

Einfluss des Muskelzuges auf die Stabilität einer inversen Humerusprothese

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
des Fachbereichs Medizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Rifer, Anna
aus Troisdorf

Gießen 2022

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

Gutachter: Prof. Dr. med. Markus Rickert

Gutachter: PD Dr. med. Ulrich Thormann

Tag der Disputation:

30.03.2023

Inhaltsverzeichnis

INHALTSVERZEICHNIS	I
1 EINLEITUNG	1
1.1 HINTERGRUND.....	1
1.2 STAND DER FORSCHUNG	2
2 AUFGABENSTELLUNG/FRAGESTELLUNG	4
3 THEORETISCHE GRUNDLAGEN	5
3.1 BELASTUNGSSITUATION DES HUMERUS IM ALLTAG.....	5
3.2 IMPLANTATION VON HUMERUSPROTHESEN	8
3.2.1 <i>Indikation</i>	8
3.2.2 <i>Entwicklung der Schulterendoprothetik</i>	9
3.2.3 <i>Verankerungsmöglichkeiten</i>	12
3.3 PRIMÄRSTABILITÄT VON ENDOPROTHESEN	12
3.3.1 <i>Implantatoberfläche</i>	12
3.3.2 <i>Aufbereitung des Knochenmarkraums</i>	13
3.4 MIKRORELATIVBEWEGUNG	14
3.5 PRIMÄRSTABILITÄTSANALYSE.....	14
4 MATERIAL UND METHODE	17
4.1 MATERIAL	17
4.1.1 <i>Prothese</i>	17
4.1.2 <i>Knochenmodelle</i>	18
4.1.3 <i>Implantation der Prothese</i>	22
4.2 VERSUCHSAUFBAU	24
4.2.1 <i>Übersicht des Aufbaus</i>	24
4.2.2 <i>Eingusswanne</i>	25
4.2.3 <i>Prothesenaufsatz</i>	26
4.2.4 <i>Strebenprofilaufbau</i>	27
4.2.5 <i>Anbringen der Messstäbe</i>	29
4.2.6 <i>Anbringen der Messsensoren</i>	31
4.2.7 <i>Haltevorrichtung für Gewichte</i>	33
4.3 PLANUNG DES VERSUCHSPROTOKOLLS	35
4.3.1 <i>Berechnung der Torsionsmomente</i>	35
4.3.2 <i>Berechnung der axialen Gewichtsbelastung</i>	37
4.3.3 <i>Konzept der Mikrorelativbewegungsmessung</i>	38
4.4 VERSUCHSABLAUF UND MESSPROTOKOLL.....	40
4.5 MESSUNG DER PROTHESENBEWEGUNG	44
4.6 STATISTISCHE METHODEN	46

4.6.1	<i>Explorative Datenanalyse</i>	46
4.6.2	<i>Analyse der Einflussfaktoren auf die Mikrorelativbewegung</i>	46
4.6.3	<i>Analyse der Relativbewegung in Abhängigkeit der Torsionsmomente</i>	47
4.6.4	<i>Analyse der Relativbewegung in Abhängigkeit des Muskelzuges</i>	47
5	ERGEBNISSE	48
5.1	ERGEBNISDARSTELLUNG	48
5.2	DESKRIPTIVE STATISTIK	48
5.2.1	<i>Mikrorelativbewegungen bei 200 mm Schaftlänge</i>	50
5.2.2	<i>Mikrorelativbewegungen bei 160 mm Schaftlänge</i>	53
5.3	EXPLORATIVE DATENANALYSE.....	55
5.4	ERGEBNISSE DER VARIANZANALYSE.....	56
5.5	POST-HOC-ANALYSE DES EINFLUSSES DER EINZELNEN FAKTOREN	58
5.5.1	<i>Analyse des Einflusses der Torsionsmomente</i>	58
5.5.2	<i>Analyse des Einflusses des Muskelzuges</i>	64
6	DISKUSSION	70
6.1	DISKUSSION DER STUDIENERGEBNISSE	71
6.2	LIMITATIONEN UND AUSBLICK.....	74
6.3	BEDEUTUNG FÜR DIE KLINIK.....	76
7	ZUSAMMENFASSUNG	78
8	ABSTRACT	80
	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	I
	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	II
	TABELLENVERZEICHNIS	III
	DIAGRAMMVERZEICHNIS	V
	LITERATURVERZEICHNIS	VI
	ANHANG	A
	ERKLÄRUNG ZUR DISSERTATION	F
	DANKSAGUNG	G

1 Einleitung

1.1 Hintergrund

Die proximale Humerusfraktur ist eine der häufigsten Frakturen des Erwachsenen in den westlichen Ländern und die Inzidenz steigt im Alter erheblich an (Court-Brown und Caesar 2006). Auch weitere knöcherne oder muskuläre Verletzungen können nach Ausschöpfung der konservativen Methoden die Implantation von Humerusprothesen notwendig machen.

Die Implantationszahlen von Endoprothesen der oberen Extremität haben sich in Deutschland in den letzten zehn Jahren annähernd verdoppelt, was besonders auf den steigenden Anteil an inversen Schulterendoprothesen zurückzuführen ist (Kircher 2020).

Da dies vorwiegend eine Operation am älteren Menschen ist, kann der Anstieg zum einen durch eine immer älter werdende Gesellschaft mit einem Anspruch auf aktive Teilhabe am Leben erklärt werden. Zum anderen wurde das Indikationsspektrum für die inverse Prothese über die letzten Jahre ausgeweitet, da gute Ergebnisse vor allem bei Rotatorenmanschettenläsionen und hochgradig degenerativen Veränderungen erzielt werden konnten (Müller et al. 2020). Das inverse Modell bietet somit auch bei schwerwiegenden Verletzungen eine Lösung, welche die schmerzfreie Bewegung der Schulter wiederherstellt.

Mit ihrer einzigartigen Anatomie hat die Schulter einen enormen Bewegungsumfang, was jedoch mit einer starken Belastung für das Gelenk und folglich einer erhöhten Anfälligkeit für Erkrankungen einhergeht. Auch nach dem Einsatz einer Schultergelenksprothese wirken zahlreiche Kräfte auf das Implantat, welche die Stabilität der Prothese beeinflussen. Die primäre Stabilität von Implantaten ist jedoch ausschlaggebend für die ossäre Integration der Prothese in den Knochen. Nur wenn die Mikrorelativbewegung zwischen Prothese und Knochen 150 μm nicht überschreitet, kann der Knochen an die Prothese anwachsen und somit ein gutes Langzeitergebnis und damit einhergehend die Zufriedenheit und Lebensqualität der Betroffenen gewährleisten (Pilliar et al. 1986).

Verschiedene Faktoren beeinflussen die postoperative Stabilität der Prothesen. Dazu zählen unter anderem die Operationstechnik, das Prothesendesign sowie die postoperative Belastung. In den vergangenen Jahrzehnten wurden die Implantationsmöglichkeiten

sowie die Prothesenkonzepte bereits stetig weiterentwickelt und verbessert, wodurch die Komplikationsraten gesenkt und oftmals eine Schmerzreduktion der Betroffenen erreicht werden konnte (Kircher 2017). Die postoperative Belastungssituation des Schultergelenkes blieb bislang jedoch weitgehend unbeachtet, obwohl sie ebenfalls einen zentralen Einfluss auf die Stabilität der Implantate hat und damit den langfristigen Implantationserfolg maßgeblich mitbestimmt.

1.2 Stand der Forschung

Sowohl theoretische Modelle als auch Computersimulationen und verschiedene *in vitro* Studien an Human- oder Kunstknochen wurden in der Vergangenheit dazu genutzt, die primäre Stabilität von Implantaten zu untersuchen. Ein wichtiger Fortschritt war außerdem die Entwicklung von speziellen Implantaten, welche mithilfe von eingebauten Sensoren *in vivo* diejenigen Kräfte messen können, die auf die Prothese wirken (Bergmann et al. 2011).

Dabei standen vor allem das Knie- und das Hüftgelenk im Mittelpunkt der Implantatforschung. Hier wurden bereits wichtige Erkenntnisse zur Primärstabilität von Endoprothesen gewonnen, jedoch sind diese Ergebnisse nur begrenzt auf das Schultergelenk übertragbar. Ein zentraler Grund dafür ist die Lage und die Komplexität des Schultergelenks, wodurch die Kraftübertragung in einem weitestgehend anderen Ausmaß stattfindet als bei den anderen großen Gelenken. Die im menschlichen Körper wirkenden Kräfte beeinflussen die Prothesen und deren Verankerung jedoch maßgeblich.

Auch die Stabilität von Schultergelenkprothesen wurde bereits in einigen Studien erforscht (Harris et al. 2000; Cuff et al. 2011; Favre und Henderson 2016; Jahnke et al. 2021), allerdings meist theoretisch und unter Laborbedingungen, welche sich von den Gegebenheiten im menschlichen Körper deutlich unterscheiden. Unbeachtet blieb bei den bisherigen Studien vor allem der Einfluss des Muskelzuges auf die Stabilität des Implantats.

Der komplexe Aufbau des Schultergelenks wird durch Muskeln, Sehnen und die Gelenkkapsel grundlegend bestimmt. In der Bewegung beeinflussen die umliegenden Strukturen die Funktion der Schulter wie bei keinem anderen Gelenk. In vorangegangenen Studien wurde deutlich, dass die Kraft, die bei der Abduktion des Armes auf das Schultergelenk wirkt, annähernd einer axialen Belastung durch das eigene

Körpergewicht entspricht (Poppen und Walker 1978). Diese Krafteinwirkung ist natürlich nicht unerheblich und sollte eine zentrale Rolle in der Untersuchung der Prothesenstabilität spielen. Inwiefern der Muskelzug in Ruhe und bei Bewegungen des Armes die Prothesenstabilität unmittelbar postoperativ beeinflusst, ist bislang jedoch unklar.

2 Aufgabenstellung/Fragestellung

Vor dem Hintergrund des aktuellen Forschungsstandes sowie der steigenden Anzahl an implantierten Humerusprothesen, ist es essentiell, die auf das Schultergelenkimplantat wirkenden Kräfte durch den Muskelzug sowie ihren Einfluss auf die postoperative Stabilität von Prothesen zu untersuchen.

In dieser Studie wird daher die primäre Stabilität einer inversen Schultergelenkprothese untersucht, wobei der Muskelzug *in vitro* nachgestellt wird. Ein axiales Gewicht wird in diesem Modell genutzt, um die durch Abduktion des Armes entstehenden Kräfte zu simulieren und somit den möglichen Einfluss des Muskelzuges zu analysieren. Des Weiteren werden zwei verschiedene Defektgrößen untersucht, welche die Stabilität ebenfalls beeinflussen könnten.

Die zentralen Fragestellungen dieser Arbeit lauten:

1. Welchen Einfluss hat der reine Muskelzug auf die Mikrorelativbewegung der inversen Schulterendoprothese? Welchen Einfluss hat die Abduktion um 45 bzw. 90 Grad?
2. Wie stellt sich der Einfluss anhand zwei verschiedener Defektgrößen dar?

Erkenntnisse über den Einfluss des Muskelzuges und die Auswirkungen von Bewegungen des Armes auf die Stabilität der Prothese sollen anschließend Rückschlüsse über das postoperative Bewegungsausmaß der Betroffenen ermöglichen. Daraus kann ferner geschlossen werden, welche Bewegungen des Armes unmittelbar postoperativ klinisch möglich sind, ohne die Stabilität der Endoprothese zu gefährden, um sowohl kurzfristig als auch langfristig den Erhalt der Prothese gewährleisten zu können, sowie den Betroffenen Schmerzfreiheit zu ermöglichen.

3 Theoretische Grundlagen

3.1 Belastungssituation des Humerus im Alltag

Bedingt durch seine komplexe Anatomie ist das Schultergelenk das Gelenk mit dem größten Bewegungsumfang im menschlichen Körper. Diese hohe Mobilität ist jedoch als große Herausforderung an die Stabilität anzusehen.

Die knöchernen Komponenten des Schultergelenks werden vom Humeruskopf und von dem *Glenoid* der *Scapula* gebildet. Da der Humeruskopf jedoch etwa viermal größer ist als die Gelenkpfanne, mit der er in dem Kugelgelenk artikuliert, kommt es nur zu einer kleinen Kontaktfläche von etwa 6 cm² zwischen den beiden gelenkbildenden Knochen (Lacheta et al. 2016). Dieses Missverhältnis macht weitere stabilisierende Faktoren erforderlich, wie das Labrum, welches am *Glenoid* ansetzt und so die Gelenkpfanne vergrößert, sowie den Kapsel-Band-Apparat, der das Glenohumeralgelenk umschließt.

Die verschiedenen Bewegungen im Schultergelenk zu ermöglichen und dennoch eine dynamische Stabilität zu gewährleisten, ist die wichtigste Aufgabe der Rotatorenmanschette, bestehend aus *Musculus subscapularis*, *Musculus supraspinatus*, *Musculus infraspinatus* und *Musculus teres minor*. Die Muskelgruppe trägt durch Kompressionskräfte dazu bei, den Humeruskopf in allen Positionen mittig in der Gelenkpfanne zu halten und vor einer Luxation zu bewahren (Gohlke 2000). Die unterschiedlichen Ansätze und Verläufe der Muskeln machen ein Zusammenspiel möglich, welches die gewünschte Positionierung des Armes zulässt, wobei entstehende Drehmomente durch die Muskelanspannung kompensiert werden müssen.

Die Komplexität der Anatomie und der Funktionsweise des Schultergelenks ist einer der Gründe, weshalb die Belastungssituation der Schulter noch nicht ausreichend erforscht ist.

Die ersten Studien, die sich mit der Belastung des Schultergelenks befassen, waren theoretische Modelle Mitte des 20. Jahrhunderts (Inman et al. 1944). Dabei wurden anatomische Verhältnisse vereinfacht und mit elektromyografischen Erfassungen zusammengeführt. So sollte die Kraft berechnet werden, die die Muskeln auf das Gelenk ausüben (Poppen und Walker 1978).

Den biomechanischen Überlegungen zufolge ist die Größe von Kräften und Drehmomenten im Schultergelenk abhängig von der Position des Armes relativ zum Rumpf. In diesem vereinfachten Modell (Abbildung 1) eines waagrecht abduzierten Armes liegt der Schwerpunkt der Gewichtskraft des Armes etwa in der Ellenbeuge. Da die Kraft dabei nicht durch den Drehpunkt des Gelenkes, das Zentrum des Schultergelenks, läuft, entsteht ein Drehmoment um das Schultergelenk.

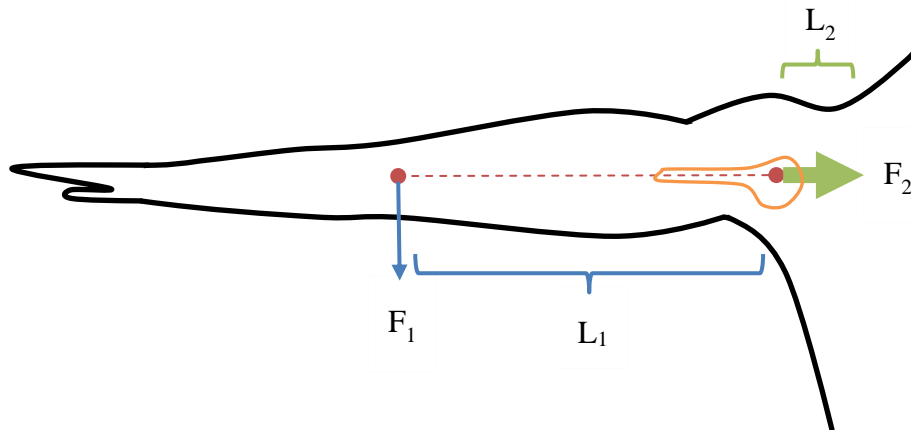


Abbildung 1: Vereinfachtes Modell eines abduzierten Armes nach Poppen et al.

F_1 = Gewichtskraft des Armes im Körpersegmentschwerpunkt

L_1 = Hebelarm des Armes

F_2 = Muskelkraft

L_2 = Hebelarm der Muskeln

Um das Gewicht halten zu können, müssen die Muskeln das Gewicht ausgleichen und es ergibt sich ein Gleichgewicht mit

$$F_2 \times L_2 - F_1 \times L_1 = 0 \quad (1)$$

Da der Hebelarm der Muskeln L_2 sehr viel kleiner ist als der Hebelarm L_1 , an dem das Gewicht des Armes wirkt, wird deutlich, dass F_2 sehr viel größer sein muss als F_1 , damit das Gleichgewicht zustande kommt. Beim Halten des Armes in dieser Position kontrahieren sich die Muskeln, wobei der Humeruskopf mittig in der Gelenkpfanne positioniert wird. Die Kraft, die durch die angespannten Muskeln auf den Humeruskopf

bei einer Abduktion um 90 Grad ausgeübt wird, entspricht dabei etwa 90% des Körpergewichts (Poppen und Walker 1978), obwohl der Arm nur etwa 5% des Körpergewichtes ausmacht. Dieser enorm hohe Betrag wird bei einer Abduktion von 90 Grad maximal, da der Schwerpunkt des Armes in diesem Zustand so weit vom Drehpunkt des Gelenks entfernt ist wie nur möglich, wodurch der Hebelarm L_1 in dieser Situation maximal wird.

Diese vereinfachten Modelle wurden später optimiert, indem beispielsweise berücksichtigt wurde, dass der Humeruskopf im Laufe der Abduktion eine Translationsbewegung durchmacht und sich sein Drehzentrum somit verschiebt (Buechel et al. 1978).

Die dreidimensionale Finite-Element-Methode (van der Helm 1994), welche im Verlauf noch detailliert besprochen wird, kritisierte die Ungenauigkeit der oberflächlichen elektromyografischen Messungen. Van der Helm et al. bezogen daher weitere relevante morphologische Strukturen wie die angrenzenden Knochen mit in ihre Berechnungen ein und erbrachten damit weiterführende Erkenntnisse bezüglich der Belastung des Schultergelenks.

Eine weitere Innovation der Belastungsanalyse war die Implantation von Prothesen, welche mithilfe von verarbeiteten Sensoren, die Kräfte, die auf das Schultergelenk wirken, *in vivo* messen konnten (Westerhoff et al. 2009b). Die speziell angefertigten Implantate erbrachten weiterführende Erkenntnisse über die Belastung des Schultergelenks bei Alltagsbewegungen. So konnte festgestellt werden, dass Bewegungen mit ausgestrecktem Arm oder Tätigkeiten, bei denen die Grenze des Bewegungsumfangs erreicht wird, eine besonders hohe Belastung für das Schultergelenk darstellen (Westerhoff et al. 2009a).

Obwohl die bisherigen Untersuchungen zur Belastung der Schulter in ihren Ergebnissen variieren, wird deutlich, dass die Belastung bei Bewegungen im Alltag oft die Kraft des eigenen Körpergewichts übersteigt und zeitweise Kräfte von über 1700 N auf die Schulter wirken (Anglin et al. 2000).

Da die Schulter einem so hohen Ausmaß an Bewegung und gleichzeitiger Belastung ausgesetzt ist, kommt es unweigerlich durch Über- und Fehlbelastungen zu Pathologien. Wiederholte Traumata und muskuläre Schwächen führen zur Dezentrierung des Humeruskopfes in der Gelenkpfanne und äußern sich meist in einem subakromialen

Impingement-Syndrom, in einer häufig schmerzhaften Einklemmung von Weichteilstrukturen im Schultergelenk (Beirer et al. 2017; Patel et al. 2018). Das Impingement-Syndrom bildet somit, nach der Rotatorenmanschettenläsion, den zweithäufigsten Grund für Schulterschmerzen (Ostör et al. 2005). Als Folge kann es zu Tendinopathien, Gelenkentzündungen, Arthrose und zur avaskulären Humeruskopfnekrose kommen, bei denen zum Teil eine operative Versorgung mit Humerusprothesen notwendig ist, um die Beweglichkeit der Schulter langfristig zu erhalten (Patel et al. 2018).

3.2 Implantation von Humerusprothesen

Die Implantationszahlen von Schulterendoprothesen stiegen in den letzten Jahren in den westlichen Ländern deutlich an, wobei vor allem die vermehrte Implantation von inversen Schulterprothesen eine wichtige Rolle spielt (Kircher 2020).

3.2.1 Indikation

Zu einem operativen Schultergelenkersatz kommt es in der Regel erst, wenn die konservativen Therapiemöglichkeiten ausgeschöpft sind. Der häufigste Grund für einen Schultergelenkersatz ist die primäre Omarthrose (Magosch et al. 2017). Während die genauen Ursachen der Arthrose bislang unbekannt sind, ist eine steigende Prävalenz im höheren Lebensalter zu beobachten (Kircher 2017). Im Laufe der Erkrankung kommt es zur Abnutzung des Gelenkes und so zur Verlagerung des Humeruskopfes, welche sich im Spätstadium durch Schmerzen manifestiert (Müller et al. 2020). Der Leidensdruck der Betroffenen entscheidet hierbei über den Zeitpunkt der operativen Versorgung (Kircher 2017). Weitere wichtige Gründe für die Implantation einer Schulterprothese sind Defektarthropathien, posttraumatische Arthrosen, akute Frakturen und avaskuläre Osteonekrosen (Magosch et al. 2017; Wiedemann 2006; Loew 2010).

Bei der Planung des Schultergelenkersatzes spielen neben der Indikation auch die Lebensgewohnheiten und die Konditionen der Betroffenen, wie beispielsweise der Muskelstatus, eine entscheidende Rolle für die Auswahl der Prothesenform.

3.2.2 Entwicklung der Schulterendoprothetik

Das Design von Schulterprothesen hat sich in den letzten Jahren durch ein verbessertes Verständnis der anatomischen und biomechanischen Gegebenheiten des Schultergelenks entscheidend verändert.

Die ersten Versuche einer Schulterendoprothetik fanden bereits Ende des 19. Jahrhunderts statt, waren aber meist durch Infektionsprobleme und Implantatlockerungen wenig erfolgreich (Loew 2010). Nach langjährigem Erproben von Materialien und Verankerungsprinzipien kam es schließlich Anfang der 1950er Jahre zu einem Durchbruch. Die erste anatomische Humerusprothese wurde von Neer entwickelt (Neer et al. 1953) und ersetzte als Monobloc-Implantat aus Vitallium den proximalen *Humerus*. Prothesenschaft und -kopf waren fest verbunden und orientierten sich stark an der anatomischen Grundidee. Abbildung 2 zeigt die Skizze dieses Prothesenmodells in der präoperativen Planung:

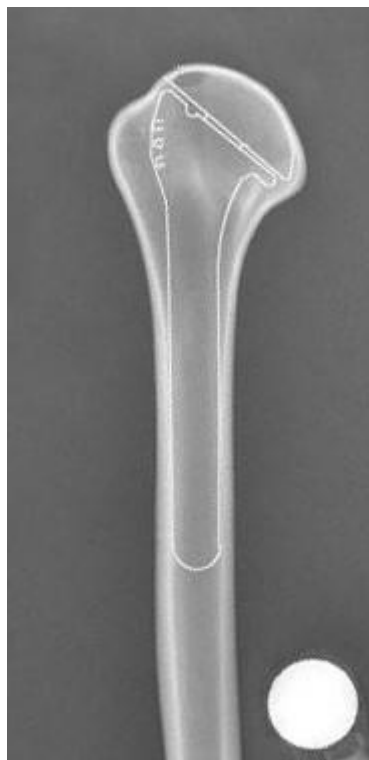


Abbildung 2: Präoperative Planung einer Neer 2 Prothese (3M), Software: mediCAD®

Die Prothese brachte zunächst zufriedenstellende Ergebnisse, jedoch gab es zunehmend Probleme bei Betroffenen mit Rotatorenmanschettendefekten. Durch die Implantation wurde stark in die Gelenkmechanik der Schulter eingegriffen, sodass es zwangsläufig zu Bewegungseinschränkungen des Armes kam (Loew 2010). In den 1970er Jahren kamen

daraufhin mehrere neue Modelle auf den Markt, die sich dem Problem der veränderten Gelenkmechanik stellten, indem sie sich von der natürlichen Anatomie des Schultergelenks distanzieren und das Prinzip des Kugelgelenks umdrehen (Jazayeri und Kwon 2011). Die Kugelkomponente wurde an der *Scapula* fixiert, während man den Humeruskopf als konkave Pfanne nutzte. Den Durchbruch bei den sogenannten inversen Schulterprothesen schaffte 1985 schließlich die Delta Schulterprothese (Grammont und Baulot 2011). Grammont et al. optimierten das inverse Prinzip, indem sie das Drehzentrum nach medial und kaudal verlagerten, sodass sich die Scherkräfte auf die *Scapula* reduzierten und ein erfolgreiches Ergebnis erzielt wurde (Jazayeri und Kwon 2011). Beim inversen Modell wird der namensgebende *Musculus deltoideus* vorgespannt und hat einen größeren Einfluss auf die Abduktion des Armes, sodass er die Funktion maßgeblich übernehmen kann, selbst bei schweren Defekten der Rotatorenmanschette (Berliner et al. 2015).

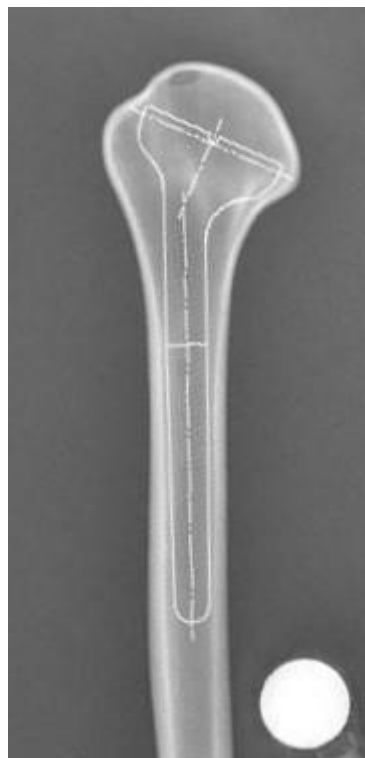


Abbildung 3: Präoperative Planung einer Delta Xtend™ Prothese (DePuy Synthes), Software: mediCAD®

Zum Zeitpunkt der Jahrhundertwende wurde schließlich die Aequalis-Prothese (Abbildung 4) entwickelt, welche sich durch variable Inklinationswinkel auszeichnet und eine Anpassung an die individuelle Anatomie der Betroffenen ermöglicht (Boileau und Walch 1999).



Abbildung 4: "AEQUALIS™ ADJUSTABLE REVERSED" (Tornier Wright)

Die sogenannten Viertgenerationsprothesen optimierten die individuelle Anpassung weiter, sodass ein stufenloses dreidimensionales Modulieren möglich wurde (Wiedemann 2006). Ein weiteres neues Verfahren ist der knochensparende Oberflächenersatz, bei dem der Humerkopf zunächst mit einer Kappe bedeckt wird und die Option zur späteren Revision und Implantation eines umfangreicheren Gelenkersatzes erhalten bleibt.

3.2.3 Verankerungsmöglichkeiten

Unabhängig von der Prothesenform gibt es die Möglichkeit, die Prothesen wahlweise mithilfe von Knochenzement zu implantieren oder zementfrei mittels Presspassung (englisch: *press-fit*), wobei entsprechende Vor- und Nachteile individuell abgewogen werden müssen.

Während die Glenoidkomponente beim vollständigen Schultergelenkersatz meist zementiert verankert wird, sind beim Prothesenschaft sowohl die zementierte als auch die zementfreie Variante gängig (Wiedemann 2006). Da die axiale Belastung im Vergleich zur Hüft- und Knieendoprothetik etwas geringer ist, sind beide Möglichkeiten geeignet und es wird abhängig vom Patientenwohl entschieden (Grothe et al. 2019).

Um bei der zementfreien Variante einen stabilen Halt des Implantats zu gewährleisten um Lockerung zu vermeiden, muss ein fester Verbund zwischen der Prothese und dem sie umgebenden Medium geschaffen werden. Dies gelingt, indem der Knochen während der Implantation so aufbereitet wird, dass eine gut an die Prothesenform angepasste Knochenhöhle entsteht, welche minimal kleiner ist als die Prothese selbst. In diese wird die Prothese schließlich eingebracht und mittels *press-fit* verklemmt, sodass ein guter Form- und Kraftschluss zwischen Knochen und Implantat entsteht. Die durch die Press-fit-Verankerung entstehende Stabilität wird von verschiedenen Faktoren beeinflusst, die im Folgenden vorgestellt werden.

3.3 Primärstabilität von Endoprothesen

Um nach der Press-fit-Implantation einen langfristigen Prothesenerfolg zu ermöglichen, ist die Stabilität der Prothese unmittelbar postoperativ entscheidend, die sogenannte Primärstabilität (Gradinger und Gollwitzer 2006, S. 25).

3.3.1 Implantatoberfläche

Ein ausschlaggebender Faktor für die Primärstabilität ist die Oberfläche des Implantats. Die Auswahl der Oberflächenstruktur folgt bei den zementfrei implantierten Prothesen der Idee der Oberflächenvergrößerung, sodass möglichst viel Kontakt zwischen der Prothese und dem Knochen zustande kommt (Albrektsson et al. 1981). Zudem werden spezielle Beschichtungen gewählt, die biokompatibel und bioaktiv sind und das Einwachsen des Knochens an die Prothese fördern sollen, um so einen langfristigen Halt

zu garantieren (Schenk und Buser 1998). Den Vorgang des knöchernen Einwachsens an die Prothese nennt man Osseointegration. Er ist entscheidend für die langfristige Qualität des Gelenkersatzes und somit für das Patientenwohl (Gradinger und Gollwitzer 2006, S. 25). Zementfreie Prothesenschäfte kommen daher meist bei Personen mit guter Knochenqualität in Betracht (Wiedemann 2006).

3.3.2 Aufbereitung des Knochenmarkraums

Neben der Wahl der Oberfläche spielt bei der zementfreien Implantation auch die Prothesenform und die Aufbereitung des Knochenmarkraums vor der Implantation eine wichtige Rolle.

Die Geräte, mit denen der Markraum des Oberarmes aufbereitet wird, sind speziell auf die Prothesenform angepasst und erschaffen den optimalen Platz, den die Prothese zur sicheren Verankerung braucht (Loew 2010). Die primäre Stabilität kommt durch Ringspannungen zustande, welche bei der Implantation der Prothese in die etwas kleinere Knochenhöhle aufgebaut werden (Keener et al. 2017). Ist der Markraum des Knochens optimal aufbereitet, so kommt es zum erwünschten Form- und Kraftschluss der implantierten Prothese im Knochen.

Zwar werden Form und Größe der Prothese prä- und intraoperativ so gut wie möglich an die individuelle Knochenform angepasst, jedoch ändert sich mit dem Einsetzen der Prothese unumgänglich die Belastungssituation des Knochens. Dabei ist zu beachten, dass sich eine zu große Abweichung von der ursprünglichen Beanspruchung des Knochens negativ auf die Stabilität auswirkt. Dies trifft sowohl auf eine starke Mehr- als auch eine Minderbelastung zu (Gradinger und Gollwitzer 2006). Durch zyklische Belastungen wird der Knochen zur Neubildung angeregt. An wenig belasteten Stellen wird der Knochen resorbiert. Wenn die Belastung nach Implantation also nicht der Belastungssituation vor Implantation entspricht, kommt es unweigerlich zur ungerichteten und unkontrollierbaren Neubildung und zum Abbau von Knochen (Schenk und Buser 1998). Sind diese Umlagerungsvorgänge zu stark ausgeprägt, kommt es langfristig zu einer Lockerung der Prothese. Es ist folglich auf eine gut angepasste Prothesengröße zu achten, um einen langfristigen Prothesenhalt zu garantieren.

3.4 Mikrorelativbewegung

Ausschlaggebend für die Primärstabilität sind demnach die Oberfläche und die Form der Prothese. Um nun eine erfolgreiche Osseointegration bei zementfreier Implantation zu erzielen, ist die Bewegung zwischen Implantat und Knochen bei alleiniger Belastung der Prothese entscheidend, die sogenannte Mikrorelativbewegung.

Wurde die minimal größere Prothese frisch in den etwas zu kleinen Knochenmarkraum implantiert, so ist sie maximal stabil verankert. Daraufhin beginnen die oben beschriebenen Umbauprozesse des Knochens und die Prothese lockert sich. Allerdings findet zeitgleich auch das Einwachsen des Knochens an die Prothese statt, was der Prothesenlockerung entgegenwirkt und zur sogenannten Sekundärstabilität führt. Es ist also erstrebenswert, die schwindende Primärstabilität durch die wachsende Sekundärstabilität auszugleichen, sodass sich ein dynamisches Gleichgewicht einstellt (Albrektsson et al. 1981).

Eine Bewegung von mehr als 150 μm an der Prothesen-Knochen-Grenzfläche verhindert das langfristige Einwachsen von Knochen und es kommt stattdessen zu bindegewebigen Verbindungen, die allerdings nicht annähernd so stabil sind wie Knochen (Pilliar et al. 1986). Folglich entsteht bei größeren Bewegungen eine unzureichende Sekundärstabilität, woraus ein mangelhaftes Langzeitergebnis resultiert. Der optimale Bewegungsbereich wird von Pilliar et al. zwischen 28 und 150 μm beschrieben, da in diesem Bereich der umliegende Knochen mit einem Wachstumsreiz stimuliert wird und eine ossäre Integration erfolgreich stattfinden kann (Pilliar et al. 1986). Anhand der Mikrorelativbewegung lässt sich also eine Aussage über den langfristigen Erfolg der Prothesenimplantation treffen. Je niedriger die Mikrorelativbewegung der Prothese, desto höher die Primärstabilität und damit einhergehend auch die langfristige Stabilität des Implantats.

3.5 Primärstabilitätsanalyse

Um die primäre Stabilität von zementfrei implantierten Prothesen zu untersuchen, wird die im Knochen implantierte Prothese belastet und die Bewegung der Prothese im Knochen gemessen, die dadurch zustande kommt. Dazu wurden bereits verschiedene experimentelle und theoretische Methoden an Human- oder Kunststoffknochen entwickelt.

Die zur Belastung der Prothesen gewählten Kräfte sollten bei der Testung der Primärstabilität möglichst den tatsächlichen Kräften im menschlichen Körper entsprechen. Eine Kraftübertragung auf das *in vitro* Modell ist bislang jedoch nur unter Abstraktion der menschlichen Umgebung gelungen. Unklar ist, welchen Einfluss der alleinige Muskelzug auf die Stabilität der implantierten Prothese hat. Aus vielen Studien zur Belastung des Schultergelenks geht jedoch hervor, dass sowohl axiale Kräfte auf den *Humerus* wirken, als auch Torsionskräfte (Poppen und Walker 1978; Westerhoff et al. 2009a; Bergmann et al. 2007b). Vergleichbares gilt für das Knie- und das Hüftgelenk, an denen die ersten Primärstabilitätsanalysen durchgeführt wurden.

Die Grundlage für viele weitere experimentelle Studien schufen Nägerl et al. mit ihrer Studie zu Mikrobewegungen von Endoprothesen im Femurschaft (Nägerl et al. 1996). Sie stellten erstmalig einen Aufbau vor, bei dem mithilfe von Seilzügen eine Torsionsbelastung auf eine zementfrei implantierte Hüftprothese ausgeübt wurde. Währenddessen wurde die Bewegung der Prothese mithilfe von sechs Wegaufnehmern gemessen. Diese befanden sich an einem mit der Prothese fest verbundenen Messwürfel, sodass die dreidimensionale Bewegung der Prothese bei Belastung erfolgreich widerspiegelt werden konnte. Zeitgleich wurde die Bewegung des Knochens bei Belastung der Prothese mit ebendieser Messmethode aufgezeichnet und in Abhängigkeit zur Bewegung der Prothese betrachtet. Verschiedene andere Studien mit diesem Messaufbau untersuchten unterschiedliche Prothesenmodelle und Defektgrößen (Görtz et al. 2002; Jakubowitz et al. 2008; Thomsen et al. 2010; Kinkel et al. 2015; Jahnke et al. 2016; Jahnke et al. 2018).

Eine weitere Möglichkeit zur Belastung von Hüftprothesen bieten Universalprüfmaschinen, welche mithilfe eines Aufsatzes auf der Prothese eine Torsionsbelastung oder eine axiale Belastung erzeugen (Fottner et al. 2009; Cristofolini et al. 2007; Kraenzlein et al. 2009). Anstelle der Bewegungsmessung mithilfe von Wegaufnehmern, besteht auch die Möglichkeit der Bewegungsmessung durch optische Methoden wie einer Video-Längenänderungsmessung (Harrison et al. 2013). Hierbei werden Marker auf dem Knochenmodell und der Prothese aufgebracht, womit deren Bewegungen gefilmt und später analysiert werden können. Auch zur Messung der Primärstabilität von Knieendoprothesen wurden Universalprüfmaschinen und Wegaufnehmer in verschiedenen Studien genutzt (Bhimji und Meneghini 2012; Spinelli et al. 2010).

Die Finite-Element-Analyse ist eine weitere Methode, die bei der Primärstabilitätsanalyse von Implantaten angewandt wird. Diese theoretische Methode ist ein numerisches Näherungsverfahren, welches mithilfe von speziellen Computerprogrammen der Festigkeits- und Verformungsuntersuchung von Körpern dient (Richard et al. 2013). Dabei wird in Rechnersimulationen das System einer in Knochen implantierten Prothese nachgestellt. Diese Prothese kann nun in der Simulation belastet und die entstandene Bewegung gemessen werden. Zwar sparen die theoretischen Finite-Element-Methoden Ressourcen und können beliebig oft wiederholt werden, jedoch sind sie auch maßgeblich von der Programmierung der Eigenschaften des Knochens und der Prothese abhängig. Einige Studien untersuchten mithilfe dieser theoretischen Methode die Primärstabilität von Knieendoprothesen (Chong et al. 2010; Fitzpatrick et al. 2014; Berahmani et al. 2016).

Betrachtet man die Primärstabilitätsanalysen von Schulterendoprothesen, so stellt man fest, dass es bisher nur eine sehr begrenzte Anzahl an Studien hierzu gibt. Es existieren einige Studien zur Primärstabilität des humeralen Oberflächenersatzes, welche Universalprüfmaschinen zur Belastung und Wegaufnahme oder optische Messmethoden zur Bewegungsanalyse nutzten (Favre et al. 2016). Andere analysierten die Primärstabilität mittels Finite-Element-Methode (Favre und Henderson 2016). Die Primärstabilität von inversen Schulterprothesen ist bislang jedoch weitgehend unerforscht.

Die Tatsache, dass der Einsatz von Humerusprothesen, im Besonderen der Einsatz von inversen Prothesen, in den westlichen Ländern steigt (Kircher 2020), die genaue Belastungssituation aber nicht hinreichend erforscht ist, macht es unumgänglich, weiter daran zu forschen und weitere Erkenntnisse über die Prothesen zu gewinnen. Ein großer Kritikpunkt an der bisherigen Forschung ist außerdem, dass der Muskelzug und die menschliche Umgebung in den Studien bisher vollkommen außer Acht gelassen wurden. Daher ist es das Ziel dieser Studie, zu untersuchen, welche Belastungen für die inverse Humerusprothese unmittelbar postoperativ möglich sind, ohne die Primärstabilität zu gefährden und welchen Einfluss der Muskelzug auf die Stabilität hat.

4 Material und Methode

Im folgenden Abschnitt werden das verwendete Material, der Versuchsaufbau und das Messprotokoll dargestellt.

4.1 Material

4.1.1 Prothese

Untersucht wurde die inverse Schulterprothese "AEQUALIS™ ADJUSTABLE REVERSED" (Tornier Wright, Montbonnot Saint-Martin, Frankreich) mit einer Titan-Aluminium-Vanadium-Legierung (Ti6Al4V) und einer Schaftgröße von 11,0 mm (Nominalmaß: 11,5 mm). Der konisch zulaufende distale Schaft hat eine zusätzliche leichte Neigung von posterior nach anterior und passt sich dadurch an die natürliche S-Form des Markkanals im *Humerus* an, wodurch eine hohe Primärstabilität erzielt werden soll. Drei Löcher am distalen Prothesenende ermöglichen die zusätzliche Verankerung mittels Verriegelungsschrauben, sodass eine weitere Bewegung nach distal vermieden und darüber hinaus Rotationsstabilität gewährleistet wird. Zwischen dem distalen Schaft und dem proximalen Kopf der Prothese dienen Module unterschiedlicher Länge (1,5; 2,0; 2,5; 5,0 und 10,0 cm) der optimalen Anpassung der Prothesenlänge.

4.1.1.1 Aufbereitung der Prothese

Mit einem 1,9 mm Bohrer wurden drei Messpunkte (P_1 - P_3) in die Prothese gebohrt, um später Messstäbe fixieren zu können. Die Bestimmung der Messpunkthöhe war abhängig von der Prothesenform. Dabei wurde der Messpunkt P_1 so gewählt, dass die Prothesenbewegung so proximal wie möglich erfasst werden kann. Unmittelbar über den Löchern für die Verankerungsschrauben befindet sich der Messpunkt P_2 . An der distalen Spitze der Prothese befindet sich der Messpunkt P_3 .

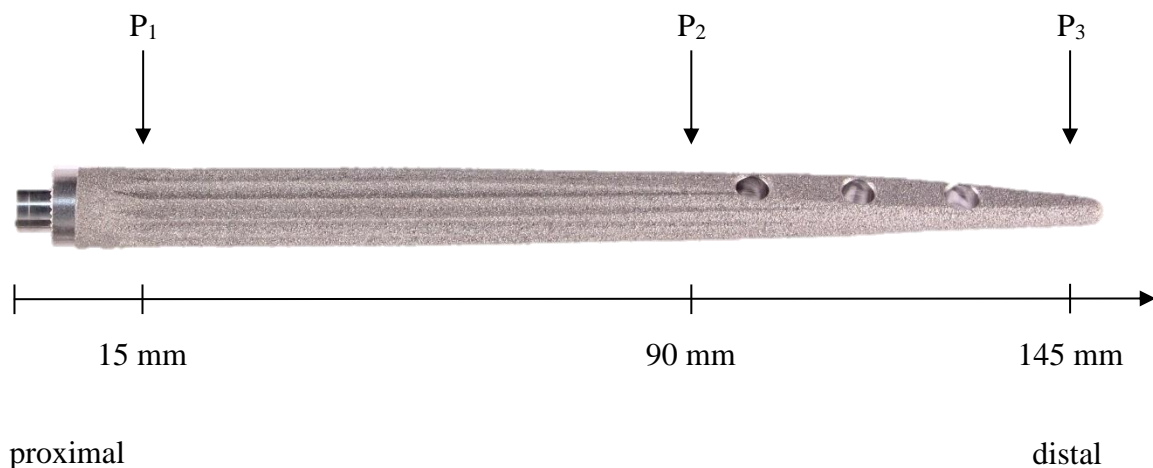


Abbildung 5: Prothesenschaft mit Messpunkthöhen

4.1.2 Knochenmodelle

Zum Testen der Prothese wurden künstliche Oberarmknochen (Typ #3404, large, Sawbones Europa AB, Malmö, Schweden) verwendet, welche nach dem folgenden Protokoll aufbereitet wurden.

Die Nutzung von künstlichen Knochen bietet dabei den Vorteil, dass Prothesen wiederholt getestet werden können und die Knochenmodelle schnell und vielfach verfügbar sind. Außerdem haben die Kunstknochen eine geringe Variabilität (Cristofolini und Viceconti 2000), da diese standardisiert hergestellt werden und darauf ausgelegt sind, reproduzierbare Ergebnisse zu liefern. Die Knochenmodelle imitieren die strukturellen Gegebenheiten von menschlichen Knochen (Gardner et al. 2010) und bieten daher eine gute Möglichkeit zur standardisierten und reproduzierbaren Prothesentestung *in vitro*.

4.1.2.1 Aufbereitung der Knochenmodelle

Eine Gesamtmenge von $n_{\text{ges}} = 10$ künstlichen Oberarmknochen wurden von einer erfahrenen Chirurgin mithilfe einer oszillierenden Säge (MultiTalent, C. & E. Fein GmbH, Schwäbisch Gmünd-Bargau) auf eine Länge von 200 mm gekürzt, gemessen von der distalen Trochlea nach proximal. Anschließend wurde der Markkanal eröffnet, wobei zunächst ein 10 mm Bohrer mit einer Länge von 67 mm verwendet wurde und anschließend ein Bohrer mit 5 mm Durchmesser und einer Länge von 182 mm. Der Übergang wurde daraufhin mit Raspeln von 6 und 9 mm Durchmesser geglättet.

Im Anschluss wurden die Humeri auf zwei verschiedene Längen gekürzt, wobei die Knochen entsprechend der Defektklassifikation nach Gohlke et al. (Gohlke und Werner 2017) aufbereitet wurden (Abbildung 6).

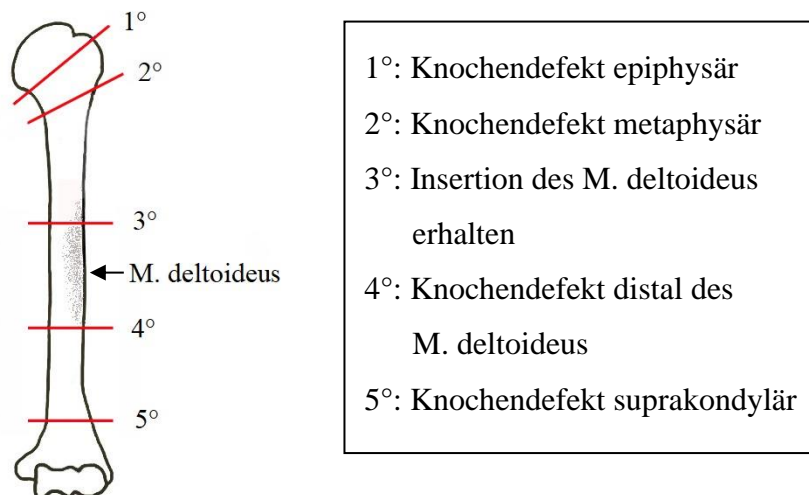


Abbildung 6: Defektklassifikation nach Gohlke et al.

Die Knochenlänge von 200 mm entspricht demnach einem Defekt 3. Grades. Um einen Defekt 4. Grades zu erzeugen, wurden fünf der zehn Kunstknochen auf eine Länge von 160 mm gekürzt, sodass sich zwei Defektgruppen bilden, die jeweils aus $n_1 = n_2 = 5$ Knochen bestanden.

Angepasst an die Messpunkte der Prothese, wurden drei Löcher mit einem Durchmesser von 6 mm in die Knochenmodelle gebohrt, um die Messstäbe später in der Prothese anbringen zu können. Medial wurden am Knochenmodell auf entsprechender Höhe die Messpunkte (H_1 - H_3) mit einem 1,9 mm Bohrer gebohrt, um später auch im Kunstknochen Messstäbe anbringen zu können. Damit liegt der Messpunkt H_1 auf derselben Höhe wie

der Messpunkt P_1 , was im späteren Verlauf die Berechnung der Mikrorelativbewegung ermöglicht. Entsprechendes gilt für die Punkte H_2 und H_3 , welche auf die Messpunkte P_2 und P_3 in der Prothese abgestimmt sind. Bei den Knochenmodellen mit einer Schaftlänge von 160 mm entfiel der Messpunkt H_1 aufgrund der Knochenlänge.

Nun wurden die Knochenmodelle mit einer Schaftlänge von 200 mm orthogonal zum Boden in einer Form platziert und eingegipst. Dabei wurde die Position der Knochen mit einem Kreuzlinien-Laser (Quigo, Robert Bosch GmbH, Gerlingen-Schillerhöhe) kontrolliert (Abbildung 7).

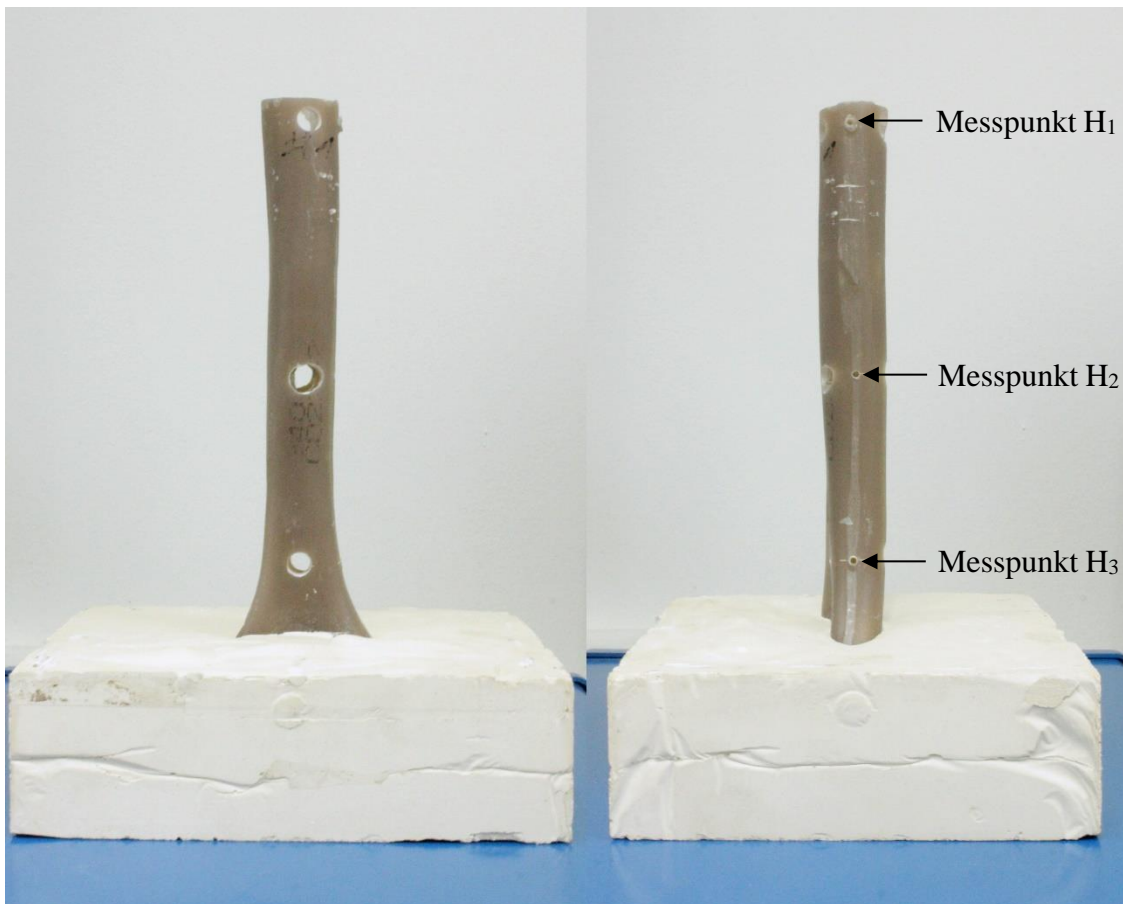


Abbildung 7: Aufbereiteter Knochen mit 200 mm Schaftlänge im Gipsblock von dorsal (links) und medial (rechts)

Entsprechend wurden die Knochenmodelle mit einer Schaftlänge von 160 mm in derselben Form positioniert, mittels Linienlaser kontrolliert und anschließend eingegipst (Abbildung 8).

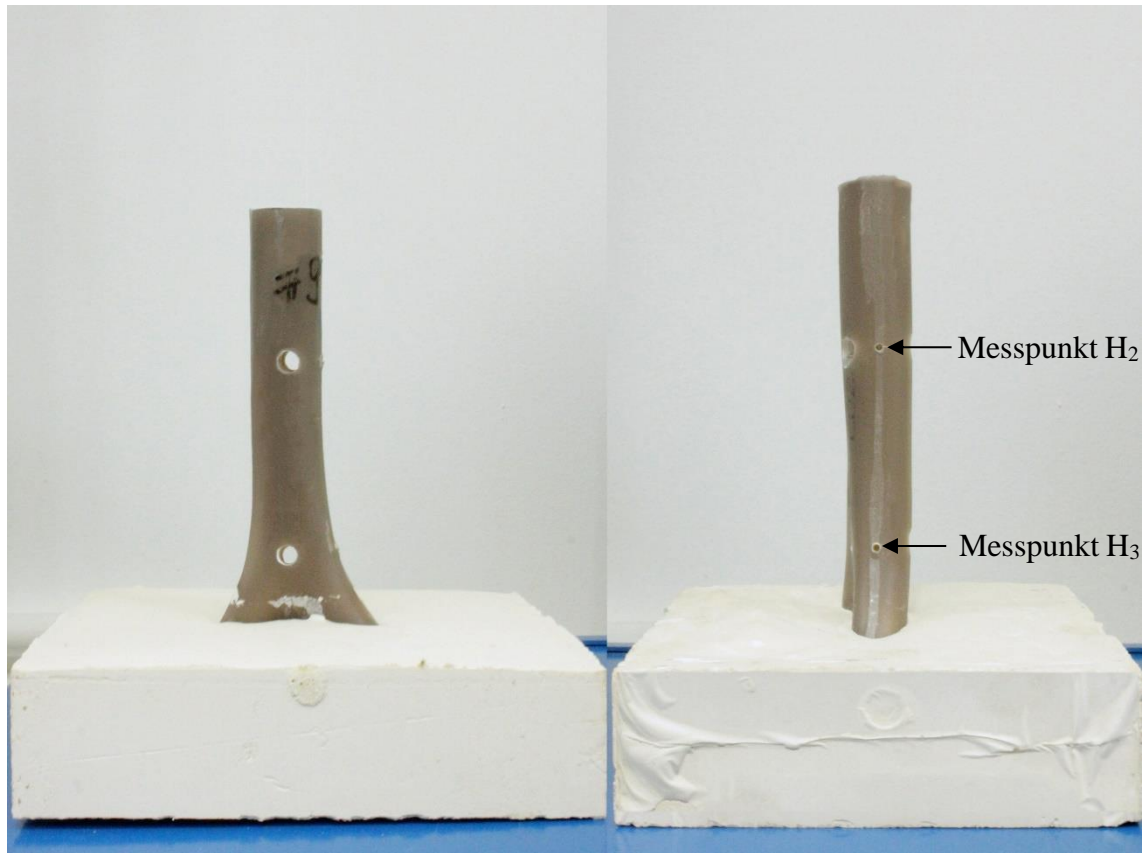


Abbildung 8: Aufbereiteter Knochen mit 160 mm Schaftlänge im Gipsblock von dorsal (links) und medial (rechts)

4.1.3 Implantation der Prothese

Die Implantation des Prothesenstammes in den aufbereiteten Kunstknochen fand mithilfe einer Universalprüfmaschine (Inspekt table blue 20 kN, Hegewald & Peschke, Nossen) statt, um einen standardisierten und reproduzierbaren Ablauf sicherzustellen.

Dafür wurde die Prothese im Markraum des Kunstknochens platziert und eine Kraft von $F = 600 \text{ N}$ in 25 Zyklen axial auf die Prothese ausgeübt (Jakubowitz et al. 2011, S. 1217) (Abbildung 9).



Abbildung 9: Implantation der Prothese in den Kunstknochen

Die Position der Prothese wurde anschließend mittels Röntgen überprüft (Abbildung 10).

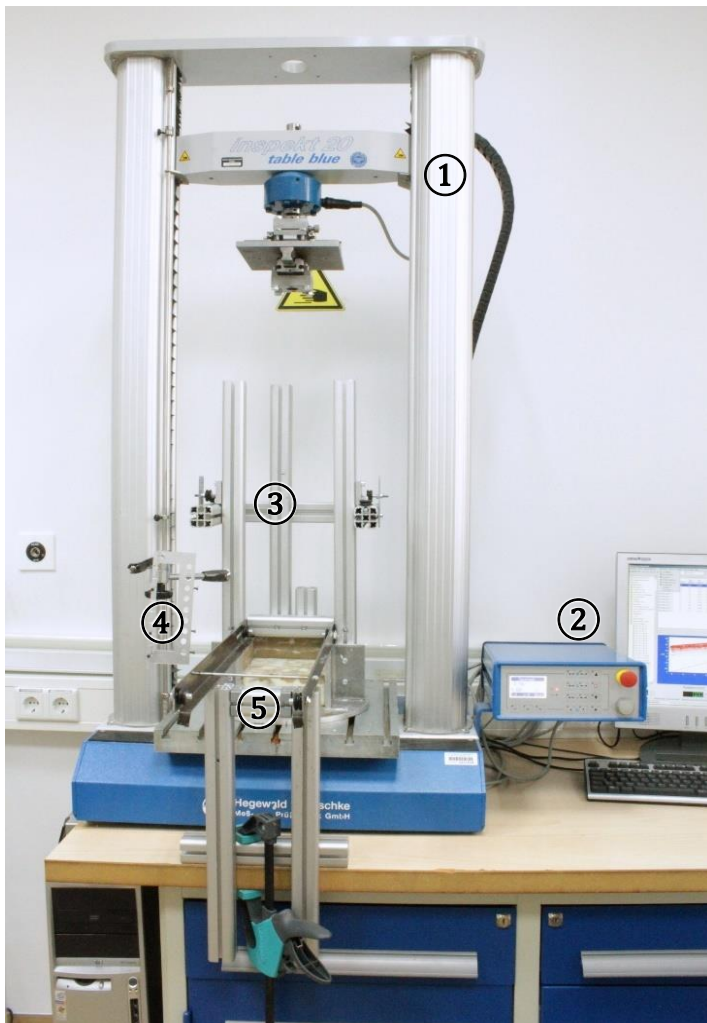


Abbildung 10: Röntgenkontrolle der Prothese in Kunstknochen von dorsal und medial, 200 mm Schaftlänge (links) und 160 mm Schaftlänge (rechts)

4.2 Versuchsaufbau

4.2.1 Übersicht des Aufbaus

Um eine Torsionsbelastung und zeitgleich eine axiale Gewichtsbelastung auf die Prothese aufbringen und dabei die Mikrobewegungen von Prothese und Kunstknochen messen zu können, wurde folgender Aufbau erschaffen (Abbildung 11). Dieser wird im folgenden Abschnitt im Detail vorgestellt.



- ① Universalprüfmaschine
- ② Steuerungsrechner
- ③ Strebenprofilaufbau
- ④ Halterung für Messsensoren
- ⑤ Halterung für Gewichte

Abbildung 11: Übersicht des Versuchsaufbaus

4.2.2 Eingusswanne

Der Gipsblock, der den Kunstknochen in seiner Position hält, ist in einer Form platziert, die aus vier zusammengeschaubten T-Elementen aus Aluminium besteht. Diese sind wiederum mittig auf einer runden Aluminiumplatte mit Schrauben fest verankert, um einen sicheren Stand des Modells zu garantieren. Die runde Aluminiumplatte ist dabei ebenfalls mit der Unterlage verschraubt, auf der sie steht, sodass die Vorrichtung stabilisiert wird (Abbildung 12).

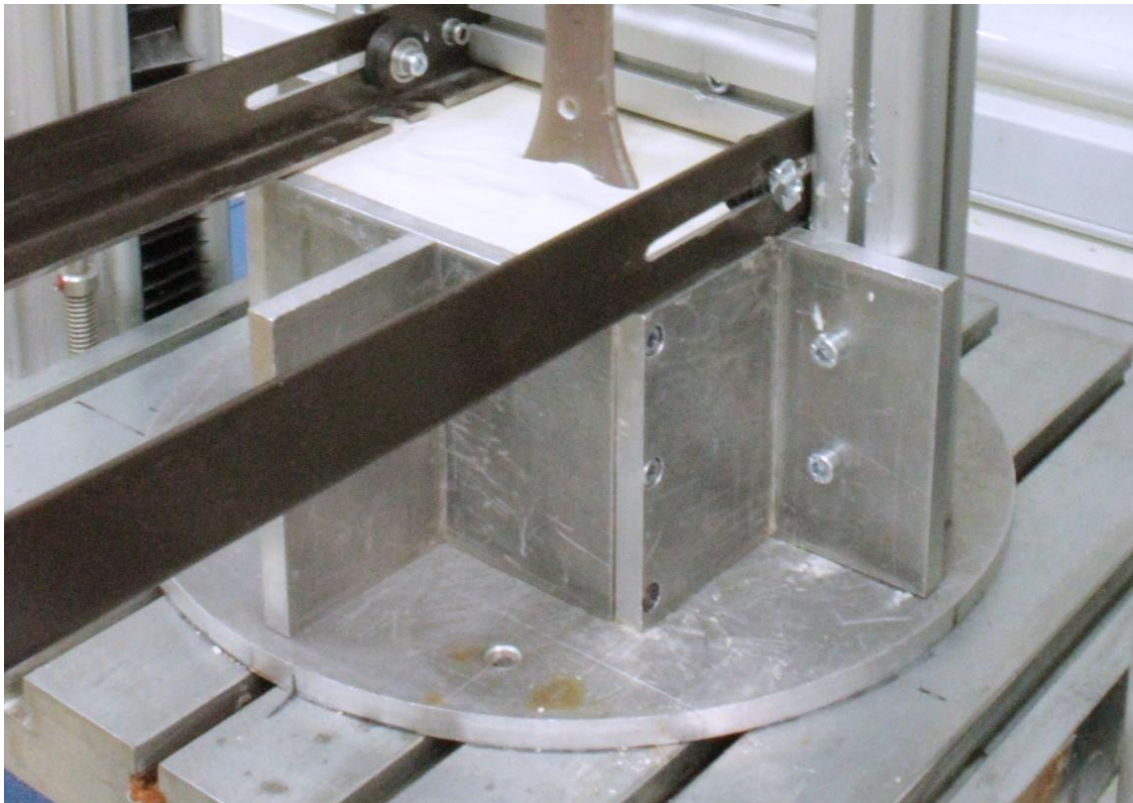


Abbildung 12: Eingusswanne

4.2.3 Prothesenaufsatz

In vivo kommt es durch die Bewegung des Armes zu einer Belastung der Prothese. Die verschiedenen Belastungen lassen sich im Modell durch Torsionsmomente nachstellen, welche um die Längsachse auf die Prothese wirken (Harris et al. 2000; Westerhoff et al. 2009a).

Damit die Torsionsbelastung auf die im Kunstknochen implantierte Prothese übertragen werden kann, wurde ein Aufsatz für die Prothese angefertigt. Eine lange Schraube verband den implantierten Schaft der Prothese mit einem mehrteiligen Aufsatzelement. Dieses bestand aus zwei intermediären Modulen der Prothese mit jeweils 50 mm Länge, einem 145 mm langen Hebel, welcher mit Haken an zwei Seiten versehen wurde, sowie einer Hülse. Dabei wurde das eine Intermediärmodul fest mit dem Querverbindungselement verbunden (Abbildung 13).

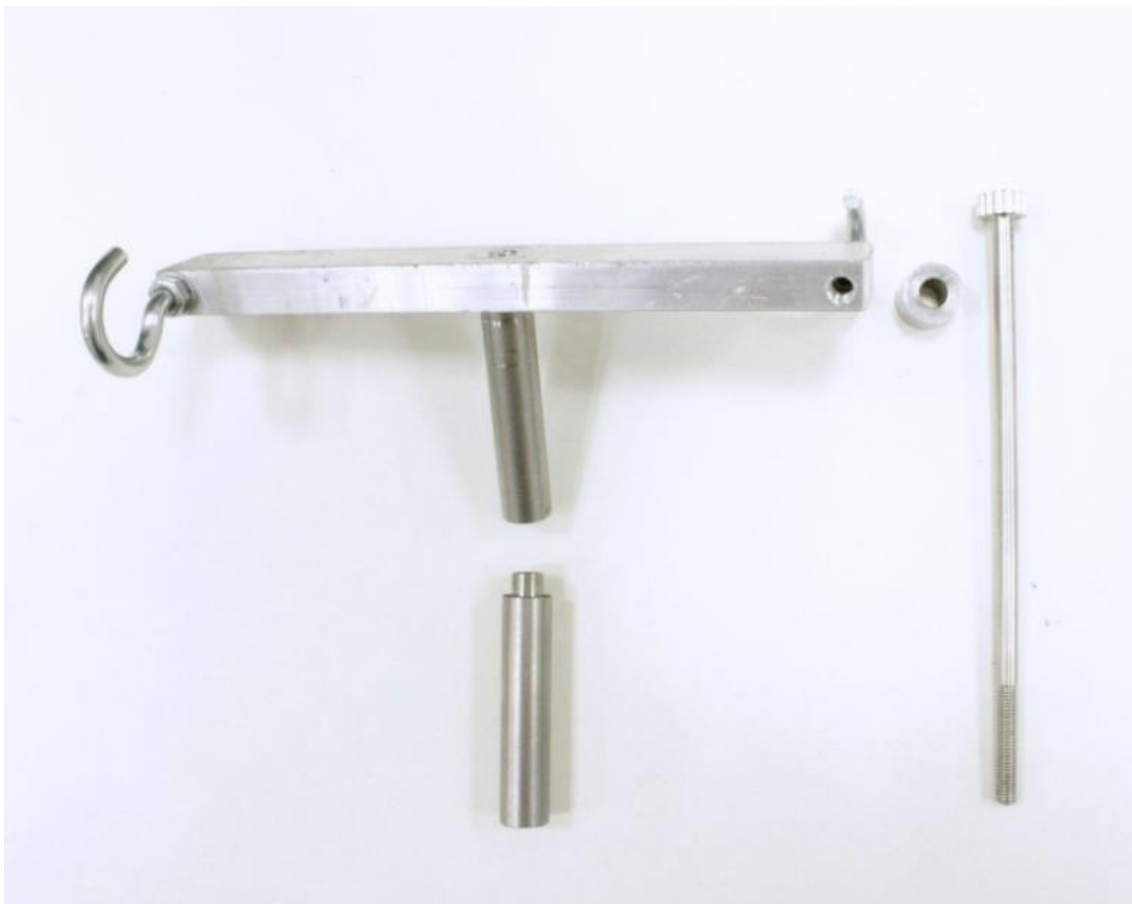


Abbildung 13: Prothesenaufsatz in Einzelteilen

Das zusammengesetzte Aufsatzelement wurde auf den Prothesenschaft geschraubt (Abbildung 14).



Abbildung 14: Implantierte Prothese mit Aufsatz im Kunstknochen

4.2.4 Strebenprofilaufbau

Auf der Bodenhalterung wurde ein Aufbau aus Strebenprofilen angebracht, welcher später der Torsionsbelastung dient.

Dafür wurden vier Strebenprofile in vertikaler Ausrichtung von unten an die runde Bodenplatte geschraubt. Darunter waren drei lange Strebenprofile und ein kürzeres. Die drei großen Strebenprofile dienen als Halterung eines in U-Form zusammenschraubten Strebenprofilsystems. An dem U-förmigen Profilsystem sind vier Umlenkrollen angebracht. Zwei davon sind direkt am Strebenprofil angeschraubt und zwei wurden über einen Flachverbinder angebracht, um die gewünschte Ausrichtung zu erhalten. Die Umlenkrollen dienen dem Führen eines verdrehten Nylonfadens, der die beiden Haken

des Prothesenaufsatzes über eine weitere Halterung an der Universalprüfmaschine verbindet, wodurch die Torsionsbelastung auf die Prothese übertragen werden kann. An der Universalprüfmaschine wurde dafür eine Schiene angebracht, an der sich zwei weitere Umlenkrollen befinden (Abbildung 15).



Abbildung 15: U-Form Strebenprofilssystem mit Fadenführung über Umlenkrollen

Es wurde darauf geachtet, dass der Nylonfaden stets im rechten Winkel umgeleitet wird, um einen Kraftverlust zu vermeiden (Abbildung 16).



Abbildung 16: Ansicht von schräg hinten zur Darstellung der Umlenkrollen und der Fadenführung

4.2.5 Anbringen der Messstäbe

Zum Messen der Prothesen- und Knochenbewegung unter Belastung wurden Messstäbe eingesetzt, welche mittels Sekundenkleber (Klebfix, Cyancrylat-Konstruktionskleber, Würth, Künzelsau) an den vorgebohrten Löchern in der Prothese und im Knochen fixiert wurden.

Die Z-Achse wird durch die Längsachse der Prothese gebildet. Die Messstäbe für die Knochenbewegung sind in Richtung der X-Achse ausgerichtet und die Messstäbe der Prothesenbewegung in Richtung der Y-Achse. An den Messstäben befinden sich Plexiglasblöcke, welche dazu dienen, den Messsensoren eine adäquate Messoberfläche zu bieten. Die zugeschnittenen Plexiglasblöcke wurden dafür durchbohrt und passen exakt auf die Messstäbe. Abschließend wurden die Blöcke ebenfalls mit Sekundenkleber an den Messstäben fixiert, um einen festen Halt und damit ein starres System zu garantieren (Abbildung 17).

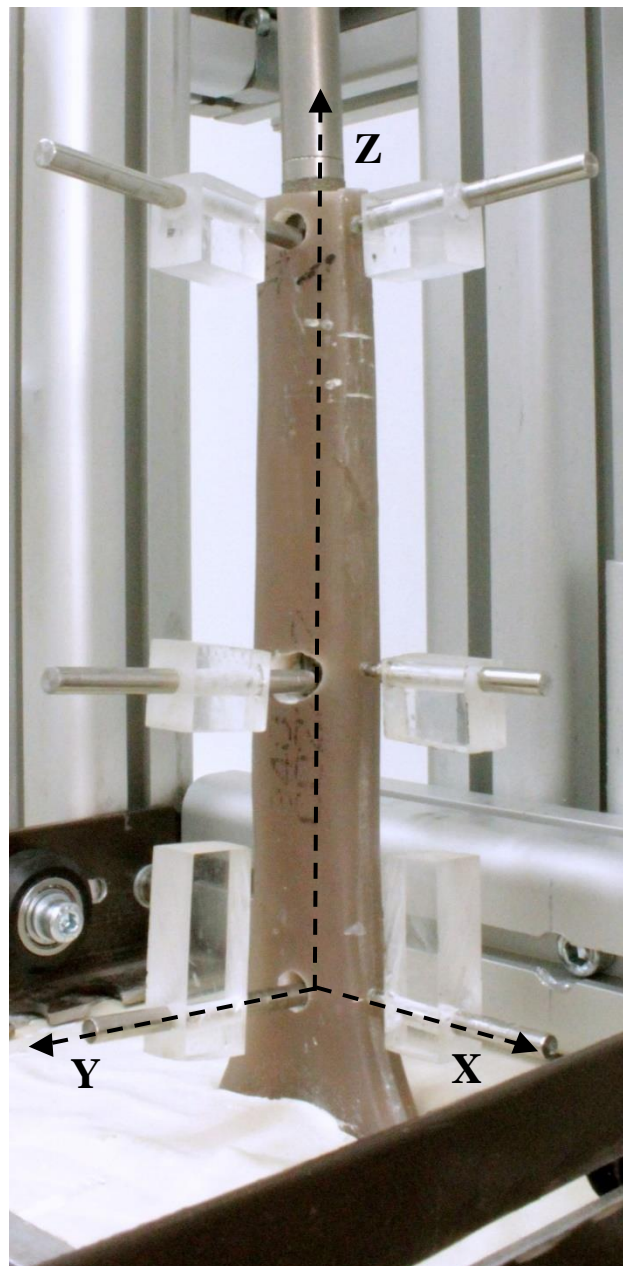


Abbildung 17: Messstäbe an Kunstknochen und Prothese

4.2.6 Anbringen der Messsensoren

Zum Messen der Mikrobewegungen von Prothese und Knochen wurden hochsensible Messsensoren mit einer Auflösung von $0,1 \mu\text{m}$ verwendet (Typ NCDT 3010-S2, Micro-Epsilon, Ortenburg, Deutschland). Die Sensoren wurden an den oben beschriebenen Plexiglasblöcken der Messstäbe platziert, wovon drei an der Prothese und drei an entsprechenden Punkten am Knochen angebracht wurden. Das genaue Messprinzip wird im Kapitel 4.3.3 im Detail erläutert.

Um die Sensoren genau an ihrem Messpunkt platzieren und halten zu können, wurde eine spezielle Halterung angefertigt, die mithilfe eines Gelenkstativs einstellbar ist.

Als Haltevorrichtung für die Messsensoren dient ein eigens angefertigtes Element aus einem stabilen L-Profil aus Aluminium. Aus diesem wurde der zentrale Teil ausgefräst, sodass ein abgewinkelter Rahmen entsteht. In den Rahmen wurden dann mehrere Löcher gebohrt, in die die Messsensoren auf der gewünschten Höhe eingeführt und seitlich durch ein weiteres kleineres Loch mit Gewinde mit einer Schraube fixiert werden können. Dabei ist es möglich, die Sensoren in zwei Ebenen einzuführen, also an beiden Kanten des L-Profils, sodass später die Messung der Prothesenbewegung in Richtung der X-Achse und die Messung der Knochenbewegung in Richtung der Y-Achse erfolgt. Das Messkonzept wird im Verlauf nochmal genauer erläutert.

Diese angefertigte Haltevorrichtung ist durch ein Kugelgelenk mit dem freien Arm eines Gelenkstativs verbunden. Der andere Arm des Gelenkstativs ist wiederum durch ein Kugelgelenk an dem seitlichen Strebenprofil des Grundgerüsts befestigt. Die Verbindung aus frei einstellbarem Gelenkstativ und festen Kugelgelenken bietet die Möglichkeit der exakten Positionierung der Sensoren an den Messstäben (Abbildung 18).

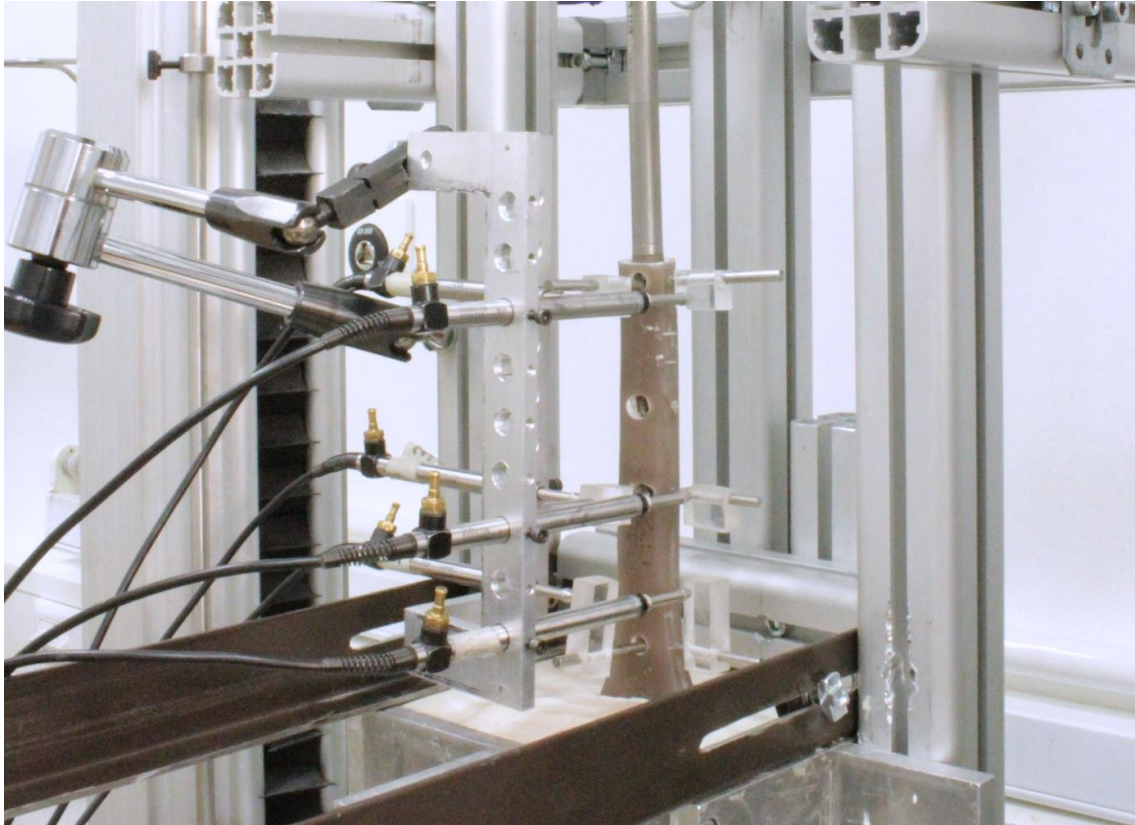


Abbildung 18: Halterung für Messsensoren

Die jeweiligen Sensoren wurden dabei so angebracht, dass sie immer im rechten Winkel zu den Messstäben stehen, um eine möglichst genaue Messung zu erhalten. Die Plexiglasblöcke an den Messstäben bieten dabei eine optimale Oberfläche für die Erfassung durch die Sensoren (Abbildung 19).



Abbildung 19: Platzierung der Messsensoren an den Messstäben

4.2.7 Haltevorrichtung für Gewichte

Die Prothese wird *in vivo* vom umliegenden Gewebe und vor allem von den Muskeln zusätzlich im Knochen fixiert. Um sich an die Umstände im menschlichen Körper anzunähern und verschiedene Belastungssituationen zu simulieren, wurde die Prothese daher mit einem Gewicht beladen, welches auf der Prothese angebracht wurde.

Um das Gewicht axial auf der Prothese anbringen zu können, wurde eine Haltevorrichtung bestehend aus zwei Stahlwinkelschienen entwickelt. Diese wurden auf der Metallform liegend an den beiden seitlichen vertikalen Strebenprofilen angeschraubt. Um weitere Stabilität zu erreichen, wurde ein weiteres kurzes Strebenprofil von oben auf die hinteren Enden der Winkelschienen aufgesetzt und mit den hinteren vertikalen Strebenprofilen verschraubt. Nach vorne hin wird die Stabilität durch ein weiteres Strebensystem gesichert, welches die Schienen von unten stützt. Die Winkelschienen verlaufen somit auch bei hoher Gewichtsbelastung horizontal. Außerdem wurde eine

kleine Eisenstange auf Höhe des Strebensystems angebracht, die die Winkelschienen verbindet, um einen parallelen Verlauf der beiden Schienen über die gesamte Länge sicherzustellen. Die Winkelschienen sind mit vier Umlenkrollen ausgestattet, an denen das Gewicht über einen Stahldraht umgeleitet werden kann, sodass die Gewichte vor dem Grundaufbau aufgehängt werden können (Abbildung 20)

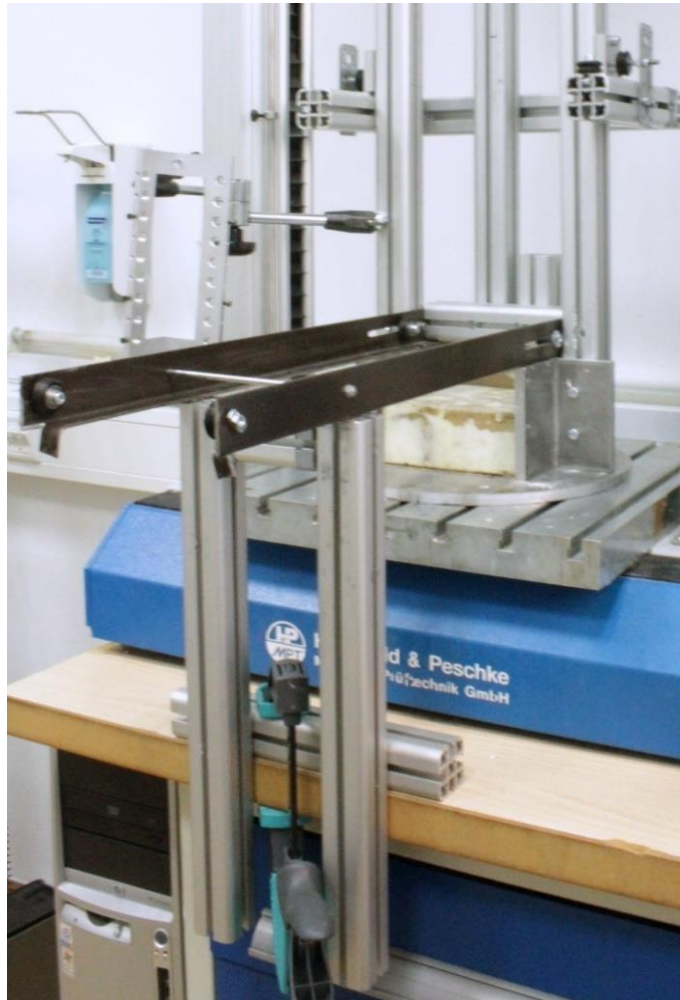


Abbildung 20: Halterung für die Gewichte

Um die Gewichtsbelastung nun auf die Prothese übertragen zu können, wurde ein Stahldraht mithilfe von Seilklemmen seitlich an einem sogenannten UA-Profil mit Doppellochreihe befestigt. Dieses ist mittig mit einer magnetischen Kugel ausgestattet, welche auf dem Prothesenaufsatz platziert wurde. An dieser Stelle ist die Wahl einer Kugel essenziell, da sie das Gewicht, welches auf beiden Seiten des UA-Profils wirkt, austariert und stets eine vertikale und punktuelle Übertragung des Gewichts auf die Prothese gewährleistet (Abbildung 21).



Abbildung 21: UA-Profil auf Prothesenaufsatz

4.3 Planung des Versuchsprotokolls

4.3.1 Berechnung der Torsionsmomente

Zur Belastung der Prothese mit den Torsionsmomenten dient der Prothesenaufsatz, welcher über das Strebenprofilssystem mit der Universalprüfmaschine über einen nicht dehnbaren Nylonfaden verbunden ist. Dabei übt die Universalprüfmaschine einen Zug

auf den Nylonfaden aus, welcher sich durch die Haken an dem Prothesenaufsatz auf die Prothese überträgt.

Zunächst sollte eine Torsionsbelastung von 2 Nm auf die Prothese aufgebracht werden. Dies entspricht weniger als einem Zehntel der tatsächlichen Belastung im Körper bei Aktivität, um vorerst eine komplette Lockerung der Prothese zu vermeiden (Jakubowitz et al. 2011; Westerhoff et al. 2009a).

Um durch den Zug der Maschine eine Belastung von 2 Nm zu erhalten, muss die Länge des Hebelarmes, welcher hier durch das Querverbindungsstück des Prothesenaufsatzes gebildet wird, beachtet werden und es gilt Folgendes (Abbildung 22):

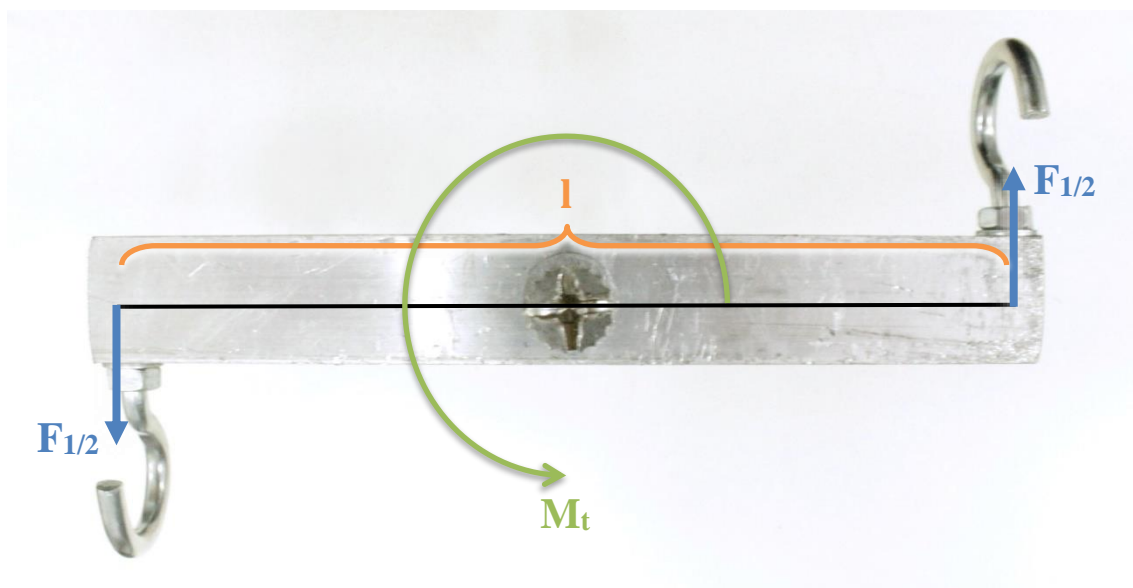


Abbildung 22: Querverbindungsstück des Prothesenaufsatzes, Ansicht von oben

Länge des Hebelarmes: $l = 0,14m$

Torsionsmoment: $M_t = 2Nm$

Formel zur Berechnung des Torsionsmoments: $M_t = l * F$

Daher gilt:

$$F_1 = \frac{M_t}{l} = \frac{2Nm}{0,14m} = 14,3N \quad (2)$$

Um die Prothese also mit einem Torsionsmoment von $M_t = 2 Nm$ zu belasten, wurde die Universalprüfmaschine entsprechend so eingestellt, dass 14,3 N Zug aufgebracht wurden. Über die Umlenkrollen wurde der Faden im rechten Winkel an die Haken des Prothesenaufsatzes geführt, um die Kraft möglichst vollständig auf die Prothese zu

übertragen. Die Torsionsbelastung sollte dann gesteigert werden, um die Veränderung der Prothesenstabilität feststellen zu können.

Entsprechend gilt für ein gewünschtes Torsionsmoment $M_t = 4 Nm$:

$$F_2 = \frac{4Nm}{0,14m} = 28,6N \quad (3)$$

Und um eine Torsionsbelastung von $M_t = 6Nm$ zu erhalten:

$$F_3 = \frac{6Nm}{0,14m} = 42,9N \quad (4)$$

4.3.2 Berechnung der axialen Gewichtsbelastung

Die Belastung der Prothese ist vom Körpergewicht (BW = engl.: *body weight*) der betroffenen Person abhängig. Das durchschnittliche Körpergewicht in Deutschland liegt bei 77 kg (Statistisches Bundesamt (Destatis) 2017) und wurde hier als Maßstab für die Belastungen gewählt. Verschiedene Belastungssituationen wurden untersucht (Tabelle 1).

Tabelle 1: Belastungen auf die Prothese bei Alltagssituationen

Belastungs- situation	Wirkende Kraft F auf die Prothese		Studie
	in % BW	in kg bei 77 kg BW	
<i>0° Abduktion (reiner Muskelzug)</i>	10	7,7	(Bergmann et al. 2007b)
<i>45° Abduktion</i>	52	40	(Poppen und Walker 1978; Bergmann et al. 2007b)
<i>90° Abduktion</i>	90	69,3	(Poppen und Walker 1978)

Hängt der Arm in Ruheposition, wird die Prothese durch den Muskelzug mit etwa 10% des Körpergewichts belastet (Bergmann et al. 2007b), daher ergibt sich eine Kraft von

$$F_1 = 77kg * 0,1 = 7,7kg \quad (5)$$

die in Form von Gewichten auf die Prothese geladen wurde.

Eine Belastung mit 52% des Körpergewichts entsteht bei einer Abduktion um 45 Grad, woraus sich eine Belastung mit

$$F_2 = 77kg * 0,52 = 40kg \quad (6)$$

axialem Gewicht ergibt.

Um eine Abduktion um 90 Grad zu simulieren, wird eine Belastung mit 90% des Körpergewichts nachgestellt. Dafür berechnet sich die Belastung mit

$$F_3 = 77kg * 0,9 = 69,3kg \quad (7)$$

axialem Gewicht.

4.3.3 Konzept der Mikrorelativbewegungsmessung

Die Mikrorelativbewegung einer implantierten Prothese beschreibt die Bewegung der Prothese im Knochen bei Belastung der Prothese. Um eine Aussage über die Primärstabilität und somit über das Langzeitergebnis der Prothese treffen zu können, wird die Mikrorelativbewegung bei Belastung der Prothese betrachtet.

In vorangegangenen Studien wurde hauptsächlich die Mikrorelativbewegung von implantierten Hüftprothesen in dreidimensionalen Systemen gemessen (Jahnke et al. 2018; Görtz et al. 2002; Jakubowitz et al. 2008). Dafür wurde ein Messwürfel an der Prothese oder am Knochen angebracht, dessen Position von drei Seiten mit Messsensoren aufgezeichnet wurde. Bei steigender Belastung kam es zu Mikrobewegungen, welche mithilfe des Aufbaus dreidimensional erfasst wurden. Daraus wurde dann der normierte Rotationswinkel berechnet und schließlich die Mikrorelativbewegung der Prothese im Knochen.

Im Gegensatz dazu wurde bereits bei Bieger et al. auf die dreidimensionale Erfassung der Mikrorelativbewegung verzichtet (Bieger et al. 2013). Das Augenmerk lag hauptsächlich auf der Bewegung der Prothese und des Knochens in der Ebene senkrecht zur Längsachse der Prothese, wobei die Rotationsmikrobewegung um die Längsachse erfasst wurde.

Der hier verwendete Versuchsaufbau ist ein vollkommenes Novum, da hier die translatorischen Bewegungen der Messstäbe von Prothese und Knochen in der X-Y-Ebene im Vordergrund stehen. Die Prothesenbewegung in Richtung der Z-Achse, welche ein mögliches Migrationsverhalten der Prothese widerspiegelt, wird hier folglich vernachlässigt. In diesem Modell werden nur die translatorischen Bewegungen der Prothese in Richtung der X-Achse und die des Knochens in Richtung der Y-Achse betrachtet, woraus dann die Mikrorelativbewegung abgeleitet werden kann. Die folgende Skizze zeigt die Bewegungsmessung in der Ansicht von oben auf das Prothesen-Knochen-Modell:

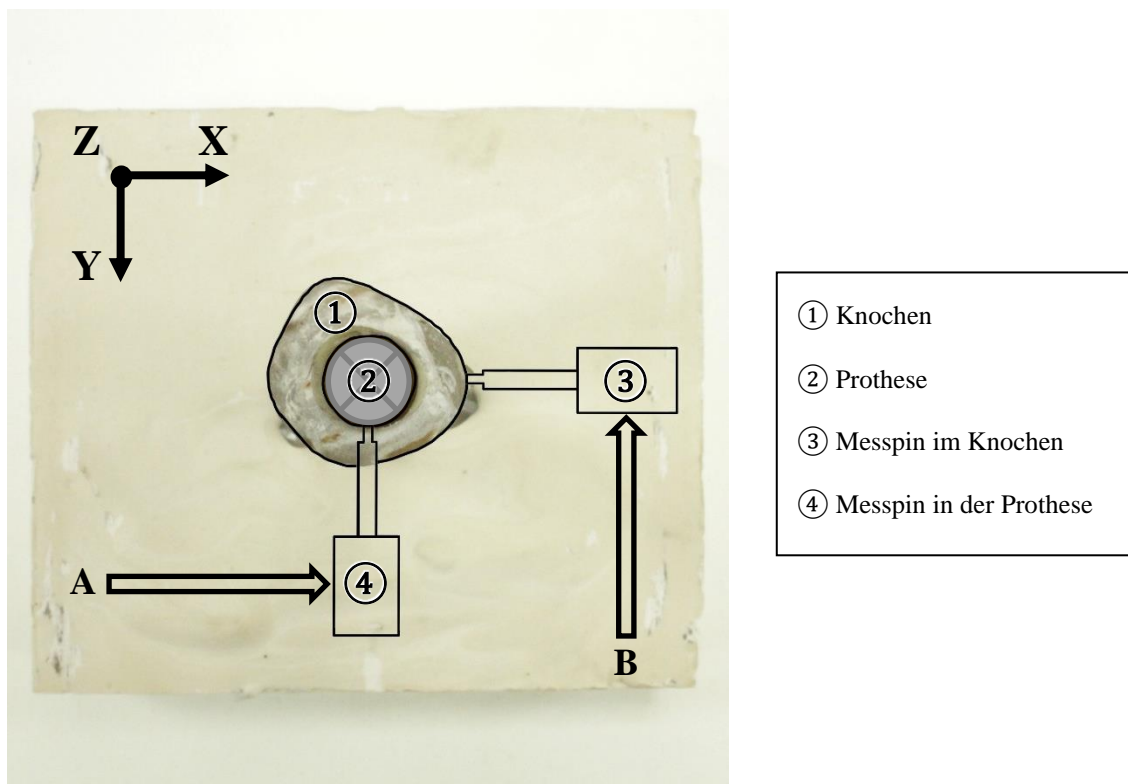


Abbildung 23: Skizze der Mikrorelativbewegungsmessung mit A = Richtung der Prothesenbewegung und B = Richtung der Knochenbewegung

An der Prothese und am Knochen sind Pins befestigt, an denen sich sensible Wegnehmer zur Bewegungsmessung befinden. Dabei sind die Wegnehmer an Plexiglasblöcken angebracht, um ihnen eine geeignete Oberfläche zum Messen der Bewegung zu bieten. Wird die Prothese um die Z-Achse tordiert, so bewegen sich die Pins. Hierbei bewegt sich der Pin, welcher an der Prothese angebracht wurde in Richtung der X-Achse (A) und der Pin, welcher am Knochen angebracht wurde, bewegt sich in Richtung der Y-Achse (B).

Betrachtet man die Differenz der beiden Bewegungen, so erhält man die Bewegung der Prothese im Knochen, welche Rückschlüsse auf die Stabilität der Prothese zulässt. Ist der Verbund fest und die Relativbewegung klein, so bewegt sich die Prothese kaum mehr als der Knochen und es kann von einer hohen Primärstabilität und einem guten Form- und Kraftschluss ausgegangen werden. Bei einer geringen Primärstabilität oder einer Lockerung der Prothese, bewegt sich die Prothese verstärkt im Knochen und es kommt zu einer hohen Mikrorelativbewegung.

4.4 Versuchsablauf und Messprotokoll

Um den Einfluss von verschiedenen Belastungssituationen im Körper auf die Stabilität der Prothese zu untersuchen, wurde die Mikrorelativbewegung der implantierten Prothese unter zyklischer Torsionsbelastung in verschiedenen Belastungssituationen *in vitro* gemessen.

Insgesamt wurden $n_{\text{ges}} = 10$ Kunstknochen nach diesem Protokoll untersucht, wobei $n_1 = 5$ Knochen eine Schaftlänge von 200 mm und $n_2 = 5$ Knochen eine Schaftlänge von 160 mm hatten.

Die Prothese wurde, wie oben beschrieben, standardisiert mithilfe der Universaldruckmaschine mit 25 Zyklen à 600 N in den Kunstknochen implantiert und die Messsensoren wurden an den Messstäben platziert. Bei den Kunstknochen mit einer Schaftlänge von 200 mm wurden dabei die Messpunkte P_1 , P_2 und P_3 an der Prothese und H_1 , H_2 und H_3 am Knochenmodell gemessen. Bei der zweiten Gruppe von Kunstknochen mit einer Schaftlänge von 160 mm wurden die Messpunkte P_2 und P_3 an der Prothese, sowie die Messpunkte H_2 und H_3 am Kunstknochen gewählt, da aufgrund der Humeruslänge die proximalen Messpunkte P_1 und H_1 entfielen.

Zunächst wurde das Modell ohne den Einfluss des Muskelzuges und somit ohne axiale Gewichtsbelastung betrachtet.

Die Prothese wurde mit einem Torsionsmoment von 2 Nm belastet. Die Belastung wurde für 5 Sekunden gehalten, bevor die Prothese wieder entlastet wurde. Dieser Vorgang wiederholte sich für 30 Zyklen. Während der Torsionsbelastung wurde die Bewegung an den oben genannten Messpunkten aufgezeichnet.

Anschließend wurde ein Torsionsmoment von 4 Nm in 30 Zyklen auf die Prothese ausgeübt, während die Bewegung an den genannten Messpunkten aufgezeichnet wurde.

Im nächsten Schritt folgte eine Belastung mit 6 Nm in 30 Zyklen, ebenfalls mit der Messung der Bewegung.

Daraufhin wurde die Prothese erneut standardisiert implantiert, um eine vermeintlich aufgetretene Lockerung bei der vorangegangenen Belastung auszugleichen und die Ausgangsbedingungen wiederherzustellen.

Im Anschluss wurde die Belastung durch den reinen Muskelzug des herabhängenden Armes simuliert, wofür 7,7 kg in Form von Gewichten auf die Prothese geladen wurden. Erneut wurde die Prothese mit einem Torsionsmoment von 2 Nm in 30 Zyklen belastet, anschließend 4 Nm in 30 Zyklen sowie 6 Nm in 30 Zyklen. Die Bewegungen wurden stets an den ausgewählten Punkten aufgezeichnet (Abbildung 24).



Abbildung 24: Gewichtsbelastung der Prothese mit 7,7 kg

Es folgte eine erneute Implantation zur Festigung der Prothese und die Simulation einer Abduktion um 45 Grad, welche mit einer axialen Gewichtsbelastung von 40 kg einhergeht. Auch hier wurden erst 30 Zyklen mit einer Torsionsbelastung von 2 Nm, anschließend 30 Zyklen mit 4 Nm und letztlich 30 Zyklen mit 6 Nm Belastung auf die Prothese durchgeführt. Dabei wurden ebenfalls die Bewegungen von Prothese und Knochen gemessen (Abbildung 25).

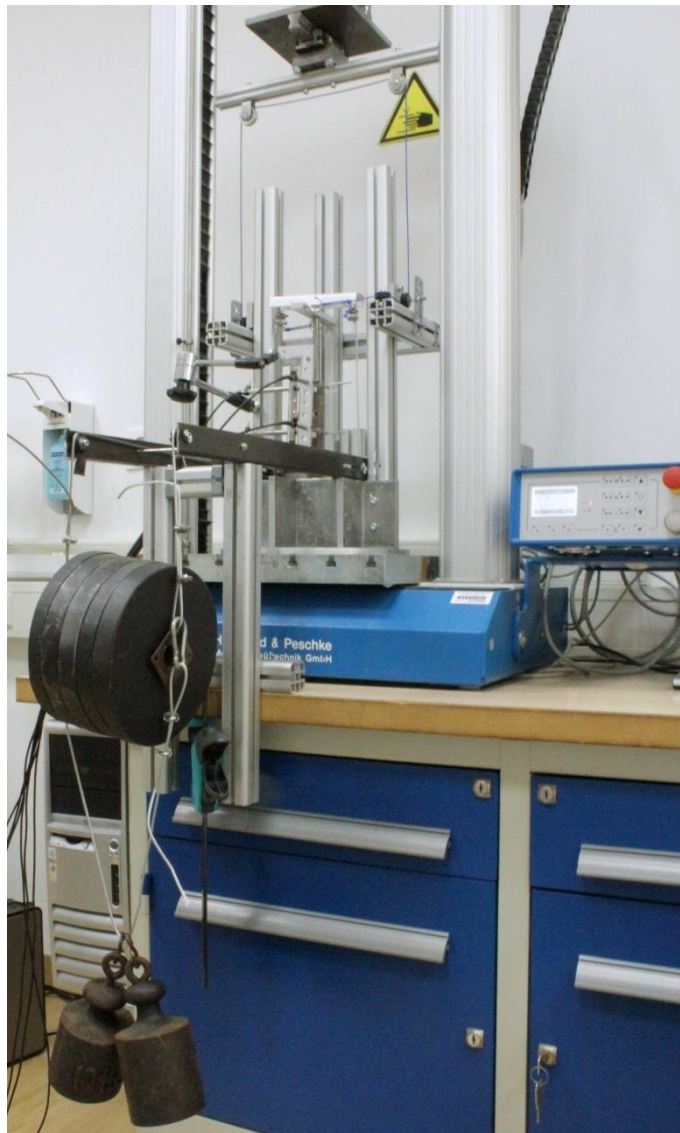


Abbildung 25: Gewichtsbelastung der Prothese mit 40 kg

Im letzten Schritt folgte nach der erneuten Implantation die Belastung mit 69,3 kg, was der Belastung bei einer Abduktion um 90 Grad entspricht. Die Prothese wurde genau wie in den oben genannten Durchläufen tordiert: 30 Zyklen mit einer Belastung von 2 Nm, dann 30 Zyklen mit 4 Nm Belastung und abschließend stieg die Belastung auf 6 Nm in 30 Zyklen, wobei erneut die Bewegungen gemessen wurden (Abbildung 26).

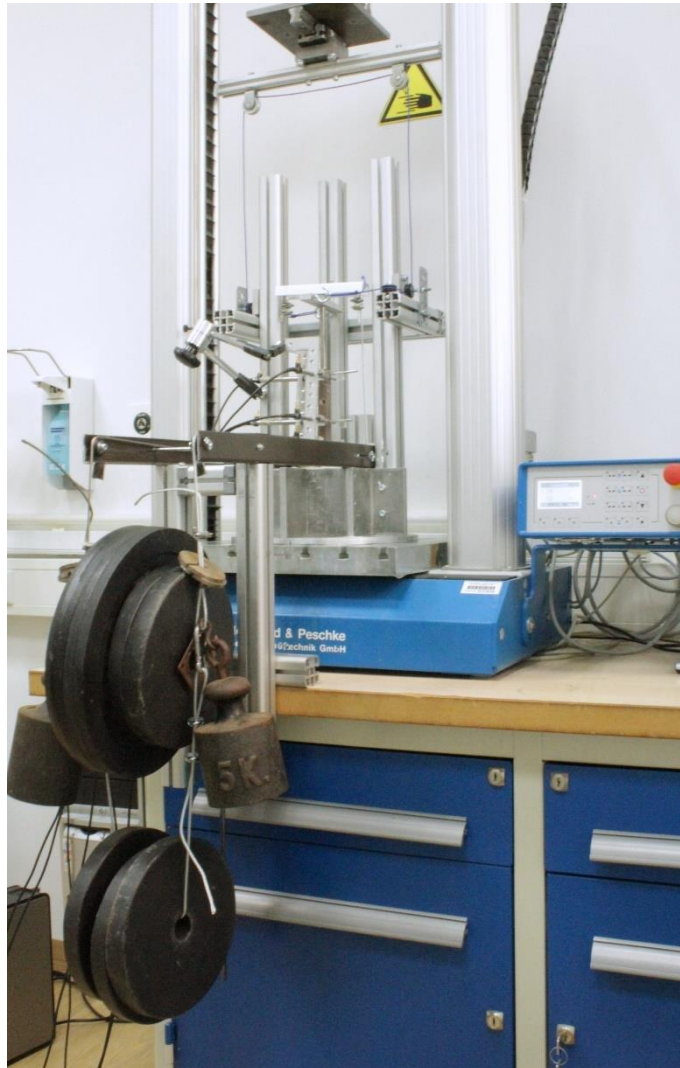


Abbildung 26: Gewichtsbelastung der Prothese mit 69,3 kg

Zunächst wurden alle $n_1 = 5$ Knochen mit einer Schaftlänge von 200 mm nach diesem Protokoll untersucht und anschließend alle $n_2 = 5$ Knochen mit einer Schaftlänge von 160 mm, wobei hier der proximale Messpunkt aufgrund der Defektgröße entfiel (siehe oben).

Einen Überblick über das gesamte Messprotokoll zeigt die folgende Tabelle:

Tabelle 2: Messprotokoll

Muskelzug (axiale Belastung)	Torsionsbelastung	Messung
<i>0% BW</i>	2 Nm	#1
	4 Nm	#2
	6 Nm	#3
<i>Erneute Implantation der Prothese</i>		
<i>10% BW (7,7 kg)</i>	2 Nm	#4
	4 Nm	#5
	6 Nm	#6
<i>Erneute Implantation der Prothese</i>		
<i>52% BW (40 kg)</i>	2 Nm	#7
	4 Nm	#8
	6 Nm	#9
<i>Erneute Implantation der Prothese</i>		
<i>90% BW (69,3 kg)</i>	2 Nm	#10
	4 Nm	#11
	6 Nm	#12

4.5 Messung der Prothesenbewegung

Um die Mikrorelativbewegung der Prothese beurteilen zu können, wurde die Bewegung des Knochens und der Prothese an vergleichbaren Stellen betrachtet und die Differenz der beiden Werte gebildet. Daraus ergibt sich die tatsächliche Bewegung der Prothese im Knochen, welche eine Aussage über die Stabilität ermöglicht.

Für die Mikrorelativbewegung rm_x der Knochenmodelle mit einer Schaftlänge von 200 mm gilt daher:

rm_{prox} = Knochenbewegung am proximalen Messpunkt H_1 – Prothesenbewegung am proximalen Messpunkt P_1

rm_{med} = Knochenbewegung am intermediären Messpunkt H_2 – Prothesenbewegung am intermediären Messpunkt P_2

rm_{dist} = Knochenbewegung am distalen Messpunkt H_3 – Prothesenbewegung am distalen Messpunkt P_3

Für die Knochenmodelle mit einer Schaftlänge von 160 mm entfiel der Messpunkt H_1 aufgrund der Knochenlänge und es gilt entsprechend:

rm_{med} = Knochenbewegung am intermediären Messpunkt H_2 – Prothesenbewegung am intermediären Messpunkt P_2

rm_{dist} = Knochenbewegung am distalen Messpunkt H_3 – Prothesenbewegung am distalen Messpunkt P_3

Bei jeder Belastungsstufe wurden jeweils 30 Zyklen der Torsionsbelastung aufgebracht. Die Bewegungen von Prothese und Knochen pendelten sich nach einigen Zyklen weitestgehend auf einem gleichbleibenden Wert ein. Die hier betrachteten Werte sind also die durchschnittliche Bewegungsdifferenz nach 30 Zyklen.

Sobald an einem Messpunkt ein Wert über 150 μm gemessen wurde, brach die Messung nach wenigen weiteren Zyklen ab und die maximal gemessene Differenz zwischen den Messpunkten wurde protokolliert.

4.6 Statistische Methoden

Um eine Aussage über die Reproduzierbarkeit der Mikrorelativbewegungen und die Faktoren treffen zu können, die auf die Primärstabilität wirken, erfolgte eine statistische Analyse der Mikrorelativbewegungen rm_{prox} , rm_{med} und rm_{dist} unter Berücksichtigung der Faktoren Defektgröße, Torsionsmoment und Muskelzug.

Die Gesamtheit der gemessenen Mikrorelativbewegung von $n_{ges} = 294$ wurde mithilfe von statistischen Methoden auf signifikante Unterschiede zwischen den Belastungsstufen untersucht.

Die statistische Analyse wurde unter Verwendung der Software SPSS® für Windows (Version 27.0, SPSS Inc., Chicago, USA) durchgeführt.

4.6.1 Explorative Datenanalyse

Zunächst wurden die Daten explorativ analysiert, um einen ersten Eindruck über die Verteilungsform der Messwerte zu gewinnen. Hierzu wurde die Gesamtheit der Messwerte mit $n_{ges} = 294$ unabhängig von der Belastungsstufe und der Messpunkthöhe betrachtet und sowohl grafisch, als auch rechnerisch analysiert.

Um anschließend ein geeignetes Modell zur Datenanalyse heranziehen zu können, wurde die Stichprobe zunächst mithilfe des Kolmogorov-Smirnov-Tests mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha = 0,05$ rechnerisch auf Normalverteilung geprüft und ein Q-Q-Diagramm und ein Histogramm dienten als grafische Unterstützung.

4.6.2 Analyse der Einflussfaktoren auf die Mikrorelativbewegung

Um den Einfluss der verschiedenen Faktoren beurteilen zu können, wurden die Messdaten mithilfe eines allgemeinen linearen Modells untersucht. Dieses Modell vergleicht die Mittelwerte von mehreren unabhängigen Stichproben und kann signifikante Unterschiede feststellen. Bei der geringen Anzahl von fünf Messwerten in jeder Defektgruppe ist davon auszugehen, dass keine Normalverteilung vorliegt. Das allgemeine lineare Modell kann dennoch einen Aufschluss darüber geben, ob die Faktoren die Mikrorelativbewegung nach einem fest reproduzierbaren System beeinflusst haben oder ob Unterschiede in den Messwerten durch Zufall entstanden sind.

Unterschreitet der p-Wert die Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha = 0,05$, so ist die Nullhypothese abzulehnen und es ist davon auszugehen, dass signifikante Unterschiede in den betrachteten Gruppen bestehen.

4.6.3 Analyse der Relativbewegung in Abhängigkeit der Torsionsmomente

Anschließend wurde bei einem LSD (Least significant difference) Post-Hoc-Test ein paarweiser Mehrfachvergleich mit Bonferroni-Korrektur erstellt, um eine genauere Aussage über signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen treffen zu können. Die Bonferroni-Korrektur dient dabei dem Zweck einer Alpha-Kumulierung entgegen zu wirken, das bedeutet, sie begrenzt die Wahrscheinlichkeit einen Fehler 1. Art zu begehen, die sonst mit der großen Anzahl an Vergleichen steigen würde. Auch hier führen p-Werte kleiner als die Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha = 0,05$ zu einer Ablehnung der Nullhypothese und damit zur Annahme von signifikanten Unterschieden.

4.6.4 Analyse der Relativbewegung in Abhängigkeit des Muskelzuges

Um auch den Haupteffekt des Muskelzuges bei gegebener Signifikanz aufzeigen zu können, wurde ebenfalls ein LSD Post-Hoc-Test mit Bonferroni-Korrektur durchgeführt. Bei dem Vergleich der Mittelwerte wurde eine Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha = 0,05$ festgelegt, sodass bei einem kleineren p-Wert die Nullhypothese abgelehnt wird und von signifikanten Unterschieden auszugehen ist.

5 Ergebnisse

5.1 Ergebnisdarstellung

Zunächst wird in diesem Abschnitt im Rahmen der deskriptiven Statistik eine Übersicht über die Struktur des Datensatzes gegeben.

Anschließend werden die Ergebnisse des Kolmogorov-Smirnov-Tests dargestellt, welcher die Gesamtheit der erhobenen Daten auf Normalverteilung testet.

Darauf folgen die Ergebnisse der Varianzanalyse mithilfe des allgemeinen linearen Modells, welches, unabhängig von einer Normalverteilung der Datenmenge, eine Aussage über Unterschiede der einzelnen Faktoren auf die Mikrorelativbewegung ermöglicht.

Um nach Feststellung des signifikanten Einflusses von verschiedenen Faktoren eine genauere Aussage über den Einfluss der Stufen der Faktoren Torsionsbelastung und Muskelzug treffen zu können, werden anschließend die Ergebnisse des paarweisen Vergleiches im Rahmen des LSD-Post-Hoc-Tests mit Bonferroni-Korrektur dargestellt. Signifikante Ergebnisse werden sowohl in tabellarischer als auch in grafischer Form hervorgehoben.

5.2 Deskriptive Statistik

Um die große Menge an Messwerten übersichtlich vorstellen zu können, folgt zunächst eine Beschreibung der Struktur der Daten.

Die Datenmenge von $n_{\text{ges}} = 294$ Messwerten lässt sich dabei unterteilen nach dem untersuchten Defekt, wobei $n_1 = 174$ Messwerte bei einer Schaftlänge von 200 mm und $n_2 = 120$ Messwerte bei einer Schaftlänge von 160 mm gemessen wurden. Die Datensätze lassen sich weiter unterteilen in die verschiedenen Messhöhen, die untersucht wurden. Dabei gab es bei der Gruppe n_1 mit einer Schaftlänge von 200 mm drei verschiedene Messhöhen und bei der Gruppe n_2 mit 160 mm Schaftlänge aufgrund der Defektgröße nur zwei Messhöhen, die in die Auswertung einfließen konnten. Im Folgenden werden die Messwerte unterteilt nach dem Defekt und dem Messniveau aufgeführt, um eine übersichtliche Darstellung zu bieten.

Es werden die gemessenen Relativbewegungen in μm von allen Knochenmodellen präsentiert, wobei erst die Ergebnisse von Knochenmodellen mit einer Schaftlänge von 200 mm und anschließend die Ergebnisse der Knochenmodelle mit einer Schaftlänge von 160 mm vorgestellt werden, jeweils aufgeteilt nach den verschiedenen Messniveaus. Die Mikrorelativbewegung ergibt sich dabei aus der Differenz der Knochen- und der Prothesenbewegung an vergleichbaren Punkten. Aufgezeigt werden die Relativbewegungen aller untersuchten Kunstknochenmodelle und der daraus ermittelte Mittelwert (MW) mit Standardabweichung (SD) in μm für die jeweilige Belastungsstufe.

Der Muskelzug wurde durch die Belastung mit axialem Gewicht simuliert und die verschiedenen Stufen werden jeweils in prozentualen Anteilen am Körpergewicht angegeben. Dabei stellt eine Belastung mit 10% des Körpergewichts die Belastung durch den reinen Muskelzug in Ruhe dar, eine Belastung mit 52% des Körpergewichts simuliert eine Abduktion des Armes um 45 Grad und bei der Abduktion um 90 Grad kommt es zu einer axialen Belastung mit 90% des Körpergewichts. Die Belastungsstufe 0% BW stellt dabei die Messung ohne axiales Gewicht dar.

5.2.1 Mikrorelativbewegungen bei 200 mm Schaftlänge

Insgesamt gab es $n_1 = 5$ Knochenmodelle mit einer Schaftlänge von 200 mm, an denen die Relativbewegung in μm zwischen Prothese und Knochen bei verschiedenen Belastungsstufen gemessen wurde. Die Messwerte der einzelnen Knochenmodelle am proximalen Messpunkt sowie die Mittelwerte mit Standardabweichungen aller Knochenmodelle auf der jeweiligen Belastungsstufe können der folgenden Tabelle entnommen werden (Tabelle 3).

Beim Knochenmodell #2 musste die Messung bei einer Belastung mit 10% des Körpergewichts ab einer Torsionsbelastung mit 4 Nm abgebrochen werden, da die Prothese sich vollständig aus der Verankerung gelockert hatte. Daher entfallen die Messwerte bei dieser Belastungsstufe.

Tabelle 3: Mikrorelativbewegung $r_{m\text{prox}}$ in μm bei 200 mm Schaftlänge

Messobjekt		#1	#2	#3	#4	#5	MW	SD
0% BW	2 Nm	9,5	13,4	34,9	3,6	6,6	13,6	12,4
	4 Nm	19,5	51,0	103,2	7,2	14,8	39,1	39,5
	6 Nm	68,0	463,0	272,0	21,0	22,7	169,3	194,0
10% BW	2 Nm	7,7	17,7	25,1	5,0	2,2	11,5	9,6
	4 Nm	8,1	/	73,6	6,3	3,9	23,0	33,8
	6 Nm	84,0	/	178,0	77,0	51,0	97,5	55,5
52% BW	2 Nm	4,8	15,1	14,6	5,4	2,4	8,4	5,9
	4 Nm	14,2	47,6	75,2	17,7	3,9	31,7	29,2
	6 Nm	76,0	83,7	204,0	72,0	54,0	97,9	60,3
90% BW	2 Nm	9,4	8,0	32,3	4,3	7,4	12,3	11,3
	4 Nm	22,5	39,3	82,5	12,6	10,1	33,4	29,8
	6 Nm	58,0	70,7	210,0	77,0	43,0	91,7	67,4

Folgende Tabelle zeigt die Mikrorelativbewegungen, die bei Knochenmodellen mit einer Schaftlänge von 200 mm am intermediären Messpunkt gemessen wurden:

Tabelle 4: Mikrorelativbewegung rm_{med} in μm bei 200 mm Schaftlänge

Messobjekt		#1	#2	#3	#4	#5	MW	SD
0% BW	2 Nm	22,7	20,1	25,8	8,8	21,4	19,8	6,5
	4 Nm	48,2	61,0	70,6	32,0	50,8	52,5	14,5
	6 Nm	206,0	458,0	226,0	155,0	85,8	226,2	140,5
10% BW	2 Nm	20,5	24,6	33,1	21,9	18,0	23,6	5,8
	4 Nm	27,7	/	87,4	68,3	46,1	57,4	26,0
	6 Nm	174,0	/	190,0	202,0	205,0	192,8	14,1
52% BW	2 Nm	13,6	18,4	4,1	14,5	14,3	13,0	5,3
	4 Nm	35,8	34,9	62,2	38,5	36,7	41,6	11,6
	6 Nm	177,0	52,1	196,0	152,0	167,0	148,8	56,4
90% BW	2 Nm	13,9	8,8	20,9	11,5	14,3	13,9	4,5
	4 Nm	34,2	23,3	50,3	30,2	46,8	37,0	11,3
	6 Nm	153,0	36,5	153,0	162,0	175,0	135,9	56,3

Am distalen Messpunkt wurden bei Knochenmodellen mit einer Schaftlänge von 200 mm folgende Werte gemessen:

Tabelle 5: Mikrorelativbewegung rm_{dist} in μm bei 200 mm Schaftlänge

Messobjekt		#1	#2	#3	#4	#5	MW	SD
0% BW	2 Nm	50,6	28,0	32,4	33,6	57,8	40,5	12,9
	4 Nm	136,6	47,2	78,0	102,9	163,3	105,6	46,0
	6 Nm	400,0	78,0	265,0	317,0	304,9	273,0	119,6
10% BW	2 Nm	57,6	47,7	83,8	16,9	55,6	52,3	24,0
	4 Nm	57,8	/	205,5	62,6	168,7	123,6	74,8
	6 Nm	395,0	/	359,0	153,0	490,0	349,3	142,0
52% BW	2 Nm	35,0	30,7	33,7	18,7	40,0	31,6	8,0
	4 Nm	94,4	55,4	66,1	69,4	113,1	79,7	23,5
	6 Nm	294,0	97,2	213,0	182,0	383,0	233,8	109,1
90% BW	2 Nm	12,9	29,0	33,4	14,5	38,5	25,7	11,5
	4 Nm	33,5	48,0	83,8	63,2	117,3	69,2	32,7
	6 Nm	127,0	75,0	270,0	192,0	392,0	211,2	124,6

5.2.2 Mikrorelativbewegungen bei 160 mm Schaftlänge

Insgesamt wurden $n_2 = 5$ Knochenmodelle mit einer Schaftlänge von 160 mm in verschiedenen Belastungsstufen untersucht.

Bei dieser Untersuchungsreihe liegt aufgrund der Defektgröße kein proximaler Messpunkt vor.

In der folgenden Tabelle werden die Werte der Relativbewegung in μm gezeigt, welche am intermediären Messpunkt bei Knochenmodellen mit einer Schaftlänge von 160 mm gemessen wurden. Dabei werden jeweils die Messwerte an den einzelnen Knochenmodellen dargestellt sowie der Mittelwert (MW) mit Standardabweichung (SD) für die jeweilige Belastungsstufe.

Tabelle 6: Mikrorelativbewegung $r_{m,med}$ in μm bei 160 mm Schaftlänge

Messobjekt		#6	#7	#8	#9	#10	MW	SD
0% BW	2 Nm	21,9	14,1	27,2	17,8	13,6	18,9	5,7
	4 Nm	58,0	35,2	62,9	44,8	36,6	47,5	12,5
	6 Nm	502,0	216,0	1784,0	167,0	255,0	584,8	682,7
10% BW	2 Nm	25,2	19,3	24,4	22,8	14,6	21,3	4,4
	4 Nm	158,0	48,5	57,4	60,0	31,4	71,1	49,9
	6 Nm	195,0	291,0	255,0	167,0	176,0	216,8	53,8
52% BW	2 Nm	20,0	19,9	26,0	27,2	13,0	21,2	5,7
	4 Nm	46,9	162,0	197,0	66,8	25,9	99,7	75,3
	6 Nm	306,0	180,0	874,0	174,0	42,4	315,3	326,0
90% BW	2 Nm	17,0	20,0	20,3	24,7	12,9	19,0	4,4
	4 Nm	42,8	51,1	39,2	162,0	29,7	65,0	54,8
	6 Nm	63,4	72,2	112,4	226,0	48,9	104,6	71,8

Auch am distalen Messpunkt wurde die Relativbewegung in μm bei den Knochenmodellen mit einer Schaftlänge von 160 mm aufgezeichnet:

Tabelle 7: Mikrorelativbewegung $r_{m\text{dist}}$ in μm bei 160 mm Schaftlänge

Messobjekt		#6	#7	#8	#9	#10	MW	SD
0% BW	2 Nm	56,4	57,2	63,8	41,2	47,4	53,2	8,9
	4 Nm	151,0	152,8	161,2	107,9	130,3	140,6	21,6
	6 Nm	652,0	471,0	2145,0	319,0	454,0	808,2	756,6
10% BW	2 Nm	72,3	72,5	47,6	49,8	53,7	59,2	12,3
	4 Nm	318,0	186,1	124,3	132,5	139,1	180,0	80,8
	6 Nm	773,0	679,0	370,0	323,0	432,0	515,4	198,9
52% BW	2 Nm	56,3	68,6	59,5	52,1	54,1	58,1	6,4
	4 Nm	144,8	448,0	283,0	139,0	137,1	230,4	136,5
	6 Nm	647,0	632,0	1243,0	332,0	227,7	616,3	395,5
90% BW	2 Nm	60,2	71,6	64,0	65,7	47,3	61,7	9,1
	4 Nm	161,3	186,1	156,5	283,0	125,4	182,5	60,2
	6 Nm	257,0	307,3	254,9	395,0	204,6	283,8	72,0

5.3 Explorative Datenanalyse

Mithilfe des Kolmogorov-Smirnov-Tests wurde die Gesamtheit der $n_{\text{ges}} = 294$ gemessenen Mikrorelativbewegungen auf Normalverteilung geprüft. Bei einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ lag der p-Wert bei $< 0,001$. Damit ist die Nullhypothese abzulehnen.

Tabelle 8: Ergebnisse des Kolmogorov-Smirnov-Tests auf Normalverteilung

	<i>Kolmogorov-Smirnov-Test</i>
<i>Gesamtzahl</i>	294
<i>Mittelwert</i>	132,54
<i>Standardabweichung</i>	216,85
<i>Asymptotische Signifikanz (2-seitig)</i>	$< 0,001$

Auch das Q-Q-Diagramm sowie das Histogramm verdeutlichen, dass von einer nicht normalverteilten Datenmenge ausgegangen werden kann (Abbildung 27).

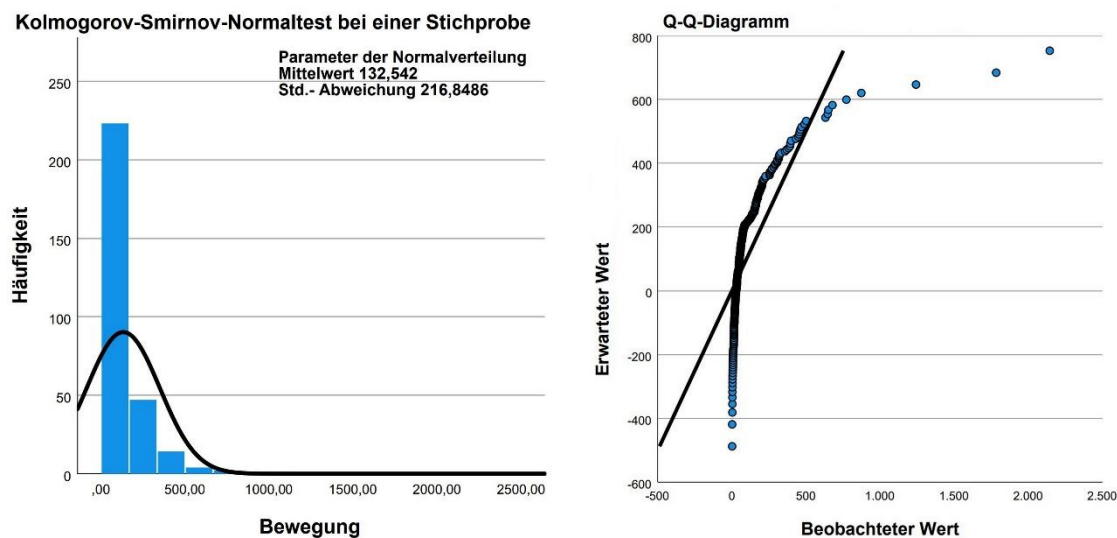


Abbildung 27: Histogramm und Q-Q-Diagramm des Kolmogorov-Smirnov-Tests

5.4 Ergebnisse der Varianzanalyse

Um herauszufinden, welchen Einfluss die verschiedenen Belastungsstufen in Form von Torsionsmomenten und Muskelzug sowie die Defektgröße und das Messniveau auf die Mikrorelativbewegung haben, wurde mithilfe eines allgemeinen linearen Modells eine Varianzanalyse durchgeführt.

Dabei stellte sich heraus, dass die Defektgröße einen signifikanten Einfluss auf die Mikrorelativbewegung der Prothese im Knochen hat, da der p-Wert mit $< 0,001$ das Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ deutlich unterschreitet. Auch die Messhöhen haben einen signifikanten Einfluss auf die Mikrorelativbewegung ($p < 0,001$). Ebenso beeinflusst das Torsionsmoment die Mikrorelativbewegung der Prothese im Knochen signifikant mit einem p-Wert von $< 0,001$. Das axiale Gewicht und damit der Muskelzug hat mit einem p-Wert von $0,014$ einen signifikanten Einfluss auf die Mikrorelativbewegung.

Betrachtet man die Wechselwirkungen der verschiedenen Faktoren, so stellt man fest, dass die Wechselwirkung von Torsionsmoment und Defekt mit einem p-Wert $< 0,001$ einen signifikanten Einfluss auf die Relativbewegung hat. Ebenso beeinflussen die Wechselwirkung von Torsionsmoment und axialem Gewicht ($p = 0,001$) sowie die Wechselwirkung von Torsionsmoment und Messhöhe ($p = 0,046$) die Mikrorelativbewegung signifikant.

Auch die Wechselwirkung zwischen den drei Faktoren Defekt, Torsionsmoment und axialem Gewicht hat mit einem p-Wert von $0,020$ einen signifikanten Einfluss auf die Bewegung der Prothese im Knochen.

Die Ergebnisse der Varianzanalyse sind in der folgenden Tabelle zusammengefasst:

Tabelle 9: Ergebnisse der Varianzanalyse

<i>Testobjekt</i>	<i>Quadratsumme</i>	<i>df</i>	<i>Mittel der Quadrate</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>Partielles Eta-Quadrat</i>
<i>Gesamtmodell</i>	7614585,54	59	129060,772	4,900	<0,001	0,553
<i>Defekt</i>	501400,425	1	501400,425	19,037	<0,001	0,075
<i>Torsionsmoment</i>	3471992,417	2	1735996,208	65,911	<0,001	0,360
<i>BW</i>	286370,180	3	95456,727	3,624	0,014	0,044
<i>Messhöhe</i>	623258,088	2	311629,044	11,832	<0,001	0,092
<i>Defekt * Torsionsmoment</i>	420994,555	2	210497,278	7,992	<0,001	0,064
<i>Defekt * BW</i>	162003,014	3	54001,005	2,050	0,108	0,026
<i>Defekt * Messhöhe</i>	96241,616	1	96241,616	3,654	0,057	0,015
<i>Torsionsmoment * BW</i>	604846,754	6	100807,792	3,827	0,001	0,089
<i>Torsionsmoment * Messhöhe</i>	260025,998	4	65006,499	2,468	0,046	0,040
<i>BW * Messhöhe</i>	30905,127	6	5150,855	0,196	0,978	0,005
<i>Defekt * BW * Torsionsmoment</i>	403682,266	6	67280,378	2,554	0,020	0,061
<i>Torsionsmoment * Defekt * Messhöhe</i>	51041,087	2	25520,544	0,969	0,381	0,008
<i>Defekt * BW * Messhöhe</i>	4143,332	3	1381,111	0,052	0,984	0,001
<i>Torsionsmoment * BW * Messhöhe</i>	25212,322	12	2101,027	0,080	1,000	0,004
<i>Defekt * Torsionsmoment * BW * Messhöhe</i>	7579,989	6	1263,332	0,048	1,000	0,001

5.5 Post-Hoc-Analyse des Einflusses der einzelnen Faktoren

Anhand der Varianzanalyse wird deutlich, dass die Faktoren Torsionsmoment, Muskelzug, Defektgröße und Messniveau einen signifikanten Einfluss auf die Mikrorelativbewegung haben.

Um nun genau herauszufinden, zwischen welchen Stufen der Faktoren sich signifikante Unterschiede finden, wurde ein Post-Hoc LSD (Least Significant Difference) Test mit Bonferroni-Korrektur erstellt. Die Bonferroni-Korrektur dient dabei dem Zweck, einer Alpha-Kumulierung entgegen zu wirken. Das bedeutet, sie begrenzt die Wahrscheinlichkeit, einen Fehler 1. Art zu begehen, die andernfalls mit der großen Anzahl an Vergleichen steigen würde.

Im Rahmen des LSD Tests wurde die Differenz der Mittelwerte von zwei Stufen eines Faktors betrachtet und auf Unterschiedlichkeit geprüft. Getestet wurde auf einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$. Bei einem p-Wert unterhalb von 0,05 wird die Nullhypothese somit verworfen und die Mittelwerte als signifikant unterschiedlich betrachtet.

5.5.1 Analyse des Einflusses der Torsionsmomente

Mögliche Unterschiede, welche auf die Torsionsmomente zurückzuführen sind, werden in diesem Kapitel dargestellt.

In den folgenden Tabellen werden die Ergebnisse des Post-Hoc LSD-Tests der Messungen bei Knochenmodellen mit einer Schaftlänge von 200 mm auf den drei Messniveaus zusammengefasst. Aufgrund der großen Menge an Daten sind nur solche Vergleiche aufgeführt, die das Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ unterschreiten und damit einen signifikanten Unterschied zwischen den verglichenen Mittelwerten zeigen. Eine vollständige Übersicht über alle paarweisen Vergleiche kann dem Anhang entnommen werden. Die hochgestellten Buchstaben zeigen jeweils die Referenz für den paarweisen Vergleich an. Der p-Wert des Vergleichs kann in der letzten Spalte abgelesen werden.

Tabelle 10 zeigt die zu vergleichenden Mittelwerte und Standardabweichungen der Relativbewegungen in μm bei den verschiedenen Belastungsstufen bei Knochenmodellen mit einer Schaftlänge von 200 mm am proximalen Messpunkt. Betrachtet wird jeweils eine Stufe des Muskelzuges, angegeben in prozentualem Anteil des Körpergewichts, auf der die gemessenen Mittelwerte bei verschiedener Torsionsbelastung miteinander

verglichen werden. Ziel ist, eine Aussage über eine mögliche Auswirkung der gesteigerten Torsionsbelastung aufzeigen zu können. Es werden somit alle Mittelwerte, welche sich in einer Zeile befinden, paarweise miteinander verglichen.

Tabelle 10: Paarweiser Vergleich der Torsionsmomente, Schaftlänge 200 mm, proximaler Messpunkt (μm)

<i>Schaftlänge 200 mm</i> <i>rm_{prox}</i>	<i>2 Nm</i>	<i>4 Nm</i>	<i>6 Nm</i>	<i>Sig.</i>
0% BW	13,6 (12,5)	39,1 (39,5)	169,4 (194,0)	-
10% BW	11,5 (9,6)	23,0 (33,8)	97,5 (55,5)	-
52% BW	8,5 (5,9)	31,7 (29,2)	97,9 (60,3)	-
90% BW	12,3 (11,3)	33,4 (29,8)	91,8 (67,4)	-

Da alle p-Werte über dem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ blieben, konnte am proximalen Messpunkt bei den Knochenmodellen mit einer Schaftlänge von 200 mm kein signifikanter Unterschied zwischen den Stufen der Torsionsmomente festgestellt werden. Diagramm 1 zeigt die grafische Darstellung der verglichenen Messwerte, wobei die Fehlerbalken das 95% Konfidenzintervall der Messwerte anzeigen.

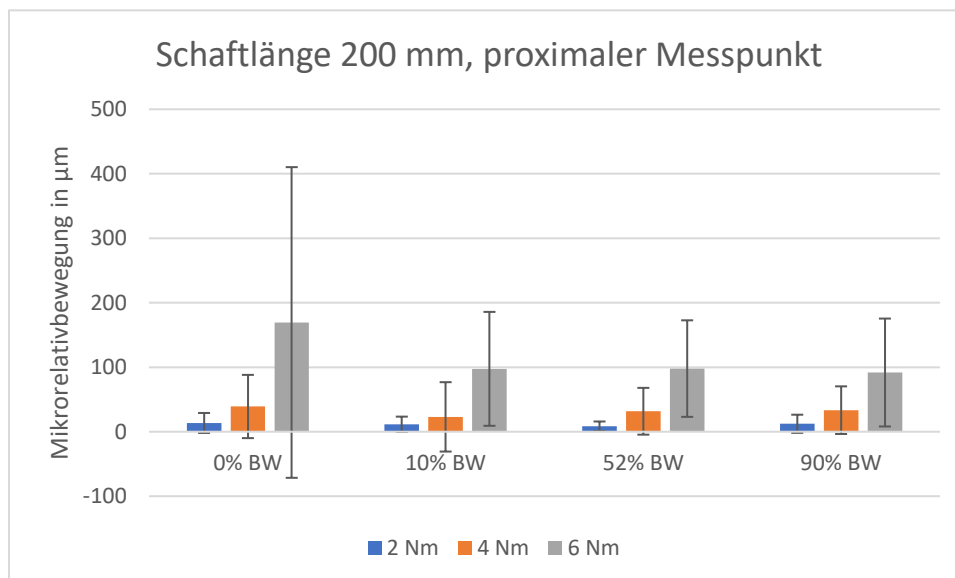


Diagramm 1: Schaftlänge 200 mm, proximaler Messpunkt, Vergleich der Torsionsmomente

Die Ergebnisse der paarweisen Vergleiche der Mittelwerte des intermediären Messpunktes bei Knochenmodellen mit einer Schaftlänge von 200 mm bleiben ebenfalls

über dem Signifikanzniveau und unterscheiden sich somit nicht signifikant. Folgende Tabelle stellt die paarweisen Vergleiche dar:

Tabelle 11: Paarweiser Vergleich der Torsionsmomente, Schaftlänge 200 mm, intermediärer Messpunkt (μm)

<i>Schaftlänge 200 mm</i> <i>rm_{med}</i>	<i>2 Nm</i>	<i>4 Nm</i>	<i>6 Nm</i>	<i>Sig.</i>
0% BW	19,8 (6,5)	52,5 (14,5)	226,2 (140,5)	-
10% BW	23,6 (5,8)	57,4 (26,0)	192,8 (14,1)	-
52% BW	13,0 (5,3)	41,6 (11,6)	148,8 (56,4)	-
90% BW	13,9 (4,5)	37,0 (11,3)	135,9 (56,3)	-

Die folgende Grafik veranschaulicht die verglichenen Daten:

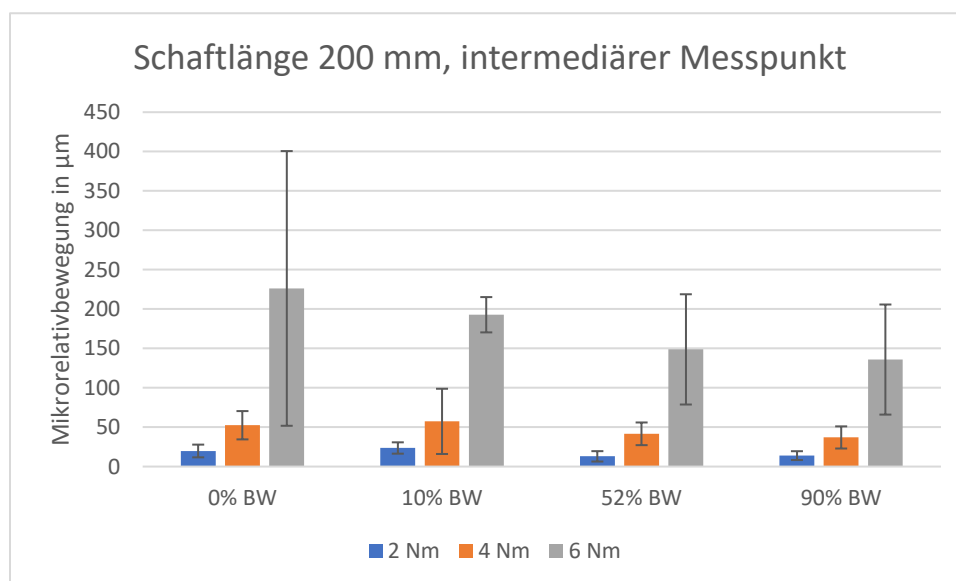


Diagramm 2: Schaftlänge 200 mm, intermediärer Messpunkt, Vergleich der Torsionsmomente

Bei den Knochenmodellen mit einer Schaftlänge von 200 mm wurde nur beim distalen Messpunkt bei einer axialen Gewichtsbelastung von 10% des Körpergewichts ein signifikanter Unterschied ($p = 0,021$) zwischen den Mittelwerten bei 2 Nm und 6 Nm Torsionsbelastung festgestellt.

Tabelle 12: Paarweiser Vergleich der Torsionsmomente, Schaftlänge 200 mm, distaler Messpunkt (μm)

<i>Schaftlänge 200 mm</i> <i>rm_{dist}</i>	<i>2 Nm</i>	<i>4 Nm</i>	<i>6 Nm</i>	<i>Sig.</i>
0% BW	40,5 (12,9)	105,6 (46,1)	273,0 (119,6)	-
10% BW	52,3 (24,0) ^a	123,7 (74,8)	349,3 (142,0) ^a	a = 0,021
52% BW	31,6 (8,0)	79,7 (23,5)	233,9 (109,2)	-
90% BW	25,7 (11,5)	69,2 (32,7)	211,2 (124,6)	-

In der grafischen Darstellung dieses Vergleichs ist der signifikante Unterschied zwischen den Mittelwerten bei 2 Nm und 6 Nm Torsionsbelastung bei 10% axialer Gewichtsbelastung hervorgehoben.

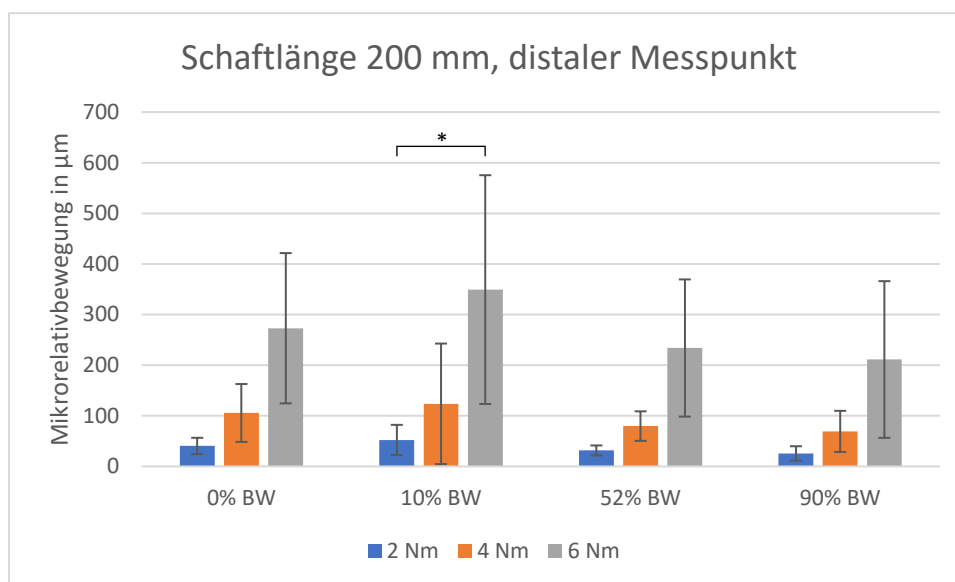


Diagramm 3: Schaftlänge 200 mm, distaler Messpunkt, Vergleich der Torsionsmomente

Die Ergebnisse des Post-Hoc LSD Tests der Messungen bei Knochenmodellen mit einer Schaftlänge von 160 mm werden in den folgenden Tabellen zusammengefasst. Auch hier sind nur solche p-Werte dargestellt, die das Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ unterschreiten

und somit einen signifikanten Unterschied anzeigen. Der proximale Messpunkt entfiel aufgrund der Defektgröße.

Tabelle 13: Paarweiser Vergleich der Torsionsmomente, Schaftlänge 160 mm, intermediärer Messpunkt (μm)

<i>Schaftlänge 160 mm</i> <i>rm_{med}</i>	<i>2 Nm</i>	<i>4 Nm</i>	<i>6 Nm</i>	<i>Sig.</i>
0% BW	18,9 (5,7) ^a	47,5 (12,5) ^b	584,8 (682,7) ^{a,b}	a = 0,000 b = 0,000
10% BW	21,3 (4,4)	71,1 (49,9)	216,8 (53,8)	-
52% BW	21,3 (5,7) ^c	99,7 (75,3)	315,3 (326,0) ^c	c = 0,014
90% BW	19,0 (4,4)	65,0 (54,8)	104,6 (71,9)	-

Bei Knochenmodellen mit einer Schaftlänge von 160 mm fanden sich auf dem intermediären Messniveau signifikante Unterschiede ($p < 0,001$) bei 0% axialer Belastung beim Vergleich der Mittelwerte von 2 Nm und 6 Nm, sowie beim Vergleich der Mittelwerte von 4 Nm und 6 Nm. Außerdem fand sich bei 50% axialer Belastung am intermediären Messpunkt ein signifikanter Unterschied ($p = 0,014$) der Mittelwerte bei 2 Nm und 6 Nm Torsionsbelastung.

Auch in Diagramm 4 werden die signifikanten Unterschiede hervorgehoben:

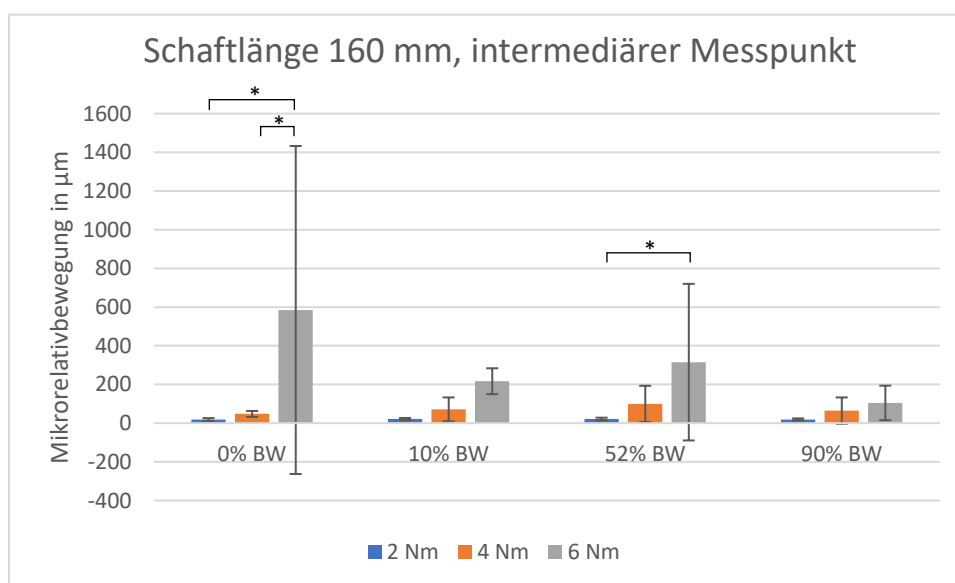


Diagramm 4: Schaftlänge 160 mm, intermediärer Messpunkt, Vergleich der Torsionsmomente

Die folgende Tabelle fasst die Ergebnisse der paarweisen Vergleiche bei Knochenmodellen mit einer Schaftlänge von 160 mm am distalen Messpunkt zusammen. P-Werte, die das Signifikanzniveau unterschreiten, sind in der letzten Spalte aufgeführt.

Tabelle 14: Paarweiser Vergleich der Torsionsmomente, Schaftlänge 160 mm, distaler Messpunkt (μm)

Schaftlänge 160 mm <i>rm_{dist}</i>	2 Nm	4 Nm	6 Nm	Sig.
0% BW	53,2 (8,9) ^a	140,6 (21,6) ^b	808,2 (756,6) ^{a,b}	a = 0,000 b = 0,000
10% BW	59,2 (12,3) ^c	180,0 (80,8) ^d	515,4 (198,9) ^{c,d}	c = 0,000 d = 0,004
52% BW	58,1 (6,4) ^e	230,4 (136,5) ^f	616,4 (395,5) ^{e,f}	e = 0,000 f = 0,001
90% BW	61,8 (9,1)	182,5 (60,2)	283,8 (72,0)	-

Der distale Messpunkt zeigte ebenfalls signifikante Unterschiede ($p < 0,001$) bei 0% axialer Belastung beim Vergleich der Mittelwerte von 2 Nm und 6 Nm, sowie beim Vergleich der Mittelwerte von 4 Nm und 6 Nm. Auch bei 10% axialer Belastung fand sich ein signifikanter Unterschied beim Vergleich der Mittelwerte von 2 Nm und 6 Nm ($p < 0,001$), sowie 4 Nm und 6 Nm ($p = 0,004$). Der distale Messpunkt weist außerdem bei 50% axialer Belastung signifikante Unterschiede zwischen den Mittelwerten von 2 Nm und 6 Nm ($p < 0,001$) auf, sowie zwischen den Mittelwerten von 4 Nm und 6 Nm ($p = 0,001$) Torsionsbelastung.

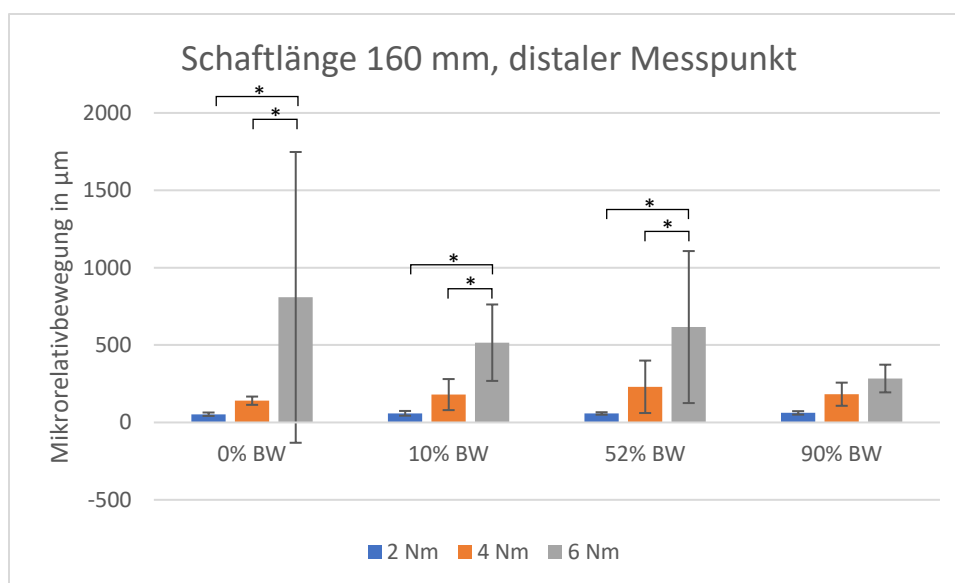


Diagramm 5: Schaftlänge 160 mm, distaler Messpunkt, Vergleich der Torsionsmomente

5.5.2 Analyse des Einflusses des Muskelzuges

Entsprechend der Torsionsmomente wurde der Einfluss des Muskelzuges auf die Mikrorelativbewegung ebenfalls mithilfe eines Post-Hoc LSD Tests mit Bonferroni-Korrektur überprüft. So sollen mögliche Unterschiede zwischen den Mittelwerten der einzelnen Belastungsstufen aufgedeckt werden. Auch hier lag das Signifikanzniveau bei $\alpha = 0,05$, dementsprechend führt eine Unterschreitung dieses Wertes zur Ablehnung der Nullhypothese und damit zur Annahme, dass die Mittelwerte sich signifikant unterscheiden.

Die Mittelwerte und Standardabweichungen werden in den folgenden Tabellen dargestellt, wobei wiederum die hochgestellten Buchstaben die Referenz für die Ergebnisse der paarweisen Vergleiche darstellen. Diese können in der letzten Zeile abgelesen werden. Auch hier werden aufgrund der großen Menge an Daten nur signifikante Ergebnisse aufgezeigt. Eine vollständige Übersicht kann dem Anhang entnommen werden. Da nun der Einfluss des Muskelzuges in Form von axialer Gewichtsbelastung untersucht werden soll, angegeben in Anteilen des Körpergewichts, werden alle Mittelwerte einer Spalte miteinander verglichen. Bei gleicher Torsionsbelastung kann so ein möglicher Einfluss der Steigerung des Muskelzuges aufgedeckt werden.

Vergleicht man die Mittelwerte der verschiedenen Stufen des Muskelzuges, so wurde bei Knochenmodellen mit einer Schaftlänge von 200 mm auf keiner der Belastungsstufen und keinem der Messniveaus ein signifikanter Unterschied gefunden ($p = 1,000$). Tabelle 15 zeigt einen Überblick der Ergebnisse des paarweisen Vergleichs bei dieser Defektstufe am proximalen Messpunkt:

Tabelle 15: Paarweiser Vergleich des Muskelzuges, Schaftlänge 200 mm, proximaler Messpunkt (μm)

Schaftlänge 200 mm <i>rm_{prox}</i>	2 Nm	4 Nm	6 Nm
0% BW	13,6 (12,5)	39,1 (39,5)	169,4 (194,0)
10% BW	11,5 (9,6)	23,0 (33,8)	97,5 (55,5)
52% BW	8,5 (5,9)	31,7 (29,2)	97,9 (60,3)
90% BW	12,3 (11,3)	33,4 (29,8)	91,8 (67,4)
Sig.	-	-	-

In der folgenden Abbildung werden die Ergebnisse grafisch verdeutlicht. Der Vergleich der Mittelwerte fand hierbei jeweils auf einer Stufe der Torsionsbelastung statt, es wurden also die Messwerte der verschiedenen Muskelzugstufen bei gleicher Torsionsbelastung miteinander verglichen. Die Fehlerbalken zeigen erneut das 95%-Konfidenzintervall an.

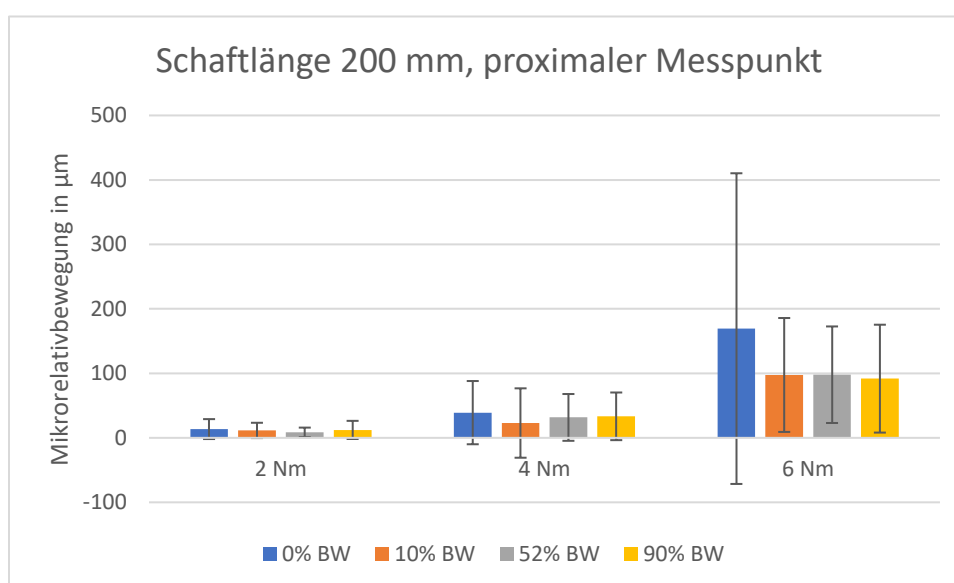


Diagramm 6: Schaftlänge 200 mm, proximaler Messpunkt, Vergleich des Muskelzuges

In der folgenden Tabelle sind die Ergebnisse des paarweisen Vergleichs der Mittelwerte der Knochenmodelle mit einer Schaftlänge von 200 mm am intermediären Messpunkt dargestellt:

Tabelle 16: Paarweiser Vergleich des Muskelzuges, Schaftlänge 200 mm, intermediärer Messpunkt (μm)

Schaftlänge 200 mm <i>rm_{med}</i>	2 Nm	4 Nm	6 Nm
0% BW	19,8 (6,5)	52,5 (14,5)	226,2 (140,5)
10% BW	23,6 (5,8)	57,4 (26,0)	192,8 (14,1)
52% BW	13,0 (5,3)	41,6 (11,6)	148,8 (56,4)
90% BW	13,9 (24,5)	37,0 (11,3)	135,9 (56,3)
Sig.	-	-	-

Auch auf dem intermediären Messniveau konnten bei Knochenmodellen mit einer Schaftlänge von 200 mm keine signifikanten Unterschiede zwischen den Stufen des Muskelzuges erkannt werden ($p = 1,000$).

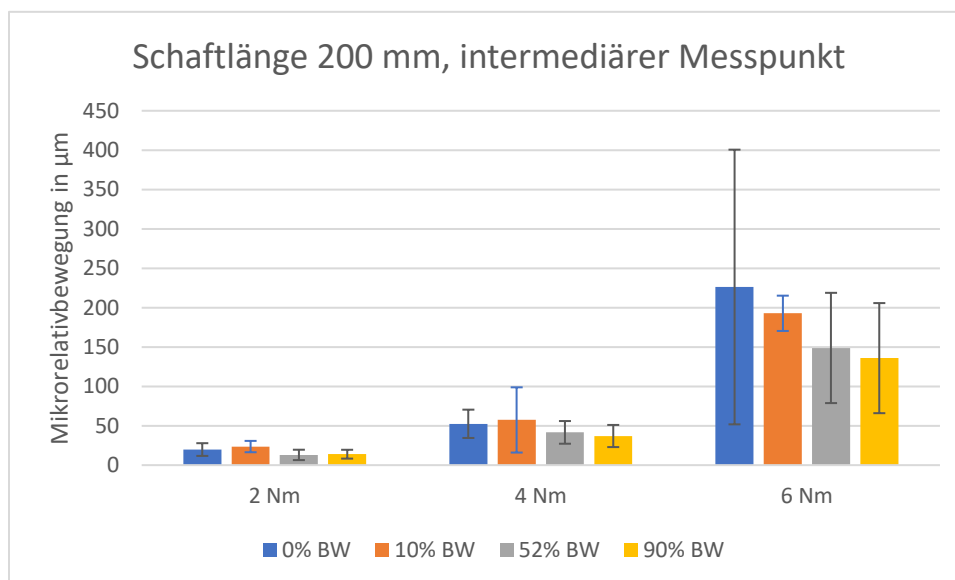


Diagramm 7: Schaftlänge 200 mm, intermediärer Messpunkt, Vergleich des Muskelzuges

Die Ergebnisse des paarweisen Vergleichs bei Knochenmodellen mit einer Schaftlänge von 200 mm am distalen Messpunkt zeigt die folgende Tabelle:

Tabelle 17: Paarweiser Vergleich des Muskelzuges, Schaftlänge 200 mm, distaler Messpunkt (μm)

Schaftlänge 200 mm <i>rm_{dist}</i>	2 Nm	4 Nm	6 Nm
0% BW	40,5 (12,9)	105,6 (46,1)	273,0 (119,6)
10% BW	52,3 (24,0)	123,7 (74,8)	349,3 (142,0)
52% BW	31,6 (8,0)	79,7 (23,5)	233,9 (109,2)
90% BW	25,7 (11,5)	69,2 (32,7)	211,2 (124,6)
Sig.	-	-	-

Auch bei dem distalen Messpunkt unterschieden sich die Messwerte der verschiedenen Muskelzugbelastung nicht signifikant ($p = 1,000$).

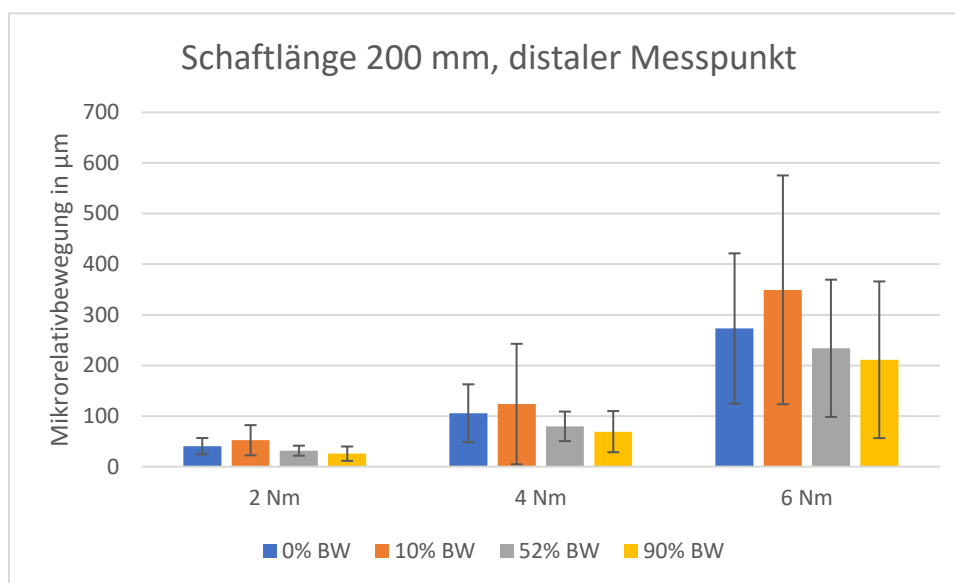


Diagramm 8: Schaftlänge 200 mm, distaler Messpunkt, Vergleich des Muskelzuges

Im Folgenden werden die paarweisen Vergleiche bei Knochenmodellen mit einer Schaftlänge von 160 mm dargestellt. Auch hier sind nur solche Vergleiche aufgeführt, welche das Signifikanzniveau unterschreiten. Der proximale Messpunkt entfällt hier ebenfalls aufgrund der Defektgröße.

Bei 160 mm Schaftlänge wurden Unterschiede nur bei einer Torsionsbelastung von 6 Nm signifikant. Auf dem intermediären Messniveau unterschieden sich die Mittelwerte der Belastung von 0% des Körpergewichts und 10% des Körpergewichts ($p = 0,002$), sowie die Mittelwerte bei 0% und 90% axialer Belastung signifikant ($p < 0,001$).

Tabelle 18: Paarweiser Vergleich des Muskelzuges, Schaftlänge 160 mm, intermediärer Messpunkt (μm)

<i>Schaftlänge 160 mm</i> <i>rm_{med}</i>	<i>2 Nm</i>	<i>4 Nm</i>	<i>6 Nm</i>
0% BW	18,9 (5,7)	47,5 (12,5)	584,8 (682,7) ^{a,b}
10% BW	21,3 (4,4)	71,1 (49,9)	216,8 (53,8) ^a
52% BW	21,3 (5,7)	99,7 (75,3)	315,3 (326,0)
90% BW	19,0 (4,4)	65,0 (54,8)	104,6 (71,9) ^b
Sig.	-	-	a = 0,002 b = 0,000

In der grafischen Darstellung ist der signifikante Unterschied hervorgehoben.

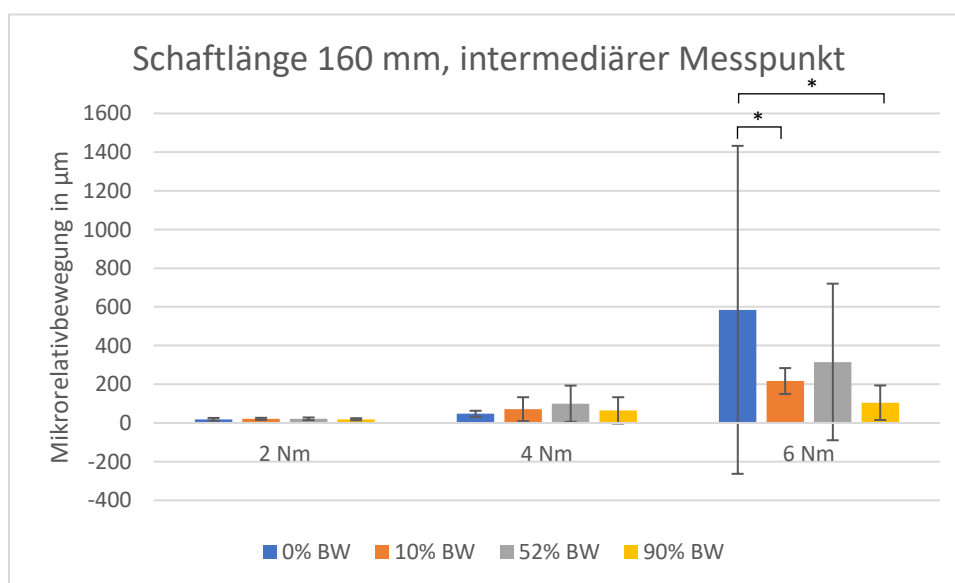


Diagramm 9: Schaftlänge 160 mm, intermediärer Messpunkt, Vergleich des Muskelzuges

Am distalen Messpunkt von Knochenmodellen mit einer Schaftlänge von 160 mm unterscheiden sich die Mittelwerte ebenfalls nur bei einer Torsionsbelastung von 6 Nm. Hier wird der Unterschied zwischen den Mittelwerten bei einer Belastung von 0% und 10% des Körpergewichts signifikant ($p = 0,028$), sowie beim Vergleich der Mittelwerte von 0% und 90% axialer Belastung ($p < 0,001$). Des Weiteren unterscheiden sich die Mittelwerte zwischen 52% und 90% des Körpergewichts signifikant ($p = 0,008$) auf dem distalen Messniveau.

Tabelle 19: Paarweiser Vergleich des Muskelzuges, Schaftlänge 160 mm, distaler Messpunkt (μm)

<i>Schaftlänge 160 mm</i> <i>rm_{dist}</i>	<i>2 Nm</i>	<i>4 Nm</i>	<i>6 Nm</i>
0% BW	53,2 (8,9)	140,6 (21,6)	808,2 (756,6) ^{a,b}
10% BW	59,2 (12,3)	180,0 (80,8)	515,4 (198,9) ^a
52% BW	58,1 (6,4)	230,4 (136,5)	616,4 (395,5) ^c
90% BW	61,8 (9,1)	182,5 (60,2)	283,8 (72,0) ^{b,c}
Sig.	-	-	a = 0,028 b = 0,000 c = 0,008

Diagramm 10 zeigt den Vergleich grafisch mit Hervorhebung des signifikanten Unterschieds:

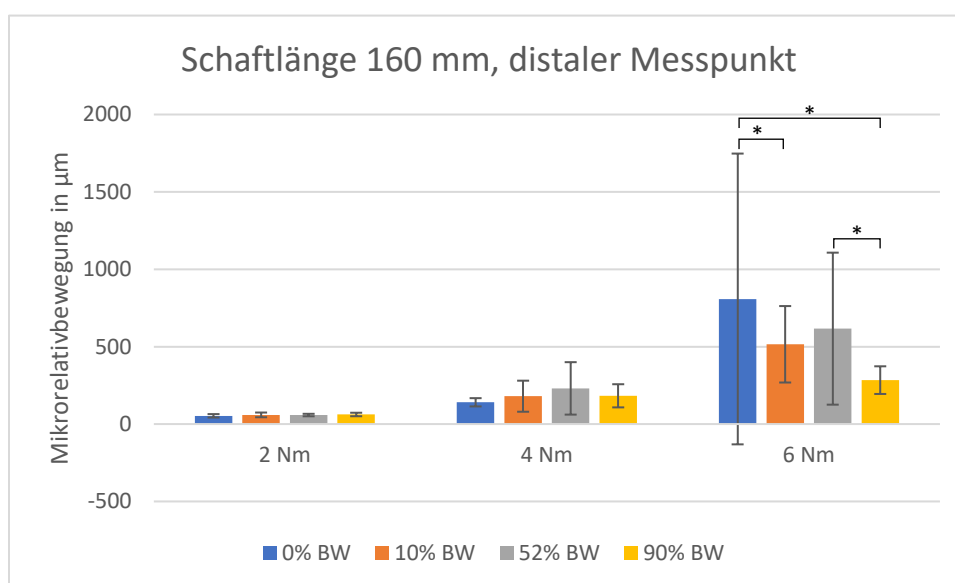


Diagramm 10: Schaftlänge 160 mm, distaler Messpunkt, Vergleich des Muskelzuges

6 Diskussion

Die stetige Weiterentwicklung sowie der Wandel der Behandlungsmöglichkeiten in der Schulterendoprothetik in den letzten Jahrzehnten macht heutzutage auch die Therapie von schwierigen knöchernen oder muskulären Verletzungen möglich.

Bei der Versorgung von proximalen Humerusfrakturen, welche zu den häufigsten Frakturen des Erwachsenen zählen, zeigte die inverse Schulterendoprothetik im Zeitraum von 2007 bis 2016 einen Anstieg von 800% (Klug et al. 2019). Die Hauptindikation für das inverse Modell ist jedoch die schmerzhafte Defektarthropathie mit Insuffizienz oder vollständigem Funktionsverlust der Rotatorenmanschette, deren Auftreten mit steigendem Alter zunimmt (Holschen und Agneskirchner 2014).

Neben dem stetigen Anstieg des Einsatzes von Schulterprothesen gibt es auch vermehrt Studien, welche mithilfe von unterschiedlichen Modellen die Stabilität der Prothesen untersuchen (Favre et al. 2016; Harris et al. 2000; Cuff et al. 2011; Jahnke et al. 2021). Bislang gibt es jedoch keine Studien, welche *in vitro* den Einfluss des Muskelzuges beachten und analysieren.

Die bisherigen Studien zu Schulterendoprothesen betrachten vorwiegend verschiedene Verankerungsmechanismen und den Einfluss von Knochendefekten. So untersuchten Harris et al. die anatomische Neer II Prothese, wobei hier der Vergleich der Press-fit-Verankerung mit der proximalen und der vollständigen Zementierung im Vordergrund stand (Harris et al. 2000).

Auch die inverse Schulterendoprothese wurde bereits *in vitro* untersucht. Cuff et al. nutzten Torsionsmomente, um die Prothesen stufenweise zu belasten und untersuchten die Mikrorelativbewegung der Prothese mithilfe von hochauflösenden Wegaufnehmern. Dabei konnte gezeigt werden, dass die Mikrorelativbewegung bei Knochen mit einem proximalen Knochendefekt von 5 cm signifikant höher ist als die Bewegung bei intakten Knochenmodellen ($p < 0.01$) (Cuff et al. 2011).

Jahnke et al. untersuchten ebenfalls die inverse Schulterprothese, welche mittels Press-fit-Verankerung in Knochenmodelle eingebracht wurde, und analysierten den Einfluss von verschiedenen Verankerungsschrauben (Jahnke et al. 2021). Dabei zeigten Knochenmodelle mit einer Schaftlänge von 200 mm signifikant weniger Mikrorelativbewegung als solche mit einem höheren Defektgrad ($p < 0.05$). Darüber

hinaus nahm die Mikrorelativbewegung bei Knochenmodellen mit einer Schaftlänge von 120 mm bei einer reduzierten Anzahl von Verankerungsschrauben zu.

Der Großteil der vorangegangenen Studien arbeitete bei der Analyse der Mikrorelativbewegung mit dem Einsatz von Torsionsmomenten ab 2,5 Nm, welche stetig gesteigert wurden und betrachtete die Prothesen als gelockert, sobald die Bewegung im Knochen-Prothesen-Interface 150 μm überschritt (Pilliar et al. 1986). Jedoch blieb der Einfluss des Muskelzuges bislang völlig unbeachtet, obwohl er für die Übertragbarkeit in das menschliche Modell bedeutsam sein könnte.

Um eine Analyse des Muskelzuges auf die Mikrorelativbewegung von Schulterprothesen zu ermöglichen, wurden weitere Studien herangezogen, welche sich mit der Belastung des Schultergelenks im Alltag befassen. Poppen und Walker et al. konnten zeigen, dass eine Abduktion um 90 Grad eine axiale Gewichtsbelastung von etwa 90% des Körpergewichts ausmacht (Poppen und Walker 1978) und durch die *in vivo* Studien von Bergmann et al. konnten Erkenntnisse über den reinen Muskelzug in Ruhe gewonnen werden, welcher einer axialen Belastung von etwa 10% des Körpergewichts entspricht (Bergmann et al. 2007b). Auch die Belastung einer Abduktion um 45 Grad mit 52% des Körpergewichts (Bergmann et al. 2007a; Poppen und Walker 1978) wurde hier untersucht.

Im Rahmen dieser Studie wurde eine inverse Humerusprothese erstmalig mit einem sich steigenden Torsionsmoment belastet, während der Muskelzug des menschlichen Körpers mittels ansteigender axialer Gewichtsbelastung simuliert wurde. Dem gegenüber steht stets der Vergleich ohne eine axiale Gewichtsbelastung, so wie es in den meisten Studien mit vergleichbarem Aufbau umgesetzt wurde. Somit ist diese Studie ein erster Schritt, den möglichen Einfluss der Muskelkraft auf die Primärstabilitätsmessung zu untersuchen.

6.1 Diskussion der Studienergebnisse

Zunächst ergab die statistische Auswertung der Messungen einen signifikanten Einfluss der Defektgröße auf die Mikrorelativbewegung der Prothese ($p < 0,001$). Dass die Größe des Knochendefekts einen Einfluss auf die Mikrorelativbewegung der Prothese hat, konnte bereits in einigen Studien gezeigt werden (Jahnke et al. 2021; Cuff et al. 2011) und wurde hiermit nochmals bestätigt. Ein größerer Knochendefekt führt zu einer größeren Mikrorelativbewegung und damit zu einer verringerten Stabilität.

Auch die Betrachtung verschiedener Messniveaus ergab einen signifikanten Unterschied ($p < 0,001$). Wie auch in der Studie von Jahnke et al. konnte hiermit verdeutlicht werden, dass die Prothese auf verschiedenen Höhen im Knochen eine unterschiedliche Verankerung zeigt (Jahnke et al. 2021).

Schließlich wurde der Einfluss der Torsionsmomente betrachtet. Im Gesamtmodell zeigte sich ein signifikanter Einfluss der Torsionsbelastung ($p < 0,001$), welcher anschließend mithilfe von paarweisen Vergleichen genauer analysiert wurde.

Obwohl die Mikrorelativbewegung sich bei den verschiedenen Torsionsbelastungen deutlich unterschieden und eine höhere Torsionsbelastung auf allen Defektstufen und Messniveaus mit einer größeren Bewegung im Prothesen-Knochen-Verbund einherging, wurde der Unterschied bei den Knochenmodellen mit einer Schaftlänge von 200 mm nur auf dem distalen Messniveau signifikant. Hier wurde bei einer Belastung mit 10% des Körpergewichts ein signifikanter Unterschied zwischen der Bewegung bei einer Belastung mit 2 Nm (MW = 52,3; SD = 24,0) und einer Belastung mit 6 Nm (MW = 349,3; SD = 142,0) festgestellt ($p = 0,021$).

Bei den Knochenmodellen mit einer Schaftlänge von 160 mm konnte auf allen Messniveaus ein signifikanter Unterschied zwischen verschiedenen Torsionsmomenten aufgezeigt werden ($p < 0,014$).

Die Erkenntnis, dass höhere Torsionsbelastungen zu einer größeren Mikrorelativbewegung der Prothesen führen, schließt an die Ergebnisse vorangegangener Studien an und bekräftigt diese nochmals (Harris et al. 2000; Cuff et al. 2011; Spross et al. 2013; Jahnke et al. 2021).

Um die Fragestellung beantworten zu können, welchen Einfluss der Muskelzug auf die Mikrorelativbewegung der Prothese hat, wurden die Mittelwerte der Mikrorelativbewegungen bei gleicher Torsionsbelastung betrachtet und miteinander verglichen. Dabei wurde der Muskelzug in Ruhe, eine Abduktion um 45 Grad und eine Abduktion um 90 Grad simuliert und stets mit Modellen ohne axiale Belastung verglichen.

Die Knochenmodelle mit einer Schaftlänge von 200 mm zeigten dabei auf keinem der Messniveaus einen signifikanten Unterschied ($p = 1,000$) zwischen den verschiedenen Belastungen durch den Muskelzug. Und auch bei den Knochenmodellen mit einer

Schaftlänge von 160 mm traten nur bei der höchsten Torsionsbelastung mit 6 Nm signifikante Unterschiede zwischen den Muskelzugbelastungen auf ($p < 0,05$).

Betrachtet man die Messreihe der Knochenmodelle mit 160 mm Schaftlänge bei einer Torsionsbelastung von 6 Nm genauer, so fallen einzelne Messungen mit über 1200 μm bis hin zu 2450 μm Mikrorelativbewegung auf, welche die Mittelwerte dieser Reihe enorm prägen. Es kam somit am intermediären Messpunkt bei 0% Körpergewichtsbelastung ein Mittelwert von 584,8 μm und einer Standardabweichung von 682,7 μm zustande. Dieser Wert ist signifikant höher als die Messwerte bei 10% Körpergewichtsbelastung (MW = 216,8; SD = 53,8) und 90% Körpergewichtsbelastung (MW = 104,6; SD = 71,9) ($p < 0,002$).

Und auch an dem distalen Messpunkt finden sich mit 808,2 μm (SD = 756,6) bei 0% Körpergewicht und 616,4 μm (SD = 395,5) bei 52% Körpergewicht durch Ausreißer in den Einzelmessungen absolute Ausnahmewerte. Diese Werte sind signifikant höher als die Mittelwerte der anderen Muskelzugstufen ($p < 0,028$).

Schaut man sich nun den gesamten Trend der Messungen an, so stellt man fest, dass der Muskelzug bei beiden Defektgrößen im Bereich von 2-4 Nm keinerlei Einfluss auf die Mikrorelativbewegung der Prothese hat ($p = 1,000$).

Erst bei 6 Nm zeigten sich bei Knochenmodellen mit einer Schaftlänge von 160 mm signifikant höhere Mikrorelativbewegungen bei den Messungen ohne Muskelzug im Vergleich zur Abduktionsbelastung. Hier sollte jedoch berücksichtigt werden, dass diese Mittelwerte durch enorm hohe Ausreißer in den Einzelmessungen geprägt sind und ihre Aussagekraft dadurch kritisch zu betrachten ist.

Schlussendlich sind die Mikrorelativbewegungen bei den Knochenmodellen mit einer Schaftlänge von 160 mm bei einer Torsionsbelastung von 6 Nm jedoch in 87,5% der Fälle weit über der Grenze von 150 μm , unabhängig von der Muskelzugbelastung. Nach Pilliar et al. spricht dies für eine Prothesenlockerung (Pilliar et al. 1986). Da die Prothese bei diesem Modell aufgrund der Defektgröße eine geringere Kontaktfläche zum Knochen hat, bricht die Prothese bei dieser hohen Torsionsbelastung leichter aus. Tritt eine so hohe Mikrorelativbewegung auf, ist das Anwachsen des Knochens an die Prothese nicht adäquat möglich und es kann keine ausreichende Sekundärstabilität entstehen. Klinisch würde dies eine Lockerung der Prothese bedeuten, welche eine Reimplantation zur Folge hätte.

6.2 Limitationen und Ausblick

Der komplexe Aufbau dieser Studie stellt eine absolute Neuheit dar und ist somit ein Pilotprojekt, bei dem sich Stärken und Schwächen gezeigt haben.

Bei der Auswahl der Versuchsobjekte wurde darauf geachtet, dass die Ergebnisse reproduzierbar sind. Da humane Knochen in Studien oft starke Variationen aufzeigen, ist es sinnvoll, bei vergleichenden Messungen Knochenmodelle zu verwenden, welche standardisiert hergestellt wurden und gleiche Ausgangsbedingungen für jede Messung schaffen (Gardner et al. 2010). Die Wahl fiel somit auf Kunstknochen der Marke Sawbones, womit auch verschiedene andere Studien bereits Erfolg hatten (Cristofolini und Viceconti 2000; Cuff et al. 2011; Jahnke et al. 2021). Ein Transfer der Ergebnisse auf humane Knochen ist aufgrund der starken Individualität des Menschen nicht uneingeschränkt möglich. Die Ergebnisse können aber dennoch der Orientierung dienen.

Die Aufbereitung und die Implantation der Kunstknochen verliefen nach einem festgelegten Protokoll, um auch hier gleiche Ausgangsbedingungen für die Messungen schaffen zu können.

Der Aufbau der Messvorrichtung ist eine vollkommene Neuheit und wurde in dieser Art noch nicht verwendet. Angelehnt wurde der Aufbau an vorangegangenen Studien, welche ebenfalls mit Universaldruckmaschinen arbeiteten. Die Besonderheit hier ist, dass sie genutzt wurde, um mithilfe eines speziellen Aufbaus aus nicht dehnbaren Nylonfäden durch Zugkraft ein Torsionsmoment auf die Prothese zu applizieren. Dabei wurde beim Verlauf des Fadens stets darauf geachtet, dass alle Umlenkungen in einem rechten Winkel stattfinden, um den Kraftverlust so minimal wie möglich zu halten. Der maschinelle Kraftzug bietet hierbei den Vorteil, dass er bei jeder Messung genau reproduziert werden kann.

Es wurden in jeder Stufe der Messungen jeweils 30 Zyklen der Torsionsbelastung aufgebracht. Anfangs steigerte sich die Bewegung der Prothese im Knochen noch von Zyklus zu Zyklus, meist pendelte sich die Bewegung jedoch nach einigen Zyklen ein und blieb dann gleich. 30 Zyklen reichten in der Regel aus, um die endgültige Bewegung der Prothese im Knochen ausreichend messen zu können. Es wäre aber in Zukunft durchaus interessant herauszufinden, wie viele Zyklen nötig sind, um eine sichere Aussage über die Mikrorelativbewegung treffen zu können.

Das Anbringen der Messsensoren an den Messstäben wurde stets sorgfältig vorgenommen und auch hier wurde auf eine Ausrichtung im rechten Winkel zu den Messoberflächen geachtet. Die hochsensiblen Sensoren wurden nach Anbringen in der gewünschten Messposition getestet und gegebenenfalls wurde die Lage angepasst, sodass sie in ihrem optimalen Messbereich arbeiten konnten. Trotzdem ist es nicht auszuschließen, dass beim Anbringen der empfindlichen Messsensoren in diesem System Ungenauigkeiten auftreten, welche sich auf die Messungen auswirken könnten. Allerdings wurden sie stets von derselben Person angebracht, daher relativiert sich der vermeintliche Fehler.

Im Gegensatz zu den bisherigen Studien, in denen die Mikrorelativbewegung aus dem normierten Rotationswinkel resultierte, wurde die Mikrorelativbewegung hier durch die translatorische Bewegung der Messpins in Prothese und Kunstknochen in einer Ebene ermittelt. Für diese Messmethode ist es entscheidend, in welchem Abstand zum Knochen die Bewegung der orthogonal zum Knochen angebrachten Messpins aufgezeichnet wird, denn je weiter ein Punkt von der Längsachse der Prothese und des Knochens entfernt ist, desto mehr bewegt dieser sich bei Rotation der Prothese um diese Achse. Es wurde daher darauf geachtet, dass sich die Messbereiche immer in einem Radius von etwa 3 cm um die Längsachse des Knochens befinden, sodass die Messungen reproduzierbar und vergleichbar sind.

Die Ergebnisse der Studie zeigen bei einem Knochenmodell mit einer Schaftlänge von 200 mm nur bei einer Gewichtsbelastung mit 52% Körpergewicht einen signifikanten Unterschied der Torsionsmomente, obwohl sich diese augenscheinlich deutlich unterscheiden und ein größeres Torsionsmoment stets mit einer Steigerung der Bewegung einhergeht. Dies könnte auf die geringe Anzahl an untersuchten Knochenmodellen zurückzuführen sein. Eine Analyse mit einer größeren Anzahl an Knochenmodellen ist für die Zukunft sinnvoll, um den Effekt deutlicher zeigen zu können.

Dass der Muskelzug *in vitro* nachgestellt wurde, ist bislang eine weitere absolute Neuheit. Hierfür wurden Studien herangezogen, welche die Auswirkungen einer Armbewegung auf die Prothese bereits theoretisch oder *in vivo* untersucht haben. Diese Ergebnisse der Studien wurden so exakt wie möglich auf das Modell übertragen. Dazu wurde axial ein Gewicht auf die Prothese aufgebracht. Diese axiale Gewichtsbelastung stellt, nach den vorangegangenen Studien, den Hauptteil der Muskelkraft dar, jedoch ersetzt sie nicht die gesamte komplexe Umgebung des Schultergelenks. Allerdings konnte somit ein bisher

noch völlig außer Acht gelassener Einfluss in die Untersuchung der Primärstabilität der inversen Humerusprothese eingebracht werden.

6.3 Bedeutung für die Klinik

Es konnte gezeigt werden, dass der Muskelzug in Form einer axialen Gewichtsbelastung bei einem Knochenmodell mit einer Schaftlänge von 200 mm keinerlei Einfluss auf die Mikrorelativbewegung der inversen Prothese hat. Dies lässt vermuten, dass die Ergebnisse vorangegangener Studien, welche den Einfluss der menschlichen Umgebung nicht in ihren Aufbau miteinschlossen, hiermit bekräftigt werden könnten.

Außerdem bietet diese Erkenntnis den Ausblick, auch weiterhin Studien durchzuführen, die den Muskelzug außer Acht lassen, da gezeigt werden konnte, dass die Ergebnisse sich bei einer Schaftlänge von 200 mm nicht unterscheiden. Der entscheidende Faktor, der die Mikrorelativbewegung der Prothese im Knochen erhöht, ist die Torsionsbelastung und nicht die axiale Gewichtsbelastung, die den Muskelzug darstellt.

In der Klinik sind die Empfehlungen zur Nachbehandlung der totalen Schulterendoprothese bislang nicht einheitlich. Im Grundsatz wird allerdings meist die passive oder aktiv-assistive Abduktion und Anteversion bis 90 Grad für die ersten drei bis sechs Wochen empfohlen (Kasten 2014; Theopold et al. 2019; Schmidt et al. 2020). Dabei wird weitgehend geraten sowohl die Innen- als auch die Außenrotation im Schultergelenk zunächst zu vermeiden. Sechs Wochen nach der Implantation sollte eine radiologische Kontrolle zur Beurteilung der Prothesenimplantation erfolgen (Farkhondeh Fal und Kircher 2018). Anschließend ist eine stationäre Anschlussheilbehandlung sinnvoll, in der durch gezieltes Krafttraining und kontrollierten Muskelaufbau die Aktivitäten des täglichen Lebens wieder erlernt werden sollen (Theopold et al. 2019). Speziell für die Nachbehandlung der inversen Schulterprothese gilt, dass eine frühfunktionelle Nachbehandlung durchgeführt werden sollte, sofern bei der Implantation keine Sehnennähte gesetzt wurden, welche Schonung bräuchten (Loew 2010).

Da der Muskelzug bei Knochenmodellen mit einer Schaftlänge von 200 mm keinerlei Einfluss auf die Primärstabilität hatte, scheinen assistiv-aktive Übungen im Rahmen einer frühen Mobilisierung des Schultergelenks postoperativ als sinnvoll.

In dieser Studie wird deutlich, dass die Torsionsbelastung einen entscheidenden Einfluss auf die Prothesenstabilität hat. Leichte Torsionsbelastungen bis 4 Nm zeigten hier keinen

Einfluss auf die langfristige Stabilität und können somit auch in der frühen Nachbehandlung empfohlen werden. Jedoch sollte die Torsionsbelastung geringer als 6 Nm bleiben, um die Mikrorelativbewegung der Prothese im Knochen möglichst unter der Grenze von 150 μm (Pilliar et al. 1986) zu halten. So kann eine ossäre Integration der Prothese in den Knochen stattfinden und eine ausreichende Sekundärstabilität und damit einhergehend ein zufriedenstellendes Langzeitergebnis erzielt werden. Zeitgleich wird mit der Bewegung bis 90 Grad einer Versteifung des Schultergelenks vorgebeugt, sodass der Arm später wieder funktionell belastbar ist.

Knochenmodelle mit einer Schaftlänge von 160 mm zeigten weniger Stabilität bei Belastung der Prothese, was durch die geringe Kontaktfläche und damit dem verminderten Halt zwischen Prothese und Knochen zu erklären ist. Im klinischen Alltag gelten die Empfehlungen zur Nachbehandlung bei Einsatz einer Schulterprothese zwar unabhängig von der Defektgröße, jedoch sollten die standardisierten Abläufe und Grundprinzipien der Nachbehandlung stets individuell angepasst werden, um eine intensive und gezielte Nachbehandlung mit größtmöglichem Erfolg gewährleisten zu können (Farkhondeh Fal und Kircher 2018). Die Bewegung der Schulter nach Implantation einer inversen Prothese in einen Knochen mit geringer Schaftlänge sollte daher bis zum Einwachsen des Knochens an die Prothese mit besonderer Vorsicht erfolgen. Insbesondere Torsionsbelastungen, welche bei der Rotation im Schultergelenk zustande kommen, sollten bis zum Einwachsen des Knochens an die Prothese vermieden werden, um einer Revision vorzubeugen.

7 Zusammenfassung

Während der Einsatz der inversen Schulterendoprothesen stetig wächst, wurde der Einfluss des Muskelzuges auf die Primärstabilität in der Implantatforschung bislang völlig außer Acht gelassen. Daher wurde im Rahmen dieser Studie analysiert, welchen Einfluss der Muskelzug in Ruhe, einer Abduktion des Armes um 45 Grad und einer Abduktion um 90 Grad auf die Primärstabilität der inversen Humerusprothese *in vitro* hat und wie dieser Einfluss sich bei verschiedenen Knochendefektgrößen zeigt.

Die inverse Humerusprothese "AEQUALIS™ ADJUSTABLE REVERSED" (Tornier Wright, Montbonnot Saint-Martin, Frankreich) wurde mittels Press-fit-Verankerung in fünf Kunststoffknochen mit einer Länge von 200 mm und fünf Knochenmodellen mit einer Länge von 160 mm implantiert. Anschließend wurden die Modelle mithilfe einer Universaldruckmaschine in jeweils 30 Zyklen tordiert (2 Nm – 6 Nm). Dabei wurden die Modelle stufenweise axial belastet, wodurch der Muskelzug simuliert werden konnte. Das axiale Gewicht steigerte sich von 7,7 kg (reiner Muskelzug) über 40 kg (45 Grad Abduktion) zu 69,3 kg (90 Grad Abduktion). Dabei wurde die Mikrorelativbewegung der Prothese im Knochen auf drei verschiedenen Messhöhen mithilfe von hochsensiblen Wegaufnehmern gemessen und stets mit der Mikrorelativbewegung ohne axiales Gewicht verglichen.

Mithilfe eines allgemeinen linearen Modells wurde der Einfluss der verschiedenen Faktoren auf die Mikrorelativbewegung der Prothese im Knochen analysiert. Der genaueren Untersuchung diente ein paarweiser Mehrfachvergleich mit Bonferroni-Korrektur im Rahmen eines LSD Post-Hoc-Tests.

So konnte festgestellt werden, dass ein größeres Torsionsmoment bei beiden untersuchten Knochendefekten mit einer größeren Mikrorelativbewegung einhergeht. Allerdings wurde der Einfluss vor allem bei Knochenmodellen mit dem größeren Defekt signifikant ($p < 0,014$).

Außerdem konnte bei den Knochenmodellen mit einer Länge von 200 mm auf keinem der Messniveaus ein signifikanter Einfluss des Muskelzuges auf die Mikrorelativbewegung festgestellt werden ($p = 1,000$). Bei Knochenmodellen mit 160 mm Schaftlänge fielen signifikante Unterschiede der Muskelzugbelastung erst bei einem Torsionsmoment von 6 Nm auf ($p < 0,028$). Hier waren die Mittelwerte ohne axiale Gewichtsbelastung signifikant höher als bei Modellen in denen der Muskelzug wirkte.

Allerdings lag bei dieser Belastungsstufe der Großteil der Messwerte über 150 μm , was eine Lockerung der Prothese bedeutet und klinisch mit einer Revision einher gehen würde.

Zusammenfassend lässt sich also feststellen, dass ein größeres Torsionsmoment mit einer höheren Mikrorelativbewegung einhergeht und dass der Muskelzug bei einem Knochen mit 200 mm Länge keinerlei Einfluss auf die primäre Stabilität der Prothese hat.

8 Abstract

While the use of reverse shoulder arthroplasty is steadily increasing, the influence of muscle traction on the primary stability of the implant has been completely disregarded in implant research. Therefore, this study analysed the performance of the reverse humeral prosthesis' primary stability *in vitro* during muscle traction in both 45 degree and 90 degree abduction, as well as in a static state. This was, moreover, applied to different bone defect sizes.

The reverse humeral prosthesis "AEQUALIS™ ADJUSTABLE REVERSED" (Tornier Wright, Montbonnot-Saint-Martin, France) was implanted using press-fit into five artificial bones with a length of 200 mm and five bone models with a length of 160 mm. Subsequently the models were torqued in 30 cycles using a universal testing machine (2 Nm – 6 Nm). During this process the models were loaded axially to simulate muscle traction. The axial weight increased from 7,7 kg (pure muscle traction) over 40 kg (45 degree abduction) to 69,3 kg (90 degree abduction). The relative micromotion of the prosthesis in the bone was simultaneously measured at three different measurement heights using high-sensitivity displacement transducers and compared to the relative micromotion without axial load.

Using a general linear model, the impact of different factors on the relative micromotion of the prosthesis in the bone was analysed. A pairwise multiple comparison with Bonferroni correction as part of an LSD post hoc test was used for more detailed results. Subsequently, it was found that a larger torsional moment was associated with a larger relative micromotion in both bone defects studied. However, the influence became significant ($p < 0.014$) in bone models with predominantly larger defect.

Furthermore, no significant influence of muscle traction on relative micromotion could be detected for the bone models with a length of 200 mm at any of the measurement levels ($p = 1.000$). In contrast, bone models with a length of 160 mm showed no significant differences in muscle traction until a torsional moment of 6 Nm ($p < 0.028$). Here, the mean values without axial weight loading were significantly higher than in models in which muscle traction was effective. However, at this loading level, the majority of the measured values were above 150 μm , which indicates loosening of the prosthesis and would clinically lead to a necessary reimplantation.

In summary, a larger torsional moment is associated with a higher relative micromotion and muscle traction, conclusively, has no effect on the primary stability of the reverse prosthesis for a bone with a length of 200 mm *in vitro*.

Abkürzungsverzeichnis

μm	<i>Mikrometer</i>
BW	<i>Körpergewicht (englisch: body weight)</i>
df	<i>Freiheitsgrade (englisch: degrees of freedom)</i>
F	<i>Kraft</i>
F_1	<i>Gewichtskraft des Armes</i>
F_2	<i>Muskelkraft</i>
H_1 - H_3	<i>Knochenmesspunkte 1-3</i>
l	<i>Länge des Hebelarmes</i>
L_1	<i>Hebelarm des Armes</i>
L_2	<i>Hebelarm der Muskeln</i>
LSD	<i>Least significant difference</i>
M_t	<i>Torsionsmoment</i>
MW	<i>Mittelwert</i>
N	<i>Newton</i>
n_1	<i>Menge der Knochenmodelle mit einer Schaftlänge von 200 mm</i>
n_2	<i>Menge der Knochenmodelle mit einer Schaftlänge von 160 mm</i>
n_{ges}	<i>Gesamtmenge</i>
P_1 - P_3	<i>Prothesenmesspunkte 1-3</i>
Q-Q-Diagramm	<i>Quantil-Quantil-Diagramm</i>
rm_{dist}	<i>Mikrorelativbewegung am distalen Messpunkt</i>
rm_{med}	<i>Mikrorelativbewegung am intermediären Messpunkt</i>
rm_{prox}	<i>Mikrorelativbewegung am proximalen Messpunkt</i>
SD	<i>Standardabweichung</i>
Sig.	<i>Signifikanz</i>
SPSS®	<i>Software-Eigenname: SPSS® Statistical Product and Service Solutions</i>
X	<i>Raumachse des kartesischen Koordinatensystems</i>
Y	<i>Raumachse des kartesischen Koordinatensystems</i>
Z	<i>Raumachse des kartesischen Koordinatensystems</i>

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Vereinfachtes Modell eines abduzierten Armes nach Poppen et al.	6
Abbildung 2: Präoperative Planung einer Neer 2 Prothese (3M), Software: mediCAD®	9
Abbildung 3: Präoperative Planung einer Delta Xtend™ Prothese (DePuy Synthes), Software: mediCAD®.....	10
Abbildung 4: "AEQUALIS™ ADJUSTABLE REVERSED" (Tornier Wright).....	11
Abbildung 5: Prothesenschaft mit Messpunkthöhen	18
Abbildung 6: Defektklassifikation nach Gohlke et al.	19
Abbildung 7: Aufbereiteter Knochen mit 200 mm Schaftlänge im Gipsblock von dorsal (links) und medial (rechts).....	20
Abbildung 8: Aufbereiteter Knochen mit 160 mm Schaftlänge im Gipsblock von dorsal (links) und medial (rechts).....	21
Abbildung 9: Implantation der Prothese in den Kunstknochen	22
Abbildung 10: Röntgenkontrolle der Prothese in Kunstknochen von dorsal und medial, 200 mm Schaftlänge (links) und 160 mm Schaftlänge (rechts).....	23
Abbildung 11: Übersicht des Versuchsaufbaus.....	24
Abbildung 12: Eingusswanne.....	25
Abbildung 13: Prothesenaufsatz in Einzelteilen	26
Abbildung 14: Implantierte Prothese mit Aufsatz im Kunstknochen.....	27
Abbildung 15: U-Form Strebenprofilsystem mit Fadenführung über Umlenkrollen	28
Abbildung 16: Ansicht von schräg hinten zur Darstellung der Umlenkrollen und der Fadenführung	29
Abbildung 17: Messstäbe an Kunstknochen und Prothese.....	30
Abbildung 18: Halterung für Messsensoren	32
Abbildung 19: Platzierung der Messsensoren an den Messstäben	33
Abbildung 20: Halterung für die Gewichte	34
Abbildung 21: UA-Profil auf Prothesenaufsatz	35
Abbildung 22: Querverbindungsstück des Prothesenaufsatzes, Ansicht von oben	36
Abbildung 23: Skizze der Mikrorelativbewegungsmessung mit A = Richtung der Prothesenbewegung und B = Richtung der Knochenbewegung	39
Abbildung 24: Gewichtsbelastung der Prothese mit 7,7 kg	41
Abbildung 25: Gewichtsbelastung der Prothese mit 40 kg	42
Abbildung 26: Gewichtsbelastung der Prothese mit 69,3 kg	43
Abbildung 28: Histogramm und Q-Q-Diagramm des Kolmogorov-Smirnov-Tests	55

Tabellenverzeichnis

<i>Tabelle 1: Belastungen auf die Prothese bei Alltagssituationen</i>	37
<i>Tabelle 2: Messprotokoll</i>	44
<i>Tabelle 3: Mikrorelativbewegung rm_{prox} in μm bei 200 mm Schaftlänge</i>	50
<i>Tabelle 4: Mikrorelativbewegung rm_{med} in μm bei 200 mm Schaftlänge</i>	51
<i>Tabelle 5: Mikrorelativbewegung rm_{dist} in μm bei 200 mm Schaftlänge</i>	52
<i>Tabelle 6: Mikrorelativbewegung rm_{med} in μm bei 160 mm Schaftlänge</i>	53
<i>Tabelle 7: Mikrorelativbewegung rm_{dist} in μm bei 160 mm Schaftlänge</i>	54
<i>Tabelle 8: Ergebnisse des Kolmogorov-Smirnov-Tests auf Normalverteilung</i>	55
<i>Tabelle 9: Ergebnisse der Varianzanalyse</i>	57
<i>Tabelle 10: Paarweiser Vergleich der Torsionsmomente, Schaftlänge 200 mm, proximaler Messpunkt (μm)</i>	59
<i>Tabelle 11: Paarweiser Vergleich der Torsionsmomente, Schaftlänge 200 mm, intermediärer Messpunkt (μm)</i>	60
<i>Tabelle 12: Paarweiser Vergleich der Torsionsmomente, Schaftlänge 200 mm, distaler Messpunkt (μm)</i>	61
<i>Tabelle 13: Paarweiser Vergleich der Torsionsmomente, Schaftlänge 160 mm, intermediärer Messpunkt (μm)</i>	62
<i>Tabelle 14: Paarweiser Vergleich der Torsionsmomente, Schaftlänge 160 mm, distaler Messpunkt (μm)</i>	63
<i>Tabelle 15: Paarweiser Vergleich des Muskelzuges, Schaftlänge 200 mm, proximaler Messpunkt (μm)</i> .	65
<i>Tabelle 16: Paarweiser Vergleich des Muskelzuges, Schaftlänge 200 mm, intermediärer Messpunkt (μm)</i>	66
<i>Tabelle 17: Paarweiser Vergleich des Muskelzuges, Schaftlänge 200 mm, distaler Messpunkt (μm)</i>	67
<i>Tabelle 18: Paarweiser Vergleich des Muskelzuges, Schaftlänge 160 mm, intermediärer Messpunkt (μm)</i>	68
<i>Tabelle 19: Paarweiser Vergleich des Muskelzuges, Schaftlänge 160 mm, distaler Messpunkt (μm)</i>	69
<i>Tabelle 20: Paarweiser Vergleich der Torsionsmomente, Schaftlänge 200 mm, proximaler Messpunkt, Übersicht (μm)</i>	A
<i>Tabelle 21: Paarweiser Vergleich der Torsionsmomente, Schaftlänge 200 mm, intermediärer Messpunkt, Übersicht (μm)</i>	A
<i>Tabelle 22: Paarweiser Vergleich der Torsionsmomente, Schaftlänge 200 mm, distaler Messpunkt, Übersicht (μm)</i>	B
<i>Tabelle 23: Paarweiser Vergleich der Torsionsmomente, Schaftlänge 160 mm, intermediärer Messpunkt, Übersicht (μm)</i>	B
<i>Tabelle 24: Paarweiser Vergleich der Torsionsmomente, Schaftlänge 160 mm, distaler Messpunkt, Übersicht (μm)</i>	C
<i>Tabelle 25: Paarweiser Vergleich des Muskelzuges, Schaftlänge 200 mm, proximaler Messpunkt, Übersicht (μm)</i>	C
<i>Tabelle 26: Paarweiser Vergleich des Muskelzuges, Schaftlänge 200 mm, intermediärer Messpunkt, Übersicht (μm)</i>	D

<i>Tabelle 27: Paarweiser Vergleich des Muskelzuges, Schaftlänge 200 mm, distaler Messpunkt, Übersicht (μm).....</i>	<i>D</i>
<i>Tabelle 28: Paarweiser Vergleich des Muskelzuges, Schaftlänge 160 mm, intermediärer Messpunkt, Übersicht (μm).....</i>	<i>E</i>
<i>Tabelle 29: Paarweiser Vergleich des Muskelzuges, Schaftlänge 160 mm, distaler Messpunkt, Übersicht (μm).....</i>	<i>E</i>

Diagrammverzeichnis

<i>Diagramm 1: Schaftlänge 200 mm, proximaler Messpunkt, Vergleich der Torsionsmomente</i>	<i>59</i>
<i>Diagramm 2: Schaftlänge 200 mm, intermediärer Messpunkt, Vergleich der Torsionsmomente.....</i>	<i>60</i>
<i>Diagramm 3: Schaftlänge 200 mm, distaler Messpunkt, Vergleich der Torsionsmomente.....</i>	<i>61</i>
<i>Diagramm 4: Schaftlänge 160 mm, intermediärer Messpunkt, Vergleich der Torsionsmomente.....</i>	<i>62</i>
<i>Diagramm 5: Schaftlänge 160 mm, distaler Messpunkt, Vergleich der Torsionsmomente.....</i>	<i>63</i>
<i>Diagramm 6: Schaftlänge 200 mm, proximaler Messpunkt, Vergleich des Muskelzuges.....</i>	<i>65</i>
<i>Diagramm 7: Schaftlänge 200 mm, intermediärer Messpunkt, Vergleich des Muskelzuges.....</i>	<i>66</i>
<i>Diagramm 8: Schaftlänge 200 mm, distaler Messpunkt, Vergleich des Muskelzuges</i>	<i>67</i>
<i>Diagramm 9: Schaftlänge 160 mm, intermediärer Messpunkt, Vergleich des Muskelzuges.....</i>	<i>68</i>
<i>Diagramm 10: Schaftlänge 160 mm, distaler Messpunkt, Vergleich des Muskelzuges</i>	<i>69</i>

Literaturverzeichnis

Albrektsson, T.; Brånemark, P. I.; Hansson, H. A.; Lindström, J. (1981): Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. In: *Acta orthopaedica Scandinavica* 52 (2), S. 155–170. DOI: 10.3109/17453678108991776.

Anglin, C.; Wyss, U. P.; Pichora, D. R. (2000): Glenohumeral contact forces. In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine* 214 (6), S. 637–644. DOI: 10.1243/0954411001535660.

Beirer, M.; Imhoff, A. B.; Braun, S. (2017): Impingement-Syndrome der Schulter. In: *Der Orthopäde* 46 (4), S. 373–386. DOI: 10.1007/s00132-017-3402-x.

Berahmani, Sanaz; Janssen, Dennis; Wolfson, David; Waal Malefijt, Maarten de; Fitzpatrick, Clare K.; Rullkoetter, Paul J.; Verdonschot, Nico (2016): FE analysis of the effects of simplifications in experimental testing on micromotions of uncemented femoral knee implants. In: *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 34 (5), S. 812–819. DOI: 10.1002/jor.23074.

Bergmann, G.; Graichen, F.; Bender, A.; Kääh, M.; Rohlmann, A.; Westerhoff, P. (2007a): In vivo glenohumeral contact forces--measurements in the first patient 7 months postoperatively. In: *Journal of Biomechanics* 40 (10), S. 2139–2149. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2006.10.037.

Bergmann, G.; Graichen, F.; Bender, A.; Rohlmann, A.; Halder, A.; Beier, A.; Westerhoff, P. (2011): In vivo gleno-humeral joint loads during forward flexion and abduction. In: *Journal of Biomechanics* 44 (8), S. 1543–1552. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2011.02.142.

Bergmann, G.; Graichen, F.; Rohlmann, A.; Westerhoff, P.; Bender, A.; Gabel, U.; Heinlein, B. (2007b): Loads acting on orthopaedic implants. Measurements and practical applications. In: *Der Orthopäde* 36 (3), 195-6, 198-200, 202-4. DOI: 10.1007/s00132-007-1055-x.

Berliner, Jonathan L.; Regalado-Magdos, Ashton; Ma, C. Benjamin; Feeley, Brian T. (2015): Biomechanics of reverse total shoulder arthroplasty. In: *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 24 (1), S. 150–160. DOI: 10.1016/j.jse.2014.08.003.

Bhimji, Safia; Meneghini, R. Michael (2012): Micromotion of cementless tibial baseplates under physiological loading conditions. In: *The Journal of arthroplasty* 27 (4), S. 648–654. DOI: 10.1016/j.arth.2011.06.010.

Bieger, Ralf; Ignatius, Anita; Reichel, Heiko; Dürselen, Lutz (2013): Biomechanics of a short stem: In vitro primary stability and stress shielding of a conservative cementless hip stem. In: *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 31 (8), S. 1180–1186. DOI: 10.1002/jor.22349.

Boileau, P.; Walch, G. (1999): Anatomical Study of the Proximal Humerus: Surgical Technique Considerations and Prosthetic Design Rationale. In: Gilles Walch und Pascal

Boileau (Hg.): *Shoulder Arthroplasty*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, S. 69–82.

Buechel, F. F.; Pappas, M. J.; DePalma, A. F. (1978): "Floating-socket" total shoulder replacement: anatomical, biomechanical, and surgical rationale. In: *Journal of biomedical materials research* 12 (1), S. 89–114. DOI: 10.1002/jbm.820120109.

Chong, Desmond Y. R.; Hansen, Ulrich N.; Amis, Andrew A. (2010): Analysis of bone-prosthesis interface micromotion for cementless tibial prosthesis fixation and the influence of loading conditions. In: *Journal of Biomechanics* 43 (6), S. 1074–1080. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2009.12.006.

Court-Brown, Charles M.; Caesar, Ben (2006): Epidemiology of adult fractures: A review. In: *Injury* 37 (8), S. 691–697. DOI: 10.1016/j.injury.2006.04.130.

Cristofolini, L.; Varini, E.; Viceconti, M. (2007): In-vitro method for assessing femoral implant-bone micromotions in resurfacing hip implants under different loading conditions. In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine* 221 (8), S. 943–950. DOI: 10.1243/09544119JEIM278.

Cristofolini, Luca; Viceconti, Marco (2000): Mechanical validation of whole bone composite tibia models. In: *Journal of Biomechanics* 33 (3), S. 279–288. DOI: 10.1016/S0021-9290(99)00186-4.

Cuff, Derek; Levy, Jonathan C.; Gutiérrez, Sergio; Frankle, Mark A. (2011): Torsional stability of modular and non-modular reverse shoulder humeral components in a proximal humeral bone loss model. In: *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 20 (4), S. 646–651. DOI: 10.1016/j.jse.2010.10.026.

Farkhondeh Fal, M.; Kircher, J. (2018): Nachbehandlung nach anatomischer und inverser Schulter-TEP. In: *Der Orthopäde* 47 (5), S. 420–427. DOI: 10.1007/s00132-018-3545-4.

Favre, Philippe; Henderson, Adam D. (2016): Prediction of stemless humeral implant micromotion during upper limb activities. In: *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 36, S. 46–51. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2016.05.003.

Favre, Philippe; Seebeck, Jörn; Thistlethwaite, Paul A. E.; Obrist, Marc; Steffens, Jason G.; Hopkins, Andrew R.; Hulme, Paul A. (2016): In vitro initial stability of a stemless humeral implant. In: *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 32, S. 113–117. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2015.12.004.

Fitzpatrick, Clare K.; Baldwin, Mark A.; Clary, Chadd W.; Maletsky, Lorin P.; Rullkoetter, Paul J. (2014): Evaluating knee replacement mechanics during ADL with PID-controlled dynamic finite element analysis. In: *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 17 (4), S. 360–369. DOI: 10.1080/10255842.2012.684242.

Fottner, Andreas; Schmid, Markus; Birkenmaier, Christof; Mazoochian, Farhad; Plitz, Wolfgang; Volkmar, Jansson (2009): Biomechanical evaluation of two types of short-stemmed hip prostheses compared to the trust plate prosthesis by three-dimensional measurement of micromotions. In: *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 24 (5), S. 429–434. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2009.02.007.

- Gardner, Matthew P.; Chong, Alexander C. M.; Pollock, Anthony G.; Wooley, Paul H. (2010): Mechanical evaluation of large-size fourth-generation composite femur and tibia models. In: *Annals of biomedical engineering* 38 (3), S. 613–620. DOI: 10.1007/s10439-009-9887-7.
- Gohlke, F.; Werner, B. (2017): Humerale und glenoidale Knochendefekte in der Schulterendoprothetik : Klassifikation und Behandlungsprinzipien. In: *Der Orthopäde* 46 (12), S. 1008–1014. DOI: 10.1007/s00132-017-3484-5.
- Gohlke, Frank (2000): Biomechanik der Schulter. In: *Der Orthopäde*, S. 834–844.
- Görtz, W.; Nägerl, U. V.; Nägerl, H.; Thomsen, M. (2002): Spatial micromovements of uncemented femoral components after torsional loads. In: *Journal of biomechanical engineering* 124 (6), S. 706–713. DOI: 10.1115/1.1517565.
- Gradinger, Rainer; Gollwitzer, Hans (2006): Ossäre Integration. Mit 28 Tabellen. Heidelberg: Springer Medizin. Online verfügbar unter http://deposit.dnb.de/cgi-bin/dokserv?id=2738448&prov=M&dok_var=1&dok_ext=htm.
- Grammont, Paul M.; Baulot, Emmanuel (2011): The classic: Delta shoulder prosthesis for rotator cuff rupture. 1993. In: *Clinical orthopaedics and related research* 469 (9), S. 2424. DOI: 10.1007/s11999-011-1960-5.
- Grothe, T.; Postler, A.; Nowotny, J.; Lützner, J.; Günther, K. P.; Klemm, H.-T. (2019): Endoprothetik der großen Gelenke. In: *Trauma Berufskrankh* 21 (2), S. 127–143. DOI: 10.1007/s10039-019-0423-1.
- Harris, Tyler E.; Jobe, Christopher M.; Dai, Qiang G. (2000): Fixation of proximal humeral prostheses and rotational micromotion. In: *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 9 (3), S. 205–210. DOI: 10.1067/mse.2000.105625.
- Harrison, N.; McHugh, P. E.; Curtin, W.; Mc Donnell, P. (2013): Micromotion and friction evaluation of a novel surface architecture for improved primary fixation of cementless orthopaedic implants. In: *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 21, S. 37–46. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2013.01.017.
- Holschen, M.; Agneskirchner, J. D. (2014): Inverse Schulterprothese – Indikation, Operationstechnik und Ergebnisse. In: *Arthroskopie* 27 (1), S. 38–48. DOI: 10.1007/s00142-013-0771-y.
- Inman, Verne T.; Saunders, J. B. deC. M.; Abbott, LeRoy C. (1944): Observations on the function of the shoulder joint. In: *The Journal of Bone & Joint Surgery* (26 (1)), S. 1–30. Online verfügbar unter https://www.jbjs.org/reader.php?id=178470&rsuite_id=180678&native=1&source=The_Journal_of_Bone_and_Joint_Surgery/26/1/1/abstract&topics=sh#info.
- Jahnke, Alexander; Fonseca Ulloa, Carlos A.; Seeger, Jörn Bengt; Rickert, Markus; Jahnke, Gerhard Walter; Ahmed, Gafar Adam; Ishaque, Bernd Alexander (2018): Analysis of the elastic bending characteristics of cementless short hip stems considering the valgus alignment of the prosthetic stem. In: *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 52, S. 49–56. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2018.01.006.

Jahnke, Alexander; Jakubowitz, Eike; Ishaque, Bernd Alexander; Rickert, Markus; Bischel, Oliver (2016): Influence of cerclages on primary stability of tumor megaprotheses subjected to distal femur defects. In: *Injury* 47 (2), S. 453–459. DOI: 10.1016/j.injury.2015.10.031.

Jahnke, Alexander; Müller, Felizia; Fonseca Ulloa, Carlos A.; Rickert, Markus; Werner, Birgit S.; Gohlke, Frank (2021): Press-fit reverse shoulder arthroplasty in case of advanced humeral bone loss - Is additional distal fixation necessary for primary stability? In: *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 82, S. 105283. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2021.105283.

Jakubowitz, Eike; Bitsch, Rudi G.; Heisel, Christian; Lee, Christoph; Kretzer, Jan P.; Thomsen, Marc N. (2008): Primary rotational stability of cylindrical and conical revision hip stems as a function of femoral bone defects: an in vitro comparison. In: *Journal of Biomechanics* 41 (14), S. 3078–3084. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2008.06.002.

Jakubowitz, Eike; Neubrech, Christine; Raiss, Patric; Nadorf, Jan; Tanner, Michael C.; Rickert, Markus; Kasten, Philip (2011): Humeral cementless surface replacement arthroplasties of the shoulder: an experimental investigation on their initial fixation. In: *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 29 (8), S. 1216–1221. DOI: 10.1002/jor.21393.

Jazayeri, Reza; Kwon, Young W. (2011): Evolution of the reverse total shoulder prosthesis. In: *Bulletin of the NYU hospital for joint diseases* 69 (1), S. 50–55.

Kasten, Philip (2014): 1.19-DOK1-46-Nachbehandlung Schulter TEP. Orthopädisch Chirurgisches Centrum Tübingen. Online verfügbar unter https://www.occ-tuebingen.de/fileadmin/downloads/nachbehandlung/Nachbehandlung_Schulter_TEP.pdf.

Keener, Jay D.; Chalmers, Peter Nissen; Yamaguchi, Ken (2017): The Humeral Implant in Shoulder Arthroplasty. In: *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 25 (6), S. 427–438. DOI: 10.5435/JAAOS-D-15-00682.

Kinkel, Stefan; Nadorf, Jan; Thomsen, Marc N.; Heisel, Christian; Jahnke, Alexander; Kretzer, Jan P.; Jakubowitz, Eike (2015): Fixation pattern of conical and cylindrical modular revision hip stems in different size bone defects. In: *International orthopaedics* 39 (9), S. 1819–1825. DOI: 10.1007/s00264-015-2869-5.

Kircher, J. (2017): Schulterendoprothetik im Alter : Hemi- oder Totalendoprothese? Anatomisch oder invers? In: *Der Orthopäde* 46 (1), S. 40–47. DOI: 10.1007/s00132-016-3365-3.

Kircher, Jörn (2020): Schulterendoprothese. In: *Arthroskopie* 33 (5), S. 370–377. DOI: 10.1007/s00142-020-00394-y.

Klug, Alexander; Gramlich, Yves; Schmidt-Horlohé, Kay; Wincheringer, Dennis; Hoffmann, Reinhard (2019): Nur noch invers? Trends der operativen Versorgung proximaler Humerusfrakturen in Deutschland – eine epidemiologische Untersuchung zwischen 2007 und 2016. Unter Mitarbeit von Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und

Unfallchirurgie, Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie, Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und orthopädische Chirurgie und Berufsverband der Fachärzte für Orthopädie.

Kraenzlein, J.; Mazoochian, F.; Fottner, A.; Birkenmaier, C.; Schulze Pellengahr, C. von; Jansson, V. (2009): The compression-rotation stem: an experimental study on the primary stability of a new revision hip stem. In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine* 223 (1), S. 45–52. DOI: 10.1243/09544119JEIM444.

Lacheta, L.; Imhoff, A.; Scheiderer, B. (2016): Biomechanik der instabilen Schulter – therapeutische Relevanz. In: *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date* 11 (05), S. 331–345. DOI: 10.1055/s-0042-100574.

Loew, Markus (2010): AE-Manual der Endoprothetik. Schulter. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag Berlin Heidelberg (AE-Manual der Endoprothetik / Markus Loew, Hrsg, Bd. 1). Online verfügbar unter <http://site.ebrary.com/lib/alltitles/docDetail.action?docID=10351674>.

Magosch, P.; Habermeyer, P.; Lichtenberg, S.; Tauber, M.; Gohlke, F.; Mauch, F. et al. (2017): Ergebnisse des deutschen Schulter- und Ellenbogenprothesenregisters (SEPR) : Anatomische oder inverse Prothese bei B2-Glenoid? In: *Der Orthopäde* 46 (12), S. 1063–1072. DOI: 10.1007/s00132-017-3485-4.

Müller, Sebastian A.; Taha, Mohy; Müller, Andreas M. (2020): Aktueller Stand der Schulterendoprothetik. In: *Therapeutische Umschau. Revue thérapeutique* 77 (10), S. 505–510. DOI: 10.1024/0040-5930/a001227.

Nägerl, H.; Kubein-Meesenburg, D.; Schäfer, W.; Cotta, H.; Thomsen, M.; Strachwitz, B.; Fanghänel, J. (1996): Messung der räumlichen Mikrobewegung des Femurschaftes von Endoprothesen in Abhängigkeit des räumlichen Kraftsystems. In: *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 134 (2), S. 99–110. DOI: 10.1055/s-2008-1039780.

Neer, Charles S.; Brown, Thomas H.; McLaughlin, Harrison L. (1953): Fracture of the neck of the humerus with dislocation of the head fragment. In: *The American Journal of Surgery* 85 (3), S. 252–258. DOI: 10.1016/0002-9610(53)90606-0.

Ostör, A. J. K.; Richards, C. A.; Prevost, A. T.; Speed, C. A.; Hazleman, B. L. (2005): Diagnosis and relation to general health of shoulder disorders presenting to primary care. In: *Rheumatology (Oxford, England)* 44 (6), S. 800–805. DOI: 10.1093/rheumatology/keh598.

Patel, Ronak M.; Gelber, Jonathan D.; Schickendantz, Mark S. (2018): The Weight-Bearing Shoulder. In: *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 26 (1), S. 3–13. DOI: 10.5435/JAAOS-D-15-00598.

Pilliar, R. M.; Lee, J. M.; Maniopoulos, C. (1986): Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. In: *Clinical orthopaedics and related research* (208), S. 108–113.

- Poppen, N. K.; Walker, P. S. (1978): Forces at the glenohumeral joint in abduction. In: *Clinical orthopaedics and related research* (135), S. 165–170.
- Richard, Hans Albert; Kullmer, Gunter; Nöcker, Dietrich (2013): Biomechanik. Grundlagen und Anwendungen auf den menschlichen Bewegungsapparat ; [mit 15 Tabellen. Wiesbaden: Springer Vieweg. Online verfügbar unter <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-8348-8611-8>.
- Schenk, R. K.; Buser, D. (1998): Osseointegration: a reality. In: *Periodontology* 2000 17, S. 22–35. DOI: 10.1111/j.1600-0757.1998.tb00120.x.
- Schmidt, Jörg; Belzl, Harry; Ernst, Ulrich; Heining, Sandro; Hirsch, Ute; Riedel, Tobias et al. (2020): Nachbehandlungsempfehlungen 2020. Hg. v. Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie e.V. Arbeitskreis Traumarehabilitation, Sektion Physikalische Therapie und Rehabilitation der DGOU. Online verfügbar unter https://dgou.de/fileadmin/dgou/dgou/Dokumente/News/News/2020/2020_Nachbehandlungsempfehlungen.pdf.
- Spinelli, Michele; Affatato, Saverio; Cristofolini, Luca; Erani, Paolo; Tigani, Domenico; Viceconti, Marco (2010): Combined wear behavior and long-term implant-bone fixation of total knee replacement: a novel in vitro set-up. In: *Artificial organs* 34 (5), E177-83. DOI: 10.1111/j.1525-1594.2009.00972.x.
- Spross, Christian; Ebnetter, Lukas; Benninger, Emanuel; Erschbamer, Matthias; Erhardt, Johannes; Jost, Bernhard (2013): Short- or long-stem prosthesis for intramedullary bypass of proximal humeral fractures with severe metaphyseal bone loss: evaluation of primary stability in a biomechanical model. In: *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 22 (12), S. 1682–1688. DOI: 10.1016/j.jse.2013.02.012.
- Statistisches Bundesamt (Destatis) (2017): Mikrozensus - Fragen zur Gesundheit - Körpermaße der Bevölkerung - 2017.
- Theopold, Jan; Mütze, Maria; Hepp, Pierre (2019): Inverse Prothesen bei Defektarthropathie, Fraktur und Revisionsendoprothetik. In: *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date* 14 (03), S. 271–292. DOI: 10.1055/a-0625-1167.
- Thomsen, M.; Kretzer, J. P.; Heisel, C.; Lee, C.; Nadorf, J.; Jakubowitz, E. (2010): Femorale Revisionsprothesen : Eine Analyse der Verankerung. In: *Der Orthopäde* 39 (6), S. 623–630. DOI: 10.1007/s00132-010-1617-1.
- van der Helm, F.C.T. (1994): Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. In: *Journal of Biomechanics* 27 (5), S. 527–550. DOI: 10.1016/0021-9290(94)90064-7.
- Westerhoff, P.; Graichen, F.; Bender, A.; Halder, A.; Beier, A.; Rohlmann, A.; Bergmann, G. (2009a): In vivo measurement of shoulder joint loads during activities of daily living. In: *Journal of Biomechanics* 42 (12), S. 1840–1849. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2009.05.035.
- Westerhoff, P.; Graichen, F.; Bender, A.; Rohlmann, A.; Bergmann, G. (2009b): An instrumented implant for in vivo measurement of contact forces and contact moments in

the shoulder joint. In: *Medical Engineering & Physics* 31 (2), S. 207–213. DOI: 10.1016/j.medengphy.2008.07.011.

Wiedemann, E. (2006): Schulterendoprothetik. In: *Der Unfallchirurg* 109 (12), 1073-83; quiz 1084. DOI: 10.1007/s00113-006-1204-4.

Anhang

Vollständige Übersicht der paarweisen Vergleiche

Tabelle 20: Paarweiser Vergleich der Torsionsmomente, Schaftlänge 200 mm, proximaler Messpunkt, Übersicht (μm)

Schaftlänge 200 mm <i>rm_{prox}</i>	2 Nm	4 Nm	6 Nm	Sig.
0% BW	13,61 (12,45) ^{a,b}	39,14 (39,49) ^{a,c}	169,35 (194,00) ^{b,c}	a = 1,000 b = 0,392 c = 0,618
10% BW	11,54 (9,57) ^{d,e}	22,99 (33,81) ^{d,f}	97,50 (55,51) ^{e,f}	d = 1,000 e = 1,000 f = 1,000
52% BW	8,45 (5,94) ^{g,h}	31,70 (29,22) ^{g,i}	97,94 (60,28) ^{h,i}	g = 1,000 h = 1,000 i = 1,000
90% BW	12,27 (11,33) ^{j,k}	33,41 (29,76) ^{j,l}	91,75 (67,38) ^{k,l}	j = 1,000 k = 1,000 l = 1,000

Tabelle 21: Paarweiser Vergleich der Torsionsmomente, Schaftlänge 200 mm, intermediärer Messpunkt, Übersicht (μm)

Schaftlänge 200 mm <i>rm_{med}</i>	2 Nm	4 Nm	6 Nm	Sig.
0% BW	19,77 (6,51) ^{a,b}	52,51 (14,47) ^{a,c}	226,16 (140,47) ^{b,c}	a = 1,000 b = 0,136 c = 0,276
10% BW	23,64 (5,79) ^{d,e}	57,38 (26,03) ^{d,f}	192,75 (14,08) ^{e,f}	d = 1,000 e = 0,365 f = 0,718
52% BW	13,00 (5,30) ^{g,h}	41,64 (11,59) ^{g,i}	148,82 (56,37) ^{h,i}	g = 1,000 h = 0,561 i = 0,892
90% BW	13,88 (24,51) ^{j,k}	36,95 (11,32) ^{j,l}	135,90 (56,30) ^{k,l}	j = 1,000 k = 0,707 l = 1,000

Tabelle 22: Paarweiser Vergleich der Torsionsmomente, Schaftlänge 200 mm, distaler Messpunkt, Übersicht (μm)

<i>Schaftlänge</i> 200 mm <i>rm_{dist}</i>	2 Nm	4 Nm	6 Nm	Sig.
0% BW	40,48 (12,94) ^{a,b}	105,61 (46,05) ^{a,c}	272,99 (119,56) ^{b,c}	a = 1,000 b = 0,073 c = 0,313
10% BW	52,34 (24,02) ^{d,e}	123,65 (74,81) ^{d,f}	349,25 (142,02) ^{e,f}	d = 1,000 e = 0,021 f = 0,151
52% BW	31,62 (7,96) ^{g,h}	79,69 (23,52) ^{g,i}	233,85 (109,15) ^{h,i}	g = 1,000 h = 0,150 i = 0,403
90% BW	25,68 (11,45) ^{j,k}	69,16 (32,73) ^{j,l}	211,21 (124,64) ^{k,l}	j = 1,000 k = 0,216 l = 0,503

Tabelle 23: Paarweiser Vergleich der Torsionsmomente, Schaftlänge 160 mm, intermediärer Messpunkt, Übersicht (μm)

<i>Schaftlänge</i> 160 mm <i>rm_{med}</i>	2 Nm	4 Nm	6 Nm	Sig.
0% BW	18,93 (5,73) ^{a,b}	47,49 (12,52) ^{a,c}	584,80 (682,69) ^{b,c}	a = 1,000 b = 0,000 c = 0,000
10% BW	21,26 (4,38) ^{d,e}	71,07 (49,87) ^{d,f}	216,80 (53,82) ^{e,f}	d = 1,000 e = 0,174 f = 0,471
52% BW	21,25 (5,68) ^{g,h}	99,74 (75,26) ^{g,i}	315,28 (325,95) ^{h,i}	g = 1,000 h = 0,014 i = 0,110
90% BW	18,98 (4,37) ^{j,k}	64,98 (54,78) ^{j,l}	104,58 (71,85) ^{k,l}	j = 1,000 k = 1,000 l = 1,000

Tabelle 24: Paarweiser Vergleich der Torsionsmomente, Schaftlänge 160 mm, distaler Messpunkt, Übersicht (μm)

Schaftlänge 160 mm rm_{dist}	2 Nm	4 Nm	6 Nm	Sig.
0% BW	53,20 (8,87) ^{a,b}	140,63 (21,55) ^{a,c}	808,20 (756,62) ^{b,c}	a = 1,000 b = 0,000 c = 0,000
10% BW	59,19 (12,26) ^{d,e}	180,00 (80,80) ^{d,f}	515,40 (198,90) ^{e,f}	d = 0,721 e = 0,000 f = 0,004
52% BW	58,14 (6,44) ^{g,h}	230,39 (136,47) ^{g,i}	616,35 (395,52) ^{h,i}	g = 0,284 h = 0,000 i = 0,001
90% BW	61,75 (9,07) ^{j,k}	182,45 (60,22) ^{j,l}	283,76 (72,01) ^{k,l}	j = 0,722 k = 0,095 l = 0,974

Tabelle 25: Paarweiser Vergleich des Muskelzuges, Schaftlänge 200 mm, proximaler Messpunkt, Übersicht (μm)

Schaftlänge 200 mm rm_{prox}	2 Nm	4 Nm	6 Nm
0% BW	13,61 (12,45) ^{a,b,c}	39,14 (39,49) ^{g,h,i}	169,35 (194,00) ^{m,n,o}
10% BW	11,54 (9,57) ^{a,d,e}	22,99 (33,81) ^{g,j,k}	97,50 (55,51) ^{m,p,q}
52% BW	8,45 (5,94) ^{b,d,f}	31,70 (29,22) ^{h,j,l}	97,94 (60,28) ^{n,p,r}
90% BW	12,27 (11,33) ^{c,e,f}	33,41 (29,76) ^{i,k,l}	91,75 (67,38) ^{o,q,r}
Sig.	a = 1,000 b = 1,000 c = 1,000 d = 1,000 e = 1,000 f = 1,000	g = 1,000 h = 1,000 i = 1,000 j = 1,000 k = 1,000 l = 1,000	m = 1,000 n = 1,000 o = 1,000 p = 1,000 q = 1,000 r = 1,000

Tabelle 26: Paarweiser Vergleich des Muskelzuges, Schaftlänge 200 mm, intermediärer Messpunkt, Übersicht (μm)

Schaftlänge 200 mm <i>rm_{med}</i>	2 Nm	4 Nm	6 Nm
0% BW	19,77 (6,51) ^{a,b,c}	52,51 (14,47) ^{g,h,i}	226,16 (140,47) ^{m,n,o}
10% BW	23,64 (5,79) ^{a,d,e}	57,38 (26,03) ^{g,j,k}	192,75 (14,08) ^{m,p,q}
52% BW	13,00 (5,30) ^{b,d,f}	41,64 (11,59) ^{h,j,l}	148,82 (56,37) ^{n,p,r}
90% BW	13,88 (24,51) ^{c,e,f}	36,95 (11,32) ^{i,k,l}	135,90 (56,30) ^{o,q,r}
Sig.	a = 1,000 b = 1,000 c = 1,000 d = 1,000 e = 1,000 f = 1,000	g = 1,000 h = 1,000 i = 1,000 j = 1,000 k = 1,000 l = 1,000	m = 1,000 n = 1,000 o = 1,000 p = 1,000 q = 1,000 r = 1,000

Tabelle 27: Paarweiser Vergleich des Muskelzuges, Schaftlänge 200 mm, distaler Messpunkt, Übersicht (μm)

Schaftlänge 200 mm <i>rm_{dist}</i>	2 Nm	4 Nm	6 Nm
0% BW	40,48 (12,94) ^{a,b,c}	105,61 (46,05) ^{g,h,i}	272,99 (119,56) ^{m,n,o}
10% BW	52,34 (24,02) ^{a,d,e}	123,65 (74,81) ^{g,j,k}	349,25 (142,02) ^{m,p,q}
52% BW	31,62 (7,96) ^{b,d,f}	79,69 (23,52) ^{h,j,l}	233,85 (109,15) ^{n,p,r}
90% BW	25,68 (11,45) ^{c,e,f}	69,16 (32,73) ^{i,k,l}	211,21 (124,64) ^{o,q,r}
Sig.	a = 1,000 b = 1,000 c = 1,000 d = 1,000 e = 1,000 f = 1,000	g = 1,000 h = 1,000 i = 1,000 j = 1,000 k = 1,000 l = 1,000	m = 1,000 n = 1,000 o = 1,000 p = 1,000 q = 1,000 r = 1,000

Tabelle 28: Paarweiser Vergleich des Muskelzuges, Schaftlänge 160 mm, intermediärer Messpunkt, Übersicht (μm)

Schaftlänge 160 mm <i>rm_{med}</i>	2 Nm	4 Nm	6 Nm
0% BW	18,93 (5,73) ^{a,b,c}	47,49 (12,52) ^{g,h,i}	584,80 (682,69) ^{m,n,o}
10% BW	21,26 (4,38) ^{a,d,e}	71,07 (49,87) ^{g,j,k}	216,80 (53,82) ^{m,p,q}
52% BW	21,25 (5,68) ^{b,d,f}	99,74 (75,26) ^{h,j,l}	315,28 (325,95) ^{n,p,r}
90% BW	18,98 (4,37) ^{c,e,f}	64,98 (54,78) ^{i,k,l}	104,58 (71,85) ^{o,q,r}
Sig.	a = 1,000 b = 1,000 c = 1,000 d = 1,000 e = 1,000 f = 1,000	g = 1,000 h = 1,000 i = 1,000 j = 1,000 k = 1,000 l = 1,000	m = 0,002 n = 0,055 o = 0,000 p = 1,000 q = 1,000 r = 0,274

Tabelle 29: Paarweiser Vergleich des Muskelzuges, Schaftlänge 160 mm, distaler Messpunkt, Übersicht (μm)

Schaftlänge 160 mm <i>rm_{dist}</i>	2 Nm	4 Nm	6 Nm
0% BW	53,20 (8,87) ^{a,b,c}	140,63 (21,55) ^{g,h,i}	808,20 (756,62) ^{m,n,o}
10% BW	59,19 (12,26) ^{a,d,e}	180,00 (80,80) ^{g,j,k}	515,40 (198,90) ^{m,p,q}
52% BW	58,14 (6,44) ^{b,d,f}	230,39 (136,47) ^{h,j,l}	616,35 (395,52) ^{n,p,r}
90% BW	61,75 (9,07) ^{c,e,f}	182,45 (60,22) ^{i,k,l}	283,76 (72,01) ^{o,q,r}
Sig.	a = 1,000 b = 1,000 c = 1,000 d = 1,000 e = 1,000 f = 1,000	g = 1,000 h = 1,000 i = 1,000 j = 1,000 k = 1,000 l = 1,000	m = 0,028 n = 0,377 o = 0,000 p = 1,000 q = 0,150 r = 0,008

Erklärung zur Dissertation

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

Ort, Datum

Unterschrift

Danksagung

Zunächst möchte ich mich bei dem Labor für Biomechanik der Justus-Liebig-Universität Gießen für die freundliche Unterstützung bei dieser Arbeit bedanken.

Ich bedanke mich herzlich bei Herrn Prof. Dr. med. Rickert, der mir die Möglichkeit bot, diese Studie durchzuführen.

Ein großer Dank gilt Herrn Dr. biol. hom. Dipl.-Ing. Alexander Jahnke, der mich auf dem gesamten Weg dieser Arbeit begleitete und unterstützte, bei Problemen und Schwierigkeiten jederzeit ein offenes Ohr für mich hatte und immer motivierend und aufbauend war.

Außerdem möchte ich mich bei allen Mitarbeitenden des Labors für Biomechanik für das stets herzliche Willkommen bedanken. Besonders danke ich Herrn M. Sc. Carlos Alfonso Fonseca Ulloa, der mir bei technischen Fragen immer mit Rat und Tat zur Seite stand und mich dazu noch mit seiner guten Laune motiviert hat.

Auch danken möchte ich Herrn Hudel, der mich in statistischen Fragen geduldig und freundlich beraten hat.

Ein weiteres großes Dankeschön gilt meinem Freundeskreis, an den ich mich jederzeit wenden konnte. Vor allem möchte ich mich bei Lena bedanken, die diese Arbeit korrekturgelesen hat und immer für mich da war.

Abschließend danke ich meiner Familie, die mir dieses Studium ermöglicht und mich auf dem gesamten Weg motiviert hat. Für eure unermüdliche Unterstützung bin ich euch sehr dankbar.