

**Analyse des elastischen Verformungsverhaltens zementfreier
Standardschaftprothesen unter axialer Varusbelastung und Einflussnahme der
Schaftdesignkomponente auf die primäre Kippstabilität**

Inauguraldissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

des Fachbereiches Medizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Reichart, Sophie

aus Siegen

Gießen, 2023

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

Gutachter: Prof. Dr. med. Markus Rickert

Gutachter: Prof. Dr. med. Gabor Szalay

Tag der Disputation: 26.06.2023

Inhaltsverzeichnis

INHALTSVERZEICHNIS	1
1 EINLEITUNG	1
1.1 HINTERGRUND.....	1
1.2 STAND DER FORSCHUNG	2
2 FRAGESTELLUNG	5
3 THEORETISCHE GRUNDLAGEN	6
3.1 GRUNDLAGEN DER ENDOPROTHETIK.....	6
3.2 PRIMÄRSTABILITÄT	7
3.3 PRESS-FIT-VERANKERUNGSPRINZIP	9
3.4 FLÄCHENTRÄGHEITSMOMENT	10
4 MATERIAL UND METHODE	12
4.1 PROTHESEN	12
4.1.1 <i>CLS® Spotorno®</i>	12
4.1.2 <i>EcoFit®</i>	13
4.1.3 <i>TrendHip®</i>	14
4.2 KUNSTSTOFFFEMUR	15
4.3 MESSSYSTEM.....	15
4.3.1 <i>Kippmessung</i>	16
4.3.2 <i>Messprinzip</i>	17
4.3.3 <i>Messmaschine</i>	18
4.4 VERSUCHSPROTOKOLL	19
4.4.1 <i>Matrix</i>	19
4.4.2 <i>OP-Planung</i>	19
4.4.3 <i>Messpunkt-Protokoll</i>	22
4.4.4 <i>Bestimmung des messpunktspezifischen Flächenträgheitsmoments</i>	23
4.4.5 <i>Resektion</i>	24
4.4.6 <i>Markkraumaufbereitung</i>	25
4.4.7 <i>Implantation</i>	25
4.4.8 <i>Röntgenkontrolle</i>	26
4.4.9 <i>Vorbereitung des Messverbundes</i>	26
4.5 STATISTISCHE METHODEN	28
4.5.1 <i>Zusammensetzung des Datensatzes</i>	28
4.5.2 <i>Untersuchung auf Normalverteilung</i>	29
4.5.3 <i>Deskriptive statistische Analyse der Messwerte</i>	29
4.5.4 <i>Analyse der Relativbewegung in Abhängigkeit von Prothesentyp, Flächenträgheitsmoment und Messpunkt</i>	29

5	ERGEBNISSE	31
5.1	EXPLORATIVE DATENANALYSE.....	31
5.1.1	<i>Mikrorelativbewegungen $rm_{PP} - rm_{PD}$</i>	31
5.1.2	<i>Flächenträgheitsmoment I_p</i>	32
5.2	KIPPMESSUNG	33
5.2.1	<i>CLS® Spotorno®</i>	33
5.2.2	<i>EcoFit®</i>	37
5.2.3	<i>TrendHip®</i>	41
5.2.4	<i>Vergleich aller Prothesen</i>	45
5.3	FLÄCHENTRÄGHEITSMOMENT	47
5.3.1	<i>CLS® Spotorno®</i>	47
5.3.2	<i>EcoFit®</i>	48
5.3.3	<i>TrendHip®</i>	49
5.3.4	<i>Vergleich der Flächenträgheitsmomente aller Prothesen</i>	49
5.4	ERGEBNISSE DER STATISTISCHEN AUSWERTUNG.....	51
6	DISKUSSION	53
6.1	KIPPSTABILITÄT UND DAS FLÄCHENTRÄGHEITSMOMENT.....	54
6.1.1	<i>CLS® Spotorno®</i>	54
6.1.2	<i>EcoFit®</i>	55
6.1.3	<i>TrendHip®</i>	56
6.2	LIMITATIONEN.....	58
6.3	KLINISCHE RELEVANZ UND AUSBLICK.....	59
7	ZUSAMMENFASSUNG.....	61
8	ABSTRACT	63
	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	A
	TABELLENVERZEICHNIS.....	D
	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS.....	E
	SYMBOLVERZEICHNIS	G
	LITERATURVERZEICHNIS.....	H
	ANHANG.....	M
	PUBLIKATIONSVERZEICHNIS.....	T
	ERKLÄRUNG ZUR DISSERTATION	U
	DANKSAGUNG.....	V

1 Einleitung

1.1 Hintergrund

Der Einsatz einer Hüftgelenksprothese zählt in Deutschland zu den am häufigsten durchgeführten Operationen jährlich, mit steigender Tendenz. Schon im Jahr 2017 setzte sich Deutschland an die Spitze der OECD-Länder mit rund 309 Neueingriffen pro 100 000 Einwohner. Der Durchschnitt der gelisteten Länder lag bei circa 182 pro 100 000 (Organisation for Economic Co-operation and Development 2019).

Immer weiter steigende Implantationszahlen durch fortschreitenden demografischen Wandel sind prospektiv zu erwarten. Da endoprothetische Eingriffe meist auf Basis arthrotisch-degenerativer Gelenkveränderungen indiziert sind, steht die Wiederherstellung der größtmöglichen anatomisch-mechanischen sowie soziokulturellen Funktionalität und somit der Lebensqualität im Vordergrund.

Aktuell stehen in Deutschland einem Operateur mehr als 50 Prothesenmodelle zum Hüftgelenksersatz zur Auswahl mit Implantationsraten zwischen 300 und 30 000 im Jahr (Grimberg et al. 2020). Jede dieser Prothesen muss den hohen Belastungsansprüchen *in vivo*, bezüglich Langlebigkeit und Stabilität, gerecht werden. Neben der Unterscheidung zwischen Kurz- und Standardschaftprothesen kann eine Differenzierung auch nach zementierten und zementfreien Prothesen erfolgen.

Betrachtet man die anatomischen Gegebenheiten des Hüftgelenks vor einem endoprothetischen Eingriff, so zeigt sich ein Nussgelenk, eine Unterform des Kugelgelenks, das drei Freiheitsgrade umfasst. Der Femurkopf sitzt hierbei, gesäumt vom *Labrum acetabuli*, leicht inkongruent in der Gelenkkapsel. Die Krafteinleitung im Hüftgelenk verläuft außerhalb der Femurschaftachse, sodass die hieraus entstehenden Biege- sowie Torsionsmomente primär das Femur selbst belasten. Diese Beanspruchung kann sich je nach Bewegung und Aktivität um ein Vielfaches potenzieren (Bergmann et al. 2001). Zusätzlich variiert die Krafteinleitung in Abhängigkeit von der Schenkelhalslänge sowie des Anteversionswinkels und kann somit Belastungen individuell weiter erhöhen.

Kommt es nun zur endoprothetischen Versorgung des Hüftgelenkes durch beispielsweise einen zementfreien Hüftschaft, wird in die physiologische Gelenkmechanik eingegriffen und diese drastisch verändert.

Die resultierende Hüftkraft verursacht ein Varusdrehmoment, bedingt durch den anatomischen Versatz zwischen Schenkelhals und Femurdiaphysenachse. Jedoch erzeugt die deutlich starrere Prothese über ihre gesamte Länge hinweg eine Versteifung des Femurs aus dem Markraum heraus. Hierdurch werden die mechanischen Spannungen im Femur in Abhängigkeit von der Prothesensteifigkeit verändert.

Im Zuge dessen kann es zu einem periprothetischen Knochenumbau sowie -verlust kommen, der unter anderem durch die biomechanisch bedingte Entlastung des Knochens aufgrund des implantierten Prothesenschaftes erzeugt wird. Diese Induktion von ossären Umbauprozessen, die mit einer Änderung der Geometrie und der Dichte der Knochenmatrix einhergehen, werden maßgeblich durch Material, Oberflächencharakteristik und Querschnittsgeometrie des Implantates hervorgerufen (Rubash et al. 1998).

Somit zeigt sich das Prothesendesign als essenziell für die Fixation und die mechanische Belastung einer Prothese. Ziel einer zementfreien Prothese ist es hierbei, so wenig wie möglich in die anatomische Spannungsverteilung einzugreifen und gleichzeitig eine ausreichende primäre Stabilität postoperativ zu erzielen, die für die nachfolgende ossäre Integration eine wesentliche Rolle spielt (Pilliar et al. 1986).

1.2 Stand der Forschung

Die Untersuchung der primären Stabilität von Endoprothesen kristallisiert sich als vielfach thematisierte Forschungsfrage des einundzwanzigsten Jahrhunderts heraus. Bereits Ende des zwanzigsten Jahrhunderts befassten sich verschiedene Arbeitsgruppen mit dem Verhalten von zementfreien Hüftprothesen (Morscher 1983; Ungethüm und Blömer 1987; Dujovne et al. 1993). Hierbei lag das Augenmerk vor allem auf dem Konzept der zementfreien Prothesen als Alternative zum seit den 1960er Jahren verwendeten Knochenzement als primäre Fixation.

In den darauffolgenden Jahren beschäftigten sich viele Untersuchungen vornehmlich mit den Eigenschaften und Verhaltensweisen von zementfreien Hüftprothesen unter Aufbringen von Torsionsbelastungen zur Simulation der Belastung *in vitro* (Thomsen et al. 1999; Jakubowitz et al. 2008; Jahnke et al. 2016).

Der physiologische Bewegungsablauf umfasst jedoch nicht nur Torsionsmomente, die auf das Femur einwirken (Bergmann et al. 2001; Bergmann et al. 2007). Während des Gangzyklus werden zusätzlich Kippbelastungen generiert, die ebenfalls maßgeblich zur Belastung und Biegespannung beitragen (OrthoLoad 2016).

Um auch diese Krafteinwirkung experimentell in die Forschung einbeziehen zu können, etablierte Jahnke (Jahnke et al. 2018) eine Messmethode zur Ermittlung ventro-dorsaler Kippmomente, basierend auf der vorbekannten und vielfach verwendeten Messmethode nach Thomsen et al. (Ungethüm und Blömer 1987; Thomsen et al. 1999). Mithilfe jener konnten Belastungsmomente auf die Prothese übertragen und gemessene Bewegungen ins Verhältnis zu einem standardisierten Leerfemur gesetzt werden (Thomsen et al. 1999; Hamadouche et al. 2015).

Wie sich eine Prothese unter Belastung im Femur verhält, hängt hierbei vor allem von der Biegesteifigkeit des Implantates ab (Namba et al. 1998; Lavernia et al. 2004). Diese setzt sich aus der Querschnittsgeometrie (axiales Flächenträgheitsmoment) und dem Material der Prothese zusammen. Die Querschnittsgeometrie bestimmt maßgeblich das Design einer Prothese und ihre primäre Fixationseigenschaft innerhalb des Markraumes, da sie die Kontaktfläche zwischen Knochen und Prothese definiert und somit in besonderem Maße Einfluss auf die Osseointegration sowie die primäre Stabilität nimmt. Zur Einteilung einzelner Femurschäfte bezüglich ihrer Schaftgeometrie entwickelte Berry (Berry 2000) eine Unterteilung in vier Kategorien, die durch die Arbeitsgruppe rund um Khanuja et al. auf sechs Klassifikationen erweitert wurde. Diese Unterteilung orientierte sich an der Schaftgeometrie sowie der primären Verankerungsebene im Knochen. Zuletzt wurden diese durch Kheir et al. (Kheir et al. 2020) um eine siebte Kategorie ergänzt (vgl. Abb. 1).

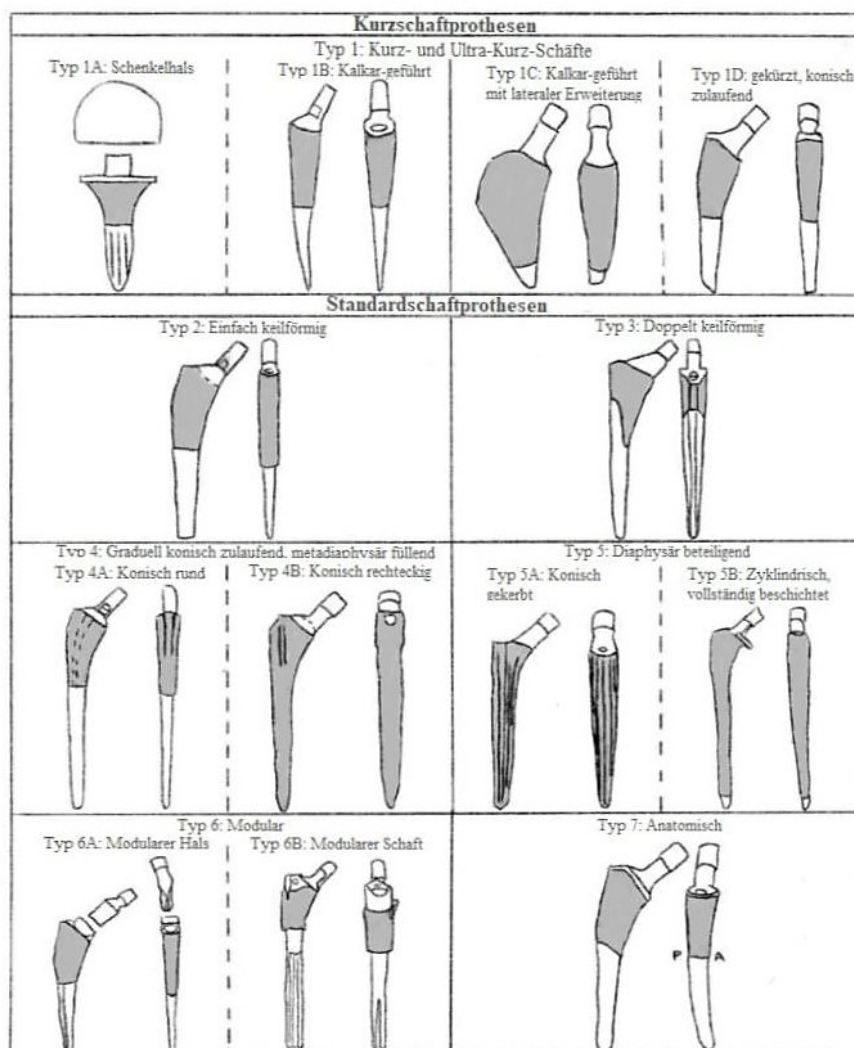


Abbildung 1: Darstellung der einzelnen Schaftdesigns nach der aktuellen Klassifikation; angelehnt an Kheir et al. 2020: An Update on Cementless Femoral Fixation in Total Hip Arthroplasty

Beide Metastudien kamen zu dem Schluss, dass trotz ähnlicher Langzeitergebnisse das geometrische Schaftdesign einen größeren Einfluss auf die Prothesenstandzeiten einnimmt als die dort verglichenen Materialien und Fixationsoberflächen (Khanuja et al. 2011).

Obwohl sich mehrere Studien mit dem Einfluss des Schaftdesigns unterschiedlicher Prothesengruppen auf die primäre Rotationsstabilität beschäftigten (Kinkel et al. 2013; Reimeringer et al. 2013), bezieht allein die Studie von Jahnke (Jahnke et al. 2018; Jahnke 2017) das Flächenträgheitsmoment als direkten Einflussfaktor auf die primäre Stabilität zementfreier Prothesen auf das Verformungsverhalten von Kurzschaften mit ein.

2 Fragestellung

Im folgend beschriebenen Forschungsprojekt wird die Primärstabilität in drei unterschiedlichen, handelsüblichen Standardschäften unter Aufbringen von Kippmomenten um die ventro-dorsale Achse analysiert. Hierzu werden drei Standardschäfte mit Implantationszahlen zwischen 682 und 14 822 Prothesen jährlich verwendet, um eine repräsentative Übersicht des deutschen Endoprothetik-Marktes zu gewährleisten.

Ein gesondertes Augenmerk soll zudem auf das jeweilige Schaftdesign, in dieser Arbeit über das Flächenträgheitsmoment definiert, und dessen potenziellem Einfluss auf das primäre Verankerungsverhalten der Prothesen gelegt werden.

Nachfolgende Fragestellungen sollen vor diesem Hintergrund geklärt werden:

1. Zeigen sich Unterschiede in der Ausprägung der Mikrorelativbewegungen zwischen Knochen und der jeweiligen Prothese bei Kippbelastung?
2. Gibt es messbare Unterschiede zwischen den einzelnen implantierten Prothesendesigns und können Aussagen über ein zu präferierendes Design anhand des Flächenträgheitsmomentes bezüglich der Primärstabilität getroffen werden?

3 Theoretische Grundlagen

Im Folgenden werden die theoretischen Grundlagen der Hüft-Endoprothetik erläutert, sowie die Basis des Verankerungsprinzips und die mögliche Einflussgröße, das Flächenträgheitsmoment, die durch das jeweiligen Prothesendesigns bestimmt wird.

3.1 Grundlagen der Endoprothetik

Die Implantation einer Endoprothese am Hüftgelenk ist laut Statistischem Bundesamt (Stand Oktober 2020) eine der zwanzig häufigsten Operationen in Deutschland an vollstationär behandelten Patientinnen und Patienten. Im Operationsjahr 2019 wurden insgesamt 157 681 Erstimplantationen von Hüftendoprothesen durchgeführt, wobei das Alter der Patientinnen und Patienten bei einem Durchschnitt von 71 Jahren lag. Die Tendenz, in der primären Versorgung auf zementfreie Implantate zu setzen, zeigte sich im weiterhin steigenden Trend von 74,8 % (2014) auf 78,4 % (2019) zementfreier Erstversorgungen und konsolidierte somit weiterhin den Standard in Deutschland (vgl. Tab. 1) (Grimberg et al. 2020).

Tabelle 1: Tabelle 1: Beispielhafte Darstellung der steigenden Implantationszahlen anhand der in dieser Studie untersuchten Prothesentypen (Grimberg et al. 2020)

	Operationsjahr 2018	Operationsjahr 2019
CLS [®] Spotorno [®]		
total	14 822	17 993
EcoFit [®]		
total	1021	1377
cpTi-Beschichtung	682	895
HA-Beschichtung	339	482
TrendHip [®]		
Standard	1763	2591
Lateralisiert	857	1194

Da es sich bei der Implantation einer Hüftendoprothese zumeist um einen elektiven Eingriff handelt (Elektiv 96,5 % ohne Voroperation, 2,1 % mit Osteosynthese, 0,2 % mit

Hüftkopfnekrose, 1,1 % weitere operative Therapie (EPRD Jahresbericht 2020)), sollte die Indikationsstellung möglichst streng gehalten werden (Schröder et al. 2008). Objektivierbare Kriterien hierfür stellen beispielsweise die folgenden Diagnosen dar: die primäre oder sekundäre Koxarthrose nach der radiologischen Stadieneinteilung von Kellgren and Lawrence, die rheumatoide Arthritis nach Larsen-Dale-Eek-Score, die atraumatischen Femurkopfnekrose nach Arco-Klassifikation sowie Schenkelhalsfrakturen mit gescheiterter osteosynthetischer Versorgung oder das Auftreten von gelenknahen Tumoren oder Metastasen (Diehl et al. 2010; IQTIG).

Jedoch sollten auch, je nach Patientin/Patient, personenbezogene, individuelle Faktoren in die Entscheidungsfindung integriert werden. Hierbei sollte vor allem auf das Stadium der Erkrankung, das Alter der Patientin bzw. des Patienten, auf Schmerzintensität (Leisten-, Ruhe-, Anlauf- und Belastungsschmerz), Compliance, Allgemeinzustand und Begleiterkrankungen, Wunsch des Patienten/der Patientin und Lebensqualität sowie Operations- und Narkoserisiken geachtet werden (S3 Leitlinie Orthopädie: Koxarthrose 2011). Auch die Möglichkeit einer konservativen Behandlung (Physiotherapie, Schmerzmedikation, ambulante Rehabilitationsmaßnahmen) als Therapie der primären oder sekundären Koxarthrose sollte in Betracht gezogen werden. Ziel der endoprothetischen Versorgung ist die Reduktion von Schmerzen sowie die Wiederherstellung anatomischer Gegebenheiten, von Funktion und Lebensqualität (Murray 1998).

Der häufigste dokumentierte Grund für das Versagen des Primärimplantates stellt ausnahmslos die aseptische Lockerung dar (Diehl et al. 2010; Kärrholm et al. 2019). Im Jahr 2018 lag der Anteil dieser Indikation für eine Folgeoperation bei 30 %, 2019 bei 27 %, davon 9,7 % reine Schaftlockerungen. Die Infektion eines Prothesenimplantates lag im Jahr 2019 hingegen bei einem Anteil von 15,5 % (Grimberg et al. 2020).

3.2 Primärstabilität

Für die erfolgreiche Versorgung einer Patientin/eines Patienten durch eine Endoprothese ist eine suffiziente Primärstabilität bei Implantation zu erzeugen. Primärstabilität (primäre Fixation) kann durch unterschiedliche Operationstechniken und Verankerungsprinzipien erreicht werden (Aldinger et al. 2003). Sie ist gleichermaßen von Axial-, Rotations- und Radialstabilität abhängig (Effenberger et al. 2005). Wird vor allem in der zementierten Endoprothetik eben diese Stabilität durch die Verwendung von Knochenzement erreicht,

der die Spongiosabälkchen des Markraums ausfüllt und sich an die Formgebung der endostalen Kontaktfläche anpasst, muss bei einer zementfreien Versorgung mithilfe des Presspassungsprinzips (engl.: press-fit) eine ausreichende Primärstabilität erreicht werden. Dies ist essenziell, da zu hohe Relativbewegungen zwischen Implantat und Spongiosa die Osseointegration des Implantates und so die sekundäre und somit vollständige Stabilität gefährden (Claes et al. 2012). Kann diese Osseointegration nicht ausreichend erreicht werden, kommt es zum Abrieb zwischen Knochen und Prothese unter fortschreitender Belastung und folglich zu einer immer weiteren Auslockerung. Dies führt im Verlauf zu einer aseptischen Knochenreaktion mit nachfolgendem Entzündungsvorgang und weiterem Knochenabbau, der zur fortschreitenden Lockerung beiträgt (Birkenhauer et al. 2004). Mikrorelativbewegungen sollten daher erfahrungsgemäß zwischen 28 und 150 µm liegen, sodass die Osseointegration und somit die sekundäre Stabilität garantiert wird (Pilliar et al. 1986). Des Weiteren ist eine anatomisch und physiologisch korrekte Wiederherstellung des Hüftgelenkes mit seinem prä- und post-operativen Drehzentrum, Offset und dessen Spannungsverteilung von Bedeutung (Doehring et al. 1996; Babisch et al. 2002), um so eine möglichst hüftgelenksnahe Krafterleitung zu erzielen. Da es bei zu großer Entlastung des proximalen Femurs durch eine wesentlich steifere implantierte Schaftprothese zur reaktiven Osteopenie/Demineralisierung kommen kann, der sogenannten Spannungsabschirmung (engl.: stress shielding), wird die Stabilität des Implantates weiter verringert (Birkenhauer et al. 2004). Diese Knochenumbauprozesse sind auf das Transformationsgesetz nach Wolff zurückzuführen (Wolff 1892), das den konstanten dynamischen Umbauprozess des Knochens in Richtung der biomechanischen Belastung beschreibt. Als Spannungsabschirmung versteht man somit den Prozess der mechanischen Reizabschirmung des umliegenden Knochens durch die implantierte Prothese, sodass es zu keiner Bildung neuer Knochen trabekel und Demineralisierung bereits bestehender Knochen substanz in diesem Bereich kommt.

Infolgedessen ist eine Saumbildung zu beobachten, die sich in proximal kortikaler Demineralisierung und distal kortikaler Hypertrophie widerspiegelt (Sumner und Galante 1992). Dies ist vor allem bei der Auswahl des Designs eines Implantates zu beachten, da das Verankerungsprinzip eines Schaftes sich nach dem Querschnitt, den Verankerungselementen und der Oberfläche richtet und so direkten Einfluss auf die

Verankerung und die Spannungsverteilung nimmt (Claes et al. 2012; Jakobowitz; Jakobowitz et al. 2008; Jahnke et al. 2015).

3.3 Press-Fit-Verankerungsprinzip

Das Press-Fit-Verankerungsprinzip beschreibt die zementfreie Verankerung von Endoprothesen, basierend auf dem Formschlussprinzip. Das Formschlussprinzip beschreibt die minimal kleinere Aufbereitung des Markraums im Vergleich zu der zu implantierenden Prothesengröße, sodass bei verjüngenden Schäften ein enger Kontakt zwischen Prothese und Knochensubstanz mit zunehmender Eindringtiefe erreicht wird (Bleß und Kip 2017; Claes et al. 2012). Dieses Verklemmen der Prothese sorgt initial für die Vermeidung von Kipp- und Rotationsinstabilität und wird zusätzlich unterstützt durch an der Prothese angebrachte Stabilisatoren (Krukemeyer 2009). Das Vortreiben des Originalimplantates durch dosierte Schläge per Hand während der OP sorgt für das Eintreiben des Schaftes in Richtung Längsachse. Das Risiko von intraoperativen Fissuren ist vor allem bei zu hoher Kraft oder fehlerhaftem Eintrittspunkt erhöht, da der Knochen als viskoelastisches Organ Zeit braucht, um sich der in der Markhöhle entstehenden Press-Fit-Kraft durch das eingetriebene Implantat anzupassen (Claes et al. 2012).

Grundlegend unterscheidet sich das Verankerungsprinzip der unterschiedlichen zementfreien Prothesentypen nicht, jedoch differieren sie im Ort der Verankerung. Konische Schäfte zeigen ihren Hauptfixierungspunkt primär im distalen Isthmus, wohingegen Schäfte mit einem zylindrischen Querschnitt eher im proximalen Femur fixieren (Jakobowitz et al. 2008). Eine proximale Verankerung kann zudem durch Rippen oder poröse Oberfläche erhöht werden (Spotorno et al. 1987; Aldinger et al. 2003).

Das zementfreie Verankerungsprinzip birgt vor allem Vorteile für jüngere Patientinnen und Patienten, da im Falle einer Revision keine zementausgegossene Spongiosa entfernt werden muss und somit mehr Knochensubstanz zur Stabilisierung einer Revisionsprothese verbleibt (Birkenhauer et al. 2004). Andererseits ist bereits bei Erstimplantation ein gutes Knochenverhältnis vorauszusetzen, um genügend Primärstabilität erreichen zu können, sowie Compliance (deutsch: Therapietreue; die Adhärenz der erkrankten Person an medizinische Maßnahmen) der Patientin/des Patienten aufgrund der Empfehlung, das Bein postoperativ für sechs Wochen zu entlasten (Krukemeyer 2009).

3.4 Flächenträgheitsmoment

Das Flächenträgheitsmoment ist ein in der Mechanik häufig verwendeter geometrischer Querschnittskennwert, der typischerweise in $[\text{Länge}^4]$ angegeben wird. Grundsätzlich kann das Flächenträgheitsmoment in das Flächenmoment 1. Ordnung sowie das Flächenmoment 2. Ordnung unterteilt werden.

Das Flächenmoment 1. Ordnung kann auch als statisches Flächenmoment bezeichnet werden und wird vor allem für die Flächenschwerpunktberechnung verwendet.

Das Flächenträgheitsmoment 2. Ordnung umfasst das axiale Flächenträgheitsmoment, das polare Flächenträgheitsmoment und das biaxiale Flächenträgheitsmoment und beschreibt das Widerstandsvermögen einer Fläche gegen Verformung (Altenbach 2020). Die Berechnung der Flächenmomente muss immer unter Angabe der Bezugskordinaten erfolgen, da die Größe von der Lageausrichtung um die y- bzw. z-Achse abhängig ist (vgl. Abb. 2).

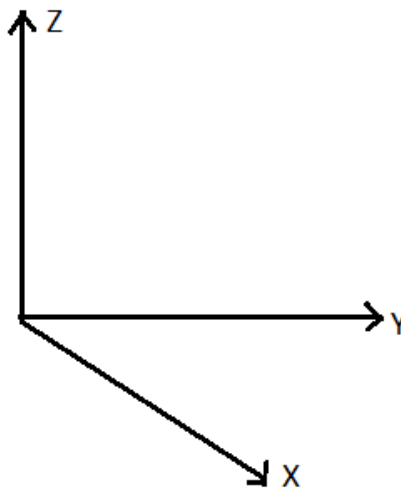


Abbildung 2: Referenz-Koordinatensystem

Das axiale Flächenträgheitsmoment I_z und I_y nimmt aufgrund der quadrierten Abstände (y^2 und z^2) nur positive Werte an (Mang 2018; Spura 2019).

Die Formel (1) für das axiale Trägheitsmoment um die y-Achse lautet demnach:

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

Die Biegung um die z-Achse wird nach Formel (2) wie folgt berechnet:

$$I_z = \int y^2 dA \quad (2)$$

Addiert man nun die Flächenmomente um die y-Achse sowie die z-Achse, so erhält man das polare Flächenmoment 2. Ordnung, das sich auf den Koordinatenanfangspunkt 0 bezieht; dies stellt sich in Formel (3) dar:

$$I_{p0} = \int r^2 dA = \int (y^2 + z^2) dA = I_y + I_z \quad (3)$$

Bei runden sowie ringförmigen Querschnitten entspricht das polare Flächenmoment dem Torsionsträgheitsmoment.

$$I_p = I_t \quad (4)$$

Anwendung findet das Flächenmoment 2. Ordnung somit beispielsweise in der Berechnung der Durchbiegung und den auftretenden Spannungen infolge der Biegung, Schub- oder Torsionsbelastung (Spura 2019). Die Biegesteifigkeit eines Körpers hängt nicht nur von seiner Querschnittsform ab, sondern auch von dessen Materialeigenschaften. So lässt sich die Normal- bzw. Biegespannung wie folgt bestimmen:

$$\sigma_{M(\gamma)} = \frac{M}{I} \quad (5)$$

Die Biegesteifigkeit eines Körpers wird sowohl durch seinen Querschnitt (axiales I) als auch durch die jeweiligen Materialeigenschaften definiert. Die Betrachtung der Steifigkeit ist vor allem beim Implantieren einer Prothese bedeutsam, da das Femur unvermeidlich durch die implantierte Prothese ausgesteift wird und die Prothese so biomechanischen Einfluss auf das elastische Verformungsverhalten des Femurs unter Belastung nimmt (Namba et al. 1998). Zu hohe Steifigkeit kann zu Oberschenkelschmerzen führen (Lavernia et al. 2004). Daher ist das allgemeine Ziel, die Biegesteifigkeit möglichst klein zu halten – entweder durch angepasste Materialeigenschaften oder ein verkleinertes Flächenträgheitsmoment (Jahnke 2017).

4 Material und Methode

4.1 Prothesen

4.1.1 CLS® Spotorno®

Die CLS® Spotorno® der Firma Zimmer (Zimmer Biomed, Freiburg) ist ein keil- bzw. trapezförmiger Primärschaft (vgl. Abb.3). Der sich nach distal verjüngende Verlauf des Implantates, der in einer abgerundeten Spitze endet, ermöglicht eine proximale Kraftübertragung und die Reduktion distaler Spannungsspitzen. Dies soll eine Reduktion von möglichen Oberschenkelschmerzen im postoperativen Verlauf sicherstellen. Aufgrund des zementfreien Verankerungsprinzips des CLS®-Spotorno®-Primärschaftes erfolgt die Implantation via des Presspass-Verfahrens. Hierbei verhelfen die im oberen Drittel vertikal angeordneten, nach proximal geschärften Rippen zu einem erleichterten Einbringen der Prothese in den Markraum und bieten zusätzlich, über eine vergrößerte Kontaktfläche, eine höhere Primär- und Rotationsstabilität.



Abbildung 3: Darstellung der CLS®-Spotorno®-Prothese

Mit ihrer osteophilen, grobkörnigen Protasul-100-Titanium-Beschichtung wird eine Förderung der Osseointegration nach Implantation generiert.

Die CLS®-Spotorno®-Standardschaftprothese wird in dreizehn verschiedenen Größen (5,00 mm–20,00 mm) angeboten, erhältlich in den Zentrum-Collum-Diaphysen-Winkeln

125°, 135° und 145°, um eine hohe individuelle anatomische Patienten- bzw. Patientinnen-Kompatibilität zu generieren.

In dieser Studie wurde der CLS®-Spotorno®-Schaft in Größe 9 mit einem CCD-Winkel von 135° verwendet.

4.1.2 EcoFit®

Der EcoFit®-Primärschaft der Firma implantcast GmbH (implantcast GmbH, Buxtehude) zeichnet sich durch eine ergonomischere Prothesenschulter und ein schlankes Schaftdesign aus (vgl. Abb. 4). Hergestellt aus einer implatan®-TiAl6V4-Reintitanbeschichtung (ISO 5832-3), zeigt sie zusätzlich in der proximalen Prothesenhälfte eine implaFix® aus cpTi- (ISO 13779-2) oder eine implaFix®-Hydroxyapatit-Beschichtung. Dies soll die Osseointegration des Schaftes in das Femur, durch erleichtertes Einwachsen der Knochen trabekel an die Schaftoberfläche, verbessern. Im distalen Verlauf verjüngt sich der Schaft zu einer matt gestrahlten Spitze. Bei initialer Einbringung in den präparierten Markraum kann so eine ausreichende Einbringtiefe während der Implantation erreicht werden und eine Kraftübertragung sowie Osseointegration am distalen Ende vermieden werden.



Abbildung 4: Darstellung der EcoFit®-Prothese

Zentral, entlang beider Seiten der Prothese verlaufend, findet sich eine Nut. Positioniert unterhalb des ersten Schaftdrittels verläuft diese bis in die distale Spitze des Schaftes.

Insgesamt stehen 10 Größen der zementfreien EcoFit® zur Verfügung, mit den jeweils erhältlichen CCD-Winkeln von 133°, 138° oder der variierten Variante mit 123°.

Die in dieser Studie verwendete EcoFit® lag in Größe 8,75 mit einem CCD-Winkel von 138° vor.

4.1.3 TrendHip®

Der TrendHip®-Primärschaft der Firma B. Braun (B. Braun, Aesculap AG, Tuttlingen) hat eine keilförmige, dreifach konische Form (vgl. Abb. 5). Entlang des Schaftes reihen sich in der proximalen Hälfte horizontale Finnen, die im Verlauf der distalen Hälfte von vertikalen Einkerbungen abgelöst werden. Hierdurch wird eine erhöhte Kontaktfläche und axiale Stabilität generiert. Der zementfreie Geradschaft besteht aus einer Hydroxylapatit-Beschichtung kombiniert mit einer rauen Titan-Plasmaspray-Schicht.



Abbildung 5: Darstellung der TrendHip®-Prothese

Diese doppelte Beschichtung zeigt ihr Maximum an Schichtdicke im proximalen Prothesendrittel und nimmt im Verlauf des mittleren Schaftdrittels nach distal hin ab und endet in einer glatten Beschichtung an der distalen Spitze. Diese erhöht die osteophile Kontaktfläche zwischen Femur und Prothesenschaft und fördert die sekundäre Stabilisierung durch Osseointegration nach Implantation des Schaftes. Durch die graduelle Abnahme der Beschichtungsmatrix kann ein tieferes Einwachsen der Knochentrabekel im Bereich der Prothesenschulter erreicht werden und eine im Vergleich

nur leichte Integration im distalen Ende der Prothese, was eine geringere Kraftübertragung auf das distale Femur zu Folge hat.

Der zementfreie TrendHip®-Schaft ist in acht verschiedenen Schaftlängen verfügbar, mit der Möglichkeit eines Standard- oder lateralisierten Offsets.

Der in dieser Arbeit verwendete TrendHip®-Schaft lag in Größe 3 mit einem lateralisierten Offset von 47,0 mm und einem CCD-Winkel von 134° vor.

4.2 Kunststoffemur

Die zuvor beschriebenen Prothesenmodelle wurden jeweils in fünf Sawbones (Typ #3403, Size Medium, Fourth Generation, Sawbone, Malmö, Schweden) implantiert. Hergestellt werden diese aus Glasfaser-Epoxidharz-Laminat und simulieren zuverlässig die Eigenschaften humaner Femora bezüglich der Lastübertragung und Verformbarkeit. Aufgrund höherer Standardisierbarkeit durch eine geringere Variabilität sowie aufgrund von Kosteneffizienz und Verfügbarkeit werden diese in experimentellen Studien humanen Knochen vorgezogen.

Für den späteren Vergleich der Messwerte mit der Leerfemurbewegung wurden die Leerfemurmessungen aus „Analyse des elastischen Verformungsverhaltens zementfreier Hüftkurzschaftprothesen unter Berücksichtigung der Schaftvalgisierung“ (Jahnke 2017; Jahnke et al. 2018) herangezogen.

4.3 Messsystem

Für die experimentelle Ermittlung der Primärstabilität der ausgewählten Standardschaftprothesen wird ein etabliertes Messverfahren verwendet, das bereits von zahlreichen Studien zur Bestimmung der Prothesenstabilität genutzt wurde (Hamadouche et al. 2015; Jahnke et al. 2016; Jakobowitz et al. 2008). Entwickelt und validiert wurde diese Methode zur Erfassung von relativen Mikrobewegungen im Prothesen-Knochen-Verbund unter Torsionsbelastung von Thomsen (Thomsen et al. 1999; Thomsen et al. 2001); weiterführend wurde sie zur Kippstabilitätsmessung von zementfreien Kurzschaftprothesen durch Jahnke modifiziert (Jahnke 2017; Jahnke et al. 2018).

4.3.1 Kippmessung

Die Messung der Kippstabilität orientierte sich an der von Jahnke (Jahnke et al. 2018) etablierten Messmethodik. Das medio-laterale Kippmoment um die x-Achse bildet sich um einen Drehpunkt in der proximalen Prothesenschulter. Das Kippmoment M_x , das während des physiologischen Gangzyklus auf das Femur wirkt, wurde durch die Arbeitsgruppe Bergmann et al. (OrthoLoad 2016) auf einen Mittelwert von $64,8 \pm 9,6$ Nm aus zehn Probanden bestimmt.

Das Kippmoment entsteht bei der Übertragung von $M_x \pm 3,5$ Nm durch das Kraftsystem der Messmaschine auf den Prothesenhals und somit auf die Prothese selbst (vgl. Abb. 6). Die Kraftübertragung erfolgt rückwirkungsfrei. Das bedeutet, dass weder die Mikrorelativbewegungen innerhalb des Prothese-Knochen-Verbundes Einfluss auf die Erzeugung des Drehmomentes nehmen noch eine geführte Momenteinleitung stattfindet. Damit der Prothese-Knochen-Verbund während der Messzyklen keinen zerstörerischen Kräften ausgesetzt wird, wird eine M_x von $\pm 3,5$ Nm gegenüber physiologischen Belastungen bevorzugt (Hamadouche et al. 2015; Jahnke et al. 2018; Pepke et al. 2014).

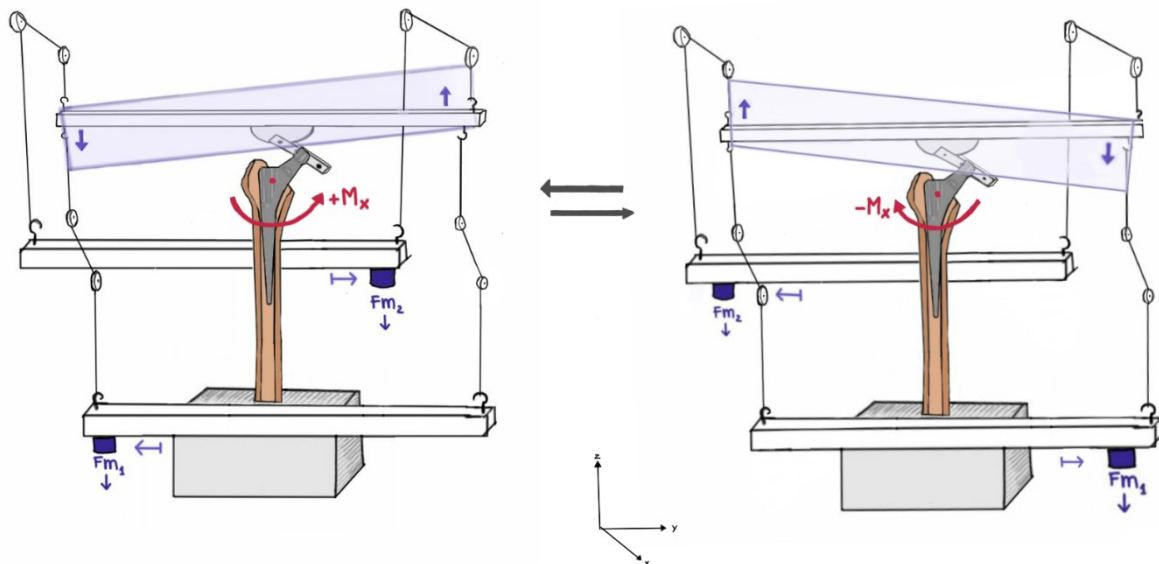


Abbildung 6: Applikation des Kippmomentes M_x um die x-Achse

Das Hauptaugenmerk vorangegangener Studien lag primär auf der Torsionsbelastung um die z-Achse. Diese Belastung wurde bislang als klinisch relevanter für die primäre Stabilisation erachtet, da sie besonders beim Treppensteigen hohe Belastungen auf das Femur generiert (Bergmann et al. 2007). Jedoch konnten mehrere Studien in den

vergangenen Jahren auch die Relevanz der Kippmomente unterstreichen (Hamadouche et al. 2015; Jahnke 2017; Jahnke et al. 2018; Pepke et al. 2014).

Der in Abbildung 6 aufgezeigte Messaufbau ist an die Forschungsarbeit von Jahnke (Jahnke 2017; Jahnke et al. 2018) angelehnt, in der das elastische Verformungsverhalten von Kurzschaftprothesen unter Varusmomenten mithilfe dieses Modellaufbaus untersucht wurde.

4.3.2 Messprinzip

Das von Thomsen entwickelte Messprinzip für Rotationsmessmaschinen bleibt in seinen Grundsätzen bestehen (Thomsen et al. 1999). Jahnke (Jahnke 2017; Jahnke et al. 2018) optimierte und validierte ein erweitertes Messprinzip auf Basis der Rotationsmessmaschine, um so die Messung unter Varus-Valgus-Belastung mittels des neuen Messprinzips zu ermöglichen. Dieses den Kippmomenten angepasste Messprinzip wurde auch in dieser Arbeit angewendet.

Zur Darstellung der Mikrorelativbewegungen im Prothese-Knochen-Verbund werden zwei Messkoordinatensysteme kreiert. Das eine, K_W , nimmt die Bewegungen in alle sechs Freiheitsgrade auf und projiziert diese relativ zu einem zweiten raumfesten Koordinatensystem, K_R . Die Koordinaten beider Systeme sind zu Beginn identisch und bekannt. So können während der Messung die Veränderungen der Koordinaten von K_W zu K_R , die durch die Mikrorelativbewegungen im Prothese-Knochen-Verbund bei Belastung entstehen und auf K_W übertragen werden, als Bewegung detektiert werden.

Zur Erfassung der relativen und räumlichen Bewegung zwischen K_W zu K_R werden neun unabhängige Wirbelstromsensoren (Typ NCDT 3010-S2, Micro-Epsilon Messtechnik GmbH & Co. KG, Ortenburg, Deutschland) verwendet. Diese werden in das raumfeste Koordinatensystem K_R des Messrahmens integriert und können so die x-, y- und z-Achse sowie die dazugehörigen Raumebenen erfassen und darstellen (vgl. Abb. 2). Das Funktionsprinzip der Wirbelstromsensoren basiert auf einem proportionalen, analogen Strom- und Spannungssignal, das durch ein magnetisches Wechselfeld im Sensorkopf erzeugt wird. So werden im elektrisch leitfähigen Objekt Wirbelströme erzeugt, die sich proportional zum Abstand zwischen dem Sensor und einem Objekt verhalten. So kann eine hohe Präzision, auch bei geringen Abständen, generiert werden.

4.3.3 Messmaschine

Das distal in Gips gegossene Femur samt implantierter Prothese wird in der Messmaschine mittig ausgerichtet und starr fixiert. Der Messwürfel wird über einen Adapter an einem Messpin befestigt und bildet so das Koordinatensystem K_w . Die Messsensoren werden über einen beweglichen Stativarm (3-D Gelenkarm 34075100-125, Atorn, HAHN+KOLB Werkzeuge GmbH, Ludwigsburg, Deutschland) am *Trochanter minor* fixiert und lotgerecht gekoppelt. Bei diesen Sensoren handelt es sich um neun Wirbelstromsensoren mit einer Auflösung von $0,1 \mu\text{m}$, einer Reproduzierbarkeit von $0,2 \mu\text{m}$, einem absoluten Messbereich von 2 mm und einem minimalen Abstand zum Messobjekt von $0,2 \text{ mm}$. Diese sind in einer 3-3-3-Formation angeordnet, um so Bewegungen in allen drei Ebenen zu erfassen (vgl. 4.3.2). Hierbei befinden sich die Sensoren S1-3 in der x-y-Ebene, die Sensoren S4-6 in der X-Z-Ebene und die Sensoren S7-9 in der Z-Y-Ebene. Diese werden im optimalen Abstand von 1,2 mm zum Messwürfel eingestellt. Die Ausrichtung erfolgt in der z- und y-Achse von Messrahmen zu Würfel und basiert auf einer exakten Orthogonalität zueinander in allen drei Ebenen im optimalen Abstand (vgl. Abb. 7).

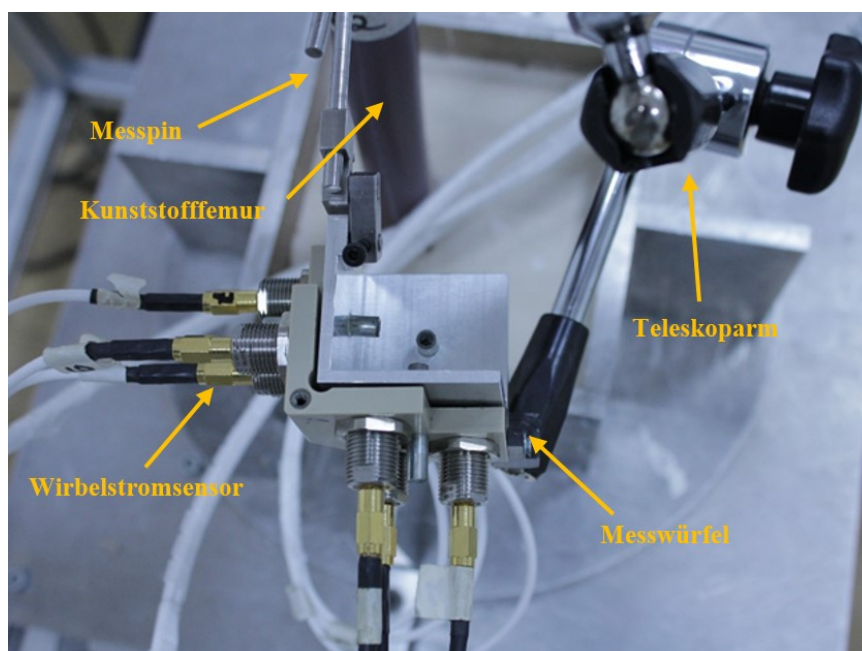


Abbildung 7: Ausrichtung des Messrahmens zum Messwürfel

Daraufhin erfolgt die Erfassung der Daten und die Prüfung des Abstandes durch ein Mess-Steuerprogramm (LabVIEW 2012, 64bit, National Instruments, Austin, Texas USA),

sodass bei zu hoher Abweichung vom Nullpunkt eine Korrektur der Ausrichtung erfolgen kann. Bei erfolgreicher Einstellung kann die Messung ordnungsgemäß ablaufen.

Die Berechnung sowie die Auswertung der Rohwerte erfolgt durch ein MATLAB-Programm (Version 2012b, TheMathsWork Inc. Natick, Massachusetts, USA).

4.4 Versuchsprotokoll

4.4.1 Matrix

Zur Untersuchung der Fragestellung wurde folgende Versuchsmatrix erstellt, in der jeder Primärschaft in jeweils fünf Kunststoffemora implantiert wird. Dies führt zu einer Summe von fünfzehn Messobjekten (vgl. Tab. 2).

Tabelle 2: Versuchsmatrix

Standardschaftprothesen	Messobjekte (Sawbone)
EcoFit®	5
TrendHip®	5
CLS® Spotorno®	5
<i>Summe</i>	15

4.4.2 OP-Planung

Zur Planung des weiteren Vorgehens wurde die Software mediCAD classic (mediCAD Hectec GmbH, Altdorf) herangezogen. Unter der Verwendung einer Leerfemur-Röntgenaufnahme (Röntgenbildaufnahme: Spannung 60 kV, Ladungsmenge von 1,6 mAs aufgenommen sowie Referenzkugel von 25 mm) konnten hiermit herstellereigene Prothesenschablonen in den Markraum eingepasst werden. Somit konnte die ideale Größe des jeweiligen Schaftes ermittelt und in seiner neutralen Position ausgerichtet werden.

Abbildung 8 zeigt hierbei die Planung des zu verwendenden CLS®-Spotorno®-Schaftes.

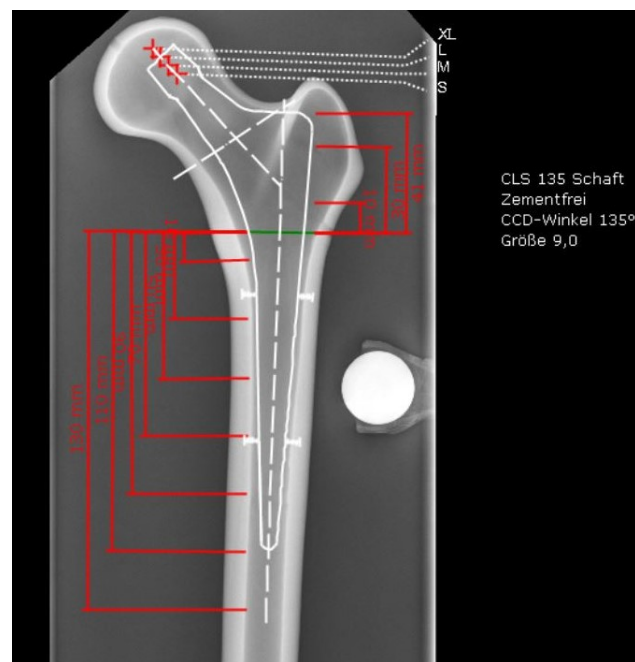


Abbildung 8: OP-Planung zur Implantation des verwendeten CLS®-Spotorno®-Schaftes in Neutralposition, mit angeführter Messpunktplanung

Dies diente im Verlauf als Vorlage zur Resektion des Schenkelhalses, der Markraumaufbereitung und der Implantation der Prothesen.

Anhand der Planung konnte ebenfalls die darauffolgende Messpunktplanung erfolgen, die sich primär an prominenten Orientierungspunkten orientiert, wie z. B. dem Trochanter minor und der Prothesenschulter.

Auch die Planung der Implantation und Messpunktanbringung für die beiden weiteren Standardschaftprothesen erfolgte nach diesem Konzept.

Hierbei zeigt Abbildung 9 das Planungsergebnis für den TrendHip®-Schaft.

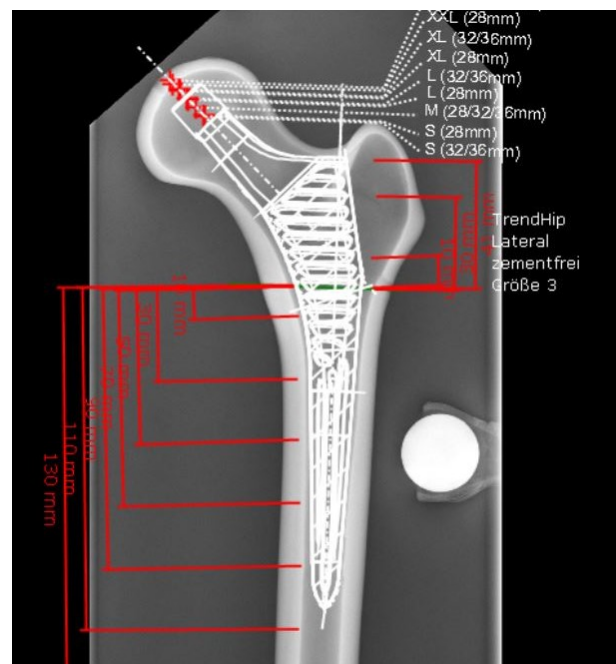


Abbildung 9: OP-Planung des verwendeten TrendHip®-Schaftes in Neutralposition, mit angeführter Messpunktplanung

Abbildung 10 stellt wiederum die Implantationsplanung des EcoFit®-Schaftes dar.

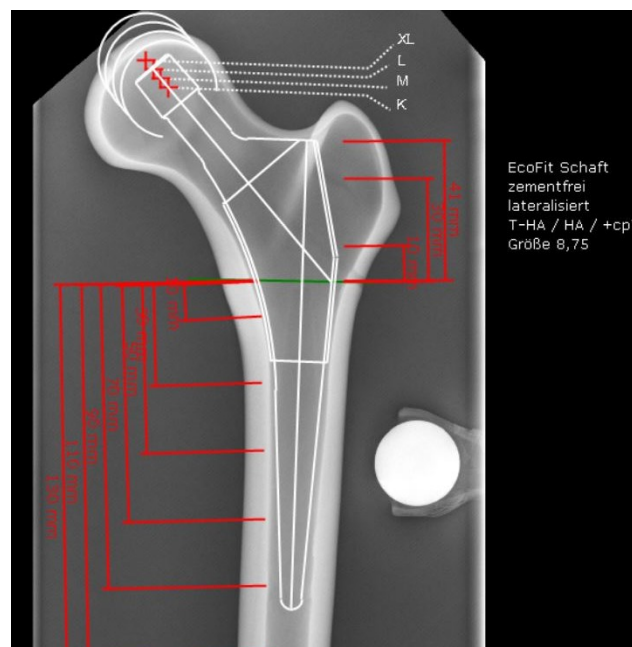


Abbildung 10: OP-Planung des verwendeten EcoFit®-Schaftes in Neutralposition, mit angeführter Messpunktplanung

4.4.3 Messpunkt-Protokoll

Auf Basis der entwickelten mediCAD-Vorlage wurden im nächsten Schritt Femurmesspunkte sowie Prothesenmesspunkte bestimmt. Sie dienen der Ermittlung der translativen Mikrorelativbewegungen zwischen Femur und Prothesenschaft bei Varus-Valgus-Belastung von $\pm 3,5$ Nm. Die Femurmesspunkte umfassen die Punkte F_1 – F_8 , wobei F_1 auf den *Trochanter major* entfällt und mit Prothesenmesspunkt P_1 gleichzusetzen ist. Dieser Punkt wurde ebenfalls als Referenzpunkt bestimmt und diente somit zur Orientierung für alle weiteren Messpunkte. Angebracht wurden F_1 – F_8 an der lateralen Seite (bei anterior-posterior Betrachtung) des linken Femurs. Des Weiteren wurden Prothesenmesspunkte an der ventralen Seite des Femurs bei anterior-posteriorer Aufsicht angebracht. Die Messpunkte P_1 – P_7 und F_1 – F_8 sind im Abstand von 20 mm kongruent zueinander und somit nicht am Implantat, sondern einheitlich am Femur orientiert. Die Prothesenmesspunkte P_P und P_D , wobei P_P die Prothesenschulter und P_D das distale Ende der Prothese markiert, variieren je nach Implantationstiefe und Schaftmodell und wurden somit individuell bestimmt (vgl. Abb. 11). Alles in allem wurden siebzehn Messpunkte pro Prothese-Knochen-Verbund eingerichtet.

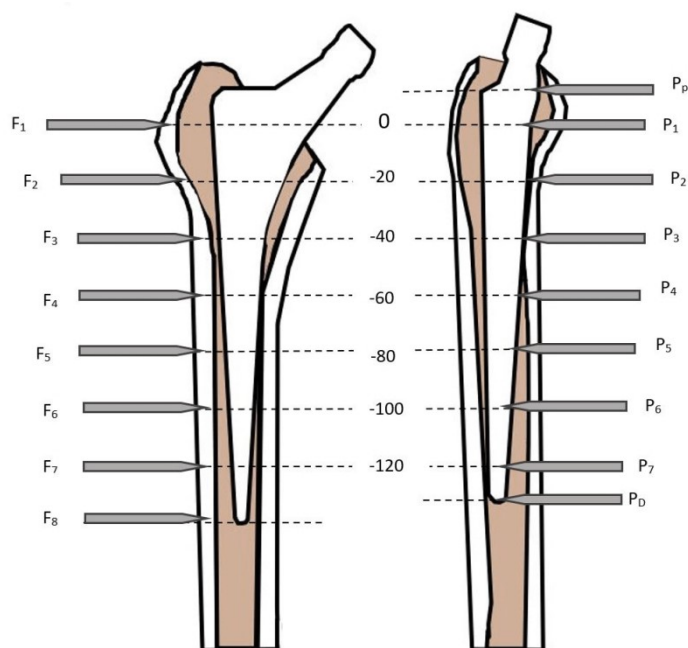


Abbildung 11: Messpunktplanung beispielhaft am CLS®-Spotorno®-Schaft

4.4.4 Bestimmung des messpunktspezifischen Flächenträgheitsmoments

Zur Errechnung des Flächenträgheitsmomentes der einzelnen Messpunkthöhen wurden die zuvor angefertigten CT-Scan-Daten im 1:1-Maßstab in Autodesk Inventor 2021 (Autodesk Inventor 2021, Autodesk, San Rafael, CA, USA) eingespeist. Zum Ausrichten der Prothese wurde eine Achse von der Prothesenschulter bis zu dem am meist distal gelegenen Punkt der Prothesenspitze konstruiert. So konnte die Prothese achsengerecht, entlang der z-Achse des Kartesischen Koordinatensystems, ausgerichtet werden. Daraufhin konnte eine Ausgangsebene durch die kraniale Fläche der Prothesenschulter konstruiert werden, die orthogonal zur zuvor erzeugten z-Achse lag. Von dieser Ebene aus konnten weitere Messebenen entlang der Prothese, gemäß des festgelegten Messprotokolls, generiert werden (vgl. Abb. 12).

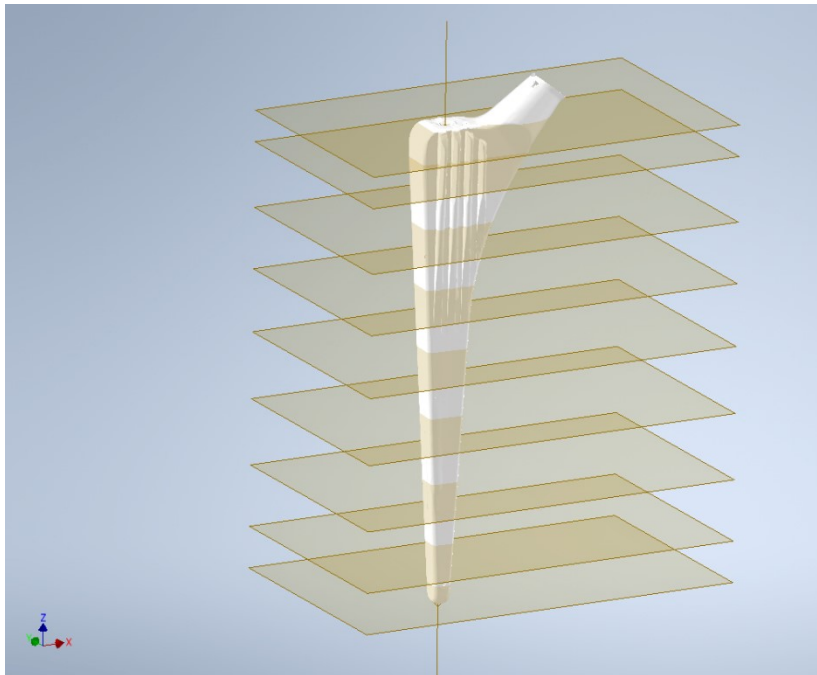


Abbildung 12: Sagittal ausgerichteter CLS®-Spotorno®-Schaft, mit eingelegten Ebenen auf Messpindhöhen

Auf diesen Ebenen konnten nun Schnittbildansichten der Prothese erzeugt und deren Umrandung angenähert werden.

Dies erfolgte über die Anordnung von geraden Linien entlang der Umrandung. Hierbei wurden gerade Bereiche des Prothesenumfangs mit einer Linienlänge von maximal 0,2 mm und Rundungen sowie unebene Bereiche mit einer maximalen Linienlänge von 0,03 mm angenähert.

Abschließend wurde das Flächenträgheitsmoment durch Autodesk Inventor 2021 nach den Hauptachsen, respektive gemäß der Ausrichtung der Prothese nach der z-, y- und x-Achse, berechnet. Des Weiteren wurde das polare Flächenträgheitsmoment aller Messpunktebenen als Summe der x- und y-Achsenkomponente berechnet. Dies diente der Prävention möglicher Fehler durch die manuelle Ausrichtung der sagittalen Ebene der Prothese im kartesischen Koordinatensystem.

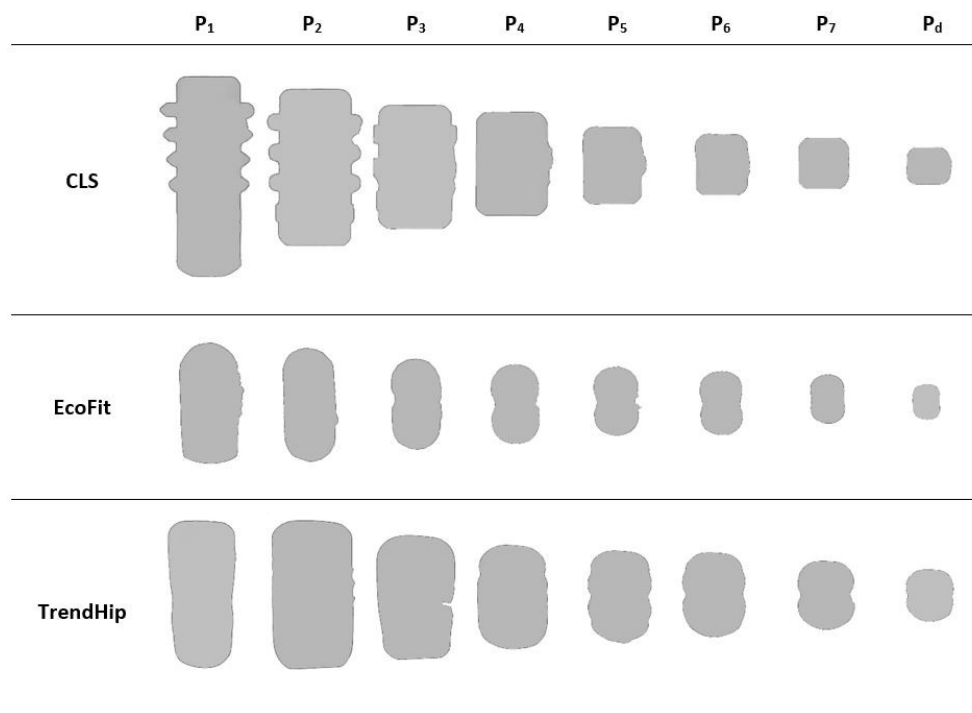


Abbildung 13: Tabellarische Darstellung der Prothesen und ihrer jeweiligen Flächen auf Messpunkthöhe

In Abbildung 13 sind die generierten Querschnittsgeometrien der einzelnen Prothesen auf ihrer jeweiligen Messpunkthöhe kumuliert dargestellt.

4.4.5 Resektion

Die Resektionslinie der Schenkelhalse wurde gemäß der OP-Planung für die jeweiligen Prothesen ermittelt und darauffolgend mithilfe einer oszillierenden Säge (FMT 250 SL, C. & E. Fein GmbH, Schwäbisch Gmünd-Bargau) abgesetzt. Durchgeführt wurde die Resektion der Hüftköpfe von Oberarzt Herrn Dr. med. Gafar A. Ahmed.

4.4.6 Markraumaufbereitung

Die Eröffnung des Markraumes am Kunststoffemur wurde ebenfalls durch den Operateur unter Beachtung der OP-Planung durchgeführt. Hierzu wurden die jeweils prothesenspezifischen Operationsmaterialien verwendet. Mit einer Reibahle erfolgte die primäre Präparation des Markraums, wobei auf einen zentralen Verlauf, d. h. parallel zur lateralen Kortikalis, geachtet wurde, um eine Varusfehlstellung zu vermeiden. Zur weiteren Aufbereitung des Schaftbettes wurden Raspeln mit gradueller Größenzunahme eingebracht, bis die geplante Schaftgröße erreicht war.

4.4.7 Implantation

Für die nachfolgende Implantation der Prothesen in die vorbereiteten Femora war das stabile Einbetten des distalen Endes der Femora in einen Gipsfuß notwendig. Die lotgerechte Ausrichtung der Femora, die über einen Hebelarm mit Klemmvorrichtung fixiert wurden, erfolgte mithilfe eines Linienlasers (BALS01B, Timbertech JAGO AG, Stuttgart, Deutschland). Die Klemmvorrichtung wurde am Konus der Prothese befestigt, die zur Ausrichtung leicht in den Markraum eingeschlagen wurde.

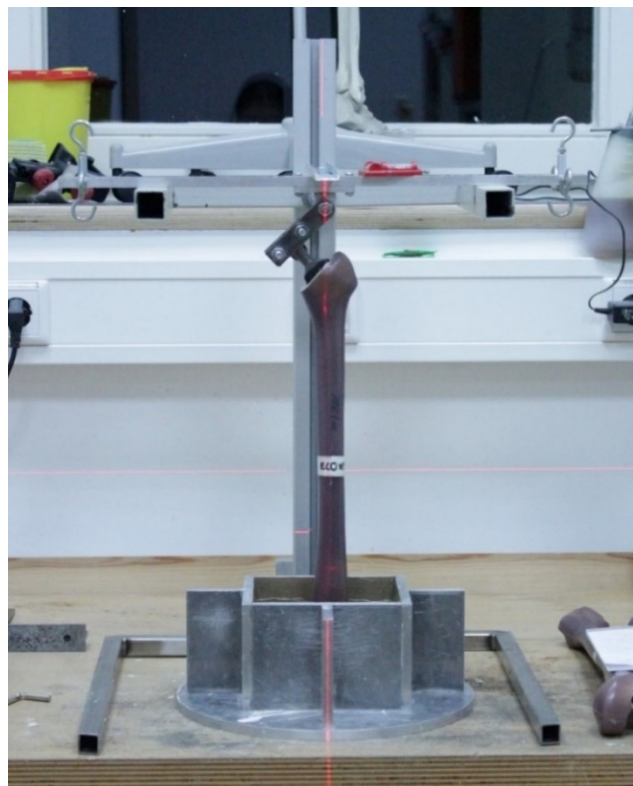


Abbildung 14: Aufbau zum Gipsen am Beispiel der EcoFit®

Nach dem Zentrieren des Femurs in einer Aluminiumausgussform erfolgte das Eingipsen (Bau- und Elektrikergips, Knauf, Iphofen) mit dem Mischverhältnis 1:1,5 (Wasser:Gips). Als Aushärtungszeit wurde ein Minimum von sechs Stunden definiert (vgl. Abb. 14).

Nach vollständiger Aushärtung des Gipsfußes konnte die Implantation der Prothese in das Femur stattfinden. Zur Sicherstellung der Standardisierbarkeit die Implantation der Prothesen durch eine Zug-Druck-Maschine (Inspekt table blue 20 kN, Hegewald & Peschke, Nossen) in zyklischem Verlauf, mit einer Presskraft von $F = 2$ kN für 25 Zyklen im ersten Implantationsdurchlauf und mit einer Presskraft von $F = 4$ kN für 25 Zyklen im zweiten Implantationsdurchlauf, durchgeführt.

4.4.8 Röntgenkontrolle

Die Röntgenkontrolle zur Beurteilung des Implantationsergebnisses wurde für jeden Prothesenschaft durchgeführt. Alle Röntgenbilder wurden mit einem festgelegten Tischabstand von 110 cm, einer Spannung von 60 kV und einer Ladungsmenge von 1,6 mAs im ap- und ml-Strahlengang aufgenommen. Eine Referenzkugel wurde zudem auf Höhe des *Trochanter major* platziert (siehe Röntgenbilder im Anhang).

4.4.9 Vorbereitung des Messverbundes

Vor dem Positionieren des Prothese-Knochen-Verbundes in der Messmaschine wurden die Messpins an markierten Stellen angebracht. Die Markierung der Messpunkte erfolgte, gemäß der Vorlage der Messpunktplanung, mithilfe eines Höhenanreißers, wobei der *Trochanter minor* als Referenzpunkt fungierte. Die Femurmesspunkte F_1 – F_8 wurden an der lateralen Kortikalis angerissen und dann mit einem 1,9 mm Bohrer angebohrt. Die Prothesenmesspunkte P_P , P_1 – P_7 sowie P_D wurden mittels einer Messpunktschablone, kongruent zu den bereits vorgebohrten Prothesenlöchern, auf die ventrale Seite des Femurs übertragen und darauffolgend bis zu einem maximalen Durchmesser von 8 mm aufgebohrt. Das Kleben der siebzehn Messpins erfolgte mit Sekundenkleber (Klebfix, Cyanacrylat-Konstruktionskleber, Würth, Künzelsau).

Nach vollständiger Vorbereitung konnte das Messobjekt in die Messmaschine eingebracht werden (vgl. Abb. 15).



Abbildung 15: Vorbereitetes Femur mit implantierter EcoFit®-Prothese und angebrachten Knochen- und Prothesen-Messpins

Ein selbstnivellierendes Laserlot garantierte eine exakte Ausrichtung innerhalb der Messmaschinenkoordinaten, sodass die Diaphyse des Sawbones samt der implantierten Prothese die z-Achse einnahm, die Achse des Prothesenhalses die y-Achse definierte und das medio-laterale Varusmoment um die x-Achse aufgebracht wurde.

Das Messsystem wurde über einen flexiblen Stativarm am *Trochanter minor* fixiert. Damit konnte jeder Knochen- sowie Prothesenmesspunkt einzeln vermessen werden (vgl. Abb. 16).

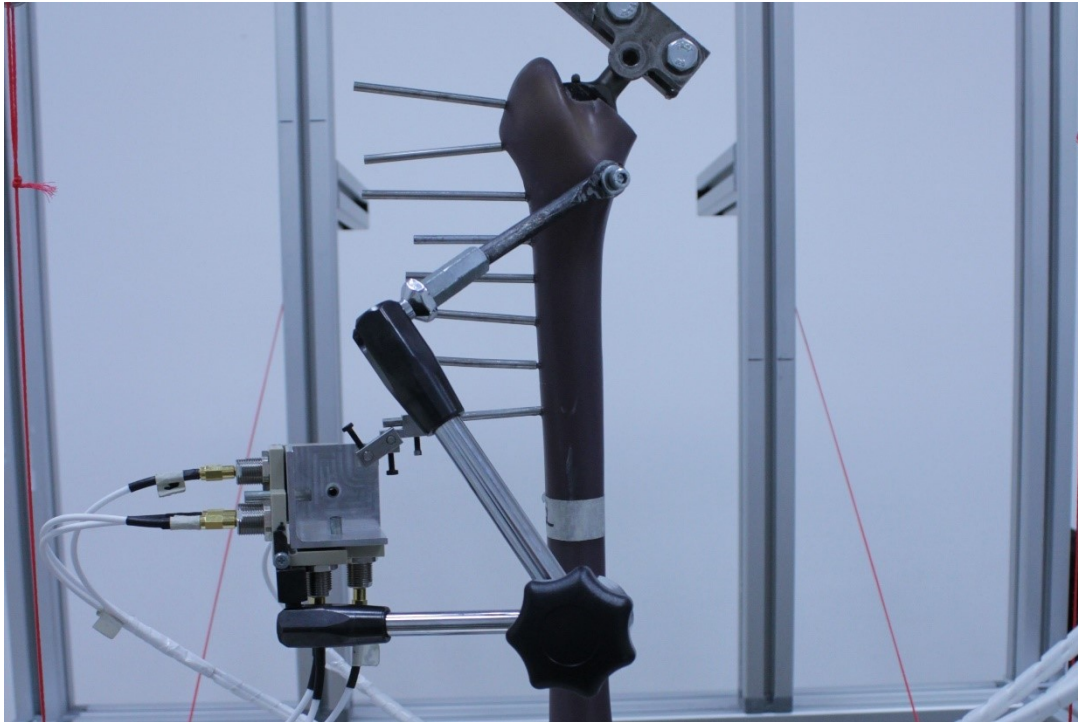


Abbildung 16: Messwürfel am flexiblen Messarm, der am Trochanter minor des Femurs verankert ist

4.5 Statistische Methoden

Nach erfolgter Messung wurde eine statistische Analyse zur Auswertung und Interpretation der gesammelten Messdaten durchgeführt. Dies erfolgte mithilfe des Programms SPSS® für Windows in der Version 27.0 (SPSS Inc. Chicago, USA).

4.5.1 Zusammensetzung des Datensatzes

Der Datensatz umfasst die Daten der drei Prothesendesigns mit jeweils $n = 5$ Messobjekten. In seiner Gesamtheit beschreibt dieser die $n = 135$ Werte zur Mikrorelativbewegung rm_{1-8} . Diese setzen sich aus den Werten der Femurmesspunkte F_1-F_8 mit $n = 360$ und aus den Prothesenmesspunkten P_P-P_D mit $n = 405$ zusammen.

Der partielle Datensatz des polaren Flächenträgheitsmomentes beschreibt $n = 120$ Werte. Dies resultiert aus der Befestigung der Prothesen beim Scan, da durch das Einspannen der Prothesen in der Maschine an der Prothesenschulter kein Flächenträgheitsmoment am Messpunkt P_P generiert werden konnte. Somit konnten $n = 15$ Messwerte nicht in den Datensatz aufgenommen werden.

4.5.2 Untersuchung auf Normalverteilung

Die meisten parametrischen Tests beziehen sich als Grundvoraussetzung auf die Normalverteilung der Untersuchungswerte (Stocker und Steinke 2022).

Aufgrund des geringen Datenumfanges konnte keine Normalverteilung der Werte erwartet werden, sodass diese Voraussetzung als nicht erfüllt angenommen werden konnte. Um dies sicherzustellen, wurden die Messwerte der Mikrorelativbewegung ($n = 135$) sowie des Flächenträgheitsmomentes ($n = 120$) dennoch unabhängig voneinander auf Normalverteilung geprüft. Zur Bestätigung können der Kolmogorov-Smirnoff-Test sowie der Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung bei einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ hinzugezogen werden. Hierbei soll primär auf die Ergebnisse des Shapiro-Wilk-Testes Bezug genommen werden, da dieser bessere Eigenschaften und eine höhere Testpower bei vor allem kleineren Stichproben zeigt (Razali und Wah 2011).

4.5.3 Deskriptive statistische Analyse der Messwerte

Da von keiner Normalverteilung der Messwerte ausgegangen werden konnte, wurde zur weiteren statistischen Analyse ein generalisiertes lineares Modell (GLM), auch allgemeines lineares Modell genannt, angewendet. Das GLM basiert auf dem Vergleich von Mittelwerten zweier oder mehrerer Gruppen und beschreibt somit multiple Zusammenhänge zwischen der unabhängigen und abhängigen Variable. Grundlegend fungiert das GLM als Globaltest, der systematische Effekte zwischen einem oder mehreren Faktoren oder Kovariaten und einer abhängigen Variable überprüft. Zur Darstellung potenziell signifikanter Unterschiede zwischen den Mittelwerten der getesteten Gruppen wurde ein Dunn-Bonferroni-Test als Post-hoc-Test durchgeführt. Nachfolgend wurden die geschätzten Randmittel der Mikrorelativbewegung rm und des polaren Flächenträgheitsmomentes I_p in Profilplots grafisch dargestellt.

4.5.4 Analyse der Relativbewegung in Abhängigkeit von Prothesentyp, Flächenträgheitsmoment und Messpunkt

Da weiterhin von keiner Normalverteilung ausgegangen werden konnte, wurde zur weiteren statistischen Beurteilung und Differenzierung der Messwerte ein Kruskal-Wallis-Test für jede Messpunkthöhe durchgeführt, um den Vergleich der gemessenen Mikrorelativbewegungen auf dieser Messhöhe unter Einflussnahme der jeweiligen Flächenträgheitsmomente der drei getesteten Prothesen zu ermöglichen. Hierzu wurden

die Messdaten prothesen- sowie messpunktspezifisch voneinander separiert, den entsprechenden Flächenträgheitsmomenten zugeordnet und tabellarisch aufgelistet. Das Signifikanzniveau wurde mit $\alpha = 0,05$ definiert. Der Haupteffekt wurde erneut durch einen Post-hoc-Test (Dunn-Bonferroni) bestimmt. Dies wurde respektiv für alle acht Prothesenmesspunkte P_1 – P_D durchgeführt.

5 Ergebnisse

5.1 Explorative Datenanalyse

5.1.1 Mikrorelativbewegungen $rm_{PP} - rm_{PD}$

Nach der statistischen Untersuchung der $n = 135$ Werte der ermittelten Mikrorelativbewegung zeigte sich ein Histogramm mit linkssteilem Verteilungsmuster (Schiefe 1,061; Kurtosis ,077) (vgl. Abb. 17).

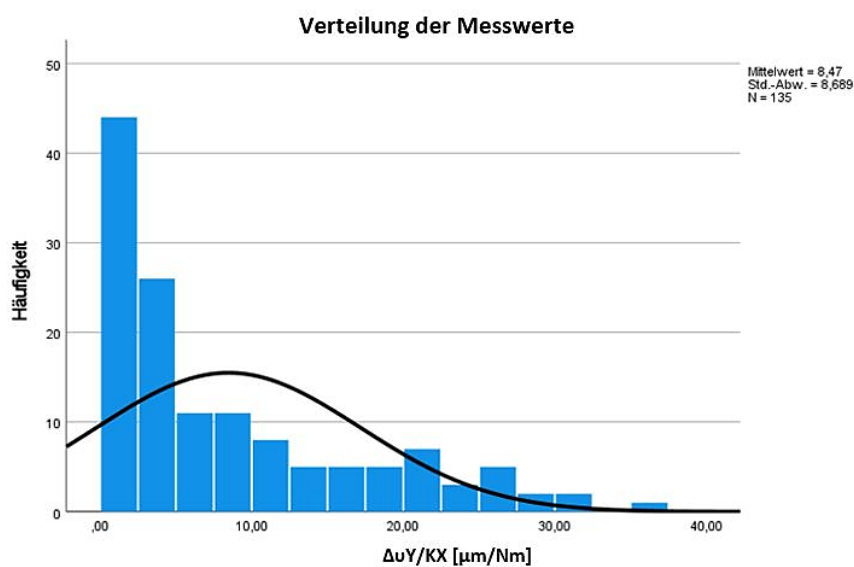


Abbildung 17: Histogramm der Verteilungsform der Messwerte zur translatorischen Mikrorelativbewegung rm_x

Der Mittelwert lag bei $\Delta v_Y/K_X = 8,47 \mu\text{m}/\text{Nm}$ und die Standardabweichung betrug $\Delta v_Y/K_X = 8,689 \mu\text{m}/\text{Nm}$.

Die Abweichung der Werte von der Normalverteilungsregressionslinie im Q-Q-Diagramm bestätigte diese Annahme (vgl. Abb. 18).

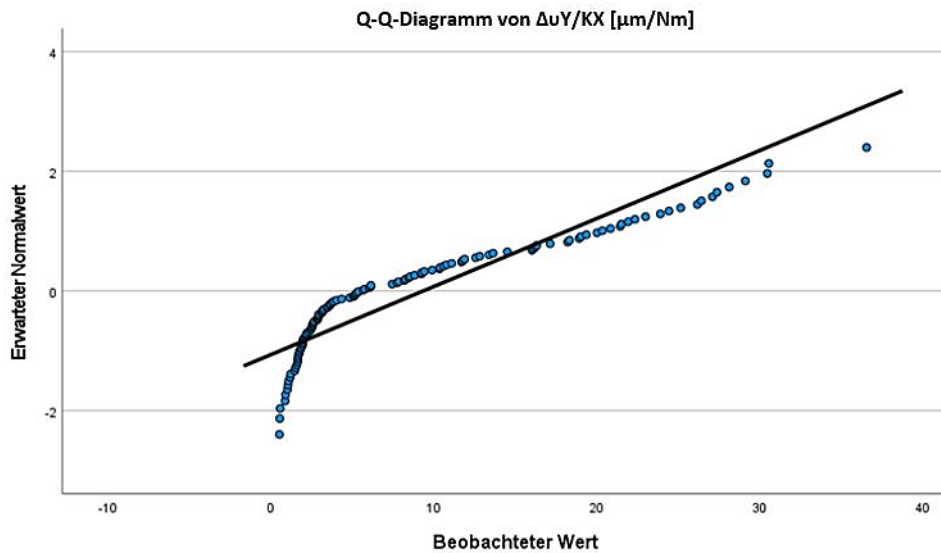


Abbildung 18: Q-Q-Diagramm zur Normalverteilung der Messwerte

5.1.2 Flächenträgheitsmoment I_p

Die Untersuchung der $n = 120$ Werte zum Flächenträgheitsmoment der Prothesen auf der jeweiligen Messpunkthöhe ergab ebenfalls keine Normalverteilung.

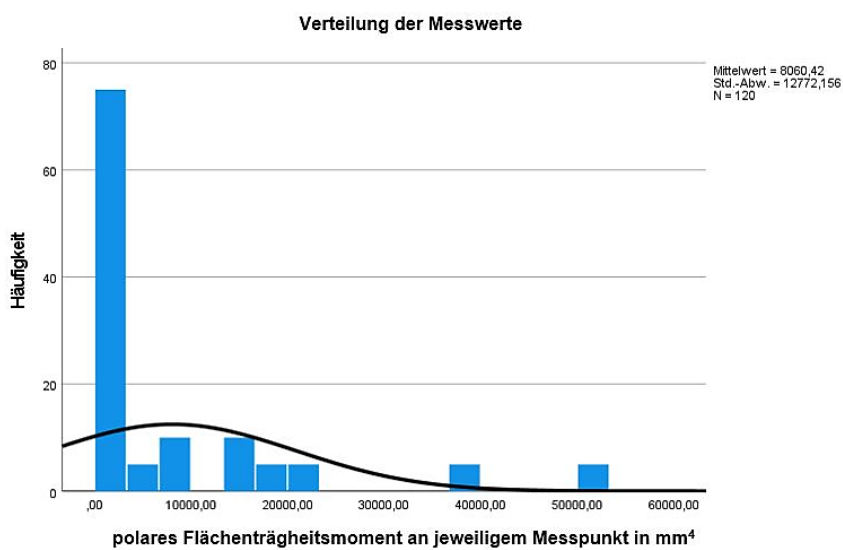


Abbildung 19: Histogramm zur Darstellung der Normalverteilung

Die Werte zeigten, wie auch schon die Werte zur Mikrorelativbewegung, ein linkssteiles Verteilungsmuster (Schiefe 2,239; Kurtosis 4,517) sowohl im Histogramm (vgl. Abb. 19) als auch im Q-Q-Diagramm (vgl. Abb. 20).

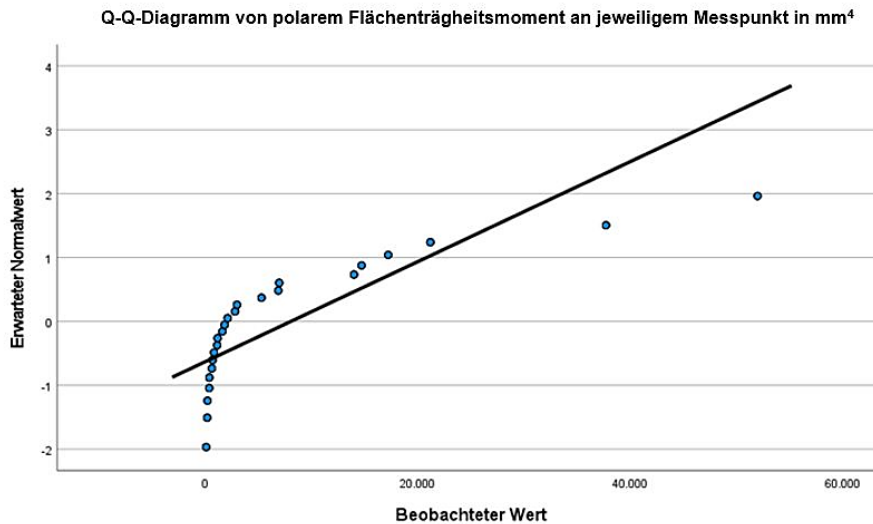


Abbildung 20: Q-Q-Diagramm zur Darstellung der Normalverteilung

Der Mittelwert lag hierbei bei $I_p = 8060,42 \text{ mm}^4$, mit einer Standardabweichung von $I_p = 12772,156 \text{ mm}^4$.

5.2 Kippmessung

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Kippmessung der einzelnen Prothesen in jeweils tabellarischer sowie in graphischer Form dargestellt.

5.2.1 CLS[®] Spotorno[®]

Die Messung des CLS[®]-Spotorno[®]-Schafts ergab folgende absolute Werte (vgl. Tab. 3).

Tabelle 3: Absolute Werte der Bewegung der CLS®-Prothese bei Kippbelastung (P_P–P_D)

Prothesenbewegung									
Nr.	P _P	P ₁	P ₂	P ₃	P ₄	P ₅	P ₆	P ₇	P _D
	uY/KX [µm/Nm]	uY/KX [µm/Nm]	uY/KX [µm/Nm]	uY/KX [µm/Nm]	uY/KX [µm/Nm]	uY/KX [µm/Nm]	uY/KX [µm/Nm]	uY/KX [µm/Nm]	uY/KX [µm/Nm]
#1	-2,76	-8,20	-4,30	-3,44	-1,01	-0,46	-10,16	-14,98	-12,63
#2	-3,71	-4,98	-7,33	-7,32	-2,15	-7,47	-0,69	-6,33	-7,37
#3	-0,92	-1,73	-2,25	-2,55	-0,53	-2,79	-4,67	-12,24	-18,84
#4	-0,51	-12,72	-7,22	-0,76	-0,54	-0,23	-5,76	-12,60	-16,64
#5	-0,99	-2,96	-1,90	-1,32	-0,18	-2,65	-8,16	-11,70	-15,33
MW	-1,78	-6,12	-4,60	-3,08	-0,88	-2,72	-5,89	-11,57	-14,16
SD	1,38	4,43	2,61	2,59	0,77	2,91	3,61	3,19	4,41

Hierbei zeigte sich ein maximal gemessener absoluter Prothesenbewegungswert in P_D mit einem Mittelwert von -14,16 µm/Nm bei einem maximal gemessenen Einzelwert von P_D = -18,84 µm/Nm in Prothese #3. Die geringste registrierte Prothesenbewegung befand sich in P₄ bei einem Mittelwert von -0,88 µm/Nm und einem minimal gemessenen Wert von P₄ = -0,18 µm/Nm in Prothese #5.

Die größte Relativbewegung, die die absolute Knochenbewegung unter medio-lateralem Varusmoment beschreibt, lag in F₈ mit einem maximalen gemessenen Wert in F₈ in Messung #3 von 17,49 µm/Nm bei einem Mittelwert von 13,41 µm/Nm (vgl. Tab. 4).

Tabelle 4: Absolute Werte der Bewegung des Knochens bei Kippbelastung (F₁–F₈) mit implantiertem CLS®-Spotorno®-Schaft

Knochenbewegung								
Nr.	F ₁	F ₂	F ₃	F ₄	F ₅	F ₆	F ₇	F ₈
	uY/KX [µm/Nm]	uY/KX [µm/Nm]	uY/KX [µm/Nm]	uY/KX [µm/Nm]	uY/KX [µm/Nm]	uY/KX [µm/Nm]	uY/KX [µm/Nm]	uY/KX [µm/Nm]
#1	0,00	0,04	0,01	1,32	3,57	6,08	11,44	17,94
#2	0,00	1,53	1,71	-0,01	0,68	3,76	6,67	10,56
#3	0,00	0,40	-0,17	0,29	2,63	5,48	9,87	17,49
#4	0,00	0,53	0,23	0,25	2,60	4,93	6,34	10,36
#5	0,00	0,44	0,20	0,22	2,41	5,34	9,61	10,71
MW	0,00	0,59	0,39	0,42	2,38	5,12	8,78	13,41
SD	0,00	0,56	0,75	0,52	1,05	0,86	2,20	3,93

Der niedrigste gemessene absolute Wert lag mit dem Mittelwert von $0,00 \mu\text{m}/\text{Nm}$ im Femurmesspunkt F_1 . An diesem Messpunkt zeigte sich ebenfalls in allen Messobjekten #1–5 der niedrigste absolute Einzelmesswert mit $F_1 = 0,00 \mu\text{m}/\text{Nm}$.

Unten gezeigte Ergebnisse ergaben sich aus der Berechnung der absoluten Messwerte und beschreiben die Relativbewegung zwischen Prothese und Knochen (vgl. Tab. 5). Die höchste Relativbewegung wurde in rm_{PD} mit einem Mittelwert von $27,77 \mu\text{m}/\text{Nm}$ ermittelt, mit dem maximal gemessenen Wert von $rm_{PD} = 36,58 \mu\text{m}/\text{Nm}$ in Messobjekt #3. Die geringste Relativbewegung zeigte sich in Messpunkt rm_4 mit dem Mittelwert von $1,49 \mu\text{m}/\text{Nm}$.

Tabelle 5: Relativbewegungen des CLS®-Spotorno®-Schafts (rm_{PP} – rm_{PD})

Relativbewegung									
Nr.	rm_{PP}	rm_1	rm_2	rm_3	rm_4	rm_5	rm_6	rm_7	rm_{PD}
	$\Delta uY/KX$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta uY/KX$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta uY/KX$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta uY/KX$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta uY/KX$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta uY/KX$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta uY/KX$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta uY/KX$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta uY/KX$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]
#1	2,74	8,22	4,36	3,47	2,34	4,05	16,26	26,44	30,59
#2	3,07	5,40	9,27	9,44	2,56	8,57	4,86	13,41	18,35
#3	0,70	1,98	2,91	2,64	1,08	5,67	10,40	22,37	36,58
#4	0,23	12,84	7,88	1,11	0,92	2,95	10,81	19,06	27,12
#5	0,81	3,12	2,50	1,68	0,57	5,22	13,66	21,46	26,20
MW	1,51	6,31	5,38	3,67	1,49	5,29	11,20	20,55	27,77
SD	1,30	4,36	3,03	3,35	0,90	2,12	4,26	4,80	6,66

Der geringste gemessene Einzelwert wird in Messobjekt #4 an Messpunkt $rm_{PP} = 0,23 \mu\text{m}/\text{Nm}$ beobachtet.

Erstellt man nun aus den absoluten Knochenbewegungs- und Prothesenbewegungspunkten ein Diagramm, so erhält man folgende Darstellung (vgl. Abb. 21). Die Bewegung der Prothese in absoluten Werten ist in Orange dargestellt, die respektiv dazu aufgenommenen Knochenbewegungen werden in Schwarz gezeigt. Zum Vergleich ist das Bewegungsverhalten des Leerfemurs unter Varusbelastung mit $3,5 \text{ Nm}$ dargestellt. Alle drei abgebildeten Bewegungskurven wurden auf den Messpunkt P_1 referenziert, der als Ausgangspunkt der Messpunktanlage diente und in allen drei Prothesentypen am *Trochanter major* platziert wurde. Mithilfe der P_1 -Referenzierung können die Bewegungen der Prothese in Gegenschwung und Kippverhalten unterteilt

werden. Gegenschwung bedeutet in diesem Fall, dass die Prothese dem Femur in seiner Krümmung unter Belastung folgt. Dies ist vor allem in den proximalen Messpunkten des CLS[®]-Spotorno[®]-Schaftes zu erkennen. Ein Kippen ist jedoch eher in den distalen Messpunkten wahrzunehmen, was ein Auslenken des Schaftes entgegengesetzt zum Femur bedeutet. Deutlich wird dies in den weiter nach negativ abweichenden Werten der distalen Messpunkte P₅–P_D (vgl. Abb. 21).

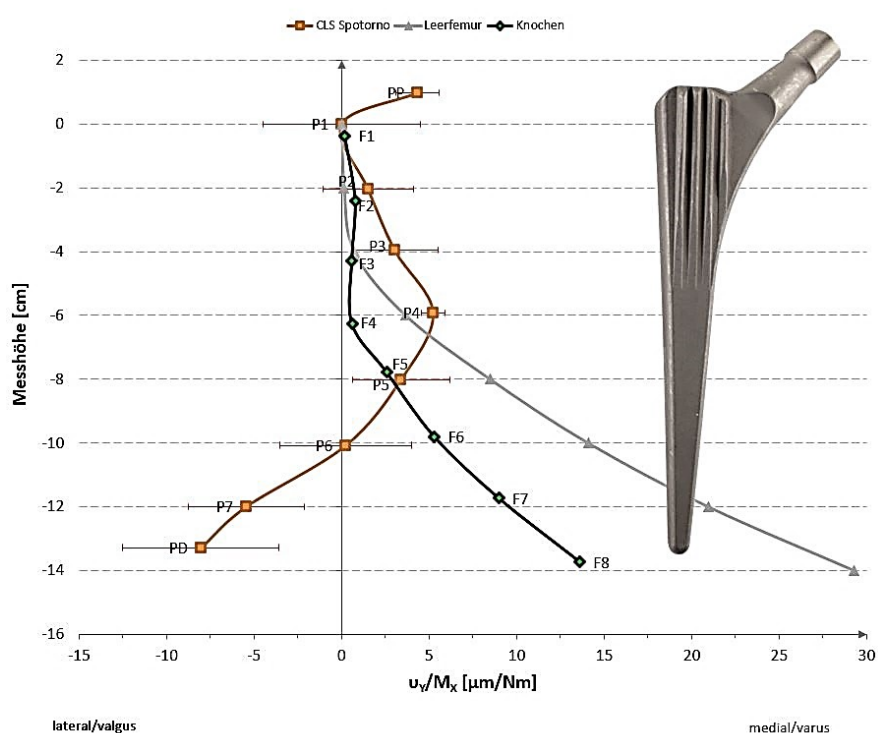


Abbildung 21: Bewegungskurve des CLS[®]-Schaftes mit Leerfemurreferenz

Zur weiteren Veranschaulichung der Mikrorelativbewegung des neugeformten Prothesen-Knochen-Verbundes gegenüber dem nativen Femur folgt ein direkter Vergleich (vgl. Abb. 22).

Hier lässt sich die deutlich veränderte Bewegungseigenschaft in den proximalen Messpunkten (P₁–P₄) erkennen sowie eine Anpassung an die Leerfemurbewegung in den distalen Messpunkten (P₅–P₉). Der fiktive Drehpunkt der CLS[®]-Spotorno[®]-Prothese befindet sich hier in Messpunkt P₄.

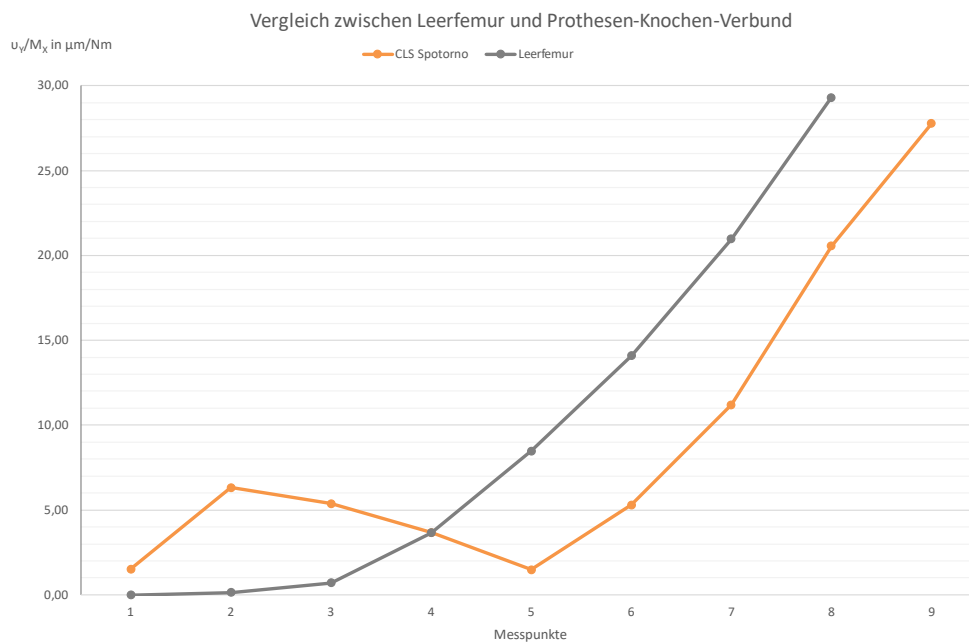


Abbildung 22: Darstellung der Mikrorelativbewegung des CLS®-Spotorno®-Schaftes

5.2.2 EcoFit®

Die Messung des EcoFit®-Schafts unter medio-lateralem Varusmoment ergab folgende absolute Werte (vgl. Tab. 6).

Tabelle 6: Absolute Werte der Bewegung der EcoFit®-Prothese bei Kippbelastung (P_P–P_D)

Prothesenbewegung									
Nr.	P _P	P ₁	P ₂	P ₃	P ₄	P ₅	P ₆	P ₇	P _D
	u_Y/KX [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	u_Y/KX [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	u_Y/KX [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	u_Y/KX [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	u_Y/KX [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	u_Y/KX [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	u_Y/KX [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	u_Y/KX [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	u_Y/KX [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]
#1	-3,34	-8,82	-4,94	-3,32	-1,80	-0,52	-4,27	-6,87	-7,26
#2	-0,83	-3,46	-1,99	-2,17	-1,34	-4,26	-9,46	-10,42	-9,82
#3	-1,84	-1,71	-1,45	-0,83	-1,12	-2,93	-5,89	-12,24	-14,38
#4	-0,06	-1,72	-1,52	-1,48	-0,17	-5,89	-5,51	-18,36	-14,69
#5	-1,77	-1,90	-2,03	-1,82	-0,75	-1,29	-5,24	-10,22	-11,14
MW	-1,57	-3,52	-2,39	-1,92	-1,04	-2,98	-6,07	-11,62	-11,46
SD	1,23	3,05	1,45	0,92	0,61	2,18	1,99	4,24	3,14

Die höchsten gemessenen Mittelwerte der absoluten Prothesenbewegung waren in P₇ MW = -11,62 µm/Nm, mit einer Standardabweichung von 4,24 µm/Nm, sowie in P_D MW = -11,46 µm/Nm mit einer Standardabweichung von 3,14 µm/Nm. Der maximale gemessene absolute Wert der Prothesenbewegung lag in #4 am Messpunkt P₇ bei -18,36 µm/Nm.

Der geringste Messwert der absoluten Prothesenbewegung ließ sich in P₄ bei einem Mittelwert von 1,04 µm/Nm erkennen. Der kleinste gemessene Einzelwert lag in Messobjekt #4 am Messpunkt P_P = -0,06 µm/Nm.

Die gemessenen Werte für die absoluten Knochenbewegungen stellten sich wie folgt dar (vgl. Tab. 7).

Tabelle 7: Absolute Werte der Bewegung des Knochens bei Kippbelastung (F₁-F₈) mit implantiertem EcoFit®-Schaft

Knochenbewegung								
Nr.	F ₁	F ₂	F ₃	F ₄	F ₅	F ₆	F ₇	F ₈
	uY/KX [µm/Nm]	uY/KX [µm/Nm]	uY/KX [µm/Nm]	uY/KX [µm/Nm]	uY/KX [µm/Nm]	uY/KX [µm/Nm]	uY/KX [µm/Nm]	uY/KX [µm/Nm]
#1	0,00	0,20	0,31	0,07	2,65	6,08	9,25	14,67
#2	0,00	0,55	-0,03	0,44	1,47	4,65	8,11	11,29
#3	0,00	0,52	0,12	0,15	0,09	4,48	8,37	10,54
#4	0,00	0,12	0,01	0,95	3,25	6,28	8,91	15,68
#5	0,00	0,27	0,02	2,01	3,64	6,39	9,00	17,84
MW	0,00	0,33	0,09	0,72	2,22	5,58	8,73	14,00
SD	0,00	0,19	0,14	0,80	1,45	0,93	0,47	3,06

Der Mittelwert der höchsten absoluten Knochenbewegung zeigte sich am Messpunkt F₈ mit einem Mittelwert von 14,00 µm/Nm, wobei der maximal gemessene Einzelwert in Messobjekt #5 mit F₈ = 17,84 µm/Nm auffiel. Hingegen lag der geringste Mittelwert sowie der kleinste Einzelmesswert der absoluten Knochenbewegung des untersuchten EcoFit®-Schaftes am Messpunkt F₁ bei MW = 0,00 µm/Nm und in allen fünf Messobjekten in F₁ = 0,00 µm/Nm.

Die im Folgenden abgebildete Tabelle 8 zeigt die Ergebnisse zu den bestimmten Relativbewegungen der implantierten EcoFit®-Prothese.

Tabelle 8: Relativbewegungen des EcoFit®-Schafts (rm_{PP}–rm_{PD})

Relativbewegung									
Nr.	rm _{PP}	rm ₁	rm ₂	rm ₃	rm ₄	rm ₅	rm ₆	rm ₇	rm _{PD}
	$\Delta uY/KX$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta uY/KX$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta uY/KX$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta uY/KX$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta uY/KX$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta uY/KX$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta uY/KX$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta uY/KX$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta uY/KX$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]
#1	3,28	9,11	5,44	3,92	2,15	3,46	10,64	16,42	22,23
#2	0,48	3,76	2,84	2,44	2,08	6,04	14,42	18,83	21,42
#3	1,83	1,78	2,03	1,02	1,35	3,09	10,44	20,68	24,99
#4	0,09	1,78	1,70	1,55	1,18	9,20	11,85	27,33	30,43
#5	1,63	1,95	2,36	1,89	2,81	4,99	11,68	19,28	29,04
MW	1,46	3,68	2,88	2,16	1,91	5,35	11,81	20,51	25,62
SD	1,26	3,15	1,49	1,11	0,66	2,45	1,59	4,11	4,01

Der höchste errechnete Mittelwert der Relativbewegung findet sich in rm_{PD}, mit MW = 25,62 $\mu\text{m}/\text{Nm}$, bei einem maximalen Einzelwert von 30,43 $\mu\text{m}/\text{Nm}$ auf der gleichen Messpunkthöhe in Objekt #4. Im obersten etablierten Messpunkt dieser Messreihe, rm_{PP}, findet sich neben dem geringsten Mittelwert MW = 1,46 $\mu\text{m}/\text{Nm}$ ebenfalls der geringste ermittelte Einzelwert #4 rm_{PP} = 0,09 $\mu\text{m}/\text{Nm}$.

Die grafische Darstellung der absoluten Knochen- und Prothesenbewegung wird in Abbildung 23 aufgezeigt.

Die Bewegungskurve des Femurs, hier in Schwarz dargestellt, zeigt eine deutliche Abweichung in den proximalen Messpunkten nach lateral sowie nur eine erschwerte Anpassung an die Leerfemurbewegung in den distalen Anteilen. Die Prothesenmessungen stechen vor allem durch die deutlich nach lateral abweichende Bewegung in den Messpunkten P₅–P_D hervor. Dieses Bewegungsverhalten kann im Rahmen einer Kippung in Valgusrichtung interpretiert werden.

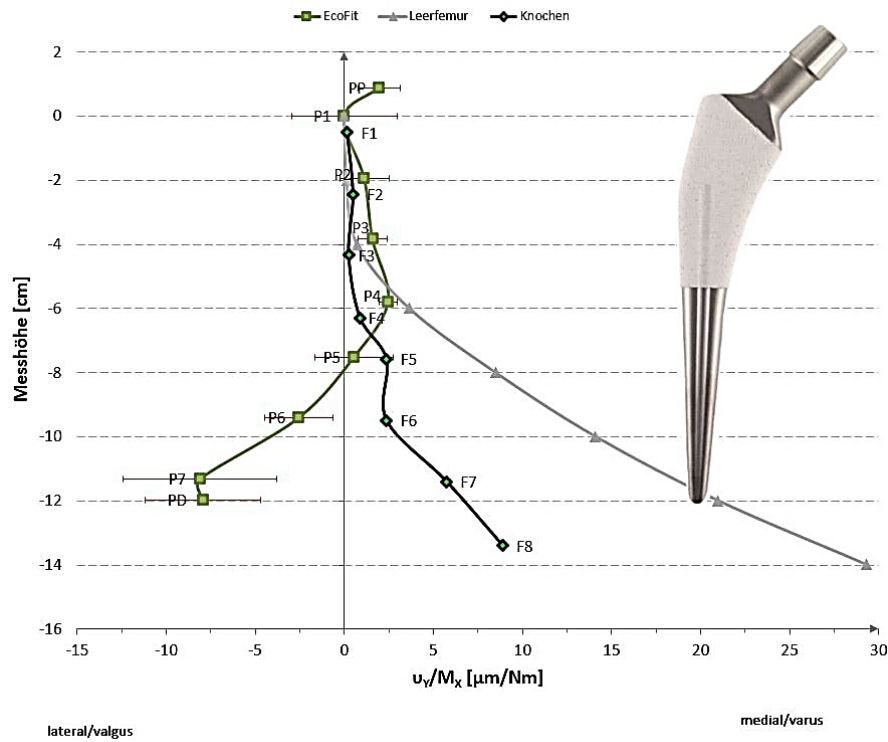


Abbildung 23: Bewegungskurve des EcoFit®-Schafes mit Leerfemurreferenz

Abbildung 24 zeigt die Relativbewegung des Knochen-EcoFit®-Verbundes gegenüber dem Leerfemur unter Varus-Valgus-Belastung. Hierbei zeigt sich eine veränderte Bewegungskurve, besonders in den proximalen Messpunkten in Meta- und Diaphyse (P₁–P₄). Zwischen den Messpunkten P₃ und P₄ findet sich der Drehpunkt der Bewegungsauslässe, die sich im distalen Verlauf dem Leerfemur gegenüber kongruent verhalten (P₅–P₉).

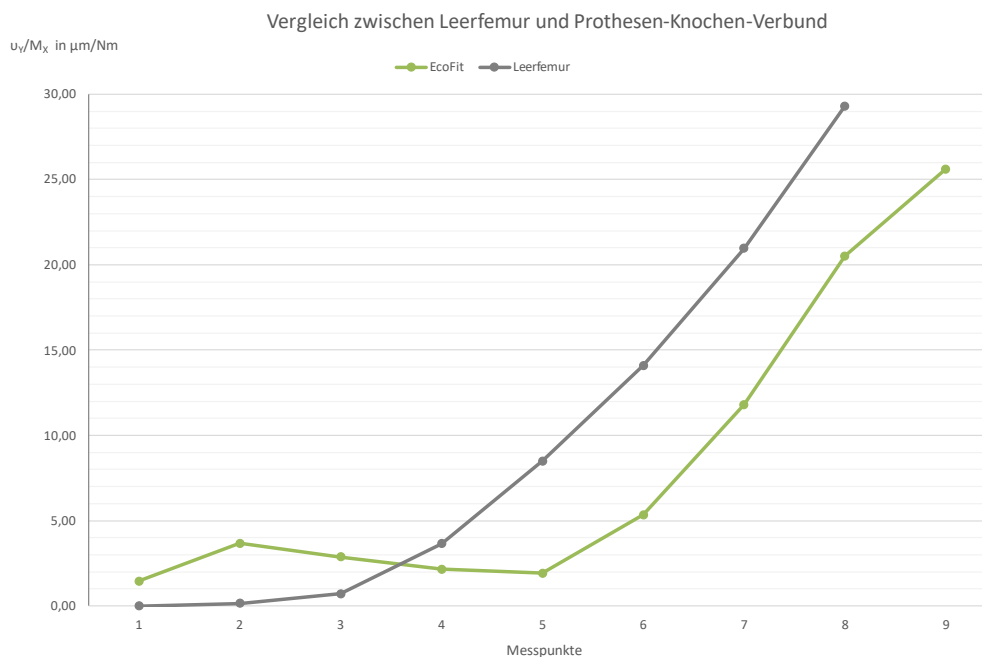


Abbildung 24: Darstellung der Mikrorelativbewegung des EcoFit®-Schaftes

5.2.3 TrendHip®

Die Messung des TrendHip®-Schaftes unter Applikation eines medio-lateralen Varusmomentes ergab folgende absolute Werte für die Prothesenschaft- sowie Knochenbewegung (vgl. Tab. 9).

Tabelle 9: Absolute Werte der TrendHip®-Prothesenbewegung

Prothesenbewegung									
Nr.	P _P	P ₁	P ₂	P ₃	P ₄	P ₅	P ₆	P ₇	P _D
	u _Y /K _X [µm/Nm]	u _Y /K _X [µm/Nm]	u _Y /K _X [µm/Nm]	u _Y /K _X [µm/Nm]	u _Y /K _X [µm/Nm]	u _Y /K _X [µm/Nm]	u _Y /K _X [µm/Nm]	u _Y /K _X [µm/Nm]	u _Y /K _X [µm/Nm]
#1	-0,08	-8,46	-5,44	-0,18	-0,48	-3,05	-6,25	-8,34	-11,06
#2	-0,19	-9,50	-1,91	-1,13	-0,51	-0,61	-5,51	-8,01	-8,61
#3	-1,85	-7,51	-5,01	-2,23	-0,48	-1,46	-3,94	-12,31	-8,78
#4	-0,08	-0,42	-11,80	-1,54	-1,38	-0,61	-3,22	-9,01	-18,40
#5	-0,94	-1,33	-2,55	-1,85	-2,50	-0,96	-1,33	-7,75	-6,45
MW	-0,63	-5,44	-5,34	-1,39	-1,07	-1,34	-4,05	-9,08	-10,66
SD	0,77	4,24	3,92	0,79	0,89	1,01	1,94	1,87	4,63

Hierbei zeigte sich als höchste absolute gemessene Prothesenbewegung ein Mittelwert von $MW = 10,66 \mu\text{m}/\text{Nm}$ im distalen Prothesenmesspunkt P_D . Der maximale Wert der Messung wurde in #4 mit $P_D = 18,40 \mu\text{m}/\text{Nm}$ bestimmt. Die niedrigste absolute Prothesenbewegung fand sich mit einem Mittelwert von $MW = -0,63 \mu\text{m}/\text{Nm}$ im proximalen Prothesenmesspunkt P_P des TrendHip®-Prothesenschaftes. An dieser Stelle, in Messobjekt #1, kam ebenfalls der geringste Einzelmesswert $P_P = 0,08 \mu\text{m}/\text{Nm}$ zustande.

Das Messverhalten des Knochens bei implantierter TrendHip® stellte sich mit nachfolgenden absoluten Messwerten dar (vgl. Tab. 10).

Hierbei lag die höchste absolute Knochenbewegung in Femurmesspunkt F_8 mit einem Mittelwert von $MW = 13,06 \mu\text{m}/\text{Nm}$. Der höchste gemessene Einzelwert lag bei $F_8 = 14,91 \mu\text{m}/\text{Nm}$ in Messobjekt #2. Der niedrigste absolute Wert der Femurbewegung lag bei einem Mittelwert von $MW = 0,00 \mu\text{m}/\text{Nm}$ in F_1 . Dies umfasste zudem die niedrigsten gemessenen Werte, die mit $0,00 \mu\text{m}/\text{Nm}$ in allen fünf Messobjekten (#1–5) im Femurmesspunkt F_1 zu finden waren.

Tabelle 10: Absolute Werte der Knochenbewegung (F_1 – F_8) mit implantiertem TrendHip®-Schaft

Knochenbewegung								
Nr.	F_1	F_2	F_3	F_4	F_5	F_6	F_7	F_8
	uY/KX [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	uY/KX [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	uY/KX [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	uY/KX [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	uY/KX [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	uY/KX [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	uY/KX [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	uY/KX [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]
#1	0,00	0,71	0,40	0,54	2,24	5,45	8,81	13,38
#2	0,00	0,36	0,15	0,76	2,63	5,20	9,81	14,91
#3	0,00	0,52	0,11	0,16	2,05	4,09	7,80	13,97
#4	0,00	0,66	0,11	0,15	1,42	4,12	6,91	9,62
#5	0,00	0,49	-0,03	0,21	2,40	4,56	8,42	13,43
MW	0,00	0,55	0,15	0,36	2,15	4,68	8,35	13,06
SD	0,00	0,14	0,16	0,27	0,46	0,62	1,09	2,02

Die Tabelle (vgl. Tab. 11) zeigt die errechneten Mikrorelativbewegungen des TrendHip®-Prothesenschaftes unter medio-lateralem Varusmoment.

Tabelle 11: Relativbewegungen des TrendHip®-Schaftes (rm_{PP}-rm_{PD})

Relativbewegung									
Nr.	rm _{PP}	rm ₁	rm ₂	rm ₃	rm ₄	rm ₅	rm ₆	rm ₇	rm _{PD}
	$\Delta uY/KX$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta uY/KX$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta uY/KX$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta uY/KX$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta uY/KX$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta uY/KX$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta uY/KX$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta uY/KX$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta uY/KX$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]
#1	0,00	8,55	6,22	0,65	1,10	5,37	11,78	17,22	24,52
#2	0,04	9,68	2,46	1,47	1,45	3,42	10,88	18,00	23,69
#3	1,87	7,87	5,89	2,71	1,00	3,88	8,39	20,48	23,12
#4	0,39	0,43	12,47	1,66	1,54	2,04	7,35	15,92	28,04
#5	0,90	1,79	3,51	2,28	3,17	3,83	6,36	16,64	20,34
MW	0,64	5,66	6,11	1,75	1,65	3,71	8,95	17,65	23,94
SD	0,78	4,23	3,89	0,79	0,88	1,19	2,31	1,75	2,77

Diese wurden aus den absoluten Prothesenbewegungen sowie den absoluten Knochenbewegungen unter Belastung generiert. Somit belief sich die höchste gemessene Relativbewegung des Schaftes auf MW = 23,94 $\mu\text{m}/\text{Nm}$ am distalen Prothesenpunkt rm_{PD}. Am distalen Messpunkt kam ebenfalls der maximal gemessene Wert zustande. Dieser befand sich in Messobjekt #4 bei rm_{PD} = 28,04 $\mu\text{m}/\text{Nm}$. Die niedrigste Relativbewegung wurde mit einem Mittelwert von MW = 0,64 $\mu\text{m}/\text{Nm}$ am proximalsten Messpunkt rm_{PP} bestimmt. Der minimal gemessene Wert lag in Messobjekt #1 bei rm_{PP} = 0,00 $\mu\text{m}/\text{Nm}$.

Die grafische Darstellung der Knochen- und Prothesenbewegungskurve orientiert sich an den absoluten Messwerten der jeweiligen Messpunkte (vgl. Abb. 25). In Blau dargestellt verläuft die TrendHip®-Bewegung s-förmig von medialen zu lateralen Ausschlägen, unter dem Varusmoment von 3,5 Nm. Ein deutlicher Gegenschwung ist bis in den Messpunkt P₅ zu beobachten und wandelt sich ab Messpunkt P₆ in eine Kippbewegung, erkennbar an einem lateralen Ausschlag in den distalen Punkten P₆–P_D. Die Knochenbewegung zeigt vor allem in den proximalen Messpunkten P₁–P₄ eine deutliche Aussteifung und nähert sich daraufhin in den distalen Messpunkten (P₄–P₈) dem Leerfemur an.

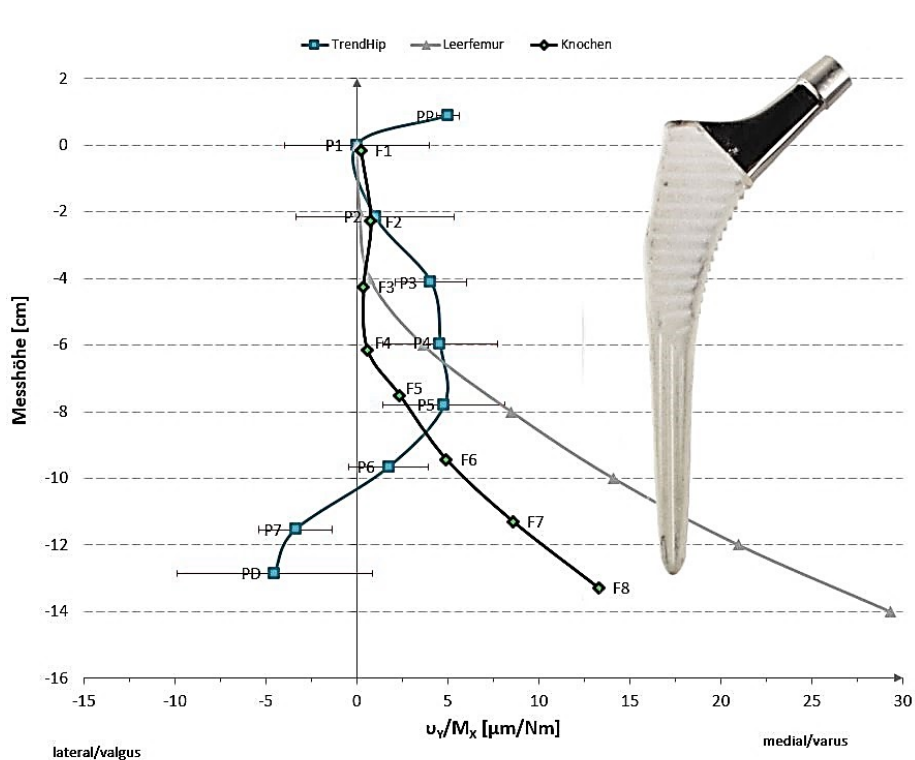


Abbildung 25: Bewegungskurve des TrendHip®-Schafte mit Leerfemurreferenz

Betrachtet man nun die daraus resultierende Relativbewegung des Prothese-Knochen-Verbundes gegenüber der Leerfemureigenschaft, so erkennt man ein vom Leerfemur abweichendes Bewegungsprofil (vgl. Abb. 26). Die proximalen Messpunkte zeigen einen deutlichen Gegenschwung gegenüber dem Leerfemur auf Höhe von P₁–P₃. Der Drehpunkt dieser Bewegung findet sich zwischen den Messpunkten P₃ und P₄. In den distalen Messpunkten (P₅–P₆) verläuft der TrendHip®-Knochen-Verbund parallel zur ursprünglichen Bewegungskurve.

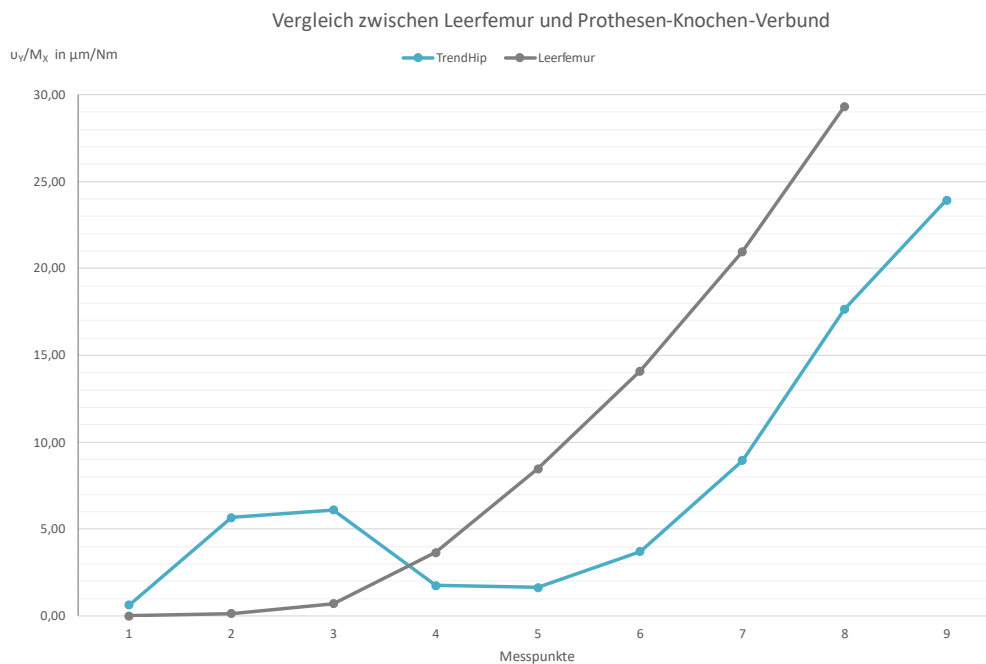


Abbildung 26: Relativbewegung des TrendHip®-Schaftes

5.2.4 Vergleich aller Prothesen

Vergleicht man die Bewegungsprofile aller gemessenen Prothesen, so fällt ein durchwegs ähnliches Bewegungsverhalten unter Varusmoment auf. Besonders das CLS®-Spotorno®-Schaftmodell und die TrendHip®-Prothese zeigen ein vergleichbares Profil in den Messpunkten P_P-P₇. Einzig das EcoFit®-Modell zeigt eine erhöhte Tendenz zur lateralen Kippung in den Punkten P₄-P_D, mit gleichzeitig moderaterem Gegenschwung im proximalen Messpunktbereich. Im Vergleich hierzu vollziehen der CLS®-Spotorno®- und der TrendHip®-Schaft einen wesentlich ausgeprägteren Gegenschwung in den proximalen Punkten P₂-P₅ (vgl. Abb. 27).

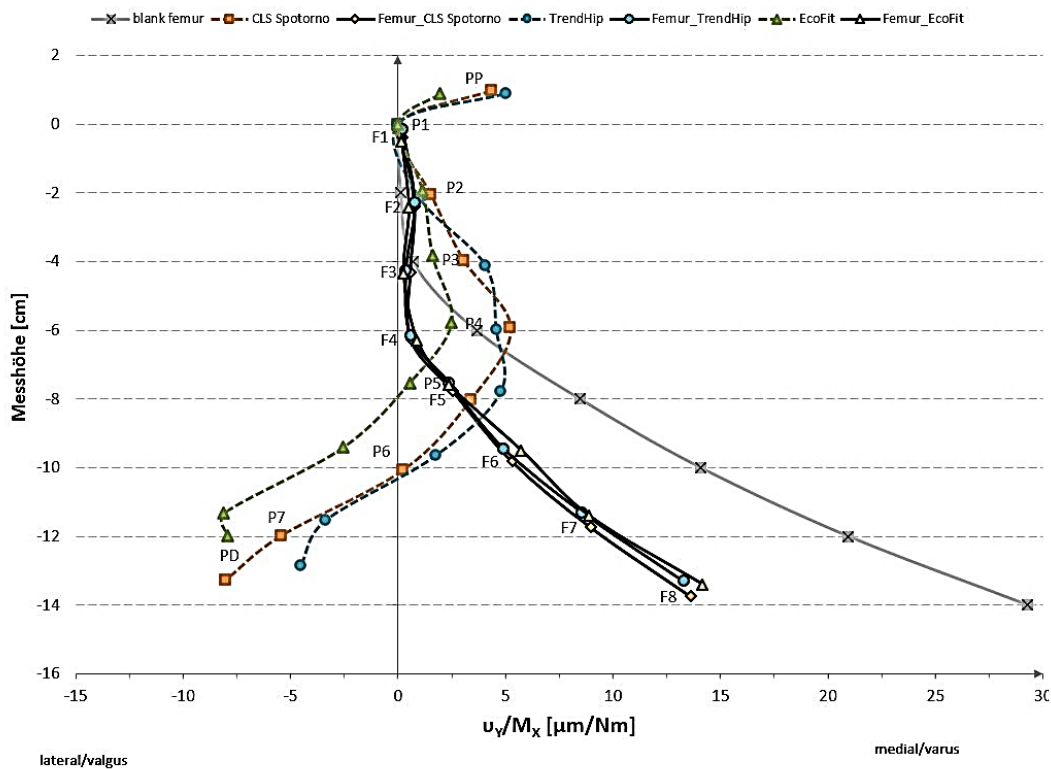


Abbildung 27: Vergleich der Bewegungskurven aller Prothesen mit Leerfemurreferenz

Betrachtet man nun das Knochenverhalten, so kann jedoch von einem beinahe identischen Aussteifungsprofil in allen drei Femora mit dem jeweiligen Implantat ausgegangen werden. Die distalen Femurmesspunkte F₅–F₈ zeigen ein geringeres Verformungsverhalten und verhalten sich dem Leerfemur gegenüber ähnlich.

Auch bei der Betrachtung der Mikrorelativbewegungskurven der drei Standardschaftprothesen zeigt sich die Ähnlichkeit des Bewegungsverhaltens.

Abbildung 28 zeigt das Verhalten aller drei Standardschaftprothesen implantiert in einen Sawbone-Knochen und unter Varusmomenten von 3,5 Nm. Die Grundbewegungskurve der drei Schäfte stellt sich äußerst ähnlich dar. Hierbei zeigen vor allem der CLS[®]-Spotorno[®]- und der TrendHip[®]-Schaft in den proximalen Messpunkten (P₁–P₃) eine starke Ähnlichkeit innerhalb des Bewegungsausmaßes. In den distalen Messpunkten P₅–P₉ gleichen sich dann vor allem der EcoFit[®]- und CLS[®]-Spotorno[®]-Schaft, indem sie nahezu identische Mikrorelativbewegungen vollziehen. In Messpunkt P₅ gleichen sich die Werte alle drei Prothesenschäfte, in den weiter distal liegenden Messpunkten findet hingegen eine Annäherung an die Werte des Leerfemurs statt.

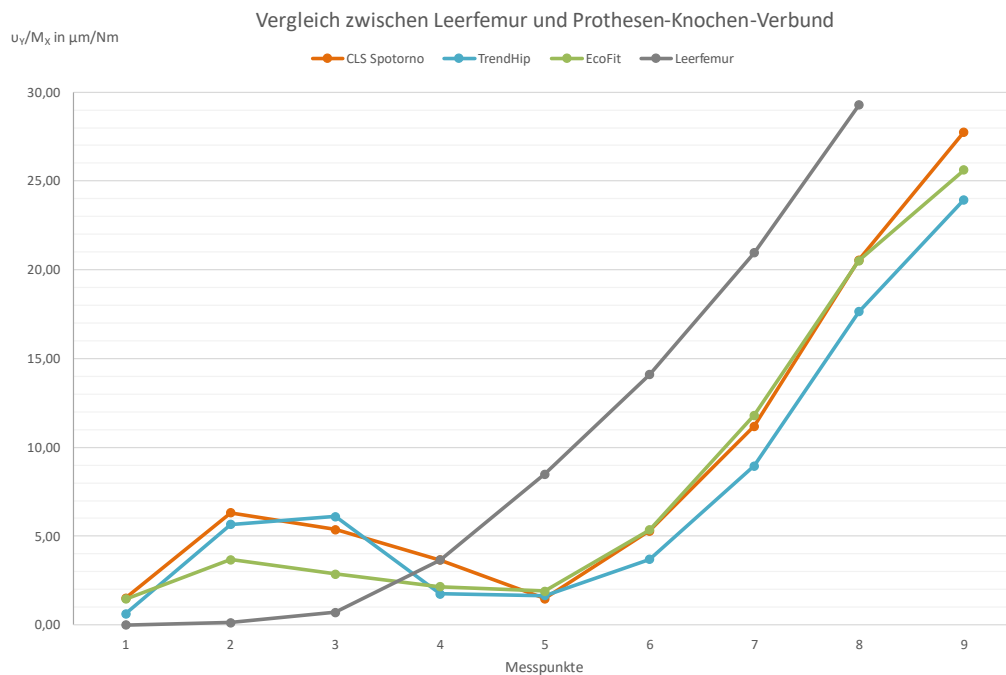


Abbildung 28: Bewegungskurven im Vergleich









5.3 Flächenträgheitsmoment

In den folgenden Kapiteln werden die aus den Querschnittsgeometrien resultierenden Flächenträgheitsmomente der einzelnen Prothesendesigns den zugehörigen Messpunkthöhen zugeordnet und verglichen.

5.3.1 CLS® Spotorno®

Der CLS®-Spotorno®-Schaft zeigt sich mit einer rechteckigen Querschnittsgeometrie, die sich durch alle Messpunktebenen hindurch verfolgen lässt. In den Messpunkten P_1 bis P_3 lassen sich vier symmetrisch angeordnete Rippen erkennen. Das größte bestimmte Flächenträgheitsmoment I_p beträgt $51989,819 \text{ mm}^4$ in Messpunkt P_1 . Dieses Flächenträgheitsmoment reduziert sich bis zu einem Wert von $238,67 \text{ mm}^4$ in Messpunkt P_D (vgl. Tab. 12).









Tabelle 12: CLS®-Spotorno®-Schaft mit messpunktassoziierter Querschnittsgeometrie und dem zugehörigen Flächenträgheitsmoment

CLS®-Spotorno®-Schaft									
Messpunkt	P _p	P ₁	P ₂	P ₃	P ₄	P ₅	P ₆	P ₇	P _D
Geometrie	-								
I _p [mm ⁴]	-	51983,819	14733,709	5314,701	2826,295	1637,605	856,975	407,128	238,67

5.3.2 EcoFit®

Der EcoFit®-Schaft zeichnet sich durch eine längsovale Geometrie durch alle Messpunktebenen hindurch aus, mit einem zunehmend runder erscheinenden Querschnitt im distalen Ende. Die zentral verlaufende Nut lässt sich beidseits von P₃–P_D erkennen. Das maximale bestimmte Flächenträgheitsmoment findet sich im proximalen Messpunkt P₁ mit I_p = 21199,044 mm⁴ und das geringste Flächenträgheitsmoment in Messpunkt P_D mit 114,606 mm⁴ (vgl. Tab. 13).










Tabelle 13: EcoFit®-Schaft mit messpunktassoziierter Querschnittsgeometrie und dem zugehörigen Flächenträgheitsmoment

EcoFit®-Schaft									
Messpunkt	P _p	P ₁	P ₂	P ₃	P ₄	P ₅	P ₆	P ₇	P _D
Geometrie	-								
I _p [mm ⁴]	-	21199,044	17232,058	6984,095	2136,242	1154,223	646,202	208,014	114,606

5.3.3 TrendHip®

Betrachtet man nun die Geometrie des TrendHip®-Schaftes, so fällt auf, dass die zu Beginn rechteckige Querschnittsgeometrie der proximalen Messpunkte (P₁–P₄) sich hin zu einem vermehrt längsovalen Querschnitt in weiter distalen Punkten (P₅–P_D) wandelt.

Tabelle 14: TrendHip®-Schaft mit messpunktassoziierter Querschnittsgeometrie und dem zugehörigen Flächenträgheitsmoment

TrendHip®-Schaft										
Messpunkt	P _p	P ₁	P ₂	P ₃	P ₄	P ₅	P ₆	P ₇	P _D	
Geometrie	-									
I _p [mm ⁴]	-	37715,672	14013,178	6898,164	3009,518	1850,975	1185,554	706,235	397,378	

Das hier maximal bestimmte Flächenträgheitsmoment beläuft sich auf $I_p = 37715,672 \text{ mm}^4$ in P₁ und einem geringsten Flächenträgheitsmoment in P_D von $397,378 \text{ mm}^4$ (vgl. Tab. 14).

5.3.4 Vergleich der Flächenträgheitsmomente aller Prothesen

Vergleicht man nun die Flächenträgheitsmomente I_p der einzelnen Prothesen, so wird deutlich, dass der allgemeine Verlauf der Prothesen sich im Wesentlichen nur in wenigen Punkten unterscheidet, jedoch das Flächenträgheitsmoment vor allem im proximalen Messpunkt P₁ differiert (vgl. Abb. 29).

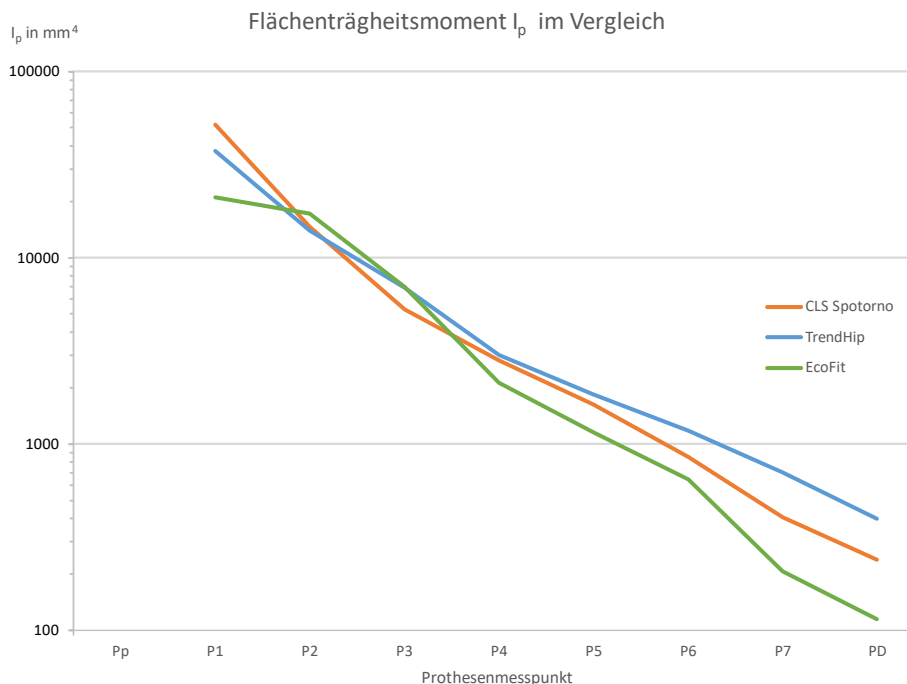


Abbildung 29: Flächenträgheitsmoment I_p im Vergleich

Betrachtet man die in Tabelle 15 aufgeführten Werte für I_p , so fällt auf, dass der CLS[®]-Spotorno[®]-Schafft mit einem deutlich höheren I_p von 51983,819 mm⁴ in Messpunkt P₁ heraussticht. Im Gegensatz dazu starten die Vergleichsschäfte der TrendHip[®]- und der EcoFit[®]-Prothese mit einem ca. 1,5- bzw. 2,5-fach geringerem I_p .

Tabelle 15: Vergleich aller messpunktbezogener Flächenträgheitsmomente der Versuchsprothesen

Modell	Polares Flächenträgheitsmoment I_p in [mm ⁴]								
	P _p	P ₁	P ₂	P ₃	P ₄	P ₅	P ₆	P ₇	P _D
CLS [®] - Spotorno [®]	-	51983,819	14733,709	5314,701	2826,295	1637,605	856,975	407,128	238,67
TrendHip [®]	-	37715,672	14013,178	6898,164	3009,518	1850,975	1185,554	706,235	397,378
EcoFit [®]	-	21199,044	17232,058	6984,095	2136,242	1154,223	646,202	208,014	114,606

Im weiteren Messpunktverlauf nähern sich die polaren Flächenträgheitsmomente der Prothesenmodelle ab Messpunkt P₂ deutlich an. Der TrendHip[®]-Schafft zeigt sich ab Messpunkt P₄ bis zum distalen Messpunkt P_D mit dem dominierenden Flächenträgheitsmoment. Reduziert sich das Flächenträgheitsmoment des CLS[®]-Spotorno[®]-Schäfts von P₁ bis P_D um ein 218-faches und das der EcoFit[®]-Prothese um ein

185-faches zwischen P_1 und P_D , so minimiert der TrendHip[®]-Schaft hingegen sein Flächenträgheitsmoment in acht Messpunkten lediglich um ein 95-faches.

5.4 Ergebnisse der statistischen Auswertung

Bei dem durchgeführten generalisierten linearen Modell (GLM) handelt es sich um eine Regressionsanalyse, die bei einem nicht vorliegenden heterogenen Verteilungsmuster der Zielvariable angewendet werden kann, ohne zuvor eine Transformation der Urwerte vorauszusetzen. Hierdurch können nicht normalverteilte Werte untersucht und quantifiziert werden.

Der F-Test zeigt ein signifikantes Gesamtmodell bei $p < .001$. Der Haupteffekt der Prothese auf die Mikrorelativbewegung zeigt sich mit $p = .084$ sowie auf das Flächenträgheitsmoment mit $p = .002$ als nicht signifikant.

Hingegen war der Haupteffekt der Messpunkthöhe bzw. des Messortes auf die Mikrorelativbewegung ($p = .000$) und auf das polare Flächenträgheitsmoment hoch signifikant ($p = .000$).

Anhand des nachfolgenden Post-hoc-Tests sollte weiter analysiert werden, zwischen welchen Faktorstufen signifikante Unterschiede bezüglich der Mikrorelativbewegung und des Flächenträgheitsmomentes erkennbar waren.

Die Bonferroni-korrigierte Analyse der paarweisen Vergleiche zeigte, dass sich die untersuchten Prothesen nicht signifikant unter der abhängigen Variablen der Mikrorelativbewegungen in $\mu\text{m}/\text{Nm}$ voneinander unterschieden. Dies korrelierte ebenfalls mit den aus den Daten generierten Diagrammen (vgl. Tab. 16).

Ähnliches wurde auch für die Untersuchung der abhängigen Variablen des Flächenträgheitsmomentes festgestellt. Einzig die Gruppe des CLS[®]-Spotorno[®]- und des EcoFit[®]-Schafts unterschied sich signifikant mit $p = .002$.

Tabelle 16: Mehrere Vergleiche nach Bonferroni mit p gegen .05

Abhängige Variable	(I) Prothesentyp	(J) Prothesentyp	Signifikanz
$\Delta vY/KX$ in $\mu\text{m}/\text{Nm}$	CLS [®] Spotorno [®]	TrendHip [®]	,082
		EcoFit [®]	,552
	TrendHip [®]	CLS [®] Spotorno [®]	,082
		EcoFit [®]	1,000
	EcoFit [®]	CLS [®] Spotorno [®]	,552
		TrendHip [®]	1,000
Polares Flächenträgheitsmoment in mm^4	CLS [®] Spotorno [®]	TrendHip [®]	,379
		EcoFit [®]	,002
	TrendHip [®]	CLS [®] Spotorno [®]	,379
		EcoFit [®]	,134
	EcoFit [®]	CLS [®] Spotorno [®]	,002
		TrendHip [®]	,134

Alle übrigen Flächenträgheitsmomente unterschieden sich nicht signifikant voneinander.

Zur weiteren Beurteilung und Informationsgewinnung auf den einzelnen Messhöhen wurde eine Kruskal-Wallis-Analyse für jede dieser Messhöhen durchgeführt. Hierbei zeigte sich, dass keine der untersuchten Messhöhen einen signifikanten Unterschied zwischen den Prothesen bezüglich der gemessenen Mikrorelativbewegungen, unter Einbeziehung des Flächenträgheitsmomentes, aufwiesen.

6 Diskussion

Vor dem Hintergrund der steigenden globalen Implantationszahlen und der gleichzeitigen Häufung der Diagnosestellung einer arthrotischen Gelenkerkrankung im Zeichen des demographischen Wandels zeigt sich ein konsekutiv steigendes Interesse an der Verbesserung der Implantationsergebnisse und -standzeiten in den vergangenen Jahren.

Bei einem prosperierenden Markt mit über fünfzig verschiedenen zementfreien Hüftschäften allein in Deutschland (Grimberg et al. 2020) steht die Frage nach dem optimalen Design einer Prothese im Raum, das die Langlebigkeit des Implantates sowie initiale Ergebnisse verbessert und eine hohe Zufriedenheit der Patientinnen und Patienten mit sich bringt.

Auf Basis dieses Grundgedankens betrachtet diese Studie zwei Faktoren und deren Zusammenspiel, die in vorangegangenen Studien eher selten integriert wurden.

Nur wenige der bis dato durchgeführten Studien zur ossären Spannungsverteilung sowie der primären Stabilität bei einliegendem Standardprothesenschaft betrachtet diesen Aspekt unter der Anwendung ventro-dorsaler Belastungsmomente (Jahnke 2017; Hamadouche et al. 2015). Diese Kippmomente umfassen zwar nicht das Gros der Belastungsmomente während des physiologischen Gangzyklus, übernehmen jedoch einen Hauptteil der Belastung des Femurs beim alltäglichen Treppensteigen (Bergmann et al. 2007; OrthoLoad 2016).

Eine im Jahr 2020 erschienene Studie von Kheir et al. (Kheir et al. 2020; Khanuja et al. 2011) beschäftigt sich zudem mit der erweiterten Kategorisierung von Hüftprothesen und den Langzeitstudienresultate dieser im Vergleich. Diese Kategorisierung wurde auf Basis der Schaftgeometrie entwickelt. Die hier metaanalytisch zusammengetragenen Ergebnisse zeigten vor allem die durchwegs guten Fixierungen und Standzeiten der Prothesen.

Die Querschnittsgeometrie eines jeden Prothesenschaftes definiert die spätere Kontaktfläche, die durch Knochenaufbereitung und Implantation realisiert wird. Die sekundäre Fixierung über ossäre Integration kann durch strategisch platzierte Beschichtungen mit osteophilen Materialien erwirkt werden.

Um eine mögliche Aussage über zu präferierende Schaftdesigns treffen zu können, setzte sich diese Studie zum einen mit dem Verhalten der drei Standardschäfte unter ventro-

dorsalen Kippmomenten und zum anderen mit deren Schaftgeometrie in Bezug auf dieses Verhalten auseinander. Somit sollen potenzielle Verbesserungskonzepte in nachfolgenden Studien behandelt werden können.

6.1 Kippstabilität und das Flächenträgheitsmoment

Im Folgenden werden die Ergebnisse der einzelnen Prothesenmodelle unter Bezugnahme auf das Flächenträgheitsmoment beschrieben.

6.1.1 CLS® Spotorno®

Der CLS®-Spotorno®-Schaft ist als trapezförmiger Primärschaft entwickelt, dessen Implantation und Verankerung über vertikal verlaufende Rippen im proximalen Schulteranteil der Prothese sowie der osteophilen Beschichtung optimiert werden soll. Unter Belastung mit Varusmomenten im nicht destruktiven Bereich zeigte die CLS®-Spotorno®-Prothese stets Mikrorelativbewegungen im Prothesen-Knochen-Verbund weit unter der für die mögliche Osseointegration angenommene Grenze von 150 µm (Albrektsson und Johansson 2001; Morscher 1983; Pilliar et al. 1986). Somit lässt sich annehmen, dass auch eine sekundäre Fixierung über das Einwachsen von Knochen trabekeln (Osteoinduktion) an die osteophile Oberflächenbeschichtung der Prothese stattfinden kann. In Langzeitstudien zeigte der CLS®-Spotorno®-Schaft stets sehr gute Standzeiten (Müller et al. 2010), die sich ebenfalls durch das in dieser Studie gezeigte Fixationsverhalten unter Varusbelastung erklären lassen und die Beliebtheit des Schaftes seit über 20 Jahren unterstreicht.

Allgemein ließ sich ein eher metaphysäres mit geringem diaphysär-anteiligem Verankerungsverhalten in den Messpunkten P₃ und P₄ erkennen, sowie eine, auch hier zu beobachtende, erhöhte Femoraussteifung, die sich im Prothesenverlauf mit dem verjüngenden Schaftverlauf dem physiologischen Femur weiter anpasste. Als Drehpunkt agierte hier der am meta-diaphysären Übergang liegende Messpunkt P₄, in dem sich ein Umschlag der Bewegungsauslässe von medial nach lateral erkennen ließ. Die distale Prothesenspitze lag nach Implantation der Prothese der medialen Femurkortikalis an und generierte jedoch vor allem nach lateral gerichtete Relativbewegungen, ohne das Femur übermäßig auszusteifen, was sich durch ein nach distal verringertes Flächenträgheitsmoment der Prothese erklären lässt.

Die rechteckige Querschnittsgeometrie der Prothese lässt sich bis in die distalen Anteile sowie die Prothesenspitze verfolgen. Die vertikal angeordneten Finnen lassen sich in den Querschnitten der Messpunkte P_1 bis P_3 nachvollziehen und tragen dort zur Vergrößerung des Flächenträgheitsmomentes und somit zur Definition der Hauptfixationszone bei.

Allgemein zeigt der CLS[®]-Spotorno[®]-Schaft das größte Flächenträgheitsmoment der untersuchten Prothesen, vor allem Messpunkt P_1 sticht mit einem 1,5- bis 2,5-fachen Flächenträgheitsmoment gegenüber dem TrendHip[®]- und dem EcoFit[®]-Schaft hervor. Jedoch vollzieht die CLS[®]-Spotorno[®]-Prothese im gleichen Zug eine Reduktion des Flächenträgheitsmomentes von Messpunkt P_1 zu P_2 um den Faktor 3, sodass sich keine außergewöhnlich hohe Aussteifung des Femurs im Vergleich zu den anderen Prothesenschäften mit schlankeren Schulterdesigns feststellen lässt.

6.1.2 EcoFit[®]

Die EcoFit[®]-Prothese wurde als schlanke Primärschaftprothese mit ergonomischer Prothesenschulter entwickelt. Mit ihrer implaFix[®]-Hydroxyapatit-Beschichtung in der proximalen Prothesenhälfte soll die stabile Osseointegration durch einwachsende Spongiosatrabekel in diesem Bereich gefördert werden. Im distalen Bereich verbleibt die matt gestrahlte, sich verjüngende Prothesenspitze. Durch die fehlende osteophile Beschichtung an der Prothesenspitze soll hier aktiv ein Verbund zwischen Prothese und Knochen verhindert werden, um somit die Kraftübertragung auf das Femur in diesem Bereich zu minimieren.

Unter Belastung mit Varusmomenten im nicht destruktiven Bereich von 3,5 Nm zeigten sich stets Mikrorelativbewegungen unter 150 μm . Somit kann von einer erfolgreichen, osteogenen Integration unter diesem Belastungsmuster ausgegangen werden.

Allgemein zeigt sich ein primär metaphysäres Verankerungsverhalten der EcoFit[®]-Prothese, mit einer bis leicht in die Diaphyse reichenden Fixation (P_5). Der Drehpunkt der Prothesenbewegung zeigte sich auch hier am meta-diaphysären Übergang im Messpunkt P_4 , mit einer Abweichung der Relativbewegungen von Gegenschwung hin zu einer Kippung. Paradoxerweise zeigte die EcoFit[®] eine im Vergleich ausgeprägtere Femoraussteifung in den distalen Messpunkten (P_6 – P_8) trotz ihres geringeren Flächenträgheitsmomentes, das eine höhere Elastizität und somit eine geringere Aussteifung garantieren sollte.

Die längsovale Querschnittsgeometrie lässt sich durch alle Messpunkte hinweg verfolgen. Hierbei kommt in den Messpunkten P₃ und P₄ die posteriore und ventrale Nut hinzu, die den Querschnitt bis in die distalen Anteile tailliert. Im Vergleich zeigt der EcoFit[®]-Schaft das schlankeste Schulterdesign der drei untersuchten Standardschäfte, jedoch einen ähnlichen Verlauf der Flächenträgheitsmomente in den weiter distalen Messpunkten. Die kleinere Prothesenschulter zeigt eine ebenso adäquate proximale Krafteinleitung und somit Fixation unter Belastung. Im Vergleich zu den beiden anderen untersuchten Schaftmodellen zeigten sich vergleichbare Relativbewegungen im gesamten Prothesen-Knochen-Verbund.

Aufgrund der noch niedrigen Implantationszahlen gibt es nur wenige Langzeitstudien für den EcoFit[®]-Schaft. Der EPRD-Jahresbericht 2019 berichtete jedoch von ähnlichen Ausfallwahrscheinlichkeiten in den ersten beiden Jahren nach Implantation, die mit denen des CLS[®]- und TrendHip[®]-Schafts vergleichbar sind. Zudem zeigten Hüftschäfte mit ähnlichen Schaftdesigns nach Kheir et al. („Type-2-Schaft: einfach keilförmig“, z. B. Taperloc-Schaft, Accolade-Schaft) gute Langzeitergebnisse, sodass diese für den EcoFit[®]-Prothesenschaft ebenfalls zu erwarten sind (Kheir et al. 2020; McLaughlin und Lee 2016; Pilliar et al. 1986; Pierce et al. 2015).

6.1.3 TrendHip[®]

Der TrendHip[®]-Primärschaft zeigt ein keilförmiges Design mit einem nach distal schmal zulaufenden Schaftverlauf. Entlang der proximalen Hälfte positionieren sich in der gesamten Zirkumferenz horizontale Finnen, die im Verlauf der distalen Hälfte von vertikalen Einkerbungen an der ventralen und posterioren Schaftoberfläche abgelöst werden. Hierdurch wird eine erhöhte Kontaktfläche zur Osteoinduktion begünstigt und eine daraus resultierende sekundäre axiale Stabilität generiert. Auch die doppelte Beschichtung aus Hydroxylapatit, kombiniert mit einer rauen Titan-Plasmaspray-Schicht, die nach distal ausläuft, jedoch die Prothesenspitze weiterhin in einer dünnen Schicht bedeckt, soll dieses Ziel ermöglichen. Die erhöhte Kontaktfläche enthält eine osteophile Komponente, um das Einwachsen der Knochen trabekel zu garantieren und die Stabilisierung durch Osseointegration nach Implantation des Schaftes zu fördern.

Die Hauptfixierungsebene lag in der Metaphyse des Femurs (P₁-P₂) mit nach distal anhaltender Stabilität bis in den Messpunkt P₅. Der Drehpunkt fand sich zwischen den weiter diaphysär liegenden Messpunkten P₄ und P₅. Hier wechselte die

Ausschlagsrichtung der Prothese unter Varusmomenten von medial nach lateral und zeigte ein deutliches Kippverhalten im distalen Messbereich.

Allgemein zeigte die TrendHip[®]-Prothese, wie auch der CLS[®]-Spotorno[®]- und der EcoFit[®]-Schaft, unter Applikation einer Varus-Valgus-Belastung von 3,5 Nm stets Mikrorelativbewegungen im Prothesen-Knochen-Verbund unter 150 µm. Approximiert man jedoch die gemessenen Werte der Mikrorelativbewegung aller vermessenen Prothesentypen linear auf die physiologischen Belastungen von $64,8 \pm 9,6$ Nm von Bergmann et al. (Bergmann et al. 2007), so wird deutlich, dass alle gemessenen Werte der distalen Messpunkte (rm_6 , rm_7 und rm_{PD}) der verwendeten Prothesen den Wert von 150 µm deutlich übersteigen. Da man aufgrund der lateralen Schaftanlage nach Implantation in der Diaphyse davon ausgehen muss, dass eine Kippung nur begrenzt möglich ist, ist eine lineare Hochrechnung der Relativbewegungen in diesem Fall nicht suffizient. Durch die begrenzte Beweglichkeit der Prothese durch das kortikale Anliegen kommt es zu keinem Ausbrechen der Prothese, jedoch zu möglichen lokalen Spannungsspitzen (Lavernia et al. 2004; Effenberger et al. 2005). Somit wird eine sekundäre Osseointegration womöglich primär über die Torsionsbelastung initiiert, was die positiven klinischen Langzeitergebnisse der untersuchten Prothesen erklären könnte (Merle et al. 2010; Kheir et al. 2020). Aufgrund zunehmender Umstrukturierung des Knochens um die Prothese herum und somit respektiv abnehmender Mikrorelativbewegungen im Prothesen-Knochen-Verbund kann eine sozusagen ‚tertiäre‘ Fixierung in Varus-Valgus-Richtung erreicht werden (Jahnke et al. 2018).

Die Querschnittsgeometrie der TrendHip[®] zeigt eine rechteckige Form mit abgerundeten Kanten zur Reduktion der punktuellen Spannungsspitzen und somit potenziell entstehendem Oberschenkelschmerz der Patientin/des Patienten im postoperativen Verlauf. Der zunehmend ovale Querschnitt in den distalen Messebenen verhindert zusätzliche ungewollte Krafteinleitung in das Femur in diesen Messbereichen.

Dies zeigt sich in den Messwerten der Femuraussteifung, die sich deutlich an den Leerfemurmesswerten ab Messpunkt F_5 , vergleichbar mit dem Verhalten bei einliegendem CLS[®]-Spotorno[®]-Schaft, annähern. Im Vergleich der Flächenträgheitsmomente wird dies auch in den nur geringen Unterschieden zwischen dem CLS[®]-Spotorno[®]- und dem TrendHip[®]-Schaft deutlich, die keine Signifikanz aufzeigen konnten ($p = .379$).

Im ERPD-Jahresbericht aus dem Jahr 2019 zeigten sich geringe Ausfallquoten in den ersten drei Jahren nach Implantation (IQTIG). Diese lagen zwischen 2,1 % und 2,5 % (Grimberg et al. 2020). Zudem kann sich der TrendHip[®]-Primärschaft der Gruppe „Type 2: einfach keilförmig“ nach Kheir (Kheir et al. 2020; Khanuja et al. 2011) aufgrund der anatomischen Prothesenschulter und dem schmalen anterior-posterioren Querschnitt zuordnen lassen. Der einzige Unterschied in diesem Rahmen ist die ausgedehnte Beschichtung nach distal, mit jedoch auslaufender Charakteristik, sodass sich die gut erzielten Langzeitergebnisse dieser Gruppe womöglich nicht vollständig auf die TrendHip[®]-Prothese übertragen lassen.

6.2 Limitationen

Limitationen der vorliegenden Studie ergeben sich vor allem aus der singulären Belastung der Prothesen-Knochen-Verbände in Varus-Valgus-Richtung. Dies entspricht nicht dem physiologischen, komplexen Belastungsmuster, das in alltäglichen Situationen auf das Femur einwirkt. Zudem wurden Kippmomente von $\pm 3,5$ Nm aufgebracht, also deutlich unterhalb der durch Bergmann et al. (Bergmann et al. 2007) bestimmten physiologischen Kippmomente von $MW 64,8 \pm 9,6$ Nm während des Gangzyklus.

Des Weiteren zeigen sich Limitationen auf Basis der in dieser Arbeit verwendeten Materialien. Im Allgemeinen wurde auf das Verwenden von humanen Femurknochen verzichtet, da dies eine individuelle Variabilität des jeweiligen Knochenpräparates mit sich bringen würde, die eine Standardisierung der Ergebnisse erschweren könnte. Aus diesem Grund wurde für die nötige Standardisierbarkeit sowie Reproduzierbarkeit der Ergebnisse die Verwendung von Kunststoffpräparaten bevorzugt. Dieses Vorgehen hat sich bereits in vorangegangenen *In-vitro*-Studien etabliert (Hamadouche et al. 2015; Jahnke 2017).

Hierdurch bedingt, konnten in dieser Studie keine biologischen Faktoren mit einbezogen werden, die eine sekundäre Fixierung der Prothesen beeinflussen könnten (Albrektsson et al. 1981; Merle et al. 2010). Somit kann eine direkte Übertragung der Ergebnisse in den klinischen Alltag nur eingeschränkt erfolgen.

Darüber hinaus zeigte sich kein ausreichend signifikanter Unterschied bezüglich des Flächenträgheitsmomentes der einzelnen Prothese, was durch die initiale Auswahl der Schaftmodelle bedingt war. Eine größere Variabilität der Prothesenmodelle bezüglich

ihrer Flächenträgheitsmomente könnte womöglich einen besseren Einblick in den Einfluss der primären Stabilität unter Varus-Valgus-Belastung bieten.

Auch konnten nicht alle Flächenträgheitsmomente in die Analyse und in den Vergleich integriert werden. Der dem Messpunkt P_p zugehörige Flächenquerschnitt konnte nicht durch das Autodesk Inventor 2021-Programm reproduziert werden, da die Prothesen für den benötigten vorangehenden CT-Scan an Prothesenhals und am Oberrand der Prothesenschulter fixiert wurden und somit keine genauen Datenpunkte in diesen Bereichen übernommen werden konnten. Aus diesem Grund wurden der Prothesenquerschnitt und das dazugehörige Flächenträgheitsmoment aus der Analyse ausgeschlossen.

Zusammenfassend können die Daten jedoch als valide angenommen werden, da sich diese Arbeit am experimentellen Studienaufbau zahlreicher vorangegangener Studien orientiert und somit eine hohe Objektivierbarkeit sowie Reproduzierbarkeit mit sich bringt (Hamadouche et al. 2015; Jakobowitz et al. 2008; Jahnke et al. 2018).

6.3 Klinische Relevanz und Ausblick

Alle drei Prothesendesigns zeigten, trotz unterschiedlichem Design, ein vergleichbares Flächenträgheitsmoment und ein ähnliches Bewegungsverhalten im Markraum des Femurs unter Varus-Valgus-Belastung im nicht zerstörerischen Bereich von 3,5 Nm.

Obwohl sich das Flächenträgheitsmoment des CLS[®]-Spotorno[®]-Schaftes signifikant von dem des EcoFit[®]-Schaftes unterschied ($p = .002$), schlug sich dieses Ergebnis nicht im Ausmaß der Relativbewegungen und somit in der Stabilität der Prothese unter Belastung nieder. Hierbei fixierten beide Prothesen ohne einen signifikanten Unterschied zueinander. Auch in der Betrachtung der einzelnen Messpunkte zeigte sich kein signifikanter Unterschied in Bezug auf die gemessene Mikrorelativbewegung.

Anhand dieser Ergebnisse lässt sich vermuten, dass die in den proximalen Bereichen einer Prothese angefügten ventralen-posterioren Stabilisationselemente keinen signifikanten Einfluss auf die Kippstabilität einer Prothese unter Varus-Valgus-Belastung nehmen. Auch lässt sich vermuten, dass eine ausreichende Stabilität erreicht werden kann, sofern sich das Flächenträgheitsmoment einer Prothese in einem gewissen Rahmen verhält, unabhängig der angefügten Stabilisationselemente, wie z. B. Finnen (vgl. CLS[®]-Spotorno[®]). Eine gute initiale Pressfit-Verankerung im medio-lateralen Abschnitt der

Metaphyse mit guter Kortikalisabstützung scheint eine ausreichende primäre Kippstabilität unter dem untersuchten Belastungsausmaß zu generieren.

Aufgrund der begrenzten Beweglichkeit der Prothese durch das kortikale Anliegen des Schaftes im Markraum ist ein Ausbrechen der Prothese unwahrscheinlich. Jedoch kann es zu lokalen Spannungsspitzen kommen, die möglicherweise in postoperativen Oberschenkelschmerzen der Patientin/des Patienten resultieren (Lavernia et al. 2004; Effenberger et al. 2005). Die sekundäre Osseointegration wird womöglich primär über die Torsionsbelastung initiiert, was die positiven klinischen Langzeitergebnisse der untersuchten Prothesen erklären könnte (Merle et al. 2010; Kheir et al. 2020), trotz der, nach Approximation, den angenommenen Maximalwert von 150 μm übersteigenden distalen Relativbewegungen. Infolge zunehmender Umstrukturierung des Knochens um die Prothese herum und somit respektiv abnehmender Mikrorelativbewegungen im Prothesen-Knochen-Verbund kann eine sozusagen ‚tertiäre‘ Fixierung in Varus-Valgus-Richtung erreicht werden (Jahnke et al. 2018).

Um diese These weiter zu überprüfen, sollten zukünftige Varus-Valgus-Belastungsstudien eher mit physiologischen Belastungen arbeiten, um das Verhalten der Prothesen besser beurteilen zu können.

Zusammenfassend konnten die hier untersuchten Primärschäfte eine primäre Fixation mit vorwiegend meta-diaphysärem Verankerungsverhalten unter Varusmomenten zeigen. Im Allgemeinen sollte die Untersuchung von Prothesen unter Kippmomenten weiterhin mehr in die Untersuchung des Verhaltens von Endoprothesen integriert werden, da sie durchaus relevanten Einfluss auf die Integration und das Verweilen eines Implantates im Prothesen-Knochen-Verbund nehmen kann und zum physiologischen dreidimensionalen Belastungsverhalten *in vivo* dazugehört (Jahnke 2017; Jahnke et al. 2018).

7 Zusammenfassung

Der voranschreitende demographische Wandel und die damit assoziierten steigenden Diagnoseraten arthrotisch degenerativer Gelenkerkrankungen stehen in direktem Zusammenhang mit den Implantationszahlen der vergangenen Jahre. Da die Wiederherstellung der größtmöglichen anatomisch-mechanischen sowie soziokulturellen Funktionalität und somit die Lebensqualität im Vordergrund der Behandlung steht, muss die ausgewählte Prothese dieses in sich und ihrer Performance unter Belastung vereinigen können. Aktuell stehen in Deutschland einem Operateur hierzu mehr als 50 zementfreie Hüftschaffmodelle zur Auswahl.

In dem in dieser Arbeit dargestellten Forschungsprojekt wurde die Kippstabilität in drei unterschiedlichen, handelsüblichen Standardschäften, unter Aufbringen von Varus-Valgus-Belastung, *in vitro* analysiert. Ein gesondertes Augenmerk wurde zudem auf das jeweilige Schaffdesign, in dieser Arbeit über das Flächenträgheitsmoment definiert, und dessen potenziellen Einfluss auf das primäre Verankerungs- und elastische Verformungsverhalten gelegt.

Um die Forschungsfrage zu beantworten, wurden drei Standardschaftprothesen je Prothesendesign (CLS[®] Spotorno[®], EcoFit[®], TrendHip[®]) standardisiert in fünf Sawbone-Knochen implantiert. Die Messung erfolgte nach standardisiertem Messprotokoll unter Aufbringung eines medio-lateralen Kippmomentes in einem nicht destruktiven Bereich von 3,5 Nm. Mit einem berührungslosen Messsystem, bestehend aus neun Wirbelstromsensoren, wurden die translativen Mikrorelativbewegungen auf neun unterschiedlichen Messpunkthöhen sowohl an der Prothese als auch am Knochen erfasst. Das zu den jeweiligen Messpunkten zugehörige Flächenträgheitsmoment wurde über einen zuvor angefertigten CT-Scan der jeweiligen Prothese und der nachfolgenden Übertragung der Daten im Maßstab 1:1 generiert.

Die anschließende statistische Auswertung erfolgte mittels eines generalisierten linearen Modells und eines Kruskal-Wallis-Tests, wobei ein p-Wert von $< 0,05$ als signifikant erachtet wurde.

Alle drei Prothesendesigns präsentierten eine suffiziente Primärstabilität unter Kippbelastung im nicht destruktiven Belastungsbereich und fixierten hauptsächlich im meta-diaphysären Femurschaft. Eine lineare Approximierung der Relativbewegung an

den physiologischen Belastungsbereich ist, trotz in diesem Fall deutlichem Übersteigen distaler Messwerte über eine Grenze von 150 μm , kritisch zu bewerten.

Allgemein zeigte sich, dass keine der untersuchten Messhöhen einen signifikanten Unterschied zwischen den Prothesen bezüglich der gemessenen Mikrorelativbewegungen, unter Einbeziehung des Flächenträgheitsmomentes, aufwiesen. Einzig die Gruppe des CLS[®]-Spotorno[®]-Schaftes und des EcoFit[®]-Schaftes unterschieden sich bezüglich ihres Flächenträgheitsmomentes signifikant mit $p = .002$ bei gleichzeitig ausreichender Primärstabilität beider Prothesen.

Auf Basis dieser Forschungsarbeit lässt sich vermuten, dass aktuell keine Veränderungen an den bestehenden Schaftdesigns vorgenommen werden müssen, um spezifisch den Belastungen unter Varusmomenten gerecht zu werden, da die bestehenden Designs womöglich primär über die durch Rotationsbelastung entstehenden mechanischen Reize zu einer suffizienten Fixierung im Prothesen-Knochen-Verbund führen und infolgedessen erst tertiär eine Fixierung in Varus-Valgus-Ebene erreicht werden kann. Das Flächenträgheitsmoment scheint hierbei keinen wesentlichen Einfluss auf die Mikrorelativbewegung unter Kippbelastung zu nehmen, solange es sich in einem gewissen Rahmen befindet. Somit können keine klaren Empfehlungen eines spezifisch zu präferierenden Schaftdesigns ausgesprochen werden.

8 Abstract

Due to the demographic change of the global population and rising numbers in the diagnosis of osteoarthritis, rising number of endoprosthesis implantation are no unexpected news. In the surge of recreating best possible anatomically, mechanical and socio-cultural functionality hence quality of life for a patient, a lot has been asked of the performance of a hip stem under load. Currently a surgeon in Germany has the option of choosing from a selection of over fifty cement free hip stems to fulfil this task.

The following research project is focusing on the analysis of stability under the application of varus-force under the consideration of the effect of the hip stem design, defined in this study via the moment of inertia.

Therefore, three standard hip stems (CLS[®] Spotorno[®], EcoFit[®], TrendHip[®]) were implanted into five plastic femora each under standardised circumstances. Micromovements of bone and prosthesis during the application of an axial tilting moment within a non-destructive range of 3,5 Nm were registered via a system consisting of nine high-precision eddy current sensors.

The according moment of inertia to every measuring point registered was generated from a CT scan of each prosthesis in a 1:1 ratio.

For the statistic analysis a general linear model and a following Kruskal-Wallis-test was used, with a p-value of <0.05 considered as significant.

All three hip stems presented with sufficient primary stability undergoing varus stress within a non-destructive range and showed their main fixation area to be in the femoral meta-diaphysis.

A linear approximation of measured micromovements to a physiological loading range, despite the in this case clear exceeding of 150 µm limit within the distal measuring points, is to be evaluated critically.

Overall, no significant difference in micromovements, taking the specific moment of inertia into account, in the different measuring points between the hip stems was registered. Solely the group of CLS[®] Spotorno[®] shafts and the EcoFit[®] shafts showed a significant difference with $p = .002$ in their determined moment of inertia with simultaneously achieving equal varus stability. Based on this work, it was shown that as long as the moment of inertia is within a certain

spectrum no significant interference on varus stability was shown. Stability is most likely reached through rotational loads and restructuring of bone with a therefore decline in varus-valgus moving as a tertial fixation step. Hence no clear recommendation on what shaft design is to be preferred in this setting can be made.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Darstellung der einzelnen Schaftdesigns nach der aktuellen Klassifikation; angelehnt an Kheir et al. 2020: An Update on Cementless Femoral Fixation in Total Hip Arthroplasty	4
Abbildung 2: Referenz-Koordinatensystem.....	10
Abbildung 3: Darstellung der CLS [®] -Spotorno [®] -Prothese	12
Abbildung 4: Darstellung der EcoFit [®] -Prothese	13
Abbildung 5: Darstellung der TrendHip [®] -Prothese.....	14
Abbildung 6: Applikation des Kippmomentes M_x um die x-Achse.....	16
Abbildung 7: Ausrichtung des Messrahmens zum Messwürfel	18
Abbildung 8: OP-Planung zur Implantation des verwendeten CLS [®] -Spotorno [®] -Schaftes in Neutralposition, mit angeführter Messpunktplanung.....	20
Abbildung 9: OP-Planung des verwendeten TrendHip [®] -Schaftes in Neutralposition, mit angeführter Messpunktplanung	21
Abbildung 10: OP-Planung des verwendeten EcoFit [®] -Schaftes in Neutralposition, mit angeführter Messpunktplanung	21
Abbildung 11: Messpunktplanung beispielhaft am CLS [®] -Spotorno [®] -Schaft	22
Abbildung 12: Sagittal ausgerichteter CLS [®] -Spotorno [®] -Schaft, mit eingelegten Ebenen auf Messpinhöhen 23	
Abbildung 13: Tabellarische Darstellung der Prothesen und ihrer jeweiligen Flächen auf Messpunkthöhe 24	
Abbildung 14: Aufbau zum Gipsen am Beispiel der EcoFit [®]	25
Abbildung 15: Vorbereitetes Femur mit implantierter EcoFit [®] -Prothese und angebrachten Knochen- und Prothesen-Messpins	27
Abbildung 16: Messwürfel am flexiblen Messarm, der am Trochanter minor des Femurs verankert ist ..	28
Abbildung 17: Histogramm der Verteilungsform der Messwerte zur translatorischen Mikrorelativbewegung rm_x	31
Abbildung 18: Q-Q-Diagramm zur Normalverteilung der Messwerte	32
Abbildung 19: Histogramm zur Darstellung der Normalverteilung	32
Abbildung 20: Q-Q-Diagramm zur Darstellung der Normalverteilung	33
Abbildung 21: Bewegungskurve des CLS [®] -Schaftes mit Leerfemurreferenz	36
Abbildung 22: Darstellung der Mikrorelativbewegung des CLS [®] -Spotorno [®] -Schaftes.....	37
Abbildung 23: Bewegungskurve des EcoFit [®] -Schaftes mit Leerfemurreferenz	40
Abbildung 24: Darstellung der Mikrorelativbewegung des EcoFit [®] -Schaftes.....	41
Abbildung 25: Bewegungskurve des TrendHip [®] -Schaftes mit Leerfemurreferenz.....	44
Abbildung 26: Relativbewegung des TrendHip [®] -Schaftes	45
Abbildung 27: Vergleich der Bewegungskurven aller Prothesen mit Leerfemurreferenz.....	46
Abbildung 28: Bewegungskurven im Vergleich	47
Abbildung 29: Flächenträgheitsmoment I_p im Vergleich	50

Abbildung 30: Röntgenbild in medial-lateral Strahlengang; von links nach rechts CLS® Spotorno®, EcoFit®, und TrendHip®	M
Abbildung 31: Röntgenbild in posterior-anterior Strahlengang; von links nach rechts CLS® Spotorno®, EcoFit® und TrendHip®	N
Abbildung 32: Röntgenbild in medial-lateral Strahlengang; von links nach rechts EcoFit®, CLS® Spotorno® und TrendHip®	O
Abbildung 33: Röntgenbild in posterior-anterior Strahlengang; von links nach rechts EcoFit®, CLS® Spotorno® und TrendHip®	O
Abbildung 34: Röntgenbild in medial-lateral Strahlengang; von links nach rechts CLS® Spotorno®, EcoFit® und TrendHip®	P
Abbildung 35: Röntgenbild in posterior-anterior Strahlengang; von links nach rechts CLS® Spotorno®, EcoFit® und TrendHip®	P
Abbildung 36: Röntgenbild in medial-lateral Strahlengang; von links nach rechts TrendHip®, EcoFit® und CLS® Spotorno®	Q
Abbildung 37: Röntgenbild in posterior-anterior Strahlengang; von links nach rechts TrendHip®, EcoFit® und CLS® Spotorno®	Q
Abbildung 38: Röntgenbild in medial-lateral Strahlengang; von links nach rechts oben EcoFit® und TrendHip®; unten CLS® Spotorno®	R
Abbildung 39: Röntgenbild in posterior-anterior Strahlengang; von links nach rechts oben EcoFit® und TrendHip®; unten CLS® Spotorno®	S

Tabellenverzeichnis

<i>Tabelle 1: Beispielhafte Darstellung der steigenden Implantationszahlen anhand der in dieser Studie untersuchten Prothesentypen (Grimberg et al. 2020)</i>	6
<i>Tabelle 2: Versuchsmatrix</i>	19
<i>Tabelle 3: Absolute Werte der Bewegung der CLS[®]-Prothese bei Kippbelastung (P_P-P_D).....</i>	34
<i>Tabelle 4: Absolute Werte der Bewegung des Knochens bei Kippbelastung (F_I-F_8) mit implantiertem CLS[®]-Spotorno[®]-Schaft</i>	34
<i>Tabelle 5: Relativbewegungen des CLS[®]-Spotorno[®]-Schafts ($rm_{PP}-rm_{PD}$)</i>	35
<i>Tabelle 6: Absolute Werte der Bewegung der EcoFit[®]-Prothese bei Kippbelastung (P_P-P_D).....</i>	37
<i>Tabelle 7: Absolute Werte der Bewegung des Knochens bei Kippbelastung (F_I-F_8) mit implantiertem EcoFit[®]-Schaft</i>	38
<i>Tabelle 8: Relativbewegungen des EcoFit[®]-Schafts ($rm_{PP}-rm_{PD}$)</i>	39
<i>Tabelle 9: Absolute Werte der TrendHip[®]-Prothesenbewegung.....</i>	41
<i>Tabelle 10: Absolute Werte der Knochenbewegung (F_I-F_8) mit implantiertem TrendHip[®]-Schaft</i>	42
<i>Tabelle 11: Relativbewegungen des TrendHip[®]-Schaftes ($rm_{PP}-rm_{PD}$).....</i>	43
<i>Tabelle 12: CLS[®]-Spotorno[®]-Schaft mit messpunktassoziierter Querschnittsgeometrie und dem zugehörigen Flächenträgheitsmoment</i>	48
<i>Tabelle 13: EcoFit[®]-Schaft mit messpunktassoziierter Querschnittsgeometrie und dem zugehörigen Flächenträgheitsmoment.....</i>	48
<i>Tabelle 14: TrendHip[®]-Schaft mit messpunktassoziierter Querschnittsgeometrie und dem zugehörigen Flächenträgheitsmoment.....</i>	49
<i>Tabelle 15: Vergleich aller messpunktbezogener Flächenträgheitsmomente der Versuchsprothesen.....</i>	50
<i>Tabelle 16: Mehrere Vergleiche nach Bonferroni mit p gegen .05.....</i>	52

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
μm	Mikrometer
CCD-Winkel	Centrum-Collum-Diaphysenwinkel
cpTi	commercially pure Titan
CT	Computertomographie
DIN	Deutsche Institut für Normung
F	Kraft
F ₁ - F ₈	Femurmesspunkte 1 - 8
HA	Hydroxylapatit
ISO	International Organization for Standardization
kN	Kilonewton
K _R	Raumfestes Koordinatensystem
kV	Kilovolt
K _w	Messkoordinatensystem des Messwürfels
mAs	Milliamperesekunden
mm	Millimeter
n	Number (Anzahl)
Nm	Newtonmeter
P ₁ - P ₇	Prothesenmesspunkte 1 - 7
P _D	Intrapolierter Prothesenmesspunkt Prothesenspitze
P _P	Intrapolierter Prothesenmesspunkt Prothesenschulter
Q-Q-Plot	Quantile-Quantile-Plot
SPSS®	Eigenname: Statistical Package for the Social Sciences
Tab.	Tabelle
TiAl ₆ V ₄	Titanlegierung aus Titan, 6 % Aluminium und 4 % Vanadium
vgl.	vergleiche
X	Raumachse des kartesischen Koordinatensystems
Y	Raumachse des kartesischen Koordinatensystems

Z	Raumachse des kartesischen Koordinatensystems
3-D	dreidimensional

Symbolverzeichnis

Zeichen	Einheit	Bedeutung
®		Registered
°		Grad
∫		Integral
dA		infinitesimale Flächenelemente
I	[Länge ⁴]	Flächenmoment
I _p	[Länge ⁴]	Polares Flächenmoment
I _t	[Länge ⁴]	Torsionsflächenmoment
I _y	[Länge ⁴]	Flächenmoment um y-Achse
I _z	[Länge ⁴]	Flächenmoment um z-Achse
M	Nm	Biegemoment
σ _m	N/mm ²	Biegespannung, Normalspannung

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.

Albrektsson, T.; Johansson, C. (2001): Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. In: *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society* 10 Suppl 2, S96-101. DOI: 10.1007/s005860100282.

Aldinger, P. R.; Breusch, S. J.; Lukoschek, M.; Mau, H.; Ewerbeck, V.; Thomsen, M. (2003): A ten- to 15-year follow-up of the cementless spotorno stem. In: *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 85 (2), S. 209–214. DOI: 10.1302/0301-620x.85b2.13216.

Altenbach, Holm (2020): HOLZMANN/MEYER/SCHUMPICH TECHNISCHE MECHANIK FESTIGKEITSLEHRE. 14., überarbeitete und erweiterte Auflage. [S.l.]: MORGAN KAUFMANN.

Babisch, J.; Layher, F.; Venbrocks, RA.; Rose, I. (2002): Biomechanisch fundierte Hüftoperationsplanung mit Hilfe des Softwaremoduls EndoMap. In: *Ectromedica* (70), S. 39–46.

Bergmann, G.; Deuretzbacher, G.; Heller, M.; Graichen, F.; Rohlmann, A.; Strauss, J.; Duda, G.N (2001): Hip contact forces and gait patterns from routine activities. In: *Journal of biomechanics* 34 (7), S. 859–871. DOI: 10.1016/s0021-9290(01)00040-9.

Bergmann, G.; Graichen, F.; Rohlmann, A.; Westerhoff, P.; Bender, A.; Gabel, U.; Heinlein, B. (2007): Die Belastung orthopädischer Implantate. Messungen und praktische Anwendungen. In: *Der Orthopade* 36 (3), 195-6, 198-200, 202-4. DOI: 10.1007/s00132-007-1055-x.

Berry, DJ. (2000): Evolution of uncemented femoral component design. In: *Orthopaedic knowledge update: hip and knee reconstruction 2. 2nd ed. Rosemont, American Academy of Orthopaedic Surgeons*, p 117-27.

Birkenhauer, B.; Kistmacher, H.; Ries, J. (2004): Zementfreie Schenkelhalsschraubenprothese Typ SpironKonzeption und erste klinische Ergebnisse. In: *Der Orthopade* 33 (11), S. 1259–1266. DOI: 10.1007/s00132-004-0719-z.

Bleß, Hans-Holger; Kip, Miriam (2017): Weißbuch Gelenkersatz: Versorgungssituation bei endoprothetischen Hüft- und Knieoperationen in Deutschland. Cham: Springer. Online verfügbar unter <http://www.doabooks.org/doab?func=fulltext&rid=20429>.

Claes, Lutz; Kirschner, Peter; Perka, Carsten; Rudert, Maximilian (2012): AE-Manual der Endoprothetik. Hüfte und Hüftrevision. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin

Heidelberg (SpringerLink : Bücher). Online verfügbar unter <http://gbv.ebib.com/patron/FullRecord.aspx?p=884862>.

Diehl, Peter; Haenle, Maximilian; Bergschmidt, Philipp; Gollwitzer, Hans; Schauwecker, Johannes; Bader, Rainer; Mittelmeier, Wolfram (2010): Zementfreie Hüftendoprothetik: eine aktuelle Übersicht / Cementless total hip arthroplasty: a review. In: *Biomedizinische Technik. Biomedical engineering* 55 (5), S. 251–264. DOI: 10.1515/BMT.2010.037.

Doehring, T. C.; Rubash, H. E.; Shelley, F. J.; Schwendeman, L. J.; Donaldson, T. K.; Navalgund, Y. A. (1996): Effect of superior and superolateral relocations of the hip center on hip joint forces. In: *The Journal of arthroplasty* 11 (6), S. 693–703. DOI: 10.1016/S0883-5403(96)80008-8.

Dujovne, A. R.; Boby, J. D.; Krygier, J. J.; Miller, J. E.; Brooks, C. E. (1993): Mechanical compatibility of noncemented hip prostheses with the human femur. In: *The Journal of arthroplasty* 8 (1), S. 7–22. DOI: 10.1016/s0883-5403(06)80102-6.

Effenberger, H.; Imhof, M.; Witzel, U.; Rehart, S. (2005): Zementfreie Hüftschäfte. Aktueller Stand. In: *Der Orthopäde* 34 (5), 477-500; quiz 501. DOI: 10.1007/s00132-005-0800-2.

Grimberg, Alexander; Jansson, Volkmar; Lützner, Jörg; Melsheimer, Oliver; Morlock, Michael; Steinbrück, Arnd (2020): EPRD-Jahresbericht 2020. Berlin: EPRD Deutsche Endoprothesenregister.

Hamadouche, Moussa; Jahnke, Alexander; Scemama, Caroline; Ishaque, Bernd Alexander; Rickert, Markus; Kerboull, Luc; Jakubowitz, Eike (2015): Length of clinically proven cemented hip stems: state of the art or subject to improvement? In: *International orthopaedics* 39 (3), S. 411–416. DOI: 10.1007/s00264-014-2522-8.

IQTIG: Bundesauswertung nach QSKH-RL 2019. Online verfügbar unter https://iqtig.org/downloads/auswertung/2019/hep/QSKH_HEP_2019_BUAW_V02_2020-07-14.pdf, zuletzt geprüft am 17.12.2020.

Jahnke, Alexander (2017): Analyse des elastischen Verformungsverhaltens zementfreier Hüftkurzschaftprothesen unter Berücksichtigung der Schaftvalgierung.

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.

Jakubowitz, Eike: Experimentelle Bestimmung der primären Rotationsstabilität femoraler Revisionsendoprothesen in Abhängigkeit von knöchernen Substanzverlusten, zuletzt geprüft am 08.01.2021.

- 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.
- Kärrholm, Johan; Rogmark, Cecilia; Naclér, Emma; Vinblad, Johanna; Mohaddes, Maziar; Rolfson, Ola (2019): The Swedish Hip Arthroplasty Register Annual Report 2018.
- Khanuja, Harpal S.; Vakil, Jeffrey J.; Goddard, Maria S.; Mont, Michael A. (2011): Cementless femoral fixation in total hip arthroplasty. In: *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 93 (5), S. 500–509. DOI: 10.2106/JBJS.J.00774.
- Kheir, Michael M.; Drayer, Nicholas J.; Chen, Antonia F. (2020): An Update on Cementless Femoral Fixation in Total Hip Arthroplasty. In: *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 102 (18), S. 1646–1661. DOI: 10.2106/JBJS.19.01397.
- Kinkel, Stefan; Graage, Jan Dennis; Kretzer, Jan Philippe; Jakubowitz, Eike; Nadorf, Jan (2013): Influence of stem design on the primary stability of megaprotheses of the proximal femur. In: *International orthopaedics* 37 (10), S. 1877–1883. DOI: 10.1007/s00264-013-2052-9.
- Krukemeyer, Manfred G. (Hg.) (2009): Endoprothetik. [45 Tabellen]. 1. Aufl. Berlin: De Gruyter (Leitfäden für Praktiker). Online verfügbar unter <http://site.ebrary.com/lib/alltitles/docDetail.action?docID=10314542>.
- Lavernia, Carlos; D'Apuzzo, Michele; Hernandez, Victor; Lee, David (2004): Thigh pain in primary total hip arthroplasty: the effects of elastic moduli. In: *The Journal of arthroplasty* 19 (7 Suppl 2), S. 10–16. DOI: 10.1016/j.arth.2004.06.023.
- Mang, Herbert A. (2018): FESTIGKEITSLEHRE. 5., ergänzte Auflage. [Place of publication not identified]: MORGAN KAUFMANN.
- McLaughlin, J. R.; Lee, K. R. (2016): Long-term results of uncemented total hip arthroplasty with the Taperloc femoral component in patients with Dorr type C proximal femoral morphology. In: *The bone & joint journal* 98-B (5), S. 595–600. DOI: 10.1302/0301-620X.98B5.35816.
- Merle, C.; Clarius, M.; Aldinger, P. R. (2010): Langzeitergebnisse zementfreier Hüftendoprothesenschäfte: Analyse der Überlebensraten mit einem Nachuntersuchungszeitraum von mindestens 15 Jahren. In: *Der Orthopade* 39 (1), S. 80–86. DOI: 10.1007/s00132-009-1476-9.
- Morscher, E. W. (1983): Cementless total hip arthroplasty. In: *Clinical orthopaedics and related research* (181), S. 76–91.
- Müller, Lutz Arne; Wenger, Nina; Schramm, Michael; Hohmann, Dieter; Forst, Raimund; Carl, Hans-Dieter (2010): Seventeen-year survival of the cementless CLS Spotorno stem. In: *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 130 (2), S. 269–275. DOI: 10.1007/s00402-009-0969-7.

- Murray, D. (1998): Surgery and joint replacement for joint disease. In: *Acta orthopaedica Scandinavica. Supplementum* 281, S. 17–20. DOI: 10.1080/17453674.1998.11744788.
- Namba, R. S.; Keyak, J. H.; Kim, A. S.; Vu, L. P.; Skinner, H. B. (1998): Cementless implant composition and femoral stress. A finite element analysis. In: *Clinical orthopaedics and related research* (347), S. 261–267.
- Organisation for Economic Co-operation and Development (2019): Germany: Country Health Profile 2019. Paris: OECD Publishing (State of Health in the EU).
- OrthoLoad 2016. <http://www.orthoload.com/database/> Stand 23.01.2022. Online verfügbar unter <http://www.orthoload.com/database/>.
- Pepke, Wojciech; Nadorf, Jan; Ewerbeck, Volker; Streit, Marcus R.; Kinkel, Stefan; Gotterbarm, Tobias et al. (2014): Primary stability of the Fitmore stem: biomechanical comparison. In: *International orthopaedics* 38 (3), S. 483–488. DOI: 10.1007/s00264-013-2138-4.
- Pierce, Todd P.; Jauregui, Julio J.; Cherian, Jeffrey J.; Elmallah, Randa D. K.; Robinson, Kristin; Mont, Michael A. (2015): Prospective evaluation of short and mid-term outcomes of total hip arthroplasty using the Accolade™ stem. In: *Hip international : the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy* 25 (5), S. 447–451. DOI: 10.5301/hipint.5000238.
- 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.
- Razali, N. M.; Wah, Y. B. (2011): Power Comparisons of Shapiro-Wilk, Kolmogorov-Smirnov, Lilliefors and Anderson-Darling Tests (2). Online verfügbar unter https://www.researchgate.net/profile/bee_yap/publication/267205556_power_comparisons_of_shapiro-wilk_kolmogorov-smirnov_lilliefors_and_anderson-darling_tests.
- Reimeringer, M.; Nuño, N.; Desmarais-Trépanier, C.; Lavigne, M.; Vendittoli, P. A. (2013): The influence of uncemented femoral stem length and design on its primary stability: a finite element analysis. In: *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 16 (11), S. 1221–1231. DOI: 10.1080/10255842.2012.662677.
- Rubash, Harry E.; Sinha, Raj K.; Shanbhag, Arun S.; Kim, Shin-Yoon (1998): PATHOGENESIS OF BONE LOSS AFTER TOTAL HIP ARTHROPLASTY. In: *Orthopedic Clinics of North America* 29 (2), S. 173–186. DOI: 10.1016/S0030-5898(05)70316-3.
- S3 Leitlinie Orthopädie: Koxarthrose 2011: S3 Leitlinie Orthopädie: Koxarthrose 2011, AWMF.
- Schräder, P.; Boy, O.; Schleiz, W.; Dienst, R.; Reinert, C.; Sängler, V. et al. (2008): Indikationsstellung in der primären Hüft- und Kniegelenkendoprothetik. Ergebnisse der externen Qualitätssicherung von über 270.000 primären Hüft- und Kniegelenkendoprothesen. In: *Der Orthopäde* 37 (10), S. 1016–1026. DOI: 10.1007/s00132-008-1341-2.

- Spotorno, L.; Schenk, R. K.; Dietschi, C.; Romagnoli, S.; Mumenthaler, A. (1987): Unsere Erfahrungen mit nicht-zementierten Prothesen. In: *Der Orthopade* 16 (3), S. 225–238.
- Spura, Christian (2019): Flächenträgheitsmomente. In: Christian Spura (Hg.): Technische Mechanik 2. Elastostatik. Nach fest kommt ab. 1. Auflage 2019. Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden GmbH, S. 139–168.
- Stocker, Toni C.; Steinke, Ingo (2022): Statistik. Grundlagen und Methodik. 2., korrigierte Auflage. Berlin: De Gruyter (De Gruyter Studium). Online verfügbar unter <https://www.degruyter.com/isbn/9783110744194>.
- Sumner, D. R.; Galante, J. O. (1992): Determinants of stress shielding: design versus materials versus interface. In: *Clinical orthopaedics and related research* (274), S. 202–212.
- Thomsen, M.; Aldinger, P.; Görtz, W.; Lukoschek, M.; Lahmer, A.; Honl, M. et al. (2001): Die Bedeutung der Fräsbahngenerierung für die roboterassistierte Implantation von Hüftendoprothesenschäften. Vergleichende experimentelle Studie: Hand- vs. Roboterpräparation. In: *Der Unfallchirurg* 104 (8), S. 692–699. DOI: 10.1007/s001130170070.
- Thomsen, M.; Görtz, W.; Nägerl, H. (1999): Charakterisierung moderner Hüftendoprothesen. In: *Z Orthop Ihre Grenzgeb* (137, A32).
- Ungethüm, M.; Blömer, W. (1987): Technologie der zementlosen Hüftendoprothetik. In: *Der Orthopade* 16 (3), S. 170–184.

Anhang

Röntgenbilder

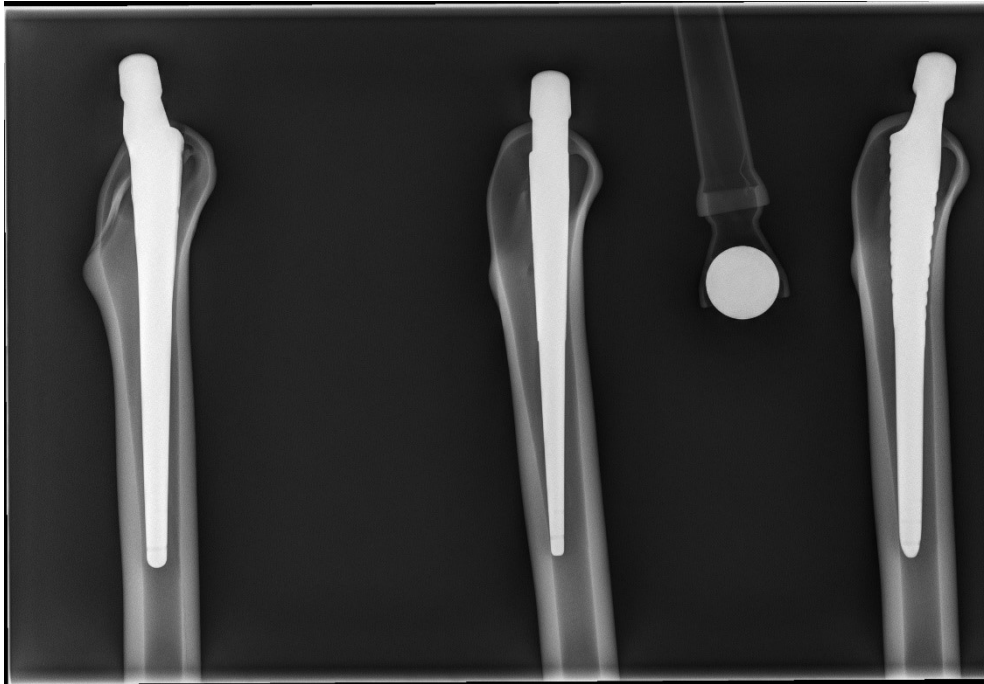
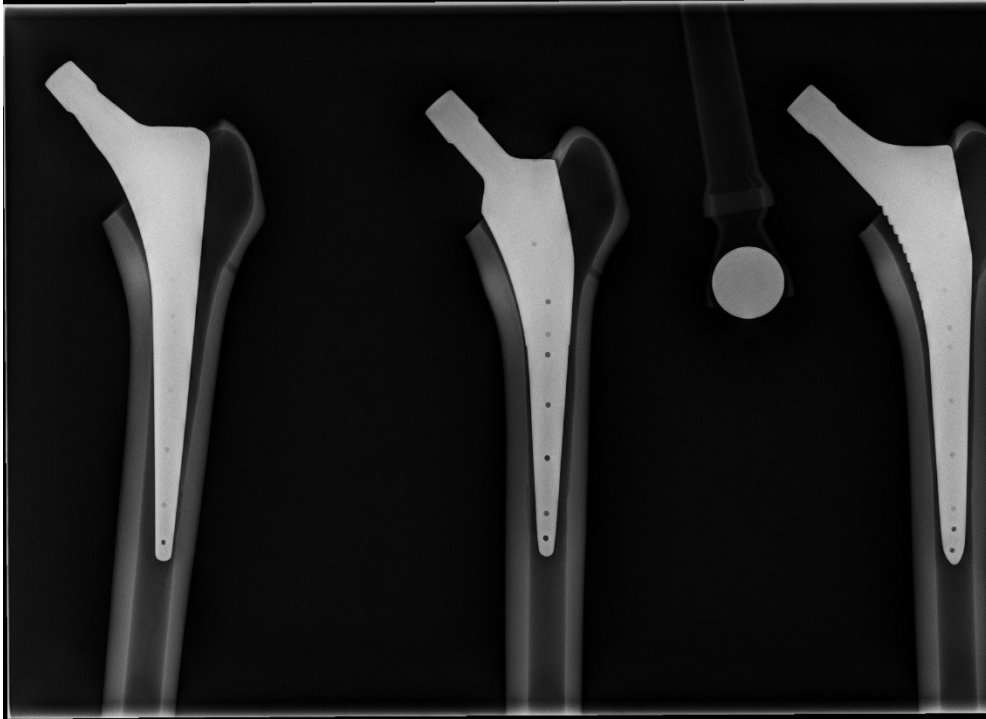


Abbildung 30: Röntgenbild in medial-lateral Strahlengang; von links nach rechts CLS®
Spotorno®, EcoFit®, und TrendHip®



**Abbildung 31: Röntgenbild in posterior-anterior Strahlengang; von links nach rechts CLS[®]
Spotorno[®], EcoFit[®] und TrendHip[®]**



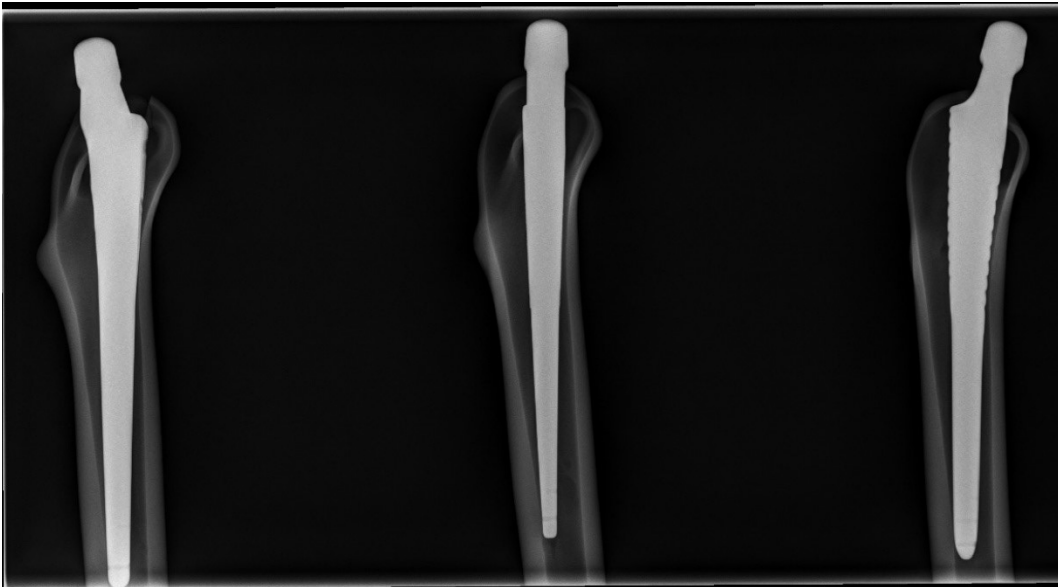
Abbildung 32: Röntgenbild in medial-lateral Strahlengang; von links nach rechts EcoFit®, CLS® Spotorno® und TrendHip®



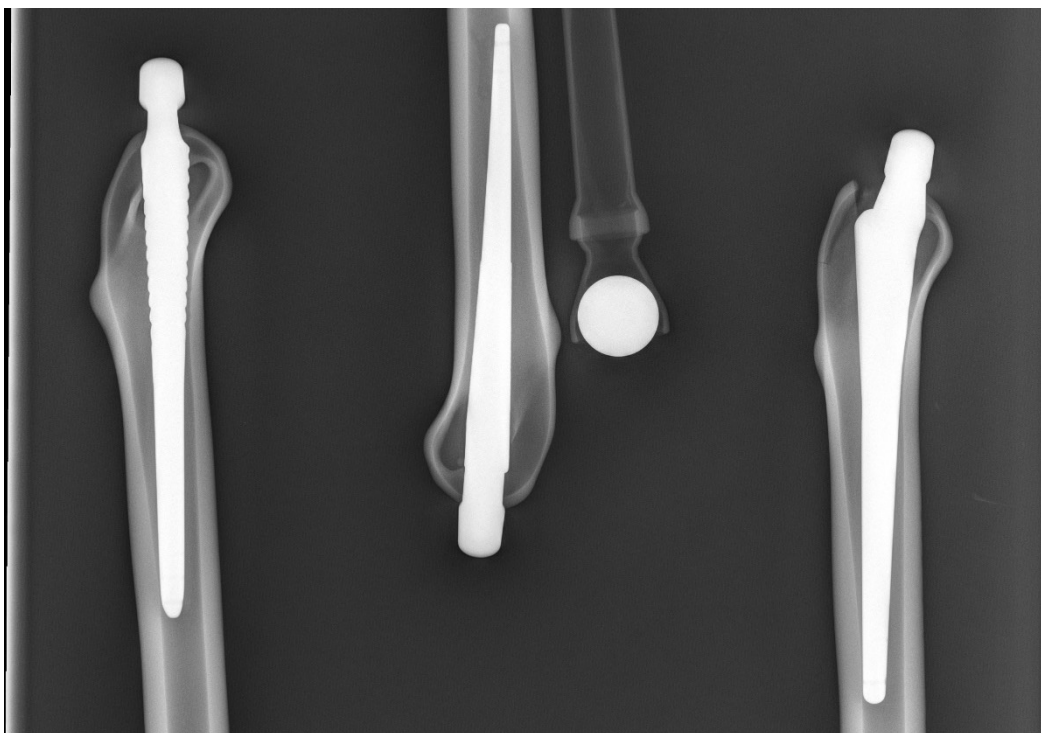
Abbildung 33: Röntgenbild in posterior-anterior Strahlengang; von links nach rechts EcoFit®, CLS® Spotorno® und TrendHip®



**Abbildung 34: Röntgenbild in medial-lateral Strahlengang; von links nach rechts CLS[®]
Spotorno[®], EcoFit[®] und TrendHip[®]**



**Abbildung 35: Röntgenbild in posterior-anterior Strahlengang; von links nach rechts CLS[®]
Spotorno[®], EcoFit[®] und TrendHip[®]**



**Abbildung 36: Röntgenbild in medial-lateral Strahlengang; von links nach rechts
TrendHip®, EcoFit® und CLS® Spotorno®**



**Abbildung 37: Röntgenbild in posterior-anterior Strahlengang; von links nach rechts
TrendHip®, EcoFit® und CLS® Spotorno®**

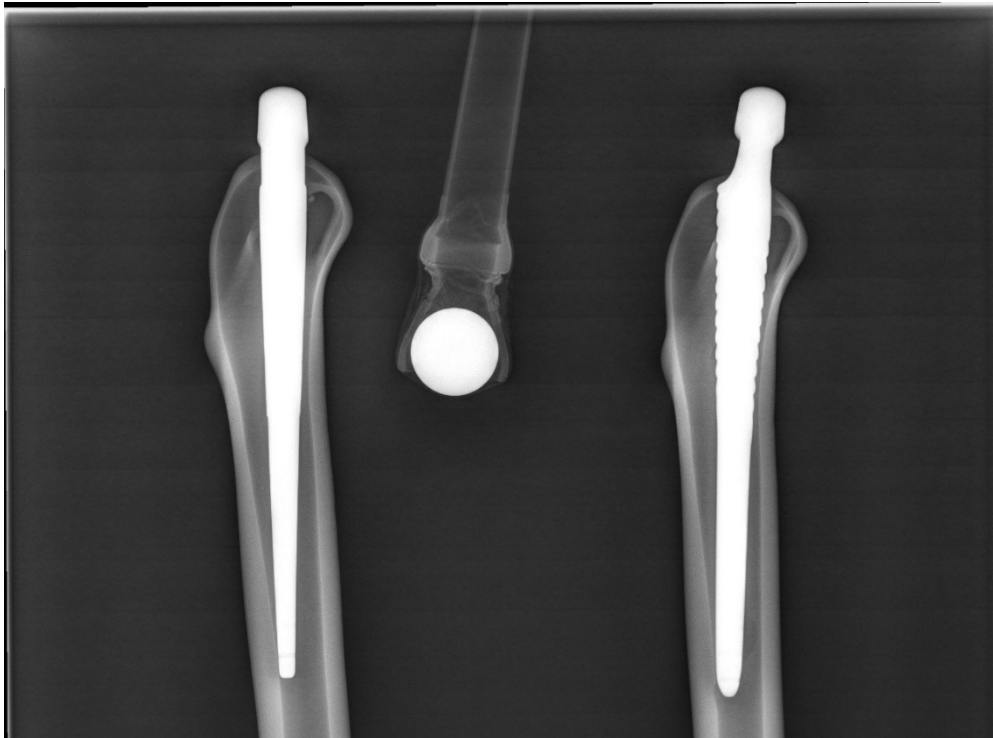


Abbildung 38: Röntgenbild in medial-lateral Strahlengang; von links nach rechts oben EcoFit® und TrendHip®; unten CLS® Spotorno®

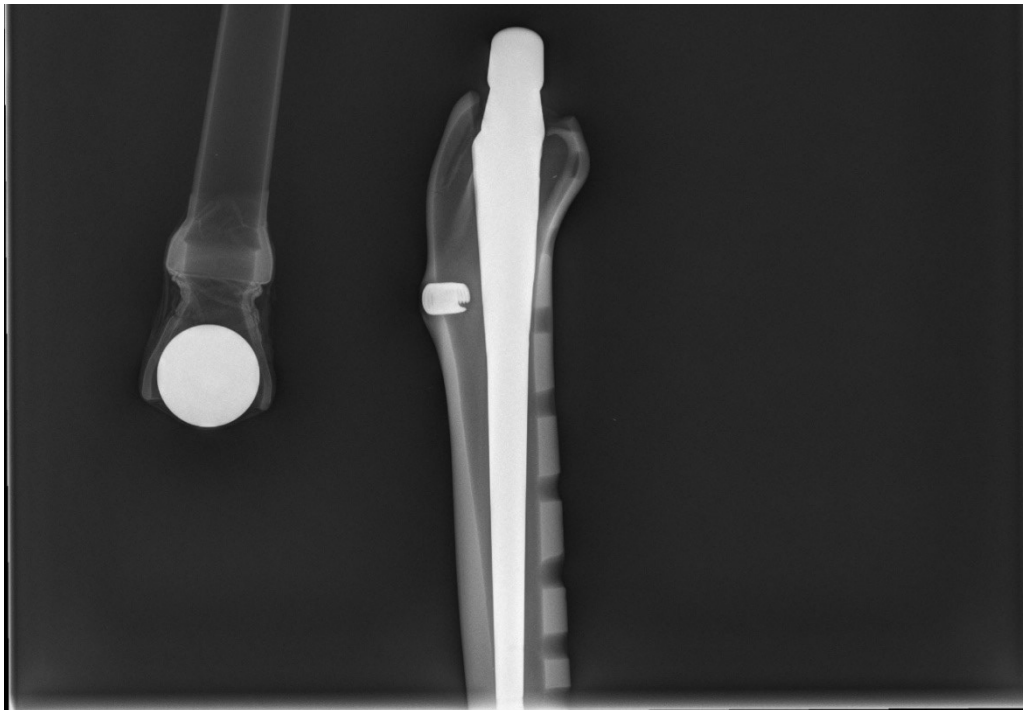
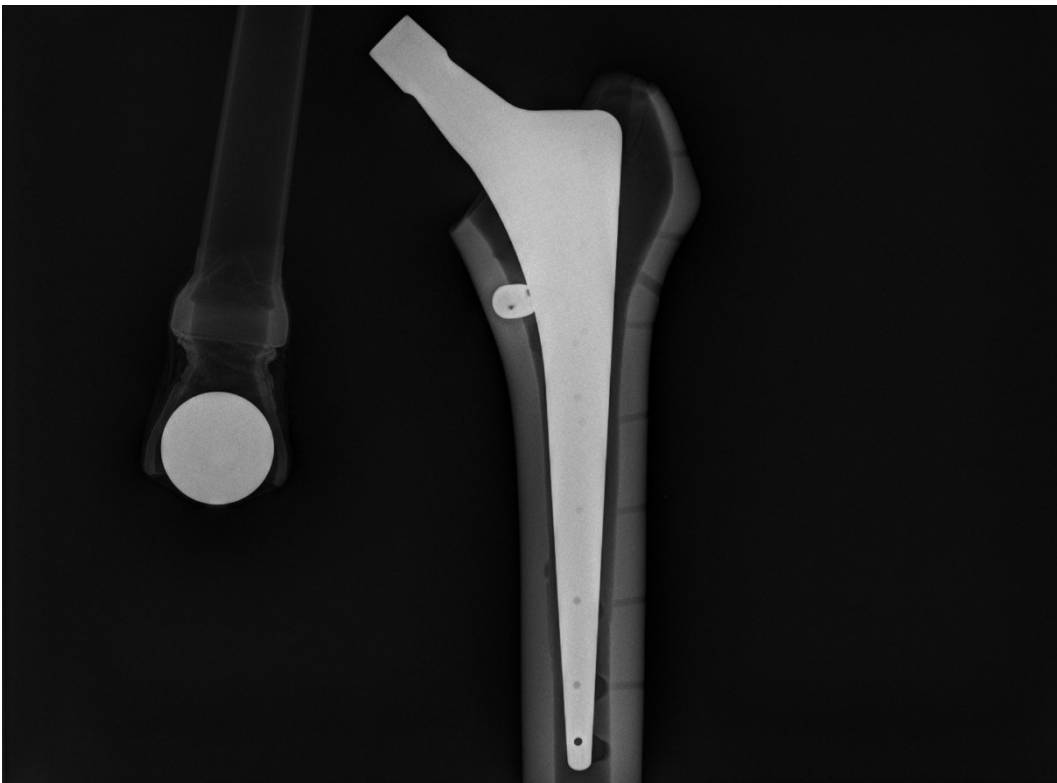




Abbildung 39: Röntgenbild in posterior-anterior Strahlengang; von links nach rechts oben EcoFit® und TrendHip®; unten CLS® Spotorno®



Publikationsverzeichnis

Poster

Reichart S, Fonseca Ulloa C A, Harz T, Rickert M, Ahmed G A, Jahnke A

Analyse des elastischen Verformungsverhaltens zementfreier Standardschaftprothesen unter axialer Varusbelastung und Einflussnahme der Schaftdesignkomponente auf die primäre Kippstabilität

Postervortrag am 27.10.2022 beim Deutschen Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie (DKOU) 2022 vom 25. – 28. Oktober 2022 in Berlin

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

Hiermit bedanke ich mich bei allen Mitarbeitern des Biomechanik Labors des Fachbereiches Orthopädie, sowie allen Mitarbeitern der Klinik und Poliklinik für Orthopädie und orthopädische Chirurgie des Universitätsklinikums Gießen und Marburg GmbH, Standort Gießen, die mit mir zusammen diese Arbeit ermöglicht haben.

Besonders möchte ich mich bei meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. med. Markus Rickert, bedanken, der mir die Möglichkeit bot, eine Dissertation unter seiner Führung durchzuführen.

Des Weiteren möchte ich mich bei Dr. Dipl.-Ing. Alexander Jahnke, technischer Laborleiter des Biomechaniklabors der JLU Gießen, für die tolle Betreuung und Unterstützung in allen Situationen bedanken. Gleiches gilt auch für Herrn Carlos A. Fonseca Ulloa und Herrn Torben Harz, die mir bei allen Fragen, mit Rat und Tat zur Seite standen.

Außerdem möchte ich mich bei meinem ärztlichen Kollegen, Herrn Dr. med. Ahmed Gafar, für die fachliche Unterstützung während der Versuchsvorbereitungen bedanken.

Zuletzt möchte ich mich auch bei Frau Univ. Prof. Dr. Gabriele A. Krombach und ihrem gesamten Team der Diagnostischen und Interventionellen Radiologie des UKGM Gießen bedanken, die mich bei der Anfertigung der Kontrollröntgenbildern allzeit freundlich unterstützten, sowie bei Frau Antje Hübner, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, für die freundliche Zusammenarbeit im Zusammenhang mit der Anfertigung der computertomografischen Prothesenscans.

Zum Schluss möchte ich mich besonders bei meiner Mutter, Rita, bedanken, für die viele Zeit, die sie gemeinsam mit mir in die schriftliche Korrektur dieser Arbeit gesteckt hat, sowie bei meiner gesamten Familie, meinem Partner und all meinen Freunden, die mich immer unterstützt und an mich geglaubt haben und ein stetiger Begleiter durch Höhen und Tiefen waren.