie Sensoren, Messkarten, Motoren, Motorsteuergeräte etc. beschrieben. Ebenso werden Programme, mit denen die Software erstellt oder das technische Design der Prüfmaschine umgesetzt wird, angegeben. Abschließend werden die verwendeten statistischen Methoden angegeben.

4.1 Begründung für die Wahl eines Biegeversuchaufbaus für diese Arbeit

Die methodologische Auswahl eines Kragenträger Biegeversuchs (vgl. Kap. 3.3.2) zur Ermittlung des Elastizitätsmoduls in der vorliegenden Arbeit ist das Resultat einer sorgfältigen Abwägung, gestützt auf einschlägige Forschungsergebnisse und die spezifischen Herausforderungen, die trabekuläre Strukturen mit sich bringen. Die Präzision dieses Versuchsaufbaus stellt einen entscheidenden Faktor dar, insbesondere vor dem Hintergrund der bekannten Heterogenität trabekulärer Gewebes. Frühere Studien haben die Umformung von Trabekeln zu regelmäßig geformten Balken mittels Fräsprozessen in Erwägung gezogen, um Variationen zu minimieren. Während der Fräsprozess als unbedenklich für Tests an kortikalem Knochen betrachtet wurde, bleibt seine Auswirkung auf trabekuläres Gewebe unklar, da er die mikrostrukturellen Eigenschaften beeinflussen kann (Choi et al. 1990; Choi und Goldstein 1992).

In fortgeschrittenen Studien wurde auf die Manipulation einzelner Trabekel verzichtet, wobei dennoch für die Berechnungen ein hypothetisch homogener Querschnitt angenommen wurde. Um Fehler aufgrund dieser Annahme zu minimieren, erfolgte vor den Versuchen eine detaillierte Bewertung der

Trabekelabmessungen. Nur solche Trabekel, die ein tolerierbares Verhältnis (definiert als 1,3:1 zwischen Haupt- und Nebenachse des Querschnitts) aufwiesen, wurden in die Prüfung einbezogen (Busse et al. 2009).

Die Auswahl des Biegeversuchs offenbart den Vorzug einer vergleichsweise unkomplizierten Probenvorbereitung im Vergleich zu anderen Versuchsmethoden, etwa Zugversuchen, die mit potenziellen Fehlerquellen wie ungenauen Verschiebungsmessungen und fehlerhafter Ausrichtung der Mittellinie der Probe zur Belastungsachse behaftet sind (Lucchinetti 2000). Zudem identifizierten Druckversuche an trabekulären Proben ähnliche Herausforderungen hinsichtlich der Schätzung der Kontaktflächen zwischen Messprobe und Prüfmaschine (Carretta et al. 2013a; Carretta et al. 2013b).

Die Wahl des Biegeversuchs vereint eine unkomplizierte Durchführung mit bereits durchgeführten Vorversuchen im Rahmen der vom Verfasser dieser Arbeit durchgeführten Masterthesis. Die Vorversuche evaluierten die Sinnhaftigkeit der Bestimmung von E-Moduln aus Kragenträgerversuchen und ermöglichten die Verwendung vorhandener Sensoren ohne zusätzliche Beschaffungskosten (Harz 2021).

Die Entscheidung für einen Kragenträgerversuch zeugt weiterhin von der Effizienz dieses Ansatzes, da keine umfassende Vorbereitung der Trabekel erforderlich ist. Insbesondere die Positionierung und Einspannung der Messproben ist bei einer einseitigen Aufhängung bei Kragenträger im Vergleich zu einem 3-Punkt-Biegeversuch, bei welchem zwei Einspannungen der Messprobe benötigt werden, deutlich leichter. Die leichtere Ausrichtung der Messprobe, führt im Umkehrschluss auch zu weniger potenziellen Fehlerquellen hinsichtlich der akkuraten Messung der Materialeigenschaften. Diese Auswahl ermöglicht somit eine gezielte Untersuchung der trabekulären Elastizitätsmodule unter Berücksichtigung der natürlichen Form und Struktur der Trabekel.

Zusammenfassend basiert die Wahl des Biegeversuchs auf der Notwendigkeit, die heterogene Natur der trabekulären Strukturen zu berücksichtigen, sowie auf den vorangegangenen Vorversuchen, die die Eignung dieses Versuchsaufbaus für die geplante Untersuchung mittels Biegeversuch bestätigten.

4.2 Verwendeter Computer

Für die Konstruktion, Auswertung sowie das Programmieren der Auswertungssoftware steht ein Computer mit Microsoft® Windows© 10 Education (Intel® Core™ i7-3930 @ 3,20GHz, 64GB RAM, NVIDIA® GeForce® GTX 570 zur Verfügung.

Als Mess- und Auswertungscomputer wird ein Lenovo™ Legion 5 Pro mit Windows© 11 Pro, AMD Ryzen 5 5600H, 32GB RAM und NVIDIA® GeForce® RTX 3060 Laptop GPU verwendet.

4.3 Verwendete Software

Für die Konstruktion der Prüfmaschine und die Erstellung technischer Zeichnungen, wird Autodesk® Inventor® Professional 2022 (Autodesk Inc., Kalifornien, Vereinigte Staaten) verwendet. Die Datenauswertung erfolgt mittels MatLab R2022b (The MathWorks Inc., Kalifornien, Vereinigte Staaten). Weiterhin wird für die Datenauswertung Microsoft® Excel 2016 (Microsoft, Washington, Vereinigte Staaten) angewendet. Für die Programmierung des Arduino UNO REV 3 wird Arduino IDE 1.8.13 (Arduino SA, Lugano, Schweiz) benutzt. Weitere Software, welche verwendet wird, um Sensoren, Messkarten und das verwendete Kamerasystem anzusteuern, sind die im Folgenden aufgelisteten Matlab internen Add-Ons: Data Acquisition Toolbox Version,Data Acquisition Toolbox Support Package for National Instruments Ni-DAQmx Devices Version 22.2.0, Image Aquisition Toolbox Version 9.15,

Image Processing Toolbox Version 11.6, Matlab Support Package for Arduino Hardware Version 22.2.0, Matlab Support Package for USB Webcams Version 22.2.0.

4.4 Verwendete Sensorik und Messkarte

Für die beschriebene Prüfmaschine werden zwei Sensoren verwendet. Der inkrementelle Wegsensor und der Kraftaufnehmer werden im Folgenden kurz beschrieben.

Der Kraftaufnehmer ist ein S2M Kraftaufnehmer der Firma Hottinger Baldwin Messtechnik (HMB GmbH, Darmstadt) mit einem Messbereich von 0 – 10N und einer minimalen Linearitätsabweichung, Hysterese und Querkrafteinfluss von 0,02%.

Als Wegsensor wird die MINISCALEPLUS der Firma Schneeberger (Schneeberger Lineartechnik, Roggwil, Schweiz) verwendet. Dieser besteht aus durchgehärtetem Stahl und weist eine Oberflächengüte von Ra = 0,4-1,6, eine Vorspannklasse V1 sowie eine Genauigkeitsklasse G1 auf. Der Sensor verfügt über eine Auflösung von 0,1µm mit einer Genauigkeit von ±5µm pro 1000mm. Darüber hinaus weist der Sensor eine Wiederholungsgenauigkeit von ±0,1µm unidirektional und ±0,2µm bidirektional auf.

Als Messkarte steht eine Ni USB-6002 der Firma National Instrument (National Instruments, Texas, Vereinigte Staaten) zur Verfügung. Die Messkarte besitzt 4 differentielle, respektive 8 single-ended analoge Eingangskanäle. Diese können mit einer Auflösung von 16 Bit à max. 50 kHz verwendet werden.

4.5 Verwendeter Motor und Motorsteuerung

Der verwendete Motor sowie die dazugehörige Motorsteuerung wurde von der Onlineplattform Walfront akquiriert. Als Motor wird ein 12V DC Motor (AL03-12-A1-155-50-C11) mit einer maximalen Zug- und Drucklast von 1500N, einer Übersetzung von 1:1 und einer Hublänge von 50 mm, mit einem passenden Motorantriebsmodul BTS7960 (Shenzhen Yibai Network Technology Co., Ltd, Guangdong, China) verwendet. Ebenso wird ein Nema 23 Schrittmotor Modell 23HP45-4204S verwendet. Dieser wurde von der Onlineplattform Stepperonline akquiriert. Er verfügt über ein maximales Haltemoment von 3Nm und einer Schrittwinkelauflösung von 1,8°.

Für eine präzise, digitale Ansteuerung des Motors wird ein Arduino Mega 2560 Rev3 Arduino SA, Lugano, Schweiz) mit einem passenden Motorantriebsmodul TB6600 (Shenzhen Yibai Network Technology Co., Ltd, Guangdong, China) verwendet.

4.6 Verwendete Universalprüfmaschine / Validierungsmaschinen

Die zur Verfügung stehenden Universalprüfmaschine ist eine Inspekt table *blue* 20 (Hegewald und Peschke Meß- und Prüftechnik GmbH, Nossen). Diese verfügt über einen Messbereich von 0N - 20kN. Die Messelektronik gewährleistet im Bereich von 0,8 – 100% der Nennlast eine Messgenauigkeit der Klasse 1 nach DIN EN ISO 7500 und eine Wegauflösung von < 1 Mikrometer.

Als Sensoren, mit welchen die Validierungsmessungen der Wegstrecke verwendet werden, stehen induktive Messtaster (Millimar P2010 FA, Mahr GmbH, Göttingen, Deutschland) zur Verfügung. Diese besitzen einen Messbereich von ± 5 mm und eine Auflösung von 0,1µm. Der Sensor besitzt eine

Linearitätsabweichung von 4 µm im Messbereich von ± 2,0 mm und 20 µm im Messbereich von ± 5,0 mm.

4.7 Verwendete Kamera und Objektiv

Bei der verwendeten Kamera handelt es sich um eine Svpro 4k Ultra HD Webcam (Shenzhen Shi Tong Tian Xia Keji You XiannGongsi, Shenzhen, China). Diese verfügt über einen Sony IMX 317 Chip und wurde ausgewählt, da für Chips von Sony eine umfangreiche Bibliothek für Matlab vorhanden ist. Als Objektiv wurde ein achromatisches, planares Mikroskop Objektiv mit 10-facher Vergrößerung der Marke Walfront verwendet (Wuhan jingchenglangan shengwu keji youxian gongsi, Wu Han, China). Der Hersteller gibt an, dass das Objektiv über keine Winkelverzerrung verfügt. Genaue Angaben hierzu sind nicht auffindbar.

4.8 Gewinnung humaner Trabekelmessproben für Probemessungen

Für die abschließende Validierung der Prüfmaschine dienen Knochentrabekel als finale Messobjekte. Die umfassende Analyse der einzelnen Trabekel erfolgt separat im Rahmen von vier medizinischen Doktorarbeiten, die von einer Arbeitsgruppe unter der Leitung von Prof. Dr. med. Christian Fölsch und Dr. Alexander Jahnke durchgeführt werden. Bis zum Zeitpunkt der Verfassung dieser Arbeit wurden bereits mehr als 1300 Einzeltrabekel vermessen. Für die vorliegende Untersuchung wurden zufällig 15 Messungen aus einem vorhandenen Kollektiv von entnommenen Trabekeln nativer humaner Femora ausgewählt. Die Resultate dieser Auswertungen werden in den Ergebnissen präsentiert, um nachzuweisen, dass das Messsystem Ergebnisse liefert, die im Bereich der in der Literatur angegebenen Werte liegen.

Die Probenentnahme aus den Knochen erfolgt in standardisierten Verfahren. Dabei werden Platten aus Femurköpfen herausgesägt. Aus diesen Scheiben werden zylindrische Messproben entnommen, die sich, wie in Abbildung 12 veranschaulicht, im Zentrum oder auf einem der Schnittpunkte der Achse mit einem der Kreise befinden. Diese Schnittpunkte liegen jeweils bei 33% bzw. 66% des Scheibendurchmessers. Es werden demnach insgesamt 9 zylindrische Messproben entnommen. Nachfolgend werden aus diesen Zylindern einzelne Trabekel durch medizinisches Personal freipräpariert (Fölsch et al. 2020).

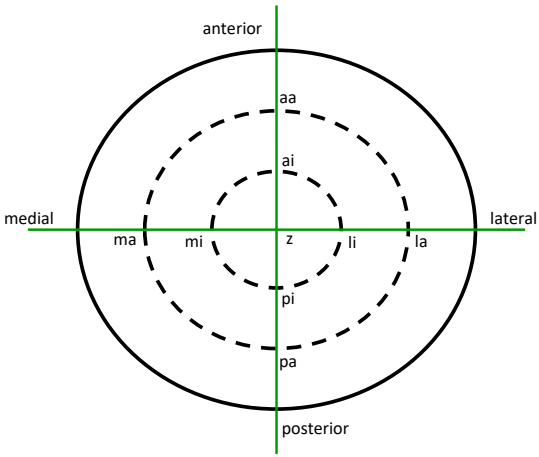


Abbildung 12: Übersicht der Entnahmepositionen von Trabekelproben im Knochenquerschnitt des proximalen Femurs

4.9 Statistische Methoden

Die statistischen Auswertungen erfolgen mithilfe des Programms Matlab R2022b (The MathWorks Inc., Kalifornien, Vereinigte Staaten). Die Ausgabe der Testergebnisse erfolgt, wenn nicht anders angegeben, in Klartextform. Als Parameter werden sowohl Minimal- und Maximalwert als auch der Median

verwendet. Das arithmetische Mittel (*Mittel, Mean*) und die zugehörige Standardabweichung (*SD*) werden regelhaft angegeben.

4.10 Statistische Tests zu Verteilungsanalyse und Gruppenvergleich

Die Normalverteilung der Messergebnisse wird mithilfe des Kolmogorow-Smirnow-Tests mit Lilliefors-Korrektur und des Anderson-Darling Tests geprüft. Ein signifikantes Testergebnis deutet auf eine Abweichung von der Normalverteilung hin. Dabei werden spezielle Signifikanzlevels nach Lilliefors angewendet, um präzisere Ergebnisse zu erzielen (Janssen und Laatz, 2017). Bei einem Alpha-Niveau von 5% wird je nach Normalverteilung ein t-Test oder ein Wilcoxen-Vorzeichen-Rang-Test angewendet.

Die einfaktorielle ANOVA (Varianzanalyse) wird genutzt, um signifikante Unterschiede zwischen den Mittelwerten mehrerer Gruppen zu untersuchen, wobei nur ein Faktor berücksichtigt wird (Janssen und Laatz, 2017). Die ANOVA setzt voraus, dass die abhängige Variable mindestens intervallskaliert und annähernd normalverteilt ist. Zudem sollten die Vergleichsgruppen ähnliche Varianzen aufweisen und unabhängig voneinander sein. Etwaige Ausreißer werden substituiert. Die Gruppeneinteilung erfolgt über einen nominalskalierten Faktor. Ein Alpha-Niveau von 5% wird verwendet, um die Signifikanz zu bestimmen.

Mittels der ANOVA soll herausgestellt werden, ob die Bildposition, an welcher ein Durchmesser eines bekannten Messobjektes ermittelt wurde, einen Einfluss auf die erhaltenen Ergebnisse hat. Für den verwendeten Test wird ein Alphaniveau von 5% verwendet.

5 Versuchsdurchführung

Im vorliegenden Kapitel wurden verschiedene Schlüsselaspekte der dieser Arbeit zugrundeliegenden experimentellen Analysen beleuchtet. Hierzu gehören eine detaillierte Untersuchung von Kraft-, Weg- und Geschwindigkeitsparametern, die Analyse der Verzerrung von optischen Messungen, die Validierung der durchgeführten Messungen sowie die Auswertung der gewonnenen Daten. Die Darstellung umfasst die Methoden, Versuchsaufbauten und grundlegenden Überlegungen, die für die erfolgreiche Durchführung dieser Versuche und Auswertungen unerlässlich sind. Ein tiefer Einblick in diese Aspekte ermöglicht ein fundiertes Verständnis der angewandten Verfahren und bildet die Grundlage für präzise und zuverlässige Ergebnisse.

5.1 Systematik der Kraftaufnehmerkalibration, der Wegstreckenanalyse und der daraus ableitbaren Verfahrgeschwindigkeit der Belastungsprüfung

Beim ersten Schritt der Arbeit mit Kraftaufnehmern steht die Kalibrierung im Fokus. Da diese Sensoren in Abhängigkeit des aufgebrachten Gewichts lediglich eine Spannung in Volt ausgeben, ist eine Übersetzung mittels einer linearen Regression erforderlich, um den Zusammenhang zwischen Spannung und Kraft zu korrelieren. Hierfür werden sowohl Leer-Messungen des Sensors (ohne zusätzliches Gewicht) als auch Messungen mit bekannten Gewichten durchgeführt. Da sehr geringe Kräfte erwartet werden, werden für die Kalibrierung Gewichte (G0 bis G4) von Null bis 800 Gramm in 200-Gramm-Schritten verwendet. Der Stempel bleibt während des gesamten Vorgangs am Kraftaufnehmer aufgeschraubt, da dieser auch während des regulären Maschinenbetriebs dort verbleibt und andernfalls keine realistische Nullmessung durchgeführt werden kann. Die Messungen erfolgen über 10 Sekunden mit einer

Abtastrate von 1500Hz, die der bei regulärem Messbetrieb entspricht. Das Messprotokoll sieht folgendermaßen aus:

$$G_0 \rightarrow G_1 \rightarrow G_2 \rightarrow G_3 \rightarrow G_4 \rightarrow G_0 \rightarrow G_1 \rightarrow G_2 \rightarrow G_3 \rightarrow G_4 \rightarrow G_0$$

Der Beginn mit den Nullmessungen sowie die Durchführung von Mittel- und Endmessungen dienen dazu, festzustellen, ob sich die Ergebnisse zwischen den Vor- und Nachmessungen unterscheiden. Sollte eine Unterschiedlichkeit festgestellt werden, können die so gewonnenen Ergebnisse zur besseren Abbildung der Spannungs-Kraft-Korrelation genutzt werden.

Für die Berechnung der Wegstrecke und eines E-Modul sind die Auswertung von Weg- respektive Kraftdaten ein wichtiger Bestandteil der vorliegenden Arbeit. Die Methodik der Auswertung wird anhand des beispielhaften Kraft-Zeit-Diagramms veranschaulicht. Zunächst werden die Rohdaten des Kraftsensors mit einem geeigneten Filter geglättet. Hierbei zeigt sich ein Tiefpassfilter mit einer Grenzfrequenz von 10Hz und 6. Ordnung als adäquat. Die Rohdaten sowie das Resultat deren Glättung sind in der untenstehenden Abbildung abgebildet. In Abbildung 13 wird die erfasste Kraft über die Messdauer aufgetragen. Abgebildet sind hier die erfassten Rohdaten der Kraftmessung in blau, sowie die gefilterten und damit geglätteten Messdaten in Rot.

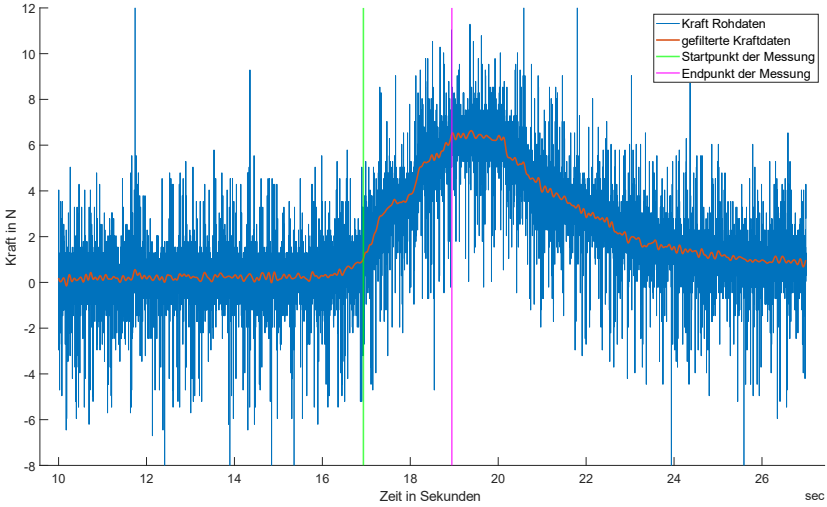


Abbildung 13: Abbildung der Rohdaten (blau) und der gefilterten Daten (rot) des verwendeten Kraftaufnehmers und Kennzeichnung eines möglichen Start- und Endpunktes einer Messung

Nachdem eine Regressionsgleichung zur Umrechnung der Spannungen in Kräfte erstellt wurde, können die erhaltenen Messergebnisse beispielhaft, wie in der Abbildung 13 dargestellt, angegeben werden. Zur Berechnung eines E-Modul aus der Biegung sind die Durchbiegung der Messprobe bei Belastung sowie die dabei auftretende Kraft erforderlich. Die Abbildung 13 zeigt beispielhaft ein Kraft-Zeit-Diagramm einer solchen Messung. Dabei ist ein quasi linearer anfänglicher Anstieg der Kraftkurve zu erkennen, der den Beginn der Belastung markiert. Dieser Punkt kann als der Startpunkt der Messung bestimmt werden. Der Endpunkt der Messung kann festgelegt werden, bevor die Kraftkurve ihr Maximum erreicht. In Abbildung 13 sind Start- und Endpunkt beispielhaft durch grüne bzw. pinke Markierungen gekennzeichnet. Solange sich Start- und Endpunkt auf dem linearen Anstieg befinden, ist die genaue Position nicht relevant, da lediglich die Kraftdifferenz und die im Intervall vorliegende Probendurchbiegung von Bedeutung sind.

Durch das Festlegen eines Start- und Endpunktes der Belastung kann aufgrund von gleicher Aufnahmefrequenz und simultaner Aufnahme des Kraft- und des Wegsensors das passende Wegstreckenintervall isoliert werden. Die folgende Abbildung 14 zeigt die Rohdaten, welche der verwendete Wegsensor liefert, und gibt die Rohdaten des Sensors als Spannungsamplituden über die Messdauer wieder.

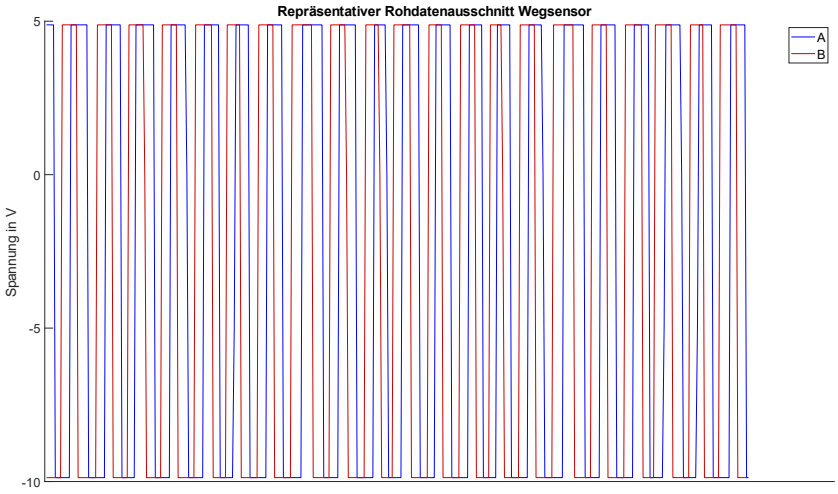


Abbildung 14: Erhaltene Rohdaten des verwendeten Wegesensors

Da die Messdaten des Sensors keine nennenswerten Störungen wie beispielsweise Messrauschen aufweisen, kann auf eine frequenzbasierte Glättung verzichtet werden. Um die Messdaten in ein optimales quadratisches Messsignal zu überführen, wird die Schmitt-Trigger Methodik angewendet. Hierzu wird der Mittelwert des Spannungssignals der Rohdaten ermittelt. Liegt ein Messwert über diesem Mittelwert, so wird dieser auf den Wert „1“ gesetzt. Ist ein Messwert gleich oder kleiner dem ermittelten Mittelwert, so wird dieser Wert auf „0“ gesetzt. Das so erhaltene 0-1-Rechtecksignal ist in Abbildung 15 abgebildet.

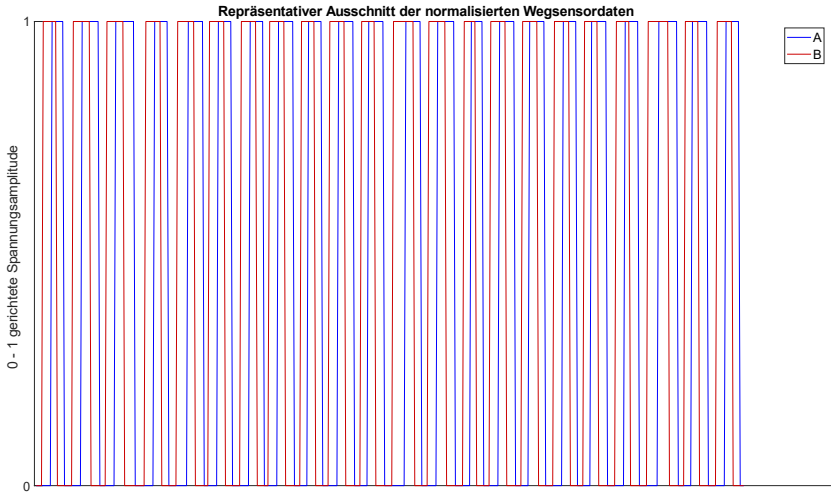


Abbildung 15: 0-1 gerichtetes Signal des verwendeten Wegesensors

Liegt dieses gefilterte Signal vor, kann mittels einer Vierflankenauswertung die zurückgelegte Wegstrecke des Sensors ermittelt werden. Für die Verfahrgeschwindigkeit wird die zurückgelegte Wegstrecke im betrachteten Zeitintervall verwendet.

5.2 Analyse einer potenziellen Bildverzerrung des verwendeten Kamerasystems

Um die Bestimmung der Geometrie sicherzustellen, spielt die exakte Ermittlung der Durchmesser von Messproben eine entscheidende Rolle. Diese sind notwendig, um die Geometrie der Messprobe zu bestimmen, aus welcher ein Flächenträgheitsmoment abgeleitet werden kann, welches zu Berechnung eines E-Modul aus Biegung notwendig ist. Grundlegend ist zu klären, ob die Durchmesser, also Anzahl von Pixeln, die in einen Durchmesser umgerechnet werden können, an jedem Bildpunkt gleich sind oder ob eine Korrektur notwendig ist. Zu diesem Zweck wurde ein Draht mit bekanntem Durchmesser vor der Kamera positioniert, um Bilder zu erfassen, die diesen in den Spalten 1-4 (vgl. Abb. 16) zeigen. In Abbildung 16 ist das Kamerabild der Prüfmaschine abgebildet. Dieses ist in 20 Quadranten unterteilt. In jedem Quadranten wurden an unterschiedlichen Stellen je 10 Durchmessermessungen der Drahtmessprobe durchgeführt. Dies dient der Überprüfung auf eventuelle Bildverzerrungen, die im Anschluss korrigiert werden müssen.

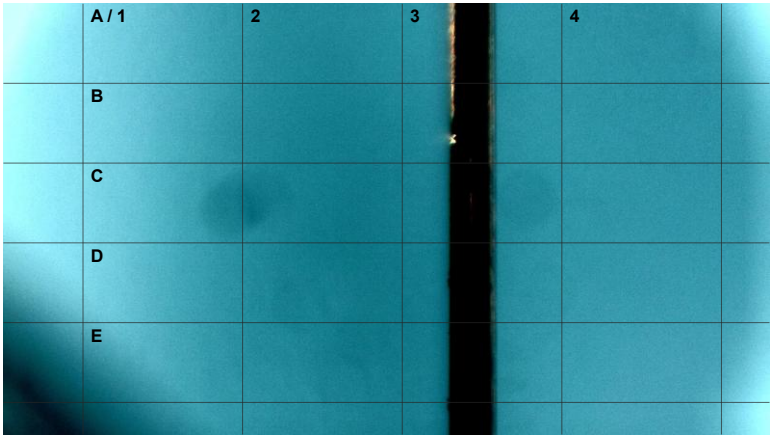


Abbildung 16: Darstellung eines Messobjekts in einem erzeugten Kamerabild zur Bestimmung der Winkelverzerrung der erhaltenen Bilder

Bei der Erstellung der Bilder wird darauf geachtet, dass der Abstand zwischen Kamera und Messobjekt so gewählt ist, dass scharfe Bilder entstehen (vgl. Kap. 3.2.6). Auch für spätere Messungen werden scharfe Bilder vorausgesetzt, da diese notwendig sind, um eine Geometrievermessung eines Messobjektes valide durchführen zu können.

5.3 Validierungsmessungen

Für den Vergleich bzw. die Bestätigung der durch das neue Verfahren erhaltenen Ergebnisse werden Messungen angestellt, mit denen erhobene Messdaten der neuen Prüfmaschine anhand von bereits validierten und erprobten Messverfahren beurteilt werden können. Für die Berechnung des E-Modul muss die Durchbiegung der Messprobe bei einer bekannten Kraft ermittelt werden (vgl. Kap. 3.2.2). Hierzu werden Wegstreckenmessungen mit der neuen Prüfmaschine durchgeführt, indem der Wegesensor über den korrespondierenden Motor eine bestimmte Wegstrecke verfahren wird. Die Wegstrecke, die mit dem neuen Messsystem ermittelt wird, wird mit Ergebnissen der beschriebenen Millimar P2010 Messtaster verglichen. Die P2010 Messtaster werden orthogonal zu einer wiederum orthogonal zur Bewegungsrichtung liegenden Fläche des in der neuen Prüfmaschine verbauten Wegesensors positioniert. Es erfolgt eine simultane Erfassung der Wegstreckendaten der beiden Sensorsysteme.

Als Vergleichsmessung für die korrekte Bestimmung des E-Modul von Messproben wird ein Messingdraht MS58 mit 0,3 mm Durchmesser und einem E-Modul von 96 GPa nach Herstellerangaben verwendet. Um sicherzustellen, dass der verwendete Messingdraht diese Eigenschaften aufweist, wird der Durchmesser mittels Mikrometerschrauben vermessen und der E-Modul anhand eines Zugversuchs mittels eines validierten Systems vorgenommen. Hierzu wird das beschriebene Messsystem der Firma Hegewald und Peschke GmbH verwendet. Der Zugversuchsaufbau ist auf Abbildung 17 dargestellt.

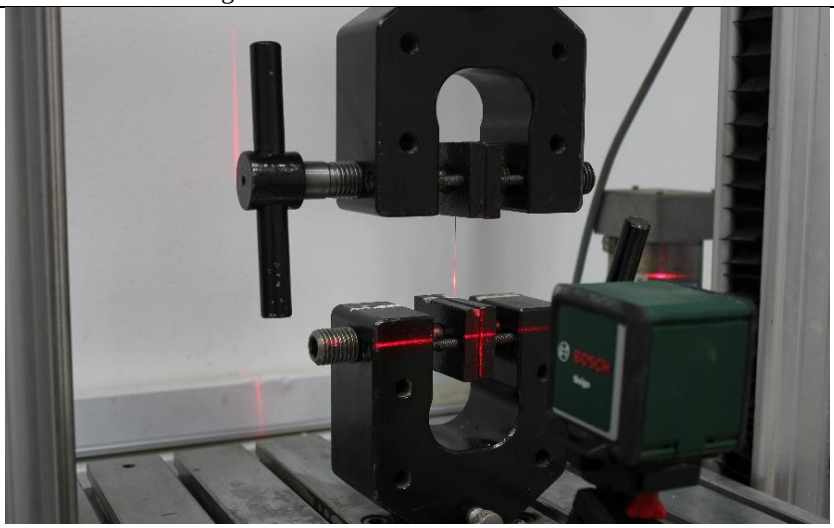


Abbildung 17: Aufbau der Vergleichsmessung mittels Zugversuch. Dargestellt ist der Messingdraht, welcher in Klemmbacken der Prüfmaschine unter Zuhilfenahme eines Kreuzlinienlasers ausgerichtet ist.

Es werden n=20 Messproben desselben Messingdrahtes geprüft. Hierzu werden 10 cm lange Teilstücke aus dem Draht herausgeschnitten. Wie auch bei den Validierungsmessungen werden Drahtbereiche mit offensichtlichen plastischen Verformungen nicht verwendet. Die Drahtstücke werden in die beiden Klemmbacken der Prüfmaschine eingespannt. Die Klemmbacken weisen einen Abstand von 5 cm auf. Die vertikale Positionierung der Messproben wird mittels eines Quigo Kreuzlinienlasers (Robert Bosch GmbH, Gerlingen) sichergestellt. Anschließend werden die Messproben auf eine Vorspannung von 5 N gebracht und eine korrekte Ausrichtung der Messprobe überprüft. Diese Ausrichtung sieht vor, dass die Messprobe eine reine uniaxiale Kraft erfahren kann. Sobald die korrekte Ausrichtung optisch durch den Versuchsleiter unter Zuhilfenahme des Linienlasers bestätigt werden, erfolgt die Belastung der Messprobe bis zum Versagen. Die Ergebnisse werden von der Prüfmaschine selbst errechnet.

6 Ergebnisse

Dieses Kapitel widmet sich einer umfassenden Darstellung der entwickelten Prüfmaschine sowohl in ihrer Gesamtheit als auch in Detailbetrachtungen. Dabei werden entscheidende Aspekte, die der Funktionalität dieser Maschine zugrunde liegen, eingehend erläutert. Ein besonderer Fokus liegt auf der Vorstellung von Ergebnissen aus Vorversuchen sowie Validierungsmessungen. Darüber hinaus werden die gewonnenen Erkenntnisse aus der Messung an humanen Trabekeln präsentiert. Diese eingehende Betrachtung gewährt nicht nur einen umfassenden Einblick in die technische Ausgestaltung der Prüfmaschine und deren Leistungsfähigkeit bei der Analyse von trabekulärem Gewebe, sondern umfasst auch die Beschreibung des erstellten Messprogramms sowie der entwickelten Algorithmen zur Auswertung der Messproben.

6.1 Die Prüfvorrichtung

6.1.1 Mechanischer Aufbau der Vorrichtung

Die folgende Abbildung zeigt die Prüfmaschine, die zur besseren Anschaulichkeit partiell demontiert wurde. Im Folgenden soll kurz auf die relevanten Positionen (Pos. 1 – 10) sowie deren Funktionen eingegangen werden. Besonders wichtige Bestandteile, werden darauffolgend anhand separater Abbildungen genauer beschrieben.

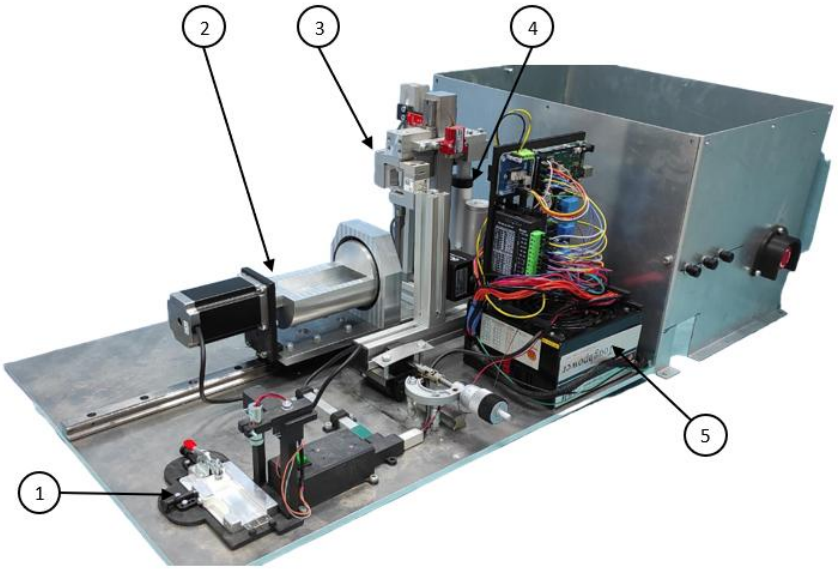


Abbildung 18: Fotographie der entwickelten Prüfmaschine (zur besseren Übersicht teilmontiert)

Beschreibung

Pos. 1 An dieser Stelle können die Messobjekte (Einzeltrabekel) mithilfe eines Kreuzlinienlasers in der Probenhalterung positioniert werden. Die Probenhalterung ist ein Aluminiumfräsbauteil, in das mittels eines Klemmmechanismus ein Objektträger eingespannt werden kann. Auf den Objektträgern können anschließend die Messobjekte positioniert werden. Diese Position und die Bauteile werden folgend genauer beschrieben (vgl. Kap. 6.1.2).

Pos. 2 Diese Position zeigt die Halterung, in die nach dem Ausrichten des Messobjekts die Probenhalterung eingebracht werden kann. Diese Halterungsvorrichtung ist über eine Welle-Nabe-Verbindung mit einem Schrittmotor verbunden. Mit diesem wird das Messobjekt für die Erfassung der Geometrie vor dem Kamerasystem (Pos.-Nr. 9). gedreht. Weiterhin kann über den Motor eine Feststellung des Messobjekts während der Messung gewährleistet werden. Diese Position und die Bauteile werden folgend genauer beschrieben (vgl. Kap. 6.1.3).

Pos. 3 An dieser Position befindet sich der ausgewählte Kraftsensor (S2M Kraftaufnehmer, Hottinger Baldwin Messtechnik, Darmstadt). Dieser wurde u.a. ausgewählt, da er einen Messbereich von 0–10 N bei einem linearen Fehler von 0,02 % aufweist. Am unteren Anschluss des Sensors ist ein Stempel angebracht, über den die Krafteinleitung in das Messobjekt erfolgt.

Pos. 4 Die Position zeigt einen Motor, mit dem das lineare Verfahren (Hoch/Runter) des Stempels realisiert wird. Das Verfahren des Stempels wird im Kapitel „Motorsteuerung mittels Arduino“ erläutert. In der Bewegung "Runter" erfolgt die Lasteinleitung in das Messobjekt.

Pos. 5 Die Position zeigt das Netzteil der Maschine sowie darauf aufgebaute Strom- und Signalverteilung zwischen dem verwendeten Arduino Mega 2560 Rev3 und den notwendigen Motortreibern. Die Signalkette wird im Kapitel „Signalplan“ genauer erläutert. Als Netzteil wird ein Thermaltake Toughpower 700W ATX 80Plus Gold Netzteil /Thermaltake Technology Co., Ltd., Taipeh, Taiwan) verwendet. Dies wird verwendet, da für die verwendeten elektronischen Bauteile Spannungen zwischen 3 und 12V benötigt werden. Diese können durch das Netzteil störungsfrei zur Verfügung gestellt werden.

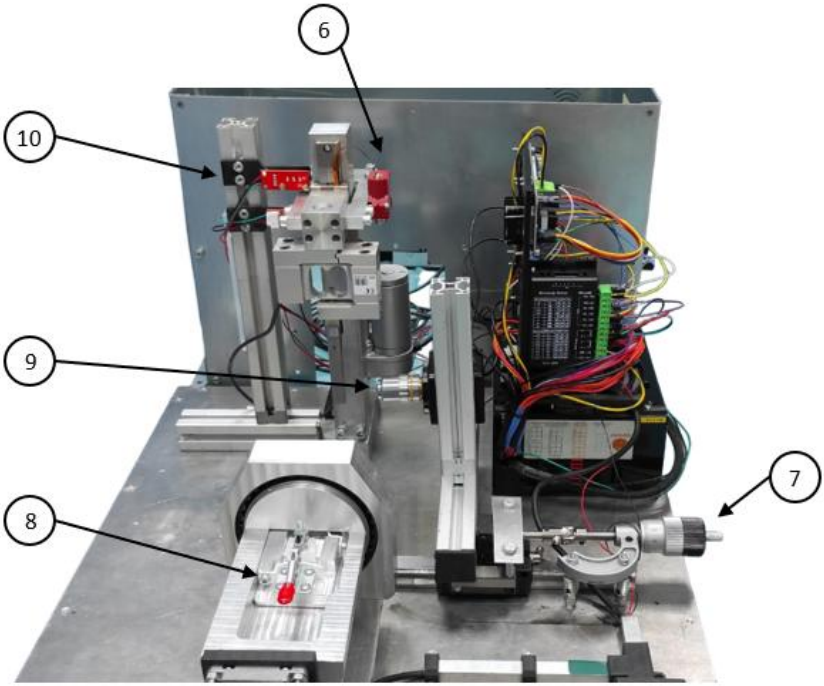


Abbildung 19: Fotographie der entwickelten Prüfmaschine (zur besseren Übersicht teilmontiert)

Beschreibung

Pos. 6 Die Kennzeichnung markiert den Anschlusspunkt (rot) des genutzten Wegesensors (Miniscale Plus, Schneeberger Lineartechnik, Roggwil, Schweiz). Dabei handelt es sich um einen inkrementellen Sensor, der aufgrund seiner Präzision mit einer Auflösung von 0,1 µm und seiner unidirektionalen Wiederholungsgenauigkeit von ±0,1 µm ausgewählt wurde (vgl. Kap. 6.1.4).

Pos. 7 Um sicherzustellen, dass die Bilder, die vom Messobjekt aufgenommen werden, eine klare Schärfe aufweisen, ermöglicht diese Vorrichtung eine Verschiebung des gesamten Kamerasystems. Durch das lineare, variable Verfahren ist es möglich, die Entfernung zwischen der Kamera und dem Messobjekt flexibel zu verändern.

Pos. 8 Auf dem Bild ist die Probenhalterung zu sehen, die in die Positionierungsvorrichtung für Proben eingesetzt ist. Diese Verbindung wird an die Stelle der optischen und mechanischen Messprobenvermessung geschoben. Die Probenhalterung wird durch Federstifte sicher an Ort und Stelle gehalten.

Pos. 9 An dieser Position ist das verwendete Kamerasystem mit dem aufgesetzten Mikroskop objektiv gekennzeichnet. Das Kamerasystem wird im weiteren Verlauf genauer erläutert (vgl. Kap. 6.1.5).

Pos. 10 An den schwarzen Halterungen sind Endschalter (rote Platine) angebracht. Mit diesen werden die Verfahrstrecken des Linearmotors (Pos.-Nr. 4) begrenzt. Weiterhin wird mittels der Endschalter eine Ausgangsposition vor den Messungen angefahren. Dies wird im Kapitel „Motorsteuerung mittels Arduino“ genauer erläutert.

6.1.2 Detaildarstellung der Ausrichtung von Messobjekten

Die Abbildung 20 zeigt die Probenhalterung innerhalb der Messobjektpositionierungsvorrichtung. Die Probenhalterung besteht aus einem gefrästen Aluminiumbauteil, das zentral eine Ausfräsung aufweist. In diese Ausfräsung können gläserne Objektträger eingebracht werden. Die Objektträger werden nach hinten an einen Anschlag geschoben und auf der Bildseite an der rechten Wand der Ausfräsung positioniert. Durch eine Blattfeder (schwarz) wird der Objektträger in seiner Position fixiert.

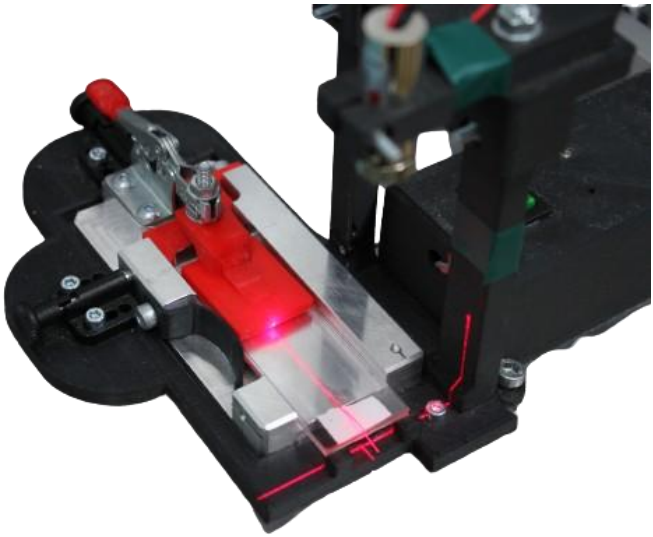


Abbildung 20: Detailaufnahme der Messprobenausrichtung

Die gesamte Probenhalterung ist in einer Vorrichtung gelagert und wird durch zwei Federstifte an den vorderen und rechten Anschlag der Positionierungsvorrichtung gepresst. Dadurch wird sichergestellt, dass die Mitte der Probenhalterung stets an derselben Stelle liegt. Auch die Mitte der

Objektträger wird durch Vorpositionierung und Verklemmung immer am selben Ort sein.

Zur genauen Positionierung des Messobjekts in der Mitte der Probenhalterung steht ein Kreuzlinienlaser zur Verfügung. Der Objektträger ragt im vorderen Bereich über die Probenhalterung hinaus, um eine ausreichende Annäherung der Kamera während der späteren Vermessung des Messobjekts zu ermöglichen.

Um mögliche Interferenzen mit dem Stempel während der mechanischen Belastungsmessung zu vermeiden, ist es entscheidend, den Überstand des Objektträgers zu kontrollieren. Dies wird durch die Übereinstimmung der vorderen Kante des Objektträgers und der korrespondierenden Linie des Lasers sichergestellt.

Das Messobjekt kann initial mithilfe von doppelseitigem Klebeband auf dem Objektträger befestigt werden. Nach Abschluss der Positionierung des Messobjekts kann ein zweiter Objektträger auf den ersten gelegt werden, um das Messobjekt dazwischen zu platzieren. Mit einer auf Abbildung 20 sichtbaren roten Spannvorrichtung können abschließend die Objektträger aufeinandergepresst werden, um einen sicheren Sitz des Messobjekts zu gewährleisten.

6.1.3 Positionierungsvorrichtung

Die Abbildung 21 zeigt die Probenhalterung mit einem bereits positionierten Messobjekt in der Positionierungsvorrichtung (A). Diese Vorrichtung besteht aus einer halben Welle mit einer Ausfräsung, in die die Probenhalterung eingebracht werden kann. Die Probenhalterung wird bündig am vorderen Rand der Positionierungsvorrichtung, hier rechts im Bild, platziert. Sobald sie sich an der richtigen Stelle befindet, rasten Federstifte in die Probenhalterung ein, um sie an Ort und Stelle zu fixieren.

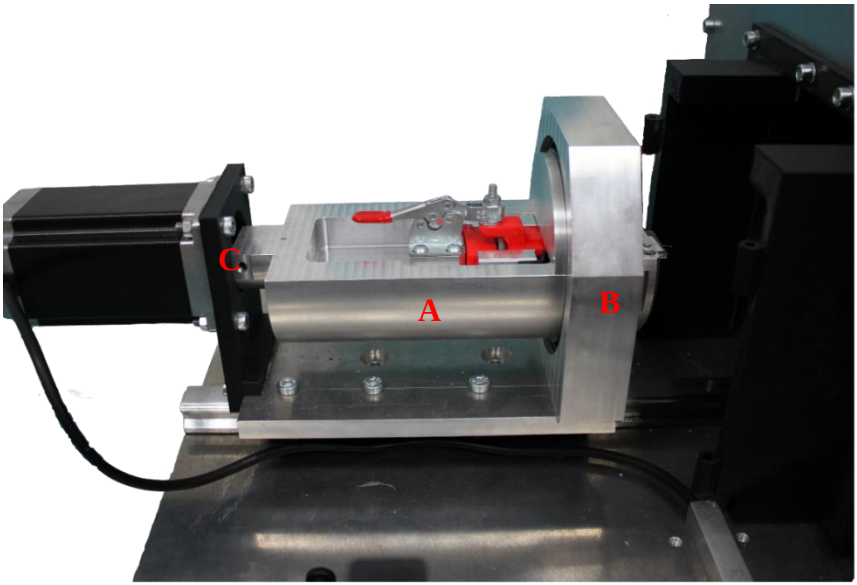


Abbildung 21: Detailaufnahme der Messprobenlagerung und Positionierungsvorrichtung

Die halbe Welle ist rechtsseitig in einem Nadellager (B) aufgehängt und linksseitig auf die Welle des Schrittmotors (C) montiert. Die Drehung der gesamten Positionierungsvorrichtung und somit die Rotation des Messobjekts vor dem Kamerasystem erfolgen durch den Schrittmotor. Die Probenhalterung

und die Positionierungsvorrichtung sind konstruktiv so gestaltet, dass sich das Messobjekt präzise in der Wellenachse befindet.

Die Positionierungsvorrichtung ist auf einem schienengeführten Schlitten montiert, der es ermöglicht, die Positionierungsvorrichtung während der Messung in das Gehäuse der Messvorrichtung zu schieben. Eine Feststellung der Positionierungsvorrichtung während der Messung ist nicht erforderlich, da die auftretenden Kräfte durch den Biegeversuch und die Rotation des Systems zu niedrig sind, um die Gesamtträgheit der Positionierungsvorrichtung zu überwinden.

6.1.4 Detaildarstellung der Stempelführung und verwendeter Sensorik

Auf der Abbildung 22 ist die Stempelführung (A) deutlich erkennbar. Im linken Bildbereich ist der Kraftaufnehmer (B) angebracht, an dessen unterem Ende sich der Stempel (C) befindet. Im linken Bereich der Stempelführung ist eine Verbindung zum Motor (D) hergestellt worden, um die lineare Auf- und Abbewegung zu ermöglichen. Der rote Adapter in der Bildmitte gehört zum verwendeten Wegesensor (E), der sich am Ende des kupfernen Flachbandkabels befindet.

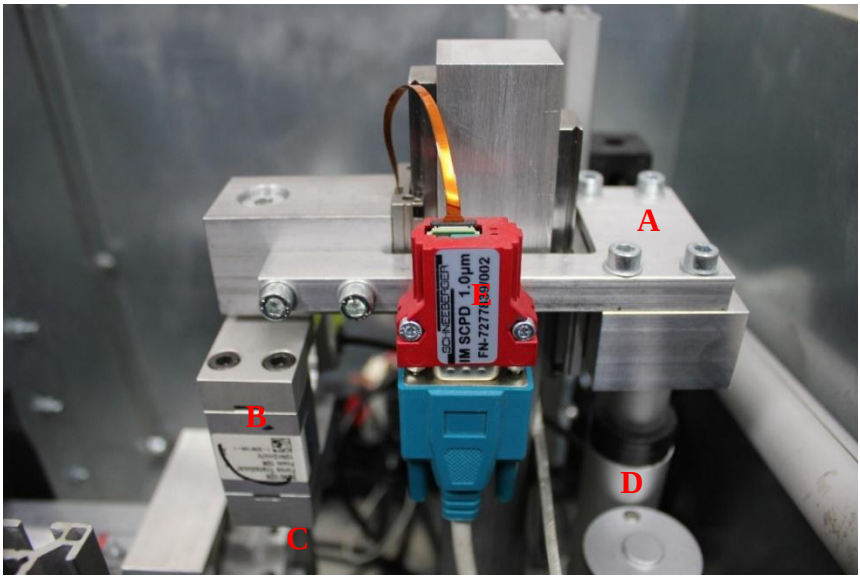


Abbildung 22: Detailaufnahme der Stempelführung und der verwendeten Sensorik

6.1.5 Detaildarstellung des Kamerasystems der Ausrichtung des Stempels zum Messobjekt

Die Abbildung 23 zeigt die eingeschobene Positionierungsvorrichtung in die Prüfmaschine. Am unteren Bildrand ist die Linse des Kamerasystems erkennbar („A“). Dies verdeutlicht die Notwendigkeit eines Überstands des Objektträgers, um das Objektiv ausreichend nah am Messobjekt positionieren zu können. Das Messobjekt, hier durch einen Draht repräsentiert, wird unter den Stempel („B“) geschoben. Das Objekt, markiert mit "C", dient als Anschlag, auf den die Positionierungsvorrichtung geschoben wird. Dieser Anschlag ermöglicht die Einstellung des Abstands zwischen der Kante des Objektträgers (also der Probeneinspannung) und dem Stempel. Um diesen Abstand präzise einzustellen, ist der Anschlag auf einem Lineartisch (7T173-10XY, Vision Lasertechnik GmbH, Barsinghausen) montiert. Dieser Lineartisch, respektive die verbaute Mikrometerschraube verfügt über einen Verfahrweg von 10 mm, eine Sensitivität von 1 µm und eine Ablesegenauigkeit von 10 µm. Dadurch kann ein präziser Abstand gewährleistet werden, der vom Benutzer über eine zugängliche Kupplung variabel eingestellt werden kann.

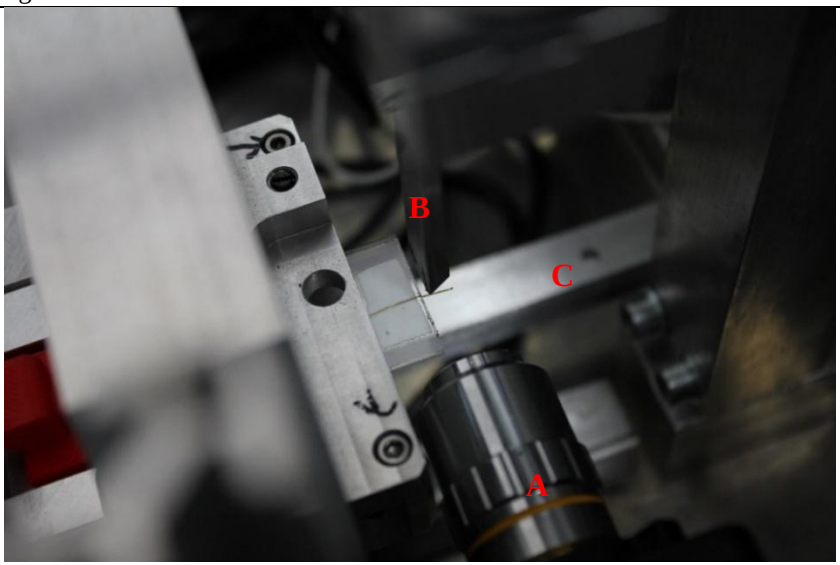


Abbildung 23: Detailaufnahme der Messprobenorientierung zu Kamerasystem und Stempel

Während der Montage wurde durch die Verwendung von Linienlasern und Messuhren sichergestellt, dass die Flächen der Positionierungsvorrichtung und des Stempels zueinander parallel sind. Auf diese Weise kann sichergestellt werden, dass die Belastung des Messobjekts durch den Stempel stets gleichmäßig erfolgt.

6.1.6 Stempelspitzengeometrie

Der Stempel unterliegt speziellen Anforderungen als unmittelbares Element, das Kraft in den Trabekel einführt. Es ist essenziell, dass der Stempel den Trabekel weder abschert noch durch Verrutschen Fehlbelastungen und daraus resultierende Querkraftbildungen verursacht. Daher ist eine möglichst punktuelle Belastungssituation erforderlich, die durch stumpfe oder spitze Winkel oder Rundungen erzeugt werden kann. Es ist jedoch zu beachten, dass ein spitz- oder stumpfwinkliges Design des Stempels, wie in Abbildung 24 veranschaulicht, zu

Abscherungen oder zum Verrutschen des Stempels führen kann, was unerwünschte komplexe Belastungssituationen verursachen könnte.

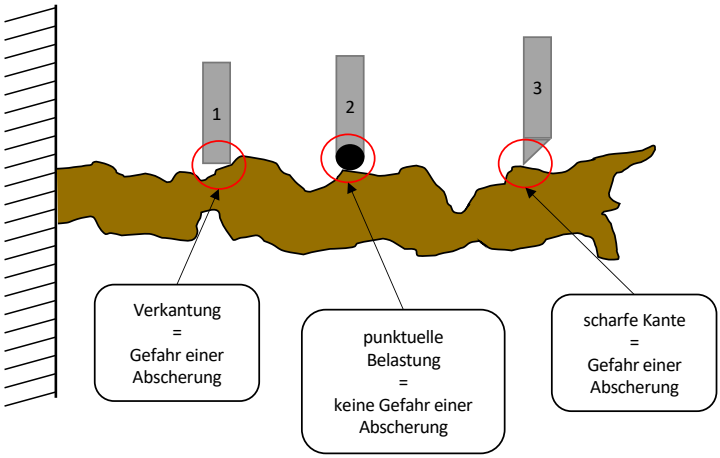


Abbildung 24: Schematische Darstellung der Problematik unterschiedlicher Stempelgeometrien

Daher verfügt die entwickelte Stempelspitze über ein abgerundetes, flaches Profil. Durch einen kleinen Radius an der Spitze des Stempels kann eine als punktuell betrachtete Krafteinleitung erfolgen, wobei das Fehlen von scharfen Kanten ein Abscheren des Trabekels oder eine Verkantung verhindert.

6.1.7 Maßnahmen gegen „Stick-and-Slip“- Effekte der krafteinleitenden Vorrichtung

Um dem Verkippen der Stempelführung (A) unter Belastung durch eine Messprobe oder durch das Eigengewicht entgegenzuwirken und einen daraus resultierenden „Stick-and-Slip“-Effekt[5] während des Verfahrens der Einheit zu

[5] Der „Stick-and-Slip“-Effekt, auch als Haftgleiteffekt bekannt, ist ein Phänomen, bei dem eine ungleichmäßige Bewegung zwischen zwei sich berührenden Oberflächen auftritt. Es kommt vereinfacht dargestellt zu einem Verhaken und einem anschließenden ruckartigen „Weiterrutschen“ (Tipler et al. 2019).

minimieren, ist die Stempelführung auf zwei Schienen (B) geführt. Diese Schienen sind auf gegenüberliegenden Seiten eines quadratischen Querschnitts befestigt. Die gegenüberliegenden Flächen wurden auf eine Planparallelitätstoleranz von 0,05 mm präzise bearbeitet. Die verwendeten Schienen sind baugleich und sind Teil des eingesetzten Messsystems MINISCALEPLUS (C) der Firma Schneeberger Lineartechnik. Die Vorspannklasse V1 und die Genauigkeitsklasse sowohl des Messsystems als auch der Schlittenführung gewährleisten ein winkelstabiles Verfahren der Stempelführung bei einer beidseitigen Führung.

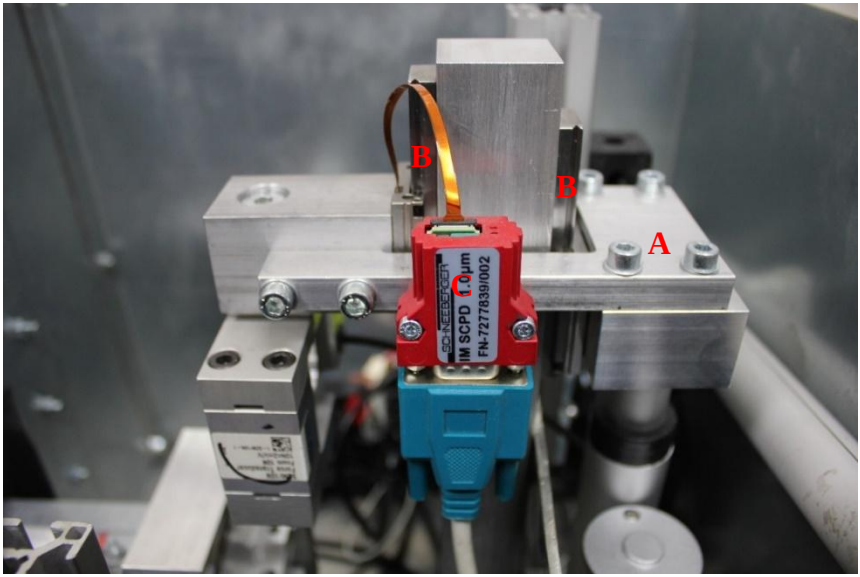


Abbildung 25: Detailaufnahme der Stempelführung zur Erläuterung der ergriffenen Maßnahmen gegen Stick-and-Slip-Effekte

6.1.8 Signalplan der Motoren und zugehöriger Treiber sowie der Messdatenerfassung

Der dargestellte Signalplan bietet eine schematische Übersicht über die Verkabelung der signaltragenden Leitungen. Die Darstellung der Stromführung mit allen eingebundenen Bauteilen wie Dioden und Relais sind aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht aufgeführt.

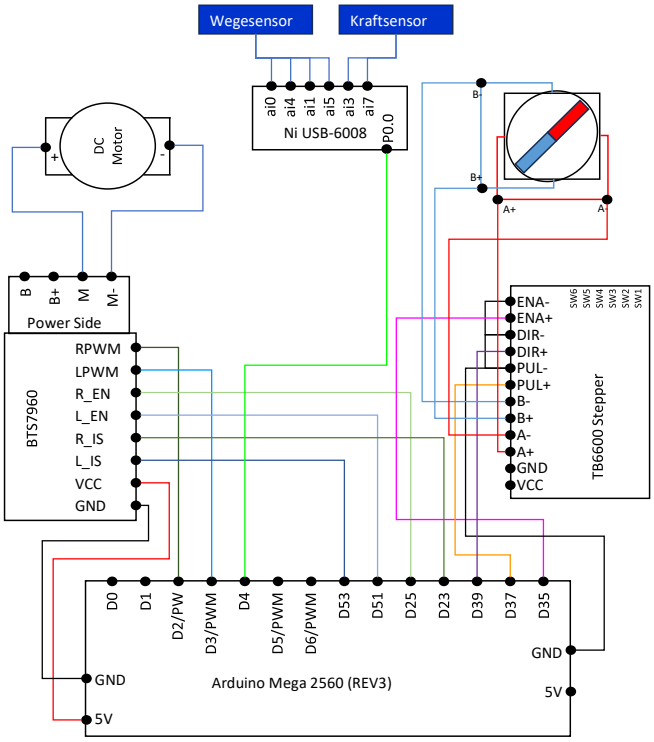


Abbildung 26: Schematische Darstellung der notwendigen Signalfülle zur Ansteuerung der Motoren sowie zu Messdatenerfassung

Das Messsystem besteht aus zwei zentralen Komponenten. Zum einen dem Arduino Mega 2560 Rev3, über den die Motoransteuerung realisiert wird, und zum anderen einer National Instruments USB-6008 Messkarte, die die Datenerfassung der Sensoren durchführt.

Am Arduino sind zwei Motortreiberkarten angeschlossen, zum einen das BTS7960 Modul, mit dem der Gleichstrommotor für die Bewegung des Stempels gesteuert wird. Die Ansteuerung erfolgt über pulsweitenmodulierte Anschlüsse des Arduinos. Die PWM-Signale werden in den Motortreiber eingespeist und von diesem in Spannungsintervalle übersetzt, um den Motor anzusteuern und eine gleichmäßige Verfahrgeschwindigkeit zu gewährleisten.

Zum anderen ist der Arduino mit einem Motortreiber für den verwendeten Schrittmotor verbunden. Dieser dient dazu, das Messobjekt vor dem Kamerasystem zu drehen. Über den Motortreiber können Drehrichtung und -geschwindigkeit in Kombination mit dem Arduino gesteuert werden. Kippschalter SW1 bis SW6 am Motortreibermodul werden für den Schrittmotor verwendet, um die Anzahl der Drehungen für eine vollständige Rotation einzustellen. Da Einzelbilder des Messobjekts alle 18° aufgenommen werden sollen, wurden 800 Einzeldrehungen für eine 360°-Drehung eingestellt. Dies entspricht 40 Einzeldrehungen für 18°. Die Programmierung des Arduino wurde mittels Matlab realisiert.

Abschließend sind die verwendeten Sensoren gemäß der Abbildung 25 mit der Messkarte verbunden. Über die Verbindung des Arduino und der Messkarte kann der Start und Stopp der Datenerfassung initiiert werden.

6.2 Entwickeltes Messprogramm und Auswertungsalgorithmus

Der systematische Ablauf der Vermessung der Geometrie und der mechanischen Belastung der Messprobe wurde bereits dargestellt. Im Folgenden soll kurz auf die Benutzeroberfläche des erstellten Programms für die Steuerung der Prüfmaschine eingegangen werden.

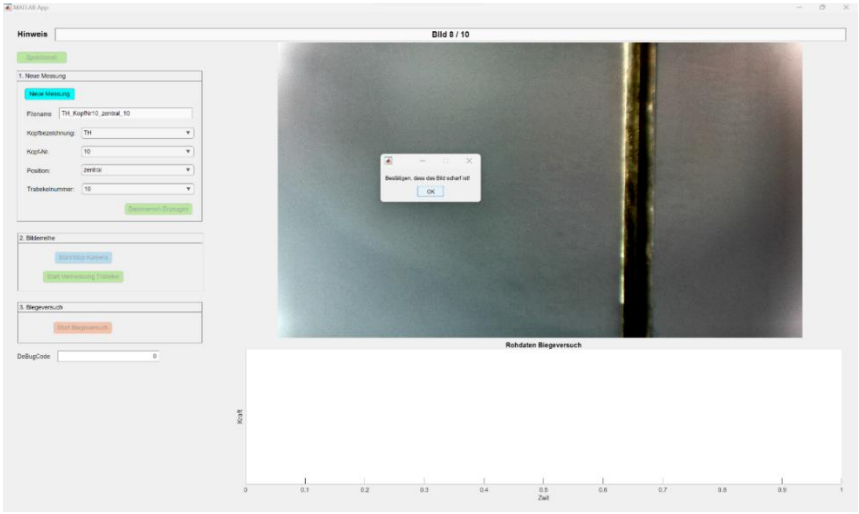


Abbildung 27: Darstellung der erstellten Benutzeroberfläche des Messprogramms

Die Benutzeroberfläche gliedert sich in drei Hauptbereiche. Im linken Bereich befindet sich die chronologische Abfolge der Messungen, durch die der Benutzer geführt wird. Im rechten Bereich der Oberfläche erfolgt die Darstellung von Bildern des Messobjekts und eine Anzeige des Kraftverlaufs nach der Messung. Das Banner am Kopf der Benutzeroberfläche gibt Hinweise für den Benutzer, an welcher Stelle der Messung er bzw. sie sich befindet bzw. welcher Schritt als nächstes durchgeführt werden muss.

Nach dem ersten Öffnen des Messprogramms sind alle Buttons rot hinterlegt und können nicht verwendet werden. Der Benutzer wird aufgefordert, einen Speicherort festzulegen. In dem ausgewählten Ordner werden für jede neue Messung automatisch Unterordner erstellt, in denen die Messdaten der jeweiligen Messung automatisch gespeichert werden. Ist der Speicherort festgelegt, wird der Benutzer in Schritt „1. Neue Messung“ aufgefordert, einen Dateinamen zu erstellen. Die Erstellung erfolgt über Dropdown-Menüs, ist standardisiert und enthält Informationen über die Vorbereitungsart des Knochens, welcher Knochen verwendet wurde, die Position der Messprobe sowie die Nummer des Trabekels. Ein beispielhafter Dateiname lautet: TH_KopfNr10_zentral_10. Dies gibt an, dass es sich um den Knochen Nr. 10 handelt, welcher thermodesinfiziert ist. „Zentral“ gibt hier Aufschluss darüber, dass das Messobjekt im Zentrum des Knochens entnommen wurde, und es handelt sich um den zehnten Trabekel, der aus dieser Knochenregion vermessen wird.

Nach Erstellung des Dateinamens kann der Benutzer zu Schritt „2. Bildreihe“ weitergehen. Hier hat der Benutzer die Möglichkeit, Bilder des Messobjekts in 18°-Schritten anzufertigen. Bestätigt der Benutzer über das Pop-up-Fenster, dass das Bild scharf ist, wird das Messobjekt an die nächste Winkelstellung gedreht. Die Darstellung der Bilder erfolgt live. Sind alle Bilder angefertigt, kann der Benutzer den Biegeversuch starten, der vollautomatisiert erfolgt.

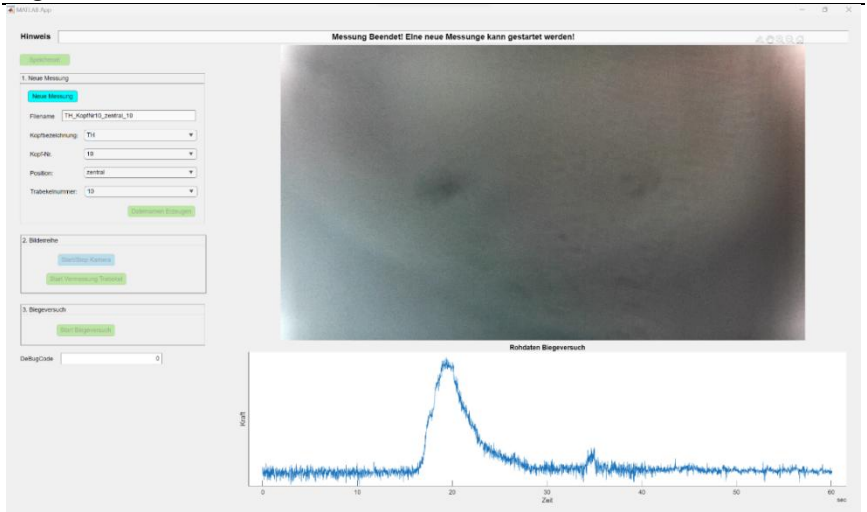


Abbildung 28: Darstellung der erstellten Benutzeroberfläche des Messprogramms

Ist der Biegeversuch abgeschlossen, wird wie in Abbildung 28 unten dargestellt, der Kraftverlauf des Versuchs angezeigt. Hier bietet sich dem Benutzer die Möglichkeit zu beurteilen, ob der Biegeversuch erfolgreich durchgeführt wurde. Sollte keine erkennbare Kraftkurve angezeigt werden, kann der Benutzer dies in den zur Verfügung gestellten Protokollen vermerken. Weiterhin hat der Benutzer während des gesamten Biegeversuchs Livebilder. Auch hier können etwaige Auffälligkeiten im Protokoll festgehalten werden (vgl. Anhang A).

6.3 Entwickelter Algorithmus zur Vermessung der Messobjektgeometrie

Zu Beginn eines Versuches befindet sich das Messobjekt bereits in seiner Probenhalterung und ist in der Prüfmaschine so ausgerichtet, dass alle erforderlichen Voraussetzungen für eine erfolgreiche Vermessung erfüllt sind. Der folgende Ablauf veranschaulicht die einzelnen Schritte der für die Vermessung notwenigen Bilderfassung.

Zunächst wird überprüft, ob das aktuell sichtbare Bild scharf ist. Nach Bestätigung durch den Benutzer wird ein Bild des Messobjektes aufgenommen. Im Anschluss erfolgt eine präzise Drehung des Messobjektes vor dem Kameramodul, wobei in dieser Arbeit eine Verdrehung von 18° verwendet wurde. Erneut muss der Benutzer bestätigen, dass das Bild scharf ist. Falls dies nicht der Fall ist, steht eine Positionierungsvorrichtung zur Verfügung, mit der die Entfernung zwischen Messobjekt und Kamerasystem variabel eingestellt werden kann, bis ein scharfes Bild vorliegt.

Dieser Prozess des Neu-Positionierens und Aufnehmens von Bildern wird so lange wiederholt, bis alle gewünschten Bilder angefertigt wurden. In dieser Arbeit wurden 10 Bilder im Bereich von 0° bis 162° aufgenommen, was einer Abtastung des Messobjektes von 18 Grad entspricht. Nach Aufnahme des letzten Bildes werden alle Bilder an einem zuvor vom Benutzer festgelegten Ort gespeichert. Anschließend erfolgt die Rückdrehung der Messprobe in ihre Ursprungsposition. Dies markiert den Abschluss der geometrischen Vermessung und die Messprobe ist bereit für die mechanische Belastung.

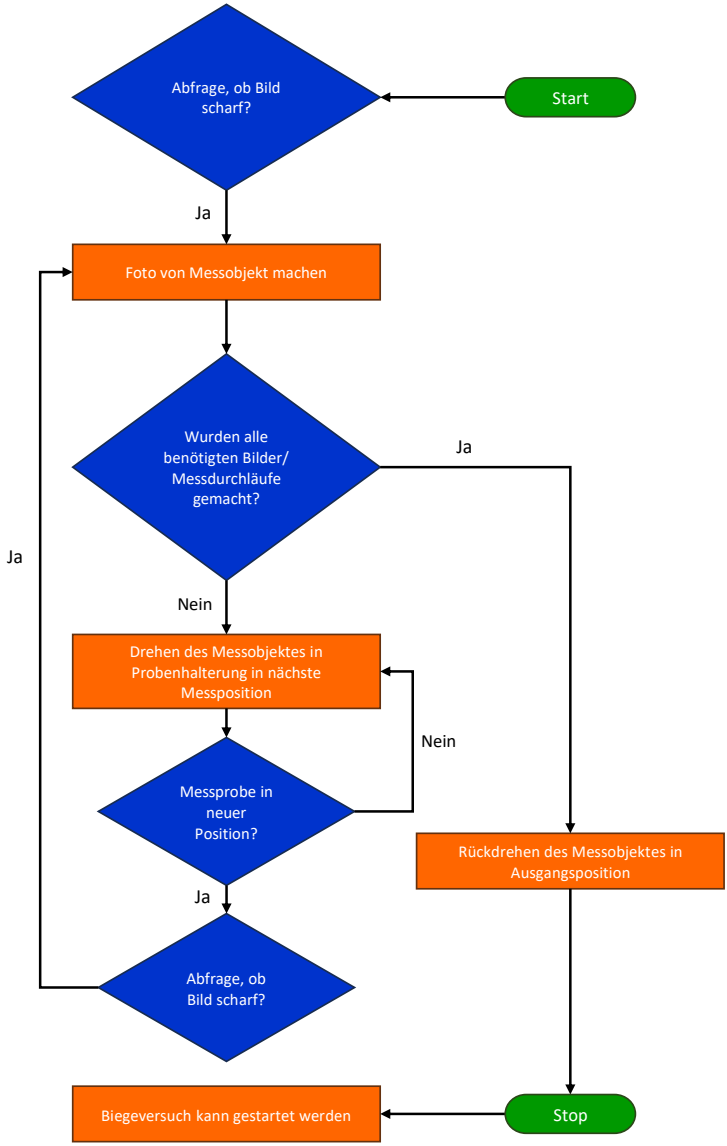


Abbildung 29: Flussbildabbildung zur Erläuterung des Algorithmus zur Vermessung der Probengeometrie

6.4 Systematik und Problematiken bei der Bestimmung von Messobjektgeometrien

Für die Berechnung des Flächenträgheitsmoments der Messprobe werden die Durchmesser der Messprobe in den angefertigten Bildern in jeder Winkelstellung gemessen. Die Vermessung der Durchmesser erfolgt bei einem gleichbleibenden Querschnitt direkt an der Einspannung der Messprobe oder am schmalsten Punkt der Messprobe, der der Einspannung am nächsten liegt. Es ist nach grundlegenden Regeln der Mechanik davon auszugehen, dass ein Messobjekt stets an der dünnsten Stelle oder an Stellen der größten Belastung brechen wird. Kann nicht genau bestimmt werden, wo der geringste Querschnitt des Messobjekts vorliegt, wird der Querschnitt direkt an der Probeneinspannung vermessen, da an diesem nach der linearen Balkentheorie die größte Spannung vorliegt. Diese Entscheidung muss vom Anwender je nach Bildlage getroffen werden. Die Berechnung des Flächenträgheitsmomentes erfolgt in Richtung der Achse, welche beim Biegeversuch mit der Krafteinleitungsachse zusammenfällt.

Der zugrundeliegende Algorithmus für die Berechnung des Flächenträgheitsmoments soll im Folgenden an einem plastischen Beispiel beschrieben werden. Die beiden grundlegenden Formen von Trabekeln (Stäbe und Platten) unterscheiden sich dahingehend, dass ein idealisierter Stab eine zylindrische Geometrie aufweist, während eine idealisierte Platte eine quadratische Geometrie besitzt. Da die Berechnung der Querschnittsflächen und des Flächenträgheitsmoments für beide Geometrien unterschiedlich ist, muss die Entscheidung getroffen werden, um welche Form es sich handelt.

Macht man seitliche Aufnahmen von einem Kreis, wird man zu jeder Winkelstellung den gleichen Durchmesser erfassen können. Das Ergebnis wäre eine Gerade (vgl. blaue Linie, Abb. 30).

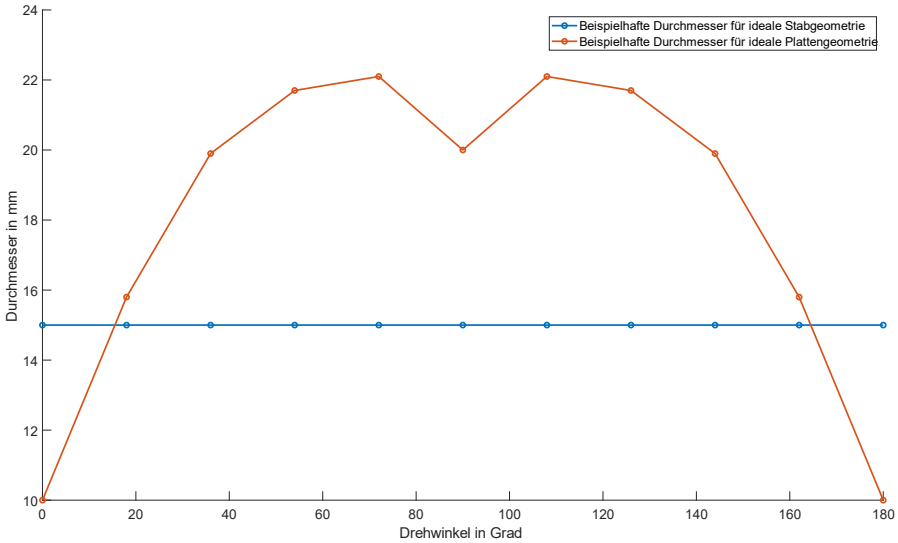


Abbildung 30: Darstellung idealisierte Stab- bzw., Plattendurchmesser in verschiedenen Orientierungen

Macht man seitliche Aufnahmen von einem Quader, wird man bei unterschiedlichen Winkelstellungen unterschiedliche Durchmesser erhalten (rote Linie, Abb. 30). Dies liegt darin begründet, dass, wie in Abbildung 31 dargestellt, lediglich die äußeren Kanten des Messobjekts erfasst werden können. Aus einfachen Bildern können keinerlei Tiefeninformationen über die Messprobe abgeleitet werden. In Abbildung 31 dargestellt ist ersichtlich, dass nur bei zwei Messpositionen die wahre Kantenlänge der Messprobe erfasst werden kann.

Die automatisierte Zuordnung von Stab- oder Plattengeometrie erfolgt unabhängig vom subjektiven Eindruck des Benutzers. Dazu werden die Durchmesser einer Messprobe erfasst und, wie in Abbildung 30 dargestellt, analysiert.

Für die erhobenen Messwerte eines Messobjekts wird die Streuung der einzelnen Messwerte um den mittleren Durchmesser aller Messwerte betrachtet. Wenn die Streuung kleiner oder gleich 7,5% ist, wird eine Stabgeometrie angenommen. Bei einer Streuung größer als 7,5% wird eine Plattengeometrie angenommen. Bei Auswertungen verschiedenster Trabekel konnte bei diesen Schwellenwert eine Übereinstimmung aus beobachteter und ermittelter Geometrie festgestellt werden.

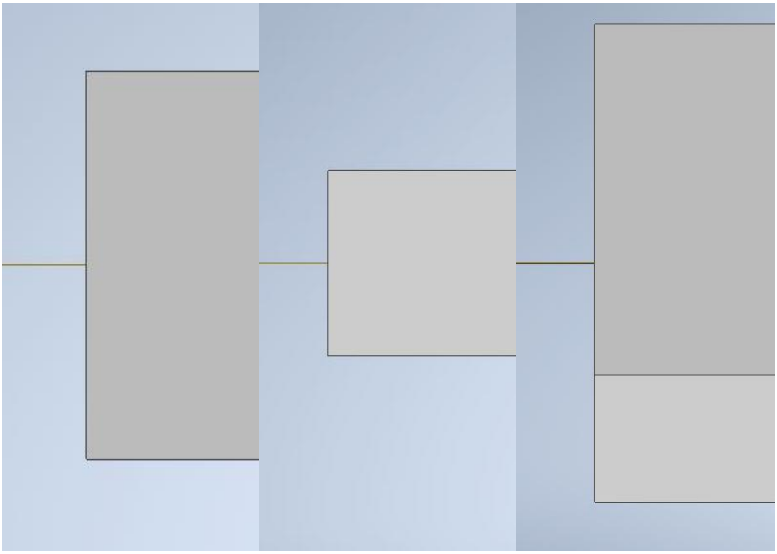


Abbildung 31: Schematische Darstellung des Problems der Durchmessermessung des Messobjekts bei vorliegender Plattengeometrie in Betrachtungswinkeln 0°, 54° und 90°

Bei einer Stabgeometrie wird der Mittelwert aller Messproben als Durchmesser des Messobjekts angenommen. Die Berechnung des Flächenträgheitsmoments erfolgt dabei auf Basis eines kreisrunden Querschnitts. Liegt eine Plattengeometrie vor, wird ein rechteckiger Querschnitt des Messobjekts zugrunde gelegt. Für die Berechnung des Querschnitts müssen die beiden Seitenlängen des Rechtecks ermittelt werden.

Die Bestimmung der kurzen Seite des Rechtecks erfolgt durch Ermittlung des minimalen Durchmessers. Für die Ermittlung der langen Seite des Rechtecks besteht die Herausforderung darin, dass die maximalen ermittelten Durchmesser erfasst werden, die zu einer Winkelstellung vorliegen, in der sowohl die Kanten der kurzen als auch der langen Seite erfasst werden und nicht notwendigerweise der wahren Länge der langen Rechteckseite entsprechen (vgl. Abb. 30 und 31).

Die Bestimmung der langen Seitenlänge erfolgt nach folgender Systematik: Nach der Festlegung der kurzen Seite wird der Durchmesser ermittelt, der sich um 90° versetzt zu dieser befindet. Bei einem idealen Rechteck wäre hier die Ermittlung der wahren Kantenlänge möglich. Falls der ermittelte Durchmesser an diesem Punkt kleiner als die ihn umgebenden Durchmesser ist, wird dieser Wert als Länge der zweiten Rechteckseite angesehen (vgl. Abb. 31). Sind die zwei Messwerte um den ausgewählten Messpunkt unterschiedlich groß, wird der kleinste Messwert als Länge der zweiten Seite angesehen. Ist der ausgewählte Messpunkt größer als die ihn umliegenden Messpunkte, werden die Messwerte links und rechts betrachtet, und der niedrigste der beiden wird als Länge der zweiten Seite angesehen. Falls der ausgewählte Messpunkt und die beiden benachbarten Messpunkte gleich groß sind, wird der Mittelwert der Messpunkte als Länge der zweiten Seite angesehen.

Schließlich erfolgt die Berechnung des Flächenträgheitsmoments auf Basis eines rechteckigen Querschnitts. Dabei ist zu beachten, dass die Ermittlung des Flächenträgheitsmoments entlang der Hauptachse erfolgt, welche in Belastungsrichtung der Messprobe liegt.

6.5 Ansteuerung der verwendeten Motoren mittels Arduino

Im Rahmen der mechanischen Analyse eines Trabekels bildet das Arduino Mega 560 Rev3 das Kernelement der Motorsteuerung. Der Ablauf dieses Prozesses ist entscheidend, um präzise Messungen zu gewährleisten. Im Folgenden wird der Ablauf im Detail erläutert:

Zunächst muss durch das Messprogramm sichergestellt werden, dass die vorangegangene Vermessung der Trabekelgeometrie abgeschlossen ist. Nach Abschluss der Vermessung startet die Datenaufnahme der Kraft- und Wegsensoren. Gleichzeitig wird der Stempel, verantwortlich für die Biegebelastung des Trabekels, kontrolliert nach unten in Richtung Messprobe verfahren.

Der Abwärtsbewegung des Stempels liegt eine konstante und vorab bekannte Geschwindigkeit zugrunde. Diese Geschwindigkeit ist so gewählt, dass das Messobjekt durch die Biegebelastung beeinflusst wird, jedoch nicht aufgrund zu hoher Geschwindigkeit beschädigt oder abgeschert wird und liegt somit unter den berichteten 0,01-3,4 mm/s.

Der Stempel fährt weiter nach unten, bis ein Schutzschalter, der durch den Kontakt mit der Messprobe ausgelöst wird, aktiviert wird. Diese Schutzvorrichtung stellt sicher, dass die Messprobe ausreichend belastet wurde und verhindert gleichzeitig, dass der Stempel zu weit nach unten verfahren wird und dabei beschädigt wird oder Schäden an anderen Bestandteilen der Prüfmaschine verursacht. Nach Auslösung des Schutzschalters wird die Datenaufnahme der Sensoren beendet und die erfassten Daten werden an einem zuvor vom Nutzer festgelegten Ort gespeichert.

Im Anschluss wird der Stempel wieder nach oben verfahren, bis ein weiterer Schutzschalter auslöst. Dieser Mechanismus gewährleistet, dass Schäden an

Motor, Stempel und anderen Bauteilen vermieden werden. Abschließend wird der Stempel durch den Motor mit einer vordefinierten Geschwindigkeit und für eine bestimmte Zeit zurück in seine Ausgangsposition gefahren. Dieser Prozess schafft die Voraussetzungen für eine neue Vermessung des Trabekels.

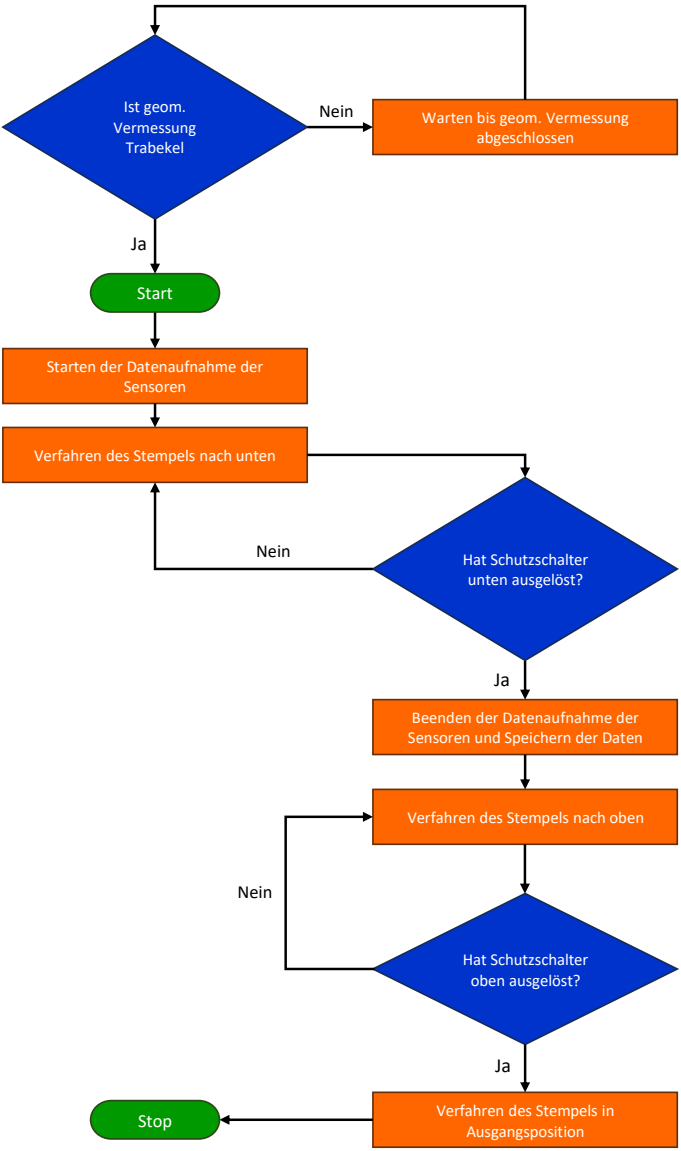


Abbildung 32: Flussbildabbildung zur Erläuterung des Algorithmus zum mechanischen Biegeversuch der Messobjekte

6.6 Ergebnisse aus Kalibrationsmessungen des Kraftaufnehmers

Die für die Kalibration verwendeten Gewichte sind neben der Nullmessung 202,1 ± 0,04g, 392,2 ± 0,04g, 602,7 ± 0,05g und 806,1 ± 0,05g. Die Messungen sich in Tabelle 8 aufgeführt. Das zugehörige Messprotokoll befindet sich in Anhang C.

Tabelle 8: Gewichte zur Verwendung der Kraftaufnehmerkalibration

Messung	Gewichte in g			
	G1	G2	G3	G4
1	202,1	392,2	602,7	806,1
2	202,1	392,2	602,8	806,1
3	202,1	392,3	602,8	806,1
4	202,1	392,2	602,7	806,1
5	202,1	392,2	602,7	806,0
6	202,1	392,3	602,7	806,0
7	202,1	392,2	602,7	806,1
8	202,0	392,2	602,8	806,1
9	202,0	392,2	602,8	806,1
10	202,1	392,2	602,7	806,0
Mean	**202,1**	**392,2**	**602,7**	**806,1**
SD	**0,04**	**0,04**	**0,05**	**0,05**

Auf Abbildung 33 sind die Spannungswerte korrespondierend zu den Messungen abgebildet. In blau abgebildet sind die Nullmessungen, in Grün die Messungen des 200g Gewichtes, in Rot die Messungen des 400g Gewichtes, in Gelb die Messung des 600g Gewichtes und in Lila die Messungen des 800g Gewichtes.

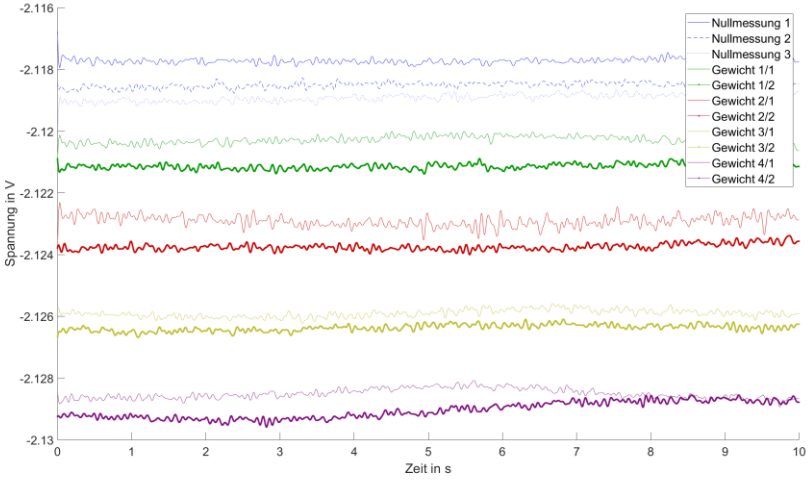


Abbildung 33: Korrespondierende Spannungskurven des verwendeten Kraftaufnehmers zu den aufgebrachten Kalibrationsgewichten

6.7 Ergebnisse aus Wegstreckenmessungen der Prüfmaschine und Validierungsmessung sowie der abgeleiteten Verfahrgeschwindigkeit der Belastungsprüfung

In Tabelle 9 sind die Ergebnisse der Wegstreckenmessungen angegeben. In der ersten Spalte finden sich die Ergebnisse des validierten Vergleichsmesssystems, in der zweiten Spalte befinden sich die Ergebnisse aus der entwickelten Prüfmaschine und in der dritten Spalte ist die mittlere Verfahrgeschwindigkeit wiedergegeben, die bei der Wegstreckenmessung mit der entwickelten Prüfmaschine vorlagen. Für die Wegstreckenmessungen konnten für die beiden

Messysteme im Mittel 0,958 ± 0,016 mm ermittelt werden. Für die Geschwindigkeit konnte im Mittel 0,3175 ± 0,0055 mm/s gemessen werden.

Tabelle 9: Ergebnisse der Wegstreckenmessung mittels entwickelter Prüfmaschine und Vergleichssystem

	Vergleichsmessung in mm	Messung mit Prüfmaschine in mm	Geschwindigkeit in mm/s
1	0,936	0,938	0,3107
2	0,937	0,937	0,3104
3	0,944	0,945	0,3130
4	0,955	0,952	0,3154
5	0,947	0,946	0,3134
6	0,982	0,981	0,3250
7	0,963	0,966	0,3200
8	0,969	0,970	0,3213
9	0,972	0,974	0,3227
10	0,974	0,974	0,3227
Mean	**0,958**	**0,958**	**0,3175**
SD	**0,016**	**0,016**	**0,0055**

Die Messreihen beider Systeme zeigen eine Normalverteilung. Ein t-Test für die beiden Gruppen ergab einen p-Wert von 0,9572. Dies deutet darauf hin, dass keine signifikanten Unterschiede zwischen den gemessenen Wegstrecken mit den beiden Messsystemen vorliegen. Das zugehörige Messprotokoll befindet sich in Anhang D.

6.8 Ergebnisse der Analyse einer potenziellen Bildverzerrung des verwendeten Kamerasystems

Bei der Vermessung der Durchmesser innerhalb der einzelnen Quadranten wurde im Mittel für einen Drahtdurchmesser von 0,294 ± 0,005 mm, 120,16 ± 0,41 Pixel ermittelt.

Tabelle 10: Mittlere erfasste Pixelanzahl des Messobjektdurchmessers zur Betrachtung der Winkelverzerrung

	1	2	3	4
A	120,67 ± 1,97	120,00 ± 2,45	120,33 ± 2,49	120,41 ± 2,61
B	120,17 ± 1,89	119,58 ± 2,46	120,17 ± 2,76	120,25 ± 2,22
C	119,67 ± 2,64	120,91 ± 1,62	120,17 ± 1,64	120,75 ± 62
D	120,08 ± 1,16	119,67 ± 2,64	120,50 ± 1,56	119,75 ± 2,86
E	120,33 ± 2,67	120,00 ± 2,13	119,33 ± 2,42	120,50 ± 1,83

Die durchgeführte ANOVA-Analyse ergab keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen ($F(19, 220) = 0{,}42$, $p = 0{,}9849$). Die Variation zwischen den Gruppen ($SS_{Columns} = 39{,}25$) war im Verhältnis zur Variation innerhalb der Gruppen ($SS_{Error} = 1077{,}42$) nicht ausreichend groß, um auf signifikante Gruppenunterschiede hinzuweisen. Die Gesamtvariation in den Daten betrug 1116,66 ($df_{Total} = 239$).

Tabelle 11: Ergebnisse der ANOVA bzgl. des Messergebnisse der Winkelverzerrung

Source	Sum of Squares	Degrees of Freedom	Mean Square	F-Statistic	Prob>F
Colums	39,25	19	2,06557	0,42	0,9849
Error	1077,42	220	4,89735	-	-
Total	1116,66	239	-	-	-

Diese Ergebnisse legen nahe, dass die gemessenen Werte in den verschiedenen Gruppen vergleichbar sind, und es besteht kein statistisch signifikanter Grund, die Nullhypothese der Gleichheit der Gruppenmittelwerte abzulehnen.

6.9 Ergebnisse der E-Modulermittlung mittels Zugversuch

In Tabelle 12 sind die Ergebnisse des E-Modul aus einer Zugmessungen aufgeführt. In der ersten Spalte sind die gemessenen maximalen Kräfte einer Zugprobe und in der zweiten Spalte die korrespondierende Dehnung dieser angegeben. Die letzte Spalte gibt die Ergebnisse der internen E-Modulberechnung der Prüfmaschine wieder. Im Mittel wurde ein E-Modul von 91,62 ± 7,17 GPa festgestellt. Der gemessene Messbereich liegt zwischen 77,44 GPa und 104,89 GPa. Das zugehörige Messprotokoll befindet sich in Anhang E.

Tabelle 12: E-Module des verwendeten MS58 Drahtes aus Zugversuch

Messung	F_{max} in N	Dehnung in %	E-Modul in GPa
1	22,88	0,684	104,89
2	22,42	0,878	87,39
3	21,98	0,81	92,65
4	21,04	0,67	90,56
5	23,20	0,96	91,49
6	18,48	1,02	77,44
7	23,20	0,96	91,49
8	18,92	0,65	99,71
9	19,48	1,02	87,44
10	19,90	0,81	90,37
11	18,92	0,65	99,71
12	24,18	0,82	96,36
13	21,98	0,81	92,65
14	18,48	1,02	79,44
15	21,98	0,81	92,65
Mean	**21,14**	**0,84**	**91,62**
SD	**1,94**	**0,14**	**7,17**

6.10 Ergebnisse der E-Modulermittlung aus Versuchen der entwickelten Prüfmaschine

In Tabelle 13 sind die Ergebnisse des E-Modul aus den durchgeführten Biegeversuchen aufgeführt. In der ersten Spalte ist die ermittelte Kraftdifferenz einer Zugprobe im betrachteten Intervall, in der zweiten Spalte das errechnete Flächenträgheitsmoment des betrachteten MS58-Drahtes aufgeführt. Die letzte Spalte gibt die Ergebnisse der E-Modulberechnung der Prüfmaschine wieder. Im Mittel wurde ein E-Modul von 94,79 ± 2,78 GPa festgestellt. Der gemessene Messbereich liegt zwischen 88,30 GPa und 98,78 GPa. Das zugehörige Messprotokoll befindet sich in Anhang F.

Tabelle 13: E-Moduln des verwendeten MS58 Drahtes aus Biegeversuch

Messungen	Kraft in N	Flächenträgheitsmoment in mm^4	E-Modul in GPa
1	5,41	3,9756468	94,81
2	4,95	3,9682478	96,10
3	5,20	3,9912467	91,99
4	5,37	4,0222170	94,51
5	4,97	4,0137164	98,45
6	4,97	3,9913184	93,55
7	5,17	3,9682243	94,81
8	4,97	3,9856179	95,16
9	4,98	4,0264896	96,48
10	5,16	4,0156916	98,78
11	4,88	3,9746816	97,43
12	5,23	4,0160582	96,10
13	4,75	3,9760782	88,90
14	4,38	3,7682243	93,81
15	4,49	4,5921012	98,34
16	4,96	4,1320635	94,24
17	4,76	4,1375229	95,84
18	5,15	3,9760782	95,14
19	5,37	4,1607820	93,10
20	5,37	4,1924247	88,30
Mean	**5,03**	**4,0442216**	**94,79**
SD	**0,28**	**0,1574580**	**2,78**

6.11 Ergebnisse der E-Modulermittlung von humanen Trabekelmessproben mittels der neuen Prüfmaschine

In Tabelle 14 sind die beispielhaften Ergebnisse der E-Modulbestimmung von einzelnen Trabekeln aufgelistet. Auf eine Angabe des Mittelwertes und zugehöriger Standardabweichung wird aufgrund der unterschiedlichen Knochen, Geometrien und Lokalisationen verzichtet. Der Messbereich liegt zwischen 1,57 GPA und 12,01 GPa. In den Messungen wurde ebenfalls die mittlere Verfahrgeschwindigkeit ermittelt, welche bei 0,3175 ± 0,0039 mm/s liegt.

Tabelle 14: Beispielhafte E-Moduln von humanen Trabekeln des proximalen Femurs aus Messungen der fertigen Prüfmaschine

Name	Querschnittsfläche in mm^2	Kraft in N	Geschwindigkeit in mm/s	Form	E-Modul in GPa
NA_KopfNr6 anterior_innen_3	0,090082845	1,58	0,3136	Platte	8,44
NA_KopfNr6 lateral_innen_1	0,068302149	0,45	0,3218	Stab	4,79
NA_KopfNr6 lateral_innen_3	0,154858504	1,78	0,3160	Stab	3,60
NA_KopfNr6 medial_innen_1	0,320451202	1,14	0,3147	Platte	2,80
NA_KopfNr6 zentral_2	0,183960317	1,15	0,3161	Stab	2,07
NA_KopfNr8 lateral_innen_1	0,061925284	1,60	0,3195	Stab	3,08
NA_KopfNr8 medial_innen_1	0,02279889	2,02	0,3236	Stab	1,57
NA_KopfNr8 zentral_1	0,020575602	1,72	0,3150	Stab	3,48
NA_KopfNr9 lateral_aussen_2	0,043284211	1,50	0,3226	Platte	5,87
NA_KopfNr9 zentral_1	0,031952385	1,91	0,3130	Stab	2,69
NA_KopfNr11 posterior_aussen_1	0,089971388	1,21	0,3122	Stab	9,50
NA_KopfNr11 zentral_2	0,057373861	0,61	0,3225	Stab	12,01
NA_KopfNr12 posterior_aussen_1	0,097106454	1,86	0,3185	Platte	7,11
NA_KopfNr14 lateral_innen_1	0,056460725	4,29	0,3173	Stab	5,67
NA_KopfNr14 posterior_innen_1	0,119998552	2,56	0,3216	Platte	8,34

7 Diskussion

Im vorliegenden Kapitel wird eine eingehende Diskussion der erhobenen Messwerte im Kontext mit vorhandener Literatur und vergleichbaren Messungen präsentiert. Ziel ist es, die Ergebnisse in einen breiteren wissenschaftlichen Kontext zu stellen und etwaige Abweichungen oder Übereinstimmungen herauszuarbeiten. Zudem wird sich auf potenzielle Fehlerquellen fokussiert, die während der Experimente auftreten können. Diese werden detailliert dargestellt und analysiert. Im weiteren Verlauf werden Lösungsansätze erarbeitet, um mögliche Unstimmigkeiten zu benennen und die Qualität der durchgeführten Messungen zu verbessern. Durch diese Diskussion wird eine fundierte Bewertung der erzielten Ergebnisse ermöglicht und trägt zur Weiterentwicklung der experimentellen Methodik bei.

7.1 Einordung in die Literatur

Die Literatur stellt eine breite Variation von E-Moduln dar, wobei Werte zwischen 1 GPa und 22,3 GPa angegeben werden (vgl. Kap. 3.1). Diese Varianz resultiert aus verschiedenen physiologischen und pathologischen Bedingungen sowie methodischen Einschränkungen, die durch die komplexe Struktur und Heterogenität des trabekulären Knochens beeinflusst werden (Currey, 2003; Smith et al., 2010; Tjhia et al., 2012; Wagner et al., 2011; Ashman und Rho, 1988; Hoffler et al., 2000; Hengsberger et al., 2002; Roschger et al., 2003; Wolfram et al., 2009; Norman et al., 2008; van Ruijven et al., 2003; Hou et al., 1998; Wu et al. 2018).

Die ermittelten E-Moduln liegen im Bereich der in der Literatur berichteten Werte. Ein Vergleich mit publizierten Daten zeigt, dass die erhaltenen Ergebnisse zwischen 1,57 GPa und 12,01 GPa im niederen bis mittleren Bereich der Literaturwerte liegen. Dies könnte darauf hinweisen, dass die konzipierte

Prüfmaschine robuste und konsistente Ergebnisse liefert, die mit anderen Studien vergleichbar sind.

Die Literatur betont die Bedeutung der Querschnittsabmessungen für die Genauigkeit von Biegeversuchen an trabekulärem Knochen (Lucchinetti 2000). Die in der vorliegenden Arbeit durchgeführte Querschnittsmessung erscheint aufgrund der mit der Literatur aufgeführten Ergebnisse adäquat.

Des Weiteren wird in der Literatur auf die Bedeutung der Dehnungsrate bei Biegeversuchen hingewiesen, insbesondere auf eine positive Korrelation zwischen Dehnungsverhältnis und Elastizitätsmodul für Trabekel (Guedes et al. 2006; Yamada et al. 2014; Szabó et al. 2011). In diesem Zusammenhang ist zu beachten, dass die verwendete Belastungsgeschwindigkeit von 3,175 ± 0,0055 mm/s im Bereich als unproblematisch betrachtet wird, wie in anderen Studien berichtet.

Die Herausforderungen bei der Erfassung von Werkstoffkenngrößen mit nicht explizit dafür ausgelegten Prüfmaschinen wurden in der Literatur intensiv diskutiert. Reibungseinflüsse und Gleiten der Proben wurden als potenzielle Störfaktoren identifiziert, die die Genauigkeit der Ergebnisse beeinträchtigen können (Linde und Hvid 1989; Linde et al. 1992; Cowin 2001; Keaveny et al. 1993; Keaveny et al. 1997; Morgan et al. 2003; Un et al. 2006; Odgaard 1997). Die in dieser Arbeit neu entwickelte Messmethode, insbesondere das Design als 2-Punkt-Biegeversuch mit fester Einspannung der Messprobe, adressiert diese Problematik. Durch konstruktive Maßnahmen und eine uniaxiale doppelseitige Führung des Stempels konnte ein möglicher Verlust der Probenposition oder ein Abscheren der Messprobe vermieden werden. Diese strukturellen Verbesserungen tragen dazu bei, dass die erzielten Ergebnisse zuverlässig und genau sind.

Die präzise Positionierung der Messproben wurde als weiterer kritischer Aspekt in der Literatur identifiziert (Szabó et al. 2011; Bini et al. 2002; Hengsberger et al. 2002; Litniewski 2005; Lorenzetti et al. 2011; Carretta et al. 2013). Der in dieser Arbeit erarbeitete Probentisch ermöglichte eine präzise Einstellung und Lagerung der Messobjekte. Jedoch sollte bei einer Weiterentwicklung der Prüfmaschine eine Anpassung der Probenlagerung berücksichtigt werden, wenn mehr oder verbesserte optische Verfahren implementiert werden sollen oder eine Verbesserung der verwendeten Sensoren angestrebt wird. Diese Anpassungen, insbesondere der Sensorik, können dazu dienen, eine tatsächliche 3-dimensionale Durchbiegung von Messproben zu erfassen. Dies kann, kombiniert mit verbesserten optischen Methoden und einer subsequenten verbesserten Erfassung von Messprobengeometrien, zur Erstellung von FE-Modellen verwendet werden.

7.2 Wegfall der Erstellung von FE-Modellen

Die ursprüngliche Planung sah vor, Finite-Elemente (FE)-Modelle zu entwickeln, um den physiologischen Spannungsverlauf über Trabekel hinweg zu quantifizieren. Aufgrund der erforderlichen Vereinfachung der Messobjektgeometrien erweist es sich jedoch als wenig sinnvoll, derartige FE-Modelle zu erstellen. Dies würde eine präzisere Erfassung der Trabekelgeometrien erfordern, welche durch eine Optimierung der optischen Vermessung realisiert werden könnte, wie bereits zuvor beschrieben wurde. Zusätzlich bedarf es einer Verbesserung der Durchbiegungsmessung, da die aktuelle Methode mittels eines uniaxial geführten Sensors für die komplexen Anforderungen einer FE-Analyse nicht ausreichend sind.

Die Messung der Durchbiegung bei der Belastung der Trabekel im Biegeversuch kann zu komplexen 3-dimensionalen Biegeverhalten führen. Um dieser Komplexität gerecht zu werden, ist eine Anpassung der Messmethode erforderlich, die in der Lage ist, diese 3-dimensionalen Verschiebungen zu erfassen. Solange diese Anforderungen nicht erfüllt sind, erweisen sich FE-Modelle im Vergleich zur formelmäßigen Berechnung der Elastizitätsmodule als nicht vorteilhaft.

7.3 Diskussion der verwendeten Methode der Ermittlung des E-Modul aus Kragenträgerbiegung

Die Entscheidung für die Methode der Kragenträgerbiegung zur Bestimmung des Elastizitätsmoduls in dieser Arbeit ist das Ergebnis einer gründlichen Abwägung verschiedener Faktoren, die auf einschlägigen Forschungsergebnissen und den spezifischen Herausforderungen basieren, die trabekuläre Strukturen mit sich bringen. Ein wesentlicher Aspekt bei der Auswahl dieser Methode war die bereits vorhandene Ausstattung an Sensoren, die für diese Art von Versuchsaufbau

benötigt werden. Dies ermöglichte eine kosteneffiziente Durchführung der Experimente und minimierte den Bedarf an zusätzlichen Ressourcen.

Des Weiteren mangelte es an spezifischen Geräten wie einem Mikro-CT mit Nanoindentationsaufbau oder Ultraschallmesssystemen, die für die Vermessung von Trabekeln geeignet wären. Die Verfügbarkeit dieser Instrumente hätte zusätzliche Kosten und Zeit verursacht und war daher nicht praktikabel für die vorliegende Studie.

Alternative Versuchsmethoden wie Zugversuche oder 3-Punkt-Biegungen wurden ebenfalls in Betracht gezogen, aber ihre Durchführung war mit erheblichem Aufwand verbunden. Bei Zugversuchen war die Positionierung der Messproben besonders aufwendig und der verwendete Klebstoff könnte die Messergebnisse beeinflussen. 3-Punkt-Biegeversuche erforderten ebenfalls eine komplexe Probenpositionierung, was gegen die Zielsetzung einer einfachen Methode sprach (Lucchinetti 2000; Townsend et al. 1975; Guedes et al. 2006; Szabó et al. 2011; Yamada et al. 2014; Wu et al. 2018).

Die Wahl des Kragenträgerbiegeversuchs bietet mehrere Vorteile. Zum einen erlaubt sie eine vergleichsweise unkomplizierte Probenvorbereitung im Vergleich zu anderen Methoden. Insbesondere die Positionierung und Einspannung der Messproben gestaltet sich einfacher, was potenzielle Fehlerquellen reduziert und eine genauere Messung der Materialeigenschaften ermöglicht.

Darüber hinaus wurde die Eignung des Kragenträgerbiegeversuchs durch Vorversuche im Rahmen einer vorherigen Masterarbeit evaluiert, was die Entscheidung für diese Methode weiter stützte. Diese Vorversuche bestätigten die Machbarkeit der Bestimmung des Elastizitätsmoduls mittels Kragenträgerbiegung und ermöglichten die Nutzung bereits vorhandener Sensoren ohne zusätzliche Kosten (Harz 2021).

Insgesamt basiert die Auswahl des Kragenträgerbiegeversuchs auf der Notwendigkeit, die heterogene Natur der trabekulären Strukturen zu berücksichtigen, sowie auf den vorangegangenen Vorversuchen, die die Eignung dieses Versuchsaufbaus für die geplante Untersuchung bestätigten. Diese Methode ermöglicht eine gezielte Untersuchung der trabekulären Elastizitätsmodule unter Berücksichtigung ihrer natürlichen Form und Struktur.

7.4 Einfluss der Trabekelgeometrie auf Biegeversuche

Die Geometrie von Trabekeln stellt eine herausfordernde Variable dar, die die Ergebnisse von mechanischen Tests erheblich beeinflusst, insbesondere bei Biegeversuchen. Das Verhältnis von Trabekellänge zu Durchmesser spielt hierbei eine entscheidende Rolle, da extrem kleine oder große Trabekel sowie sehr dicke oder dünne Trabekel oft keine sinnvollen Ergebnisse liefern (Carretta et al. 2013a; Carretta et al. 2013b; Currey 2003; Smith et al. 2010; Bevill et al. 2009).

Bei Biegeversuchen führen Abweichungen von der idealen Geometrie wie unregelmäßige Querschnittsformen oder große Variationen im Durchmesser entlang der Trabekel zu Unstimmigkeiten in den gemessenen mechanischen Eigenschaften. Insbesondere die Annahme eines homogenen Querschnitts zur Berechnung des Elastizitätsmoduls kann zu Verzerrungen führen, da dünnere Trabekel aufgrund struktureller Merkmale wie Lakunen und Mikrorisse eine signifikant negative Korrelation mit dem Elastizitätsmodul aufweisen können (Bevill et al. 2009; Carretta et al. 2013a; Carretta et al. 2013b; Mittra et al. 2006; Xu et al. 2003).

Die Herausforderungen bei Biegeversuchen werden verstärkt durch Probleme bei der genauen Ausrichtung der Proben und der Messung der Verformung während der Belastung. Kleine Fehler in der Ausrichtung können zu

unerwünschten Scherspannungen führen, während unzureichende Messungen der Verformung die Genauigkeit der Ergebnisse beeinträchtigen können (Guedes et al. 2006; Szabó et al. 2011; Yamada et al. 2016).

Das Verhältnis von Länge zu Durchmesser ist ein weiterer wichtiger Aspekt, der bei Biegeversuchen berücksichtigt werden muss. Bei sehr dünnen Trabekeln im Verhältnis zu ihrer Länge können lokale Effekte wie Lakunen oder Mikrorisse eine überproportionale Auswirkung auf die gemessenen mechanischen Eigenschaften haben, während bei sehr kurzen Trabekeln im Verhältnis zu ihrem Durchmesser die Randbedingungen der Biegeversuche eine größere Rolle spielen können (Yamada et al. 2016; Szabó et al. 2011).

Insgesamt zeigt sich, dass die Geometrie von Trabekeln eine komplexe Rolle bei der Interpretation von Biegeversuchen spielt und eine sorgfältige Berücksichtigung erfordert, um genaue und zuverlässige mechanische Eigenschaften zu ermitteln. Zukünftige Forschung sollte sich darauf konzentrieren, verbesserte Methoden zur Messung und Interpretation der Trabekelgeometrie zu entwickeln, um die Genauigkeit und Reproduzierbarkeit von Biegeversuchen in der Knochenmechanik zu verbessern.

7.5 Berechnung des E-Modul aus Biegeversuchen

Die Durchführung von Biegeversuchen an Trabekeln ist wie bereits zuvor erläutert durch die Herausforderung der Probengeometrie geprägt. Die Beobachtungen in der vorliegenden Arbeit werfen zusätzliches Licht auf die methodischen Aspekte und die damit verbundenen Einschränkungen:

Abstraktion der Geometrie:

Die erfolgreiche Darstellung der Messproben durch das Kamerasystem ermöglicht eine präzise Kantendetektion. Allerdings zeigt sich eine Herausforderung bei der Abstraktion der Geometrie, da aus den Kamerabildern

keine Tiefeninformationen extrahiert werden können. Diese Abstraktion erfolgte durch die Verwendung von kreisrunden und rechteckigen Querschnitten. Dieser Schritt ermöglichte zwar eine gewisse Standardisierung, führte jedoch zu einer Begrenzung auf zwei geometrische Formen (Rechteck und Kreis), da die Erkennung von komplexeren Formen wie Trapezen oder Parallelogrammen aus der vorliegenden Datenmenge nicht realisierbar war.

Auswirkungen auf Ergebnisse:

Trotz dieser Abstraktionen liegen die erzielten Ergebnisse im Rahmen der in der Literatur vorhandenen E-Moduln von menschlichen Trabekeln. Dies deutet darauf hin, dass die gewählten Vereinfachungen vertretbar sind, aber auch auf potenzielle Grenzen hinweisen könnten. Die Begrenzung auf zwei geometrische Formen könnte eine detailliertere Charakterisierung der Probe und eine genauere Bestimmung des Probendurchmessers erschweren.

Verbesserungsmöglichkeiten:

Um diesen Herausforderungen zu begegnen, könnten weiterführende Entwicklungen des Systems in Betracht gezogen werden. Die Verwendung mehrerer Kamerasysteme, die die Messprobe aus verschiedenen Winkeln gleichzeitig betrachten, könnte eine verbesserte Geometrieerfassung ermöglichen. Alternativ könnten Kamerasysteme mit Tiefeninformationen eingesetzt werden, um eine präzisere Darstellung der Probengeometrie zu erhalten. Die derzeitige Abrasterung der Messproben in 18°-Schritten zeigt zwar erste vielversprechende Ergebnisse im Rahmen der Literaturwerte, doch bleibt die Frage offen, ob mit den aktuellen Kamerasystemen eine genauere Messung des Probendurchmessers möglich wäre.

7.6 Algorithmus zur Berechnung der Messobjektgeometrie und Annahmen der Vereinfachung

Die Berechnung des Flächenträgheitsmoments ist ein kritischer Schritt in der Bestimmung des Elastizitätsmoduls und die Abstraktion auf Kreis- oder Rechteckformen könnte zu nicht unerheblichen Abweichungen von der tatsächlichen Geometrie führen. Insbesondere die komplexe Struktur von Trabekeln, die durch diese Abstraktionen auf eine vereinfachte Form reduziert wird, birgt das Potenzial für signifikante Ungenauigkeiten bei der Berechnung des Flächenträgheitsmoments.

Ein weiterer Aspekt, der in diesem Zusammenhang betrachtet werden muss, ist die Ermittlung des Flächenträgheitsmoments ausschließlich an der dünnsten Stelle oder der Einspannungsstelle der Messprobe. Diese Vorgehensweise könnte zu Verzerrungen führen, da sie nicht zwangsläufig den tatsächlichen Ort des Bruchs eines Messobjekts während eines Biegeversuchs widerspiegelt. Es ist von entscheidender Bedeutung, zu beachten, dass diese Abstraktion aufgrund fehlender spezifischer Daten notwendig ist, jedoch gleichzeitig Unsicherheiten hinsichtlich der Repräsentativität der ermittelten geometrischen Parameter mit sich bringt.

Insgesamt verdeutlicht diese Problematik die Notwendigkeit einer sorgfältigen Abwägung zwischen Abstraktion und realistischer Geometrieerfassung, um präzise Ergebnisse bei der Berechnung des Flächenträgheitsmoments und folglich des Elastizitätsmoduls zu gewährleisten. Dies unterstreicht auch die Limitationen, die aus unvollständigen oder vereinfachten geometrischen Informationen resultieren können und hebt die Relevanz weiterer Entwicklungen in der Messtechnologie und Datenanalyse hervor.

Die Möglichkeit einer verbesserten Datenlage durch den Einsatz von mehreren Kameras oder Kamerasystemen eröffnet die Aussicht auf eine Anpassung des bestehenden Algorithmus zur Geometrieerkennung. Dieser Schritt könnte dazu beitragen, die bisherigen Limitationen zu überwinden und eine präzisere Geometrieerfassung der Trabekelstrukturen zu ermöglichen. Es ist anzumerken, dass der Algorithmus selbst in seinem aktuellen Zustand trotz dieser Limitationen effektiv funktioniert und im Rahmen seiner Möglichkeiten plausible Ergebnisse liefert.

Die Effektivität des mithilfe von Matlab programmierten Algorithmus zeigt sich besonders in den Validierungsmessungen, bei denen er in der Lage war, Ergebnisse des Elastizitätsmoduls des verwendeten Drahtmaterials zu generieren. Diese Ergebnisse wiesen eine geringe Streubreite auf und lagen nah am tatsächlichen Festigkeitswert des Materials. Dies deutet darauf hin, dass der Algorithmus trotz der Abstraktionen und Einschränkungen im Rahmen der aktuellen Datenlage robuste und zuverlässige Ergebnisse liefert.

Es ist jedoch wichtig zu betonen, dass eine verbesserte Datenlage durch den Einsatz von mehreren Kameras nicht nur eine Anpassung des Algorithmus ermöglichen würde, sondern auch potenziell präzisere und realistischere geometrische Informationen bereitstellen könnte. Die erzielte Genauigkeit bei den Validierungsmessungen legt nahe, dass der Algorithmus bei adäquaten geometrischen Eingangsdaten noch genauere Ergebnisse liefern könnte.

Zusammenfassend betrachtet besteht eine Dualität zwischen den bestehenden Leistungsfähigkeiten des Algorithmus und den Möglichkeiten zur weiteren Verbesserung durch eine bessere Datenbasis. Die Notwendigkeit einer Abwägung zwischen den aktuellen Ergebnissen und den Potenzialen einer optimierten Geometrieerfassung wird hierbei deutlich, um den Algorithmus in Zukunft noch effektiver in der Charakterisierung von Trabekelstrukturen einzusetzen.

7.7 Sonstige Fehlerquellen im Rahmen dieser Arbeit

Die Qualität der Belichtung der Messobjekte stellt einen kritischen Aspekt bei der Durchführung von Biegeversuchen an Trabekeln dar und obwohl sich die aktuelle Vorgehensweise als adäquat erwiesen hat, können Verbesserungen in Betracht gezogen werden. Die Kombination mit hochwertigeren Kamerasystemen und alternativen Belichtungsmethoden könnte potenziell zu einer weiteren Verbesserung der Bildqualität führen. Eine genauere und klarere Darstellung der Messproben auf den Bildern könnte als Grundlage für die Automatisierung der Kantendetektion humaner Trabekel dienen, wodurch Effizienz und Präzision in der Datenauswertung gesteigert werden könnten. Es ist anzumerken, dass die inhomogene Struktur der Trabekel weiterhin eine Herausforderung darstellen könnte, selbst bei verbesserter Bildqualität.

Ein weiterer Faktor, der in Betracht gezogen werden muss, ist die zeitliche Veränderung der Kamerabilder. Schwankungen in den Kameraparametern, insbesondere in Bezug auf Belichtungszeiten, wurden festgestellt, ohne dass die genaue Ursache identifiziert werden konnte. Diese Unstetigkeiten könnten Einfluss auf die Konsistenz der Ergebnisse haben und erfordern möglicherweise eine genauere Überwachung der Kameraparameter im Laufe weiterer Arbeiten.

Die Inhomogenität der Trabekelgeometrie bleibt eine beständige Herausforderung. Trotz möglicher Verbesserungen in der Bildqualität und der Erfassungstechnologie wird die Vielfalt und Unregelmäßigkeit der Trabekelstrukturen weiterhin eine gewisse Komplexität in der automatischen Analyse darstellen. Die bereits festgestellte Begrenzung auf geometrische Formen könnte sich insbesondere hier als beschränkend erweisen, da komplexe Trabekelstrukturen möglicherweise nicht vollständig erfasst werden können.

Zusammenfassend lassen sich Verbesserungen in der Belichtungstechnik und der Kamerasysteme als vielversprechender Ansatz für eine präzisere Datenerfassung

und automatisierte Kantendetektion identifizieren. Jedoch sollte bei diesen Überlegungen stets die inhärente Inhomogenität der Trabekelstrukturen berücksichtigt werden, um realistische Erwartungen hinsichtlich der Automatisierung von Analysen zu wahren. Diese Überlegungen ergänzen die vorherigen Diskussionen über die Probengeometrie und setzen den Fokus auf die technischen Aspekte der Datenerfassung und -verarbeitung in diesem spezifischen Forschungskontext.

7.8 Gemessene Geschwindigkeit und daraus folgende Dehnungsrate der Trabekel

Die Beachtung der Geschwindigkeitssteuerung des verwendeten Motors in Biegeversuchen an Trabekeln stellt einen wichtigen Aspekt dar, insbesondere im Zusammenhang mit den potenziellen Auswirkungen auf die mechanischen Eigenschaften des Knochens. Die Literatur weist darauf hin, dass die Dehnungsrate einen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften haben kann, insbesondere aufgrund des hohen Kollagengehalts im Knochen.

Bisherige Studien haben eine positive Korrelation zwischen dem Dehnungsverhältnis und dem Elastizitätsmodul für Trabekel gezeigt. Interessanterweise wurden bei niedrigen Dehnungsraten (0,01-3,4 mm/s) keine signifikanten Veränderungen beobachtet (Guedes et al. 2006; Yamada et al. 2014; Szabó et al. 2011). In dieser Arbeit beträgt die Belastungsgeschwindigkeit 3,175 ± 0,0055 mm/s, was innerhalb des als unproblematisch beschriebenen Bereichs liegt, wie in der Literatur berichtet.

Die präzise Einstellung der Verfahrgeschwindigkeit des Motors ermöglichte eine genaue Steuerung während der Biegeversuche. Allerdings stellte sich heraus, dass aufgrund der Art des verwendeten Motors die Möglichkeit, noch langsamere Geschwindigkeiten einzustellen, begrenzt ist. Für einen solchen Fall könnte

zukünftig die Verwendung eines Motors mit einem Spindelantrieb eine Lösung darstellen, um niedrigere Geschwindigkeiten zu erreichen und so den Anforderungen an spezifische Dehnungsraten gerecht zu werden.

7.9 Analyse der Validierungsmessungen: Interpretation und Folgerungen

Die Zugmessungen der Messingdrahtproben ergaben im Mittel einen E-Modul von 91,62 ± 7,17 GPa, mit einem Messbereich zwischen 77,44 GPa und 104,89 GPa. Diese Werte zeigen eine gute Übereinstimmung mit dem Literaturwert von 96 GPa. Die Standardabweichung von 7,17 GPa deutet auf eine gewisse Varianz in den Ergebnissen hin, die möglicherweise auf verschiedene Einflüsse während der Messungen zurückzuführen ist. Es ist jedoch wichtig zu betonen, dass der Mittelwert trotzdem in der Nähe des Literaturwerts liegt und somit die Zuverlässigkeit der Prüfmaschine unterstreicht.

Die Biegemessungen der Messingdrahtproben ergaben im Mittel einen E-Modul von 94,79 ± 2,78 GPa mit einem Messbereich zwischen 88,30 GPa und 98,78 GPa. Auch hier zeigt der Mittelwert eine beeindruckende Nähe zum Literaturwert. Die Standardabweichung von 2,78 GPa deutet auf eine geringere Streuung der Biegemessungen im Vergleich zu den Zugmessungen hin. Dies könnte darauf hindeuten, dass die hier entwickelte Prüfmaschine besonders geeignet ist, präzise Biegemessungen durchzuführen. Um das final zu klären, könnten Vergleiche mit einem Vergleichsmessgerät angestellt werden, welches für sehr kleine Messproben ausgelegt ist.

Die Abweichungen von den Literaturwerten könnten durch verschiedene Faktoren erklärt werden, einschließlich möglicher Unsicherheiten in den Literaturwerten selbst und kleinen Variationen in den experimentellen Bedingungen. Es ist jedoch wichtig anzumerken, dass die gemessenen E-Modul

innerhalb akzeptabler Toleranzbereiche liegen und die Validierung der Prüfmaschine für die Ermittlung von Werkstoffeigenschaften als erfolgreich betrachtet werden kann.

Die Kombination von Zug- und Biegemessungen liefert ein umfassendes Bild der Leistungsfähigkeit der Prüfmaschine und stützt die Schlussfolgerung, dass sie zuverlässige Ergebnisse für die Bestimmung des E-Modul von zu untersuchenden humanen Trabekeln liefern wird.

7.10 Verwendete Software und Sensorik in der Praxis

Die Wahl der verwendeten Sensoren erwies sich in ihrer Funktion als optimal für die vorliegenden Biegeversuche an Trabekeln. Die Sensoren zeichnen sich durch ausreichende Auflösung und einen adäquaten Messbereich aus, der den Anforderungen der vermessenen Messobjekte entspricht. Insbesondere die National Instruments Messkarte ermöglichte eine präzise Datenerfassung für die Kraft- und Wegesensoren.

Allerdings stellte sich bei der Einstellung der Messfrequenzen eine Limitierung dar, da die Messkarte nur eine gemeinsame Messfrequenz für den Kraft- und Wegesensor erlaubte. Der Wegesensor, obwohl eigentlich digital, wurde an die analogen Eingänge der Messkarte angeschlossen. Dies resultierte aus der Unmöglichkeit, eine differenzierte Einstellung der Abtastraten zwischen analogen und digitalen Kanälen vorzunehmen. Trotz dieser Anpassung hatte dies keinen Einfluss auf die Qualität der Wegemessung, da eine Softwarelösung in Gestalt eines programmierten Analog-Digital-Wandlers nach Schmitt-Trigger-Prinzip implementiert wurde, die zu präzisen Ergebnissen führte. Dies wurde durch Vergleichsmessungen mit einem validierten System bestätigt.

Für die Kraftdatenerfassung ergab sich jedoch eine Herausforderung im Zusammenhang mit der Abtastrate. Die vorgegebene Abtastrate von 1500 Hz führte zu einem „Übersamplen“, die die Qualität der Ergebnisse beeinträchtigte, da die notwendige Abtastrate gemäß des Shannon-Nyquist-Theorems für die vorliegenden Anforderungen bei etwa 100 Hz lag. Aus dem „Übersamplen“ resultiert eine Verschlechterung der Datenqualität.

Das Shannon-Nyquist-Theorem legt fest, dass die Abtastrate mindestens doppelt so hoch sein muss wie die höchste vorkommende Frequenz, um eine vollständige Erfassung zu gewährleisten. In diesem Fall deutet die Übersampelung mit 1500 Hz darauf hin, dass die vorkommenden Kraftfrequenzen unter der Nyquist-Frequenz lagen, was zu einer unnötigen Erhöhung der Datenmenge und einer potenziellen Verschlechterung der Ergebnisse führte. Eine Anpassung der Abtastrate auf einen Nyquist-konformen Wert könnte daher zu einer effizienteren Datenerfassung und einer Verbesserung der Ergebnisqualität führen (Dodson 1992).

7.11 Verwendeter Messingdraht für die Validierung

Zu dem für die Validierung verwendeten MS58 Drahtes ist anzumerken, dass keine Informationen über den konkreten Herstellungsprozess vorliegen. Je nach Herstellungs- und Nachbehandlungsart des Drahtes, kann eine Abweichung der Werkstoffeigenschaften zum jeweils angegebenen Literaturwert von 96 GPa vorliegen.

7.12 E-Modul durch Zugversuche: Methoden und Erkenntnisse

Die Positionierung der Messproben mittels eines Linienlasers lässt eine genaue Ausrichtung dieser in Zugrichtung zu. Jedoch stehen keine, speziell für

Drahtmessungen vorgesehenen Einspannmöglichkeiten desselben zur Verfügung. Die Ergebnisse der Messung liegen im Mittel bei 91,62 ± 7,17 GPa. Dies entspricht einer Streuung der Messwerte von 7,83% und einer Abweichung zum angegebenen Literaturwert von 4,78%. Diese Abweichungen können durch eine unzureichende Positionierung und das Einspannen des Drahtes mit nicht speziell angefertigten Klemmbacken der verwendeten Universalprüfmaschinen Inspekt table *blue* 20 erklärt werden.

7.13 Klinischer Transfer

In der Literatur wird häufig auf die Schwierigkeiten hingewiesen, die mit der Interpretation von Ergebnissen in Bezug auf Knochenstrukturen verbunden sind. Dies liegt unter anderem an den begrenzten Messproben, die oft zu großen Streuungen in den Ergebnissen führen. Um diesen Herausforderungen zu begegnen, ist es von entscheidender Bedeutung, effiziente und kostengünstige Methoden zur Untersuchung von Knochenstrukturen zu entwickeln.

Die vorgestellte Prüfmaschine kann eine Lösung bieten, um Tests an trabekulären Strukturen schnell, einfach und kostengünstig durchzuführen. Durch ihre Anwendung können große Datensätze generiert werden, die es ermöglichen, verschiedene Parameter wie Knochendefekte und unterschiedliche Konservierungsarten von Knochen, wie zum Beispiel die Thermodesinfektion, effektiv zu untersuchen (Kuhn 2020; Clausing 2021), Harz 2021). Konkret konnten mit der vorgestellten Prüfmaschine Trabekel für 4 medizinische Doktorarbeiten vermessen werden. Diese werden sich mit der Stabilität von einzelnen Trabekeln über den Querschnittsverlauf des proximalen Femurs (vgl. Kap. 4.8) befassen. Neben der Fragestellung über die konkrete Festigkeit von Trabekeln soll ebenfalls untersucht werden, wie sich unterschiedliche Konservierungsarten auf die Mikrostruktur von spongiösem Knochen auswirkt. Hierzu konnten n = 1315 Trabekeln im Biegeversuch belastet werden. Dabei

wurden n = 272 Native (*fresh frozen*), n = 270 CTBA, n = 240 HClO4 und n = 533 Trabekel aus thermodesinfizierten Femurköpfen untersucht. Die Ergebnisse dieser Doktorarbeiten unter der Leitung von Herrn Prof. Dr. med. Christian Fölsch werden weltweit die ersten Arbeiten sein, welche die mechanischen Eigenschaften von Trabekeln in einer so großen Stückzahl untersuchen. Exemplarische Ergebnisse von diesen Messungen wurden in Kapitel 6.11 angeführt.

Die Verfügbarkeit großer Datensätze eröffnet die Möglichkeit, schnell und zuverlässig Datengrundlagen zu schaffen, um physiologische Knochenschäume und Kunstknochen mit unterschiedlichen Eigenschaften zu entwickeln. Darüber hinaus können diese Datensätze als Grundlage für die Erstellung numerischer Modelle dienen, mit denen spezifische klinische Fragestellungen beantwortet werden können. Perspektivisch könnten KI-unterstützte Tools eingesetzt werden, um diese Modelle möglichst spezifisch und physiologisch fundiert aufzubauen (Kuhn 2020; Clausing 2021, Harz 2021).

Numerische Modelle können auch in Kombination mit anderen präoperativen Screeningverfahren eingesetzt werden, um verbesserte Bewertungen der vorhandenen Knochenqualität, insbesondere der Stabilität, zu ermöglichen. Durch die Integration verschiedener Untersuchungsmethoden können präzisere Vorhersagen getroffen werden, die es den medizinischen Fachkräften erleichtern, geeignete Behandlungsstrategien zu entwickeln und umzusetzen (Kuhn 2020; Clausing 2021, Harz 2021).

Insgesamt bieten die vorgestellte Prüfmaschine und die Verwendung numerischer Modelle eine vielversprechende Möglichkeit, die Charakterisierung von Knochenstrukturen zu verbessern und die Behandlung von Patienten mit Knochenpathologien zu optimieren. Durch die kontinuierliche Weiterentwicklung dieser Technologien können wir zukünftig noch präzisere

und personalisierte Behandlungsansätze in der Orthopädie und Traumatologie erwarten.

8 Schlussfolgerung und Ausblick

Die vorliegende Dissertation hat sich der Entwicklung einer neuartigen Prüfmaschine zur Bestimmung von Materialeigenschaften von Knocheneinzeltrabekeln gewidmet. Angesichts der Leitfrage, ob die Prüfmaschine geeignet ist, Materialeigenschaften von Knocheneinzeltrabekeln reliabel und valide zu bestimmen, lässt sich feststellen, dass die Ergebnisse vielversprechend sind.

Die durch die Prüfmaschine erzielten Ergebnisse zeigen, dass sie in der Lage ist, valide und reproduzierbare Werte hinsichtlich des Elastizitätsmoduls von sehr kleinen Messproben zu liefern. Insbesondere wurden sinnvolle Ergebnisse bezüglich des E-Modul von humanen Einzeltrabekeln des proximalen Femurs erzielt, die im Kontext der Literatur als bedeutend einzustufen sind.

Die Literatur bietet eine breite Variation von E-Moduln für trabekulären Knochen, die auf unterschiedliche physiologische, pathologische und methodische Einflüsse zurückzuführen sind. Die in dieser Arbeit ermittelten Werte liegen im Bereich der publizierten Daten und deuten darauf hin, dass die konzipierte Prüfmaschine robuste und konsistente Ergebnisse liefert, die mit etablierten Studien vergleichbar sind. Durch die Berücksichtigung wichtiger Parameter wie Querschnittsabmessungen und Dehnungsrate sowie die Adressierung potenzieller Störfaktoren wie Reibungseinflüsse und Probenpositionierung, konnte die Genauigkeit und Zuverlässigkeit der Ergebnisse verbessert werden.

Dennoch bleiben einige Herausforderungen bestehen, insbesondere im Hinblick auf die Verbesserung der Messtechnik. Die Abstraktion der Geometrie der Messproben stellt eine Limitierung dar, die durch den Einsatz fortschrittlicherer Kamerasysteme mit Tiefeninformationen oder die Implementierung von

Mehrkamerasystemen überwunden werden könnte. Die Weiterentwicklung der Prüfmaschine in Richtung präziserer geometrischer Erfassung könnte die Grundlage für die Erstellung detaillierterer FE-Modelle bilden und eine Integration in postoperative Prozesse ermöglichen, um prädiktive Werkzeuge zur Berechnung der Knochenstabilität von Patienten zu schaffen.

Die Nutzung von künstlicher Intelligenz könnte ebenfalls eine vielversprechende Richtung für zukünftige Forschung sein, um die Effizienz und Genauigkeit der Messungen weiter zu verbessern. Durch die Entwicklung von Algorithmen zur automatischen Erkennung und Analyse von Trabekelgeometrien könnte die Prüfmaschine noch leistungsfähiger werden.

Insgesamt lässt sich sagen, dass die vorgestellte Prüfmaschine eine geeignete Methode zur Bestimmung von Materialeigenschaften von Knocheneinzeltrabekeln darstellt. Trotz ihrer Leistungsfähigkeit gibt es jedoch Raum für weitere Verbesserungen, um die Genauigkeit und Vielseitigkeit der Messungen zu erhöhen und damit die Forschung auf dem Gebiet der Knochenbiomechanik weiter voranzutreiben.

9 Zusammenfassung

Hintergrund:

Die Erhebung der *Bone Mineral Density*, der Knochenmaterialdichte, welche im Kontext der endoprothetischen Versorgung u.a. der Hüfte verwendet wird, lässt keine präzise Aussage über die mechanischen Eigenschaften der vorhandenen Knochenqualität zu. Hierfür müssen die Werkstoffeigenschaften insbesondere des trabekulären Knochens mitberücksichtigt werden. Zur Erfassung dieser Materialeigenschaften soll in der vorliegenden Arbeit eine Prüfmaschine inkl. aller Peripherien entwickelt und validiert werden.

Methodik:

Die Validierungsmessungen für E-Modul und Geometriemessung erfolgen anhand eines 0,3 mm dicken Messingdrahtes (MS58 mit E = 96 GPa). Für die Geometrieerfassung wird ebenfalls betrachtet, ob es über betrachtete Bildbereiche zu relevanten Bildverzerrungen durch das verwendete Kamerasystem vorliegt. Die Belastungsgeschwindigkeit von Messproben wird ebenfalls mittels eines etablierten Messystems validiert. Schlussendlich werden 15 humane Trabekel des proximalen Femurs mit der neuen Prüfmaschine vermessen.

Ergebnisse:

Die Ermittlung des E-Modul des MS58 Drahtes ergab 91,62 ± 7,17 GPa im Zugversuch und 94,79 ± 2,78 GPa für die vorgestellte Prüfmaschine. Die Belastungsgeschwindigkeit beträgt 0,3175 ± 0,0055 mm/s bei einer Verfahrstrecke von 0,958 ± 0,016 mm ermittelt für Prüfmaschine und Validierungsmessung. Über den Gesamten Bildbereich wurden die Messobjektquerschnitte mit 0,294 ± 0,005 mm, respektive 120,16 ± 0,41 Pixel erfassen (Gruppen ($F(19, 220) = 0,42$, $p = 0,9849$)).

Schlussfolgerungen:

Die geringen Abweichungen zu Literaturangaben und zur Vergleichsmessung der E-Modul sowie Wegbestimmung lassen auf ein reliables Verfahren schließen. Das Ergebnis der Bildverzerrungsbetrachtung geben keinen Anhalt dazu das eine signifikante Bildverzerrung vorliegen könnte. Messungen an humanen Trabekeln lieferten Ergebnisse zwischen 1,57 GPA und 12,01 GPa, die hinsichtlich der Literaturwerte auf ein robustes Verfahren schließen lassen, das konsistente Ergebnisse liefert.

10 Abstract

Introduction:

The determination of bone mineral density, which is used in the context of endoprosthetic treatment of the hip, for example, does not allow a precise statement to be made about the mechanical properties of the existing bone quality. For this purpose, the material properties of the trabecular bone in particular must be taken into account. In order to determine these material properties, a testing machine including all peripherals is to be developed and validated in this thesis.

Methodology:

The validation measurements for modulus of elasticity and geometry measurement are carried out using a 0.3 mm thick brass wire (MS58 with E = 96 GPa). For the geometry measurement, it is also considered whether there are relevant image distortions due to the camera system used over the image areas under consideration. The loading speed of measurement samples is also validated using an established measurement system. Finally, 15 human trabeculae of the proximal femur are measured with the new testing machine.

Results:

The determination of the modulus of elasticity of the MS58 wire resulted in 91.62 ± 7.17 GPa in the tensile test and 94.79 ± 2.78 GPa for the testing machine presented. The loading speed is 0.3175 ± 0.0055 mm/s with a travel distance of 0.958 ± 0.016 mm determined for the testing machine and validation measurement. Over the entire image area, the measurement object cross-sections were recorded with 0.294 ± 0.005 mm, or 120.16 ± 0.41 pixels (groups ($F(19, 220) = 0.42$, $p = 0.9849$)).

Conclusions:

The small deviations from the literature data and the comparative measurement of the modulus of elasticity and displacement suggest a reliable method. The results of the image distortion analysis give no indication of a significant image distortion could be present. Measurements on human trabeculae yielded results between 1.57 GPA and 12.01 GPa which, with regard to the literature values, indicate a robust method that delivers consistent results.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Mittlerer E-Modul zylindrischer Messproben über den Querschnittsverlauf von Knochenproben des proximalen Femurs. Grüner und roter Kreis geben 33%, respektive 66% des Knochenquerschnittes an. *2*
Abbildung 2: PRISMA-Flussbilddiagramm zum Verlauf der Studienauswahl *7*
Abbildung 3: Abbildung des spongiösen und kortikalen Knochens im Querschnittsverlauf des proximalen Femurs *22*
Abbildung 4: Abbildung humaner Trabekel aus dem proximalen Femur, aus Auswertungen der entwickelten Prüfmaschine *24*
Abbildung 5: Schematische Darstellung eines charakteristischen, idealisierten Spannungs-Dehnungs-Verlaufs eines linear elastischen Werkstoffs *26*
Abbildung 6: Schematische Darstellung eines Kragenträger Biegeversuchs *27*
Abbildung 7: Schematische Darstellung eines DMS auf einer Trägerfolie, welche auf einen Federkörper aufgebracht ist *30*
Abbildung 8: Wirkprinzip optoelektrischer Messaufnehmer mit nachgeschalteter Auswerteelektronik *32*
Abbildung 9: Schematische Darstellung eines Zweikanals (A, B), 90° phasenverschobenen Quadratsignals sowie die Bezeichnung der für die Ein- Zwei- und Vierflankenauswertung notwendigen Flanken (I - IV) *34*
Abbildung 10: Schematische Darstellung eines PWM-Signals mit einem niedrigen (links), mittleren (Mitte) und hohem (rechts) Tastgrad *35*
Abbildung 11: Schematische Darstellung des Abbildungsgesetzes von Brechungslinsen *37*
Abbildung 12: Übersicht der Entnahmepositionen von Trabekelproben im Knochenquerschnitt des proximalen Femurs *45*
Abbildung 13: Abbildung der Rohdaten (blau) und der gefilterten Daten (rot) des verwendeten Kraftaufnehmers und Kennzeichnung eines möglichen Start- und Endpunktes einer Messung *49*
Abbildung 14: Erhaltene Rohdaten des verwendeten Wegesensors *50*
Abbildung 15: 0-1 gerichtetes Signal des verwendeten Wegesensors *51*
Abbildung 16: Darstellung eines Messobjekts in einem erzeugten Kamerabild zur Bestimmung der Winkelverzerrung der erhaltenen Bilder *53*
Abbildung 17: Aufbau der Vergleichsmessung mittels Zugversuch. Dargestellt ist der Messingdraht, welcher in Klemmbacken der Prüfmaschine unter Zuhilfenahme eines Kreuzlinienlasers ausgerichtet ist. *55*
Abbildung 18: Fotographie der entwickelten Prüfmaschine (zur besseren Übersicht teilmontiert) *57*
Abbildung 19: Fotographie der entwickelten Prüfmaschine (zur besseren Übersicht teilmontiert) *60*
Abbildung 20: Detailaufnahme der Messprobenausrichtung *62*

Abbildung 21: Detailaufnahme der Messprobenlagerung und Positionierungsvorrichtung 64
Abbildung 22: Detailaufnahme der Stempelführung und der verwendeten Sensorik..... 66
Abbildung 23: Detailaufnahme der Messprobenorientierung zu Kamerasystem und Stempel 68
Abbildung 25: Detailaufnahme der Stempelführung zur Erläuterung der ergriffenen Maßnahmen gegen Stick-and-Slip-Effekte..... 70
Abbildung 26: Schematische Darstellung der notwendigen Signalfülle zur Ansteuerung der Motoren sowie zu Messdatenerfassung..... 71
Abbildung 27: Darstellung der erstellten Benutzeroberfläche des Messprogramms..... 73
Abbildung 28: Darstellung der erstellten Benutzeroberfläche des Messprogramms..... 75
Abbildung 29: Flussbildabbildung zur Erläuterung des Algorithmus zur Vermessung der Probengeometrie 77
Abbildung 30: Darstellung idealisierte Stab- bzw., Plattendurchmesser in verschiedenen Orientierungen 79
Abbildung 31: Schematische Darstellung des Problems der Durchmessermessung des Messobjekts bei vorliegender Plattengeometrie in Betrachtungswinkeln 0°, 54° und 90° 80
Abbildung 32: Flussbildabbildung zur Erläuterung des Algorithmus zum mechanischen Biegeversuch der Messobjekte..... 84
Abbildung 33: Korrespondierende Spannungskurven des verwendeten Kraftaufnehmers zu den aufgebrachten Kalibrationsgewichten 86

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: E-Modul von Trabekeln aus Biegeversuchen *10*
Tabelle 2: E-Modul von Trabekeln aus Zug- Druckversuchen *12*
Tabelle 3: E-Modul von Trabekeln aus Ultraschallmessungen *14*
Tabelle 4: E-Modul von Trabekeln aus Nanoindentation *17*
Tabelle 5: E-Modul von Trabekeln auf Grundlage numerischer Modelle *19*
Tabelle 6: Bedeutung und Einheiten der Formelzeichen der Gleichung 2 ..... *28*
Tabelle 7: Flächenträgheitsmomente 2. Ordnung von Kreis- bzw. Rechteckgeometrie *29*
Tabelle 8: Gewichte zur Verwendung der Kraftaufnehmerkalibration *85*
Tabelle 9: Ergebnisse der Wegstreckenmessung mittels entwickelter Prüfmaschine und Vergleichssystem *87*
Tabelle 10: Mittlere erfasste Pixelanzahl des Messobjektdurchmessers zur Betrachtung der Winkelverzerrung *88*
Tabelle 11: Ergebnisse der ANOVA bzgl. des Messergebnisse der Winkelverzerrung *89*
Tabelle 12: E-Module des verwendeten MS58 Drahtes aus Zugversuch *90*
Tabelle 13: E-Moduln des verwendeten MS58 Drahtes aus Biegeversuch *92*
Tabelle 14: Beispielhafte E-Moduln von humanen Trabekeln des proximalen Femurs aus Messungen der fertigen Prüfmaschine *94*

Gleichungsverzeichnis

Gleichung 1: Allgemeine Darstellung des E-Modul *25*
Gleichung 2: Berechnung des E-Modul aus Kragenträgerbiegung *28*
Gleichung 3: Fläche Eines Rechtecks *29*
Gleichung 4: Axiales Fächenträgheitsmoment 2. Grades eines Rechtecks um y-Achse *29*
Gleichung 5: Axiales Fächenträgheitsmoment 2. Grades eines Rechtecks um z-Achse *29*
Gleichung 6: Fläche eines Kreises *29*
Gleichung 7: Axiales Fächenträgheitsmoment 2. Grades eines Kreises um y-, y-Achse *29*
Gleichung 8: Axiales Fächenträgheitsmoment 2. Grades eines Rechtecks bei gedrehter Hauptachseum y-Achse *29*
Gleichung 9: Axiales Fächenträgheitsmoment 2. Grades eines Rechtecks bei gedrehter Hauptachseum z-Achse *29*
Gleichung 10: Auflösung eines Quadratsignals bei inklrementellen Wegesensoren *34*
Gleichung 11: Allgemeine Linsengleichung für dünne Linsen *36*

Abkürzungsverzeichnis

A	Ampère
CAD	Computergestütztes Design (Computer Aided Design)
DC	Gleichstrom (Direct Current)
cm	Zentimeter
DIN	Deutsches Institut für Normierung
E-Modul	Elastizitätsmodul
EN	Europäische Norm
ε	Epsilon
F	Kraft (Force)
FE(M)	Finite-Elemente-(Methode)
GPa	Gigapascal
Hz	Hertz
I	Flächenträgheitsmoment
ISO	Internationale Organisation für Normierung
kN	Kilonewton
KHz	Kilohertz
mm	Millimeter
Mean	Mittelwert
N	Newton
PWM	Pulsweitenmodulation
p	p-Wert
POS.	Position-(snummer)

$P\alpha$	Mittenrauwert
$\Sigma\Delta$	Standardabweichung (Standard Deviation)
σ	Sigma
V	Volt
ν	Poissonzahl
µm	Mikrometer
3D	Dreidimensional
x	Koordinate im Kartesischen Koordinatensystem
y	Koordinate im Kartesischen Koordinatensystem
z	Koordinate im Kartesischen Koordinatensystem

Literaturverzeichnis

Ashman, R. B.; Rho, J. Y. (1988): Elastic modulus of trabecular bone material. In: *Journal of biomechanics* 21 (3), S. 177–181. DOI: 10.1016/0021-9290(88)90167-4.

Bargel, Hans-Jürgen.; Schulze, Günter. (Hg.) (2018): Werkstoffkunde. 12., bearb. Aufl. 2018. S118-124, Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; Imprint; Springer Vieweg (Springer-Lehrbuch). Online verfügbar unter http://nbn-resolving.org/urn:nbn:de:bsz:31-epflicht-1500979.

Bayraktar, Harun H.; Morgan, Elise F.; Niebur, Glen L.; Morris, Grayson E.; Wong, Eric K.; Keaveny, Tony M. (2004): Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. In: *Journal of biomechanics* 37 (1), S. 27–35. DOI: 10.1016/s0021-9290(03)00257-4.

Bernstein, Herbert (2013): Analoge, digitale und virtuelle Messtechnik. Munich, Germany: Oldenbourg Verlag. S. 151,178-180,257-260, Online verfügbar unter https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&scope=site&db=nlebk&db=nlabk&AN=754022.

Bevill, Grant; Eswaran, Senthil K.; Farahmand, Farhad; Keaveny, Tony M. (2009): The influence of boundary conditions and loading mode on high-resolution finite element-computed trabecular tissue properties. In: *Bone* 44 (4), S. 573–578. DOI: 10.1016/j.bone.2008.11.015.

Bini, Fabiano; Marinozzi, Andrea; Marinozzi, Franco; Patanè, Federico (2002): Microtensile measurements of single trabeculae stiffness in human femur. In: *Journal of biomechanics* 35 (11), S. 1515–1519. DOI: 10.1016/s0021-9290(02)00182-3.

Brennan, O.; Kennedy, O. D.; Lee, T. C.; Rackard, S. M.; O'Brien, F. J. (2009): Biomechanical properties across trabeculae from the proximal femur of normal and ovariectomised sheep. In: *Journal of biomechanics* 42 (4), S. 498–503. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2008.11.032.

Busse, Björn; Hahn, Michael; Soltau, Markus; Zustin, Jozef; Püschel, Klaus; Duda, Georg N.; Amling, Michael (2009): Increased calcium content and inhomogeneity of mineralization render bone toughness in osteoporosis: mineralization, morphology and biomechanics of human single trabeculae. In: *Bone* 45 (6), S. 1034–1043. DOI: 10.1016/j.bone.2009.08.002.

Carretta, Roberto; Luisier, Benoit; Bernoulli, Daniel; Stüssi, Edgar; Müller, Ralph; Lorenzetti, Silvio (2013a): Novel method to analyze post-yield mechanical properties at trabecular bone tissue level. In: *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 20, S. 6–18. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2012.12.003.

Carretta, Roberto; Stüssi, Edgar; Müller, Ralph; Lorenzetti, Silvio (2013b): Within subject heterogeneity in tissue-level post-yield mechanical and material properties in human trabecular bone. In: *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 24, S. 64–73. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2013.04.014.

Chevalier, Yan; Pahr, Dieter; Allmer, Helga; Charlebois, Mathieu; Zysset, Philippe (2007): Validation of a voxel-based FE method for prediction of the uniaxial apparent modulus of human trabecular bone using macroscopic mechanical tests and nanoindentation. In: *Journal of biomechanics* 40 (15), S. 3333–3340. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2007.05.004.

Choi, K.; Goldstein, S. A. (1992): A comparison of the fatigue behavior of human trabecular and cortical bone tissue. In: *Journal of biomechanics* 25 (12), S. 1371–1381. DOI: 10.1016/0021-9290(92)90051-2.

Choi, K.; Kuhn, J. L.; Ciarelli, M. J.; Goldstein, S. A. (1990): The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus. In: *Journal of biomechanics* 23 (11), S. 1103–1113. DOI: 10.1016/0021-9290(90)90003-l.

Clauss, Wolfgang; Clauss, Cornelia (2018): Humanbiologie kompakt. 2. Auflage 2018. S.64-66, Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg (SpringerLink Bücher).

Clausing, Rasmus J., 2021, Substantia spongiosa des humanen Humeruskopfs: Eine explorative in vitro-Studie, Inauguraldissertation, Humanmedizin, Fachbereich Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen, verfügbar unter: https://jlupub.ub.uni-giessen.de/bitstream/handle/jlupub/93/ClausingRasmusJ-2021-04-29.pdf?sequence=1&isAllowed=y

Currey, John D. (2003): Role of collagen and other organics in the mechanical properties of bone. In: *Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA* 14 Suppl 5, S29-36. DOI: 10.1007/s00198-003-1470-8.

Daoui, H.; Cai, X.; Boubenider, F.; Laugier, P.; Grimal, Q. (2017): Assessment of trabecular bone tissue elasticity with resonant ultrasound spectroscopy. In: *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 74, S. 106–110. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2017.05.037.

Day, J. S.; Ding, M.; van der Linden, J. C.; Hvid, I.; Sumner, D. R.; Weinans, H. (2001): A decreased subchondral trabecular bone tissue elastic modulus is associated with pre-arthritic cartilage damage. In: *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 19 (5), S. 914–918. DOI: 10.1016/S0736-0266(01)00012-2.

Dodson, Maurice (1992): Shannon's Sampling Theorem. In: *Current Science* 63 (5), S. 253–260. Online verfügbar unter http://www.jstor.org/stable/24095490.

Donnelly, Eve; Baker, Shefford P.; Boskey, Adele L.; van der Meulen, Marjolein C. H. (2006): Effects of surface roughness and maximum load on the mechanical properties of cancellous bone measured by nanoindentation. In: *Journal of biomedical materials research. Part A* 77 (2), S. 426–435. DOI: 10.1002/jbm.a.30633.

Fan, Zaifeng; Smith, Peter A.; Eckstein, Eugene C.; Harris, Gerald F. (2006): Mechanical properties of OI type III bone tissue measured by nanoindentation. In: *Journal of biomedical materials research. Part A* 79 (1), S. 71–77. DOI: 10.1002/jbm.a.30713.

Fan, Zaifeng; Smith, Peter A.; Harris, Gerald F.; Rauch, Frank; Bajorunaite, Ruta (2007): Comparison of nanoindentation measurements between osteogenesis imperfecta Type III and Type IV and between different anatomic locations (femur/tibia versus iliac crest). In: *Connective tissue research* 48 (2), S. 70–75. DOI: 10.1080/03008200601090949.

Felsenberg, Dieter; Boonen, Steven (2005): The bone quality framework: determinants of bone strength and their interrelationships, and implications for osteoporosis management. In: *Clinical therapeutics* 27 (1), S. 1–11. DOI: 10.1016/j.clinthera.2004.12.020.

Fölsch, Christian; Dharma, Julian; Fonseca Ulloa, Carlos Alfonso; Lips, Katrin Susanne; Rickert, Markus; Pruss, Axel; Jahnke, Alexander (2020): Influence of thermodisinfection on microstructure of human femoral heads: duration of heat exposition and compressive strength. In: *Cell and tissue banking* 21 (3), S. 457–468. DOI: 10.1007/s10561-020-09832-5.

Giambini, Hugo; Wang, Hua-Jun; Zhao, Chunfeng; Chen, Qingshan; Nassr, Ahmad; An, Kai-Nan (2013): Anterior and posterior variations in mechanical properties of human vertebrae measured by nanoindentation. In: *Journal of biomechanics* 46 (3), S. 456–461. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2012.11.008.

Gomeringer, Roland; Meges, Volker; Scholer, Claudius; Heinzler, Max; Näher, Friedrich; Stephan, Andreas; Kilgus, Roland; Oesterle, Stefan; Wieneke, Falko (2014): Tabellenbuch Metall. 46., neu bearb. und erw. Aufl. S. 41,43-45, Haan-Gruiten: Europa-Lehrmittel (Europa-Fachbuchreihe für Metallberufe).

Gottstein, Günter (2014): Materialwissenschaft und Werkstofftechnik. Physikalische Grundlagen. 4., neu bearb. Aufl. 2014. S. 212-218, Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg (Springer-Lehrbuch).

Grifka, Joachim; Kuster, Markus (Hg.) (2011): Orthopädie und Unfallchirurgie. Für Praxis, Klinik und Facharztprüfung ; mit 155 Tabellen. Berlin, Heidelberg, New York, NY: Springer Medizin.

Guedes, R. M.; Simões, J. A.; Morais, J. L. (2006): Viscoelastic behaviour and failure of bovine cancellous bone under constant strain rate. In: *Journal of biomechanics* 39 (1), S. 49–60. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2004.11.005.

Hara, T.; Tanck, E.; Homminga, J.; Huiskes, R. (2002): The influence of microcomputed tomography threshold variations on the assessment of structural and mechanical trabecular bone properties. In: *Bone* 31 (1), S. 107–109. DOI: 10.1016/s8756-3282(02)00782-2.

Harrison, Noel M.; McDonnell, Pat F.; O'Mahoney, Denis C.; Kennedy, Oran D.; O'Brien, Fergal J.; McHugh, Peter E. (2008): Heterogeneous linear elastic trabecular bone modelling using micro-CT attenuation data and experimentally measured heterogeneous tissue properties. In: *Journal of biomechanics* 41 (11), S. 2589–2596. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2008.05.014.

Harz, Torben, 2021, Entwicklung und Validierung einer Prüfmaschine zur Erfassung mechanischer Werkstoffeigenschaften von spongiösem Knochengewebe, Masterthesis Fachbereich Psychologie und Sportwissenschaft der Justus-Liebig-Universität Gießen, aufgrund von Sperrvermerk einsehbar im Labor für Biomechanik der Justus-Liebig-universität Gießen, Kontakt: info@biomechanik-giessen.de

Hottinger Brüel & Kjaer GmbH. 2024, Wie funktioniert eigentlich ein Kraftaufnehmer. Abgerufen am 15.02.2024, von https://www.hbm.com/de/6697/wie-funktioniert-eigentlich-ein-kraftaufnehmer

Hengsberger, S.; Kulik, A.; Zysset, Ph (2002): Nanoindentation discriminates the elastic properties of individual human bone lamellae under dry and physiological conditions. In: *Bone* 30 (1), S. 178–184. DOI: 10.1016/s8756-3282(01)00624-x.

Hoffler, C. E.; Moore, K. E.; Kozloff, K.; Zysset, P. K.; Brown, M. B.; Goldstein, S. A. (2000a): Heterogeneity of bone lamellar-level elastic moduli. In: *Bone* 26 (6), S. 603–609. DOI: 10.1016/s8756-3282(00)00268-4.

Hoffler, C. E.; Moore, K. E.; Kozloff, K.; Zysset, P. K.; Goldstein, S. A. (2000b): Age, gender, and bone lamellae elastic moduli. In: *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 18 (3), S. 432–437. DOI: 10.1002/jor.1100180315.

Hong, Junghwa; Cha, H.; Park, Y.; Lee, S.; Khang, G.; Kim, Y. (2007): Elastic Moduli and Poisson's Ratios of Microscopic Human Femoral Trabeculae. In: Tomaz Jarm, Peter Kramar und Anze Zupanic (Hg.): 11th Mediterranean Conference on Medical and Biomedical Engineering and Computing 2007. MEDICON 2007, 26-30 June 2007,

Ljubljana, Slovenia. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg (IFMBE Proceedings, 16), S. 274–277. Online verfügbar unter https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-540-73044-6_68.

Hou, F. J.; Lang, S. M.; Hoshaw, S. J.; Reimann, D. A.; Fyhrie, D. P. (1998): Human vertebral body apparent and hard tissue stiffness. In: *Journal of biomechanics* 31 (11), S. 1009–1015. DOI: 10.1016/s0021-9290(98)00110-9.

Janssen, Jürgen; Laatz, Wilfried (Hg.) (2017): Statistische Datenanalyse mit SPSS: Eine anwendungsorientierte Einführung in das Basissystem und das Modul Exakte Tests. Eine anwendungsorientierte Einführung in das Basissystem und das Modul Exakte Tests. 9. Aufl. 2017. S. 214-215,249-250,336-337,345-364,418-419, Springer Science and Business Media; Springer Gabler (SpringerLink Bücher).

Kaynia, Narges; Soohoo, Elaine; Keaveny, Tony M.; Kazakia, Galateia J. (2015): Effect of intraspecimen spatial variation in tissue mineral density on the apparent stiffness of trabecular bone. In: *Journal of biomechanical engineering* 137 (1), S. 110101–110106. DOI: 10.1115/1.4029178.

Keaveny, T. M.; Pinilla, T. P.; Crawford, R. P.; Kopperdahl, D. L.; Lou, A. (1997): Systematic and random errors in compression testing of trabecular bone. In: *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 15 (1), S. 101–110. DOI: 10.1002/jor.1100150115.

Keil, Stefan. (2017): Dehnungsmessstreifen. 2. Aufl. 2017. S. 13-18, Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden; Imprint; Springer Vieweg (SpringerLink Bücher).

Kim, Do-Gyoon; Jeong, Yong-Hoon; Kosel, Erin; Agnew, Amanda M.; McComb, David W.; Bodnyk, Kyle et al. (2015): Regional variation of bone tissue properties at the human mandibular condyle. In: *Bone* 77, S. 98–106. DOI: 10.1016/j.bone.2015.04.024.

Kuhn, J. L.; Goldstein, S. A.; Choi, K.; London, M.; Feldkamp, L. A.; Matthews, L. S. (1989): Comparison of the trabecular and cortical tissue moduli from human iliac crests. In: *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 7 (6), S. 876–884. DOI: 10.1002/jor.1100070614.

Kuhn, Florian, 2020, Ermittlung des E-Moduls menschlicher Humerustrabekel und Validierung geplotteter Trabekel zur Entwicklung eines standardisierten Humerusknochenmodells, Inauguraldissertation, Humanmedizin, Fachbereich Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen, verfügbar unter: https://jlupub.ub.uni-giessen.de/bitstream/handle/jlupub/7238/KuhnFlorian-2022-06-27.pdf?sequence=3

Ladd, A. J.; Kinney, J. H.; Haupt, D. L.; Goldstein, S. A. (1998): Finite-element modeling of trabecular bone: comparison with mechanical testing and determination of tissue modulus. In: *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 16 (5), S. 622–628. DOI: 10.1002/jor.1100160516.

Lucchinetti, E. (2000): Micromechanical testing of bone trabeculae-potentials and limitations. In: *J Mater Sci* 35 (24), S. 6057–6065. DOI: 10.1023/A:1026748913553.

Lowe, David G. (2004): Distinctive Image Features from Scale-Invariant Keypoints. In: *International Journal of Computer Vision* 60 (2), S. 91–110. DOI: 10.1023/B:VISI.0000029664.99615.94.

McNamara, L. M.; van der Linden, J. C.; Weinans, H.; Prendergast, P. J. (2006): Stress-concentrating effect of resorption lacunae in trabecular bone. In: *Journal of biomechanics* 39 (4), S. 734–741. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2004.12.027.

Milovanovic, Petar; Potocnik, Jelena; Djonic, Danijela; Nikolic, Slobodan; Zivkovic, Vladimir; Djuric, Marija; Rakocevic, Zlatko (2012): Age-related deterioration in trabecular bone mechanical properties at material level: nanoindentation study of the femoral neck in women by using AFM. In: *Experimental gerontology* 47 (2), S. 154–159. DOI: 10.1016/j.exger.2011.11.011.

Mittra, Erik; Akella, Sailaja; Qin, Yi-Xian (2006): The effects of embedding material, loading rate and magnitude, and penetration depth in nanoindentation of trabecular bone. In: *Journal of biomedical materials research. Part A* 79 (1), S. 86–93. DOI: 10.1002/jbm.a.30742.

Michelson-Interferometer. (Jahr). Studyflix. Abgerufen am 15.02.2024, von https://studyflix.de/ingenieurwissenschaften/michelson-interferometer-2263

Morgan, Elise F.; Bayraktar, Harun H.; Keaveny, Tony M. (2003): Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site. In: *Journal of biomechanics* 36 (7), S. 897–904. DOI: 10.1016/s0021-9290(03)00071-x.

Nicholson, P. H.; Cheng, X. G.; Lowet, G.; Boonen, S.; Davie, M. W.; Dequeker, J.; van der Perre, G. (1997): Structural and material mechanical properties of human vertebral cancellous bone. In: *Medical engineering & physics* 19 (8), S. 729–737. DOI: 10.1016/s1350-4533(97)00030-1.

Niebur, G. L.; Yuen, J. C.; Hsia, A. C.; Keaveny, T. M. (1999): Convergence behavior of high-resolution finite element models of trabecular bone. In: *Journal of biomechanical engineering* 121 (6), S. 629–635. DOI: 10.1115/1.2800865.

Norman, Jonathan; Shapter, Joe G.; Short, Ken; Smith, Lachlan J.; Fazzalari, Nicola L. (2008): Micromechanical properties of human trabecular bone: a hierarchical investigation using nanoindentation. In: *Journal of biomedical materials research. Part A* 87 (1), S. 196–202. DOI: 10.1002/jbm.a.31766.

Oliver, W. C.; Pharr, G. M. (1992): An improved technique for determining hardness and elastic modulus using load and displacement sensing indentation experiments. In: *Journal of Materials Research* 7 (6), S. 1564–1583. DOI: 10.1557/JMR.1992.1564.

Ondřej Jiroušek; Jiří Němeček; Daniel Kytýř; Jiří Kunecký; Tomáš Doktor (2011): Nanoindentation of Trabecular Bone–Comparison With Uniaxial Testing of Single Trabecula. In: *Chemicke Listy* 105 (668). Online verfügbar unter https://www.researchgate.net/publication/228746899_Nanoindentation_of_Trabecular_Bone-Comparison_With_Uniaxial_Testing_of_Single_Trabecula.

Parthier, Rainer (2020): Messtechnik. Vom SI-Einheitensystem über Bewertung von Messergebnissen zu Anwendungen der elektrischen Messtechnik. 9., überarb. u. erw. Auflage 2020. Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden (Springer eBook Collection).

Peddapelli, Satish Kumar (2017): Pulse width modulation. Analysis and performance in multilevel inverters. S. 1-7,10, Berlin, Boston: De Gruyter (De Gruyter eBook-Paket Technik, Informatik).

Polly, Benjamin J.; Yuya, Philip A.; Akhter, Mohammed P.; Recker, Robert R.; Turner, Joseph A. (2012): Intrinsic material properties of trabecular bone by nanoindentation testing of biopsies taken from healthy women before and after menopause. In: *Calcified tissue international* 90 (4), S. 286–293. DOI: 10.1007/s00223-012-9575-8.

P. Zlámal, O. Jiroušek, D. Kytýr, T. Doktor, Indirect determination of material model parameters for singletrabecula based on nanoindentation and three-point bending test, *Engineering Mechanics*, 2012, pp. 1611-1620.

Rho, J. Y. (1996): An ultrasonic method for measuring the elastic properties of human tibial cortical and cancellous bone. In: *Ultrasonics* 34 (8), S. 777–783. DOI: 10.1016/s0041-624x(96)00078-9.

Rho, J. Y.; Ashman, R. B.; Turner, C. H. (1993): Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. In: *Journal of biomechanics* 26 (2), S. 111–119. DOI: 10.1016/0021-9290(93)90042-D.

Rho, J. Y.; Roy, M. E.; Tsui, T. Y.; Pharr, G. M. (1999): Elastic properties of microstructural components of human bone tissue as measured by nanoindentation. In: *Journal of biomedical materials research* 45 (1), S. 48–54. DOI: 10.1002/(sici)1097-4636(199904)45:1<48::aid-jbm7>3.0.co;2-5.

Rho, J. Y.; Tsui, T. Y.; Pharr, G. M. (1997): Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. In: *Biomaterials* 18 (20), S. 1325–1330. DOI: 10.1016/s0142-9612(97)00073-2.

Rice, J. C.; Cowin, S. C.; Bowman, J. A. (1988): On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density. In: *Journal of biomechanics* 21 (2), S. 155–168. DOI: 10.1016/0021-9290(88)90008-5.

Roschger, P.; Gupta, H. S.; Berzlanovich, A.; Ittner, G.; Dempster, D. W.; Fratzl, P. et al. (2003): Constant mineralization density distribution in cancellous human bone. In: *Bone* 32 (3), S. 316–323. DOI: 10.1016/s8756-3282(02)00973-0.

Ryan, S. D.; Williams, J. L. (1989): Tensile testing of rodlike trabeculae excised from bovine femoral bone. In: *Journal of biomechanics* 22 (4), S. 351–355. DOI: 10.1016/0021-9290(89)90049-3.

Schiebler, Theodor H.; Korf, Horst-W (2007a): Anatomie. Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie, Topographie. 10th ed. Heidelberg: Springer. Online verfügbar unter http://nbn-resolving.org/urn:nbn:de:bsz:31-epflicht-1582978.

Schiebler, Theodor H.; Korf, Horst-W. (2007b): Anatomie. Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie, Topographie ; unter Berücksichtigung des Gegenstandskatalogs. 10., vollständig überarbeitete Aufl. S. 156-160, Darmstadt: Steinkopff Verlag (Springer E-book Collection).

Schröder, Dierk; Marquardt, Rainer (Hg.) (2019): Leistungselektronische Schaltungen. Funktion, Auslegung und Anwendung. 4., aktualisierte und erweiterte Auflage. S. 11-24, Berlin, Germany: Springer Vieweg.

Smith, Lachlan J.; Schirer, Jeffrey P.; Fazzalari, Nicola L. (2010): The role of mineral content in determining the micromechanical properties of discrete trabecular bone remodeling packets. In: *Journal of biomechanics* 43 (16), S. 3144–3149. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.07.038.

Szabó, M. E.; Taylor, M.; Thurner, P. J. (2011): Mechanical properties of single bovine trabeculae are unaffected by strain rate. In: *Journal of biomechanics* 44 (5), S. 962–967. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.12.008.

Schneeberger, Linear Technology (2019): Miniscale Plus. Montageanleitung 2019 | Technische Informationen. Hg. v. Schneeberger Linear Technology. Online verfügbar unter https://www.schneeberger.com/fileadmin/documents/downloadcenter/04_mounting_instructions/Montageanleitung_Miniscale_Plus_DE_02.pdf, zuletzt geprüft am 22.01.2024.

Tipler, Paul A.; Mosca, Gene; Kersten, Peter; Wagner, Jenny (2019): Physik. S. 118-130,360-361, 367-370,1028-1029,1070-1078,1083-1084, Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.

Tjhia, Crystal K.; Odvina, Clarita V.; Rao, D. Sudhaker; Stover, Susan M.; Wang, Xiang; Fyhrie, David P. (2011): Mechanical property and tissue mineral density differences among severely suppressed bone turnover (SSBT) patients, osteoporotic patients, and normal subjects. In: *Bone* 49 (6), S. 1279–1289. DOI: 10.1016/j.bone.2011.09.042.

Tjhia, Crystal K.; Stover, Susan M.; Rao, D. Sudhaker; Odvina, Clarita V.; Fyhrie, David P. (2012): Relating micromechanical properties and mineral densities in severely suppressed bone turnover patients, osteoporotic patients, and normal subjects. In: *Bone* 51 (1), S. 114–122. DOI: 10.1016/j.bone.2012.04.010.

Tolkien, J. R. R. (2007): The fellowship of the rings. Based on the 50th anniversary ed. publ. 2004. S. 96-97, London: HarperCollins (The lord of the rings / by J. R. R. Tolkien, Pt. 1).

Topoliński, Tomasz; Cichański, Artur; Mazurkiewicz, Adam; Nowicki, Krzysztof (2012): The relationship between trabecular bone structure modeling methods and the elastic modulus as calculated by FEM. In: *TheScientificWorldJournal* 2012, S. 827196. DOI: 10.1100/2012/827196.

Townsend, P. R.; Rose, R. M.; Radin, E. L. (1975): Buckling studies of single human trabeculae. In: *Journal of biomechanics* 8 (3-4), S. 199–201. DOI: 10.1016/0021-9290(75)90025-1.

Turner, C. H.; Rho, J.; Takano, Y.; Tsui, T. Y.; Pharr, G. M. (1999): The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: results from two microscopic measurement techniques. In: *Journal of biomechanics* 32 (4), S. 437–441. DOI: 10.1016/s0021-9290(98)00177-8.

Ulrich, D.; van Rietbergen, B.; Weinans, H.; Rüegsegger, P. (1998): Finite element analysis of trabecular bone structure: a comparison of image-based meshing techniques. In: *Journal of biomechanics* 31 (12), S. 1187–1192. DOI: 10.1016/s0021-9290(98)00118-3.

van Rietbergen, B.; Weinans, H.; Huiskes, R.; Odgaard, A. (1995): A new method to determine trabecular bone elastic properties and loading using micromechanical finite-element models. In: *Journal of biomechanics* 28 (1), S. 69–81. DOI: 10.1016/0021-9290(95)80008-5.

van Ruijven, L. J.; Giesen, E. B. W.; Farella, M.; van Eijden, T. M. G. J. (2003): Prediction of mechanical properties of the cancellous bone of the mandibular condyle. In: *Journal of dental research* 82 (10), S. 819–823. DOI: 10.1177/154405910308201011.

Wagner, David W.; Lindsey, Derek P.; Beaupre, Gary S. (2011): Deriving tissue density and elastic modulus from microCT bone scans. In: *Bone* 49 (5), S. 931–938. DOI: 10.1016/j.bone.2011.07.021.

Wolff, Julius (Hg.) (1991): Das Gesetz der Transformation der Knochen. Unter Mitarbeit von Dieter Wessinghage. Reprint der Ausg. Berlin, Hirschwald, 1892. Stuttgart: Schattauer (Reihe: "Reprints medizinhistorischer Schriften", Nr. 4).

Wolfram, U.; Wilke, H.; Zysset, P. K. (2009): Transverse isotropic elastic properties of vertebral trabecular bone matrix measured using microindentation (effects of age, gender and vertebral level). In: *Bone* 44 (1), S392-S393. DOI: 10.1016/j.bone.2009.03.282.

Wolfram, Uwe; Wilke, Hans-Joachim; Zysset, Philippe K. (2010a): Rehydration of vertebral trabecular bone: influences on its anisotropy, its stiffness and the indentation work with a view to age, gender and vertebral level. In: *Bone* 46 (2), S. 348–354. DOI: 10.1016/j.bone.2009.09.035.

Wolfram, Uwe; Wilke, Hans-Joachim; Zysset, Philippe K. (2010b): Valid micro finite element models of vertebral trabecular bone can be obtained using tissue properties measured with nanoindentation under wet conditions. In: *Journal of biomechanics* 43 (9), S. 1731–1737. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.02.026.

Morgan, Elise F.; Bayraktar, Harun H.; Keaveny, Tony M. (2003): Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site. In: *Journal of biomechanics* 36 (7), S. 897–904. DOI: 10.1016/s0021-9290(03)00071-x.

Xu, J.; Rho, J. Y.; Mishra, S. R.; Fan, Z. (2003): Atomic force microscopy and nanoindentation characterization of human lamellar bone prepared by microtome sectioning and mechanical polishing technique. In: *Journal of biomedical materials research. Part A* 67 (3), S. 719–726. DOI: 10.1002/jbm.a.10109.

Yamada, Satoshi; Tadano, Shigeru; Fukasawa, Koichi (2016): Micro-cantilever bending for elastic modulus measurements of a single trabecula in cancellous bone. In: *Journal of biomechanics* 49 (16), S. 4124–4127. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2016.10.016.

Yamada, Satoshi; Tadano, Shigeru; Fukuda, Sakurako (2014): Nanostructure and elastic modulus of single trabecula in bovine cancellous bone. In: *Journal of biomechanics* 47 (14), S. 3482–3487. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.09.009.

Zhang, Z. (2000): A flexible new technique for camera calibration. In: *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.* 22 (11), S. 1330–1334. DOI: 10.1109/34.888718.

Zysset, P. K.; Guo, X. E.; Hoffler, C. E.; Moore, K. E.; Goldstein, S. A. (1999): Elastic modulus and hardness of cortical and trabecular bone lamellae measured by nanoindentation in the human femur. In: *Journal of biomechanics* 32 (10), S. 1005–1012. DOI: 10.1016/s0021-9290(99)00111-6.

Anhang

Beschreibung	Ort
Beispielhaftes Protokoll des zur Messung zur Verfügung gestellten Protokolls	Anhang B
Messprotokoll der verwendeten Gewichte	Anhang C
Messprotokoll über erfasste Wegstrecken aus Vergleichsmessungen	Anhang D
Messprotokoll über Ergebnisse aus E-Modul Berechnungen aus Zugversuch	Anhang E
Messprotokoll über Ergebnisse aus E-Modul Berechnungen aus Biegung	Anhang F

Versuchsleitung:	Sarah
Datum:	06.07.

Kasten Name	Datei Name	Form		Anmerkung
		Stab	Platte	
N7	NA_LiegN7_anterior_innen_1	X		
	-2	X		
	-3		X	
	_anterior_außen_1	X		Sehr kurz n.A. Kraft
	-2	X	X	auch kurz
	_medial_innen_1	X		
	-2	X		Sehr kurz n.A. Kraft
	_medial_außen_1	X		Ganz Bruchpunkt über Stab
	-2	X		Sehr dünn
	_lateral_innen_1	X		dünn, Linie krumm, aber gebrochen
	-2		X	
	-3	X		Sehr kurz n.A. Kraft
	_lateral_außen_1		X	
	-2	X		
	-3	X		Kl. ausgehebelt n.A.
	_posterior_innen_1		X	
	-2		X	
	-3	X		Sehr kurz n.A. Kraft
gut zu zeigen	_posterior_außen_1	X		S.B.
	_posterior_außen_2	X		
	_posterior_außen3	X		

Unterschrift: _____

Messprotokoll

Verwendete Gewichte

Messung	G1 in g	G2 in g	G3 in g	G4 in g
1	202,1	392,2	602,7	806,1
2	202,1	392,2	602,8	806,1
3	202,1	392,3	602,8	806,1
4	202,1	392,2	602,7	806,1
5	202,1	392,2	602,2	806,0
6	202,1	392,3	602,7	806,0
7	202,1	392,2	602,7	806,1
8	202,0	392,2	602,8	806,1
9	202,0	392,2	602,8	806,1
10	202,1	392,2	602,7	806,0

Messungen durchgeführt am: 9.5.23

durch

Torben Harz:

Messprotokoll

Erfasste Wegstrecken aus Vergleichsmessung

Messung	Wegstrecke in mm
1	0,936
2	0,937
3	0,944
4	0,955
5	0,947
6	0,987
7	0,969
8	0,963
9	0,972
10	0,974

Messungen durchgeführt am: 28.12.23

durch

Torben Harz:

Messprotokoll

Erfasster E-Modul aus Biegeversuch aus Zugversuch

Messobjekt: MS58 Draht, D = 0,3 mm, E_{soll} = 96 GPA

Messung	F_{max}	Dehnung in %	E-Modul in GPa
1	22,88	0,684	104,89
2	22,47	0,878	87,39
3	21,99	0,81	92,65
4	21,04	0,67	90,56
5	23,20	0,96	91,69
6	18,48	1,07	77,44
7	23,20	0,96	91,69
8	18,92	0,65	99,71
9	19,48	1,07	87,44
10	19,90	0,81	90,37
11	18,92	0,65	99,71
12	24,18	0,82	96,36
13	21,98	0,81	92,65
14	18,48	1,07	79,44
15	21,98	0,81	92,65

Messung durchgeführt am: 8.1.24 durch Torben Harz:

Messprotokoll

Erfasster E-Modul aus Biegeversuch mit entwickelter Prüfmaschine

Messobjekt: MS58 Draht, D = 0,3 mm, E_{soll} = 96 GPA

Messung	F_{max} in N	Flächenträgheitsmoment in mm⁴	E-Modul in GPa
1	5,41	3,9756468	94,81
2	4,95	3,9687478	96,10
3	5,20	3,9912467	91,99
4	5,32	4,0277170	94,51
5	4,97	4,0137164	98,45
6	4,97	3,9913184	39,55
7	5,17	3,9682243	94,81
8	4,97	3,9856178	95,16
9	4,98	4,0764896	96,48
10	5,16	4,0156916	98,78
11	4,88	3,9746816	97,43
12	5,23	4,0160582	96,10
13	4,75	3,9760782	88,90
14	4,38	3,7687743	93,81
15	4,69	4,5921017	98,34
16	4,96	4,1320635	94,74
17	4,76	4,1375229	95,84
18	5,15	3,9760782	95,14
19	5,17	4,1607820	93,10
20	5,17	4,1994247	88,70

Messung durchgeführt am: 8.1.24 durch Torben Harz:

Publikationsverzeichnis

Publikationen:

Fölsch C, Fonseca Ulloa C.A, **Harz, T**, Schirmer J, Glameanu C, Scherberich, J (2023): Micromotion measurement at the interfaces of cemented tibial endoprosthetic replacements: A new standardized in vitro model using open-cell rigid foam. In: *Medical engineering & physics* 119, S. 104027. DOI: 10.1016/j.medengphy.2023.104027.

Fonseca Ulloa C.A, Schreynemackers S, **Harz T**, Lang F.W, Fölsch C, Rickert M (2023a): Acoustical determination of primary stability of femoral short stem during uncemented hip implantation. In: *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 109, S. 106079. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2023.106079.

Fonseca Ulloa C.A, Seeger A, Hagedorn F.S, **Harz T**, Fölsch C, Ishaque B.A (2023b): Development and validation of an algorithm to determine the minimal factors needed for non-invasive measurement of the in vivo primary stability of cementless hip implants. In: *Medical engineering & physics* 111, S. 103932. DOI: 10.1016/j.medengphy.2022.103932.

Harz T, Jahnke A, Fonseca Ulloa C.A, Ishaque B.A, Rickert M (2023a): Development and Finite Element (FE) analysis of a novel short hip stem concept. In: *Journal of orthopaedics* 46, S. 117–123. DOI: 10.1016/j.jor.2023.09.016.

Jahnke A, Köther-Herrmann J, Fonseca Ulloa C.A, **Harz T**, Rickert M, Ishaque B.A (2023b): Retrospective clinical and X-ray-based outcome analysis of a short-stem hip arthroplasty taking into account the operative learning curve over 7 years in the 3-year control course. In: *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 143 (11), S. 6589–6597. DOI: 10.1007/s00402-023-04977-w.

Rifer A, Stolz D, Fonseca Ulloa C.A, **Harz, T**, Rickert M, Jahnke A (2023): Influence of muscle traction on the primary stability of a reverse humeral prosthesis. In: *Journal of orthopaedics* 41, S. 57–62. DOI: 10.1016/j.jor.2023.06.004.

Poster und Vorträge:

Harz T, Stiller S, Fonseca Ulloa C.A, Rickert M, Jahnke A, Entwicklung und FEM-Analyse eines zementfreien Hüftkurzschaftes-Prototyps, Kongress der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik 2022 (DGfB 2019)

Clausing R, Kuhn F, **Harz T**, Fonseca Ulloa C.A, Kampschulte M, Rickert M, Jahnke A, Untersuchung der Spongiosa am osteoporotischen Humeruskopf, Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie 2021 (DKOU 2021)

Harz T, Fonseca Ulloa C.A, Rickert M, Jahnke A, Entwicklung und Validierung einer Prüfmaschine zur Erfassung trabekulärer Werkstoffeigenschaften spongiösen Knochengewebes, Kongress der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik 2022 (DGfB 2022)

Fonseca Ulloa C.A, **Harz T**, Seeger A, Rickert M, Jahnke A, Konzeption und Entwicklung einer Messmethode zur nicht-invasiven Bestimmung von Mikrorelativbewegungen von Endoprothesen, Kongress der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik 2022 (DGfB 2022)

Reichert S, Fonseca Ulloa C.A, **Harz T**, Ahmed G.A, Rickert M, Jahnke A, Analyse des elastischen Verformungsverhaltens zementfreier Standardschaftprothesen unter axialer Varusbelastung und Einflussnahme des Schaftdesignkomponente auf die primäre Kippstabilität, Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie 2022 (DKOU 2022)

Harz T, Fölsch C, Schirmer J, Glameanu C, Ishaque B Fonseca Ulloa C.A, Rickert M, Raven J.M, Jahnke A, Analyse des Einflusses verschiedener Applikationszeiten zweier Knochenzemente auf die Primärstabilität eines Knieimplantates, Science Day am Fachbereich der Justus-Liebig-Universität 2023

Bürger H, Jahnke A, Fonseca Ulloa C.A, **Harz T**, Rickert M, Stolz D, Eine biomechanischen Analyse verschiedener Sehnenplastiken mit und ohne knotenlosem Nahtsystem, Science Day am Fachbereich der Justus-Liebig-Universität 2023

Ehrenwörtliche Erklärung

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, und dass die vorgelegte Arbeit weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt wurde. 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

Meinem Doktorvater, Prof. Dr. med. Christian Fölsch, möchte ich aufrichtig danken. Seine unterstützende Art, mich eigenständig arbeiten zu lassen und sein offenes Ohr für meine Ideen, haben mir das Vertrauen gegeben, meine Forschung durchzuführen. Sein Interesse an meinen Berichten und seine Bereitschaft, mir Raum zur Entfaltung zu geben, haben meine akademische Reise unermesslich bereichert.

Einen besonderen Dank möchte ich Herrn Dr. Dipl.-Ing (FH) Alexander Jahnke aussprechen. Als ich mehr aus Zufall im August 2018 nach Gießen gezogen bin, um mein praktisches Studiensemester und meine Bachelorthesis bei dir im Labor zu schreiben, hätte ich nie daran gedacht, knapp 6 Jahre später immer noch hier zu sein und meine Dissertation einreichen zu können. Ohne jemanden wie dich, der einen mal hier und da einen Stups in die richtige Richtung gibt und dann das Vertrauen hat, dass das gut werden wird, hätte ich niemals darüber nachgedacht, diesen Weg zu beschreiten.

Durch euern Glauben daran, dass ich meinen Weg finden werde und eure Ermutigung, meine Vorhaben, so seltsam sie auch manchmal waren, anzugehen, habt ihr alle bisherigen und auch diesen Lebensabschnitt geprägt. Eure einzigartigen Blickwinkel und die unzähligen Gespräche haben dazu geführt, dass ich neue Perspektiven erkunden konnte, die ich möglicherweise alleine übersehen hätte. Dafür Mama, Papa, Klaus ein großes Dankeschön.

Ein ganz besonderer Dank geht an meine Arbeitskollegen und Freunde. Besonders zu erwähnen an dieser Stelle sind: Carlos, Anja, Dr. Haas, Schwester Umbach und Familie Maidorn**.** Nicht nur für die fachliche Expertise, sondern vielmehr dafür, dass ihr da seid.

Zu guter Letzt, gebührt der größte Danke meiner Freundin. Nach den letzten Jahren könnte es ja ein bisschen ruhiger werden. Danke, dass du da warst, mich in Ruhe gelassen hast, wenn es notwendig war und ein offenes Ohr hattest, wenn ich eins brauchte. Das ist für mich nicht selbstverständlich und dafür ein großes Danke.

Abschließen und damit sich die Sache rundet, möchte ich mit dem Eingangszitat, da dies wie ich finde nicht nur den Prozess dieser Arbeit im Kern widerspiegelt, sondern auch die vielen kleinen Anregungen, Stupse, Blickwinkel etc. von euch allen, die dazu beigetragen habe, dass die Arbeit da angekommen ist, wo sie jetzt ist, wenn auch sicherlich in Teilen anders als irgendwann mal geplant.

It's a dangerous business, going out your door. You step onto the road, and if you don't keep your feet, there's no knowing where you might be swept off to.

J.R.R. Tolkien, The Fellowship of the Ring