

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der
Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. Volkmar Jansson

**Experimentelle Bestimmung der Primärstabilität der Metha®-Kurzschaffprothese in
Abhängigkeit der Prothesengröße und Resektionsebene des Schenkelhalses anhand von
Micromotions**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Tony Hubert Xiyao Yang

aus

Aachen

Jahr

2021

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. V. Jansson

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. Christian Zeckey

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: PD Dr. med. Florian Schmidtz

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 11.03.2021

Für meine Frau und meine Familie

Inhaltsverzeichnis

I. Einleitung

I.1 Einführung

I.2 Grundlagen der Hüftgelenksendoprothetik

I.2.1 Aufbau der Hüftgelenksendoprothese

I.2.2 Verankerungskonzepte

I.3 Hüftgelenksersatz bei jungen Patienten

I.3.1 Lockerungsproblematik

I.3.2 Aseptische Lockerung

I.3.3 Revisionsoperation

I.4 Prinzip der Proximalen Verankerung

I.4.1 Kurzschaftprothesen

I.4.2 Die Metha®-Kurzschaftprothese

I.5 Zielsetzung der Studie

II. Material und Methode

II.1 Metha®-Kurzschaftprothese

II.2 Das Implantationsmedium SAWBONE

II.3 Implantation

II.4 Versuchsdurchführung

II.4.a Vorbereitung des Untersuchungsmaterials

II.4.b Messpunkte

II.4.c Messvorrichtung

II.4.d Parameter für den dynamischen Belastungstest

II.4.e Messung der Micromotions

II.5 Datenauswertungsprogram

II.6 Statistische Auswertung

III. Ergebnisse

III.1 Micromotions der einzelnen Gruppen

III.1.a Gruppe 3+: Optimale Prothesengröße, optimale Resektionsebene

III.1.b Gruppe 3-: Optimale Prothesengröße, zu tiefe Resektionsebene

III.1.c Gruppe 2+: Zu kleine Prothesengröße, optimale Resektionsebene

III.1.d Gruppe 2-: Zu kleine Prothesengröße, zu tiefe Resektionsebene

III.2 Micromotions der einzelnen Messpunkte

III.2.a Messpunkt 1

III.2.b Messpunkt 2

III.2.c Messpunkt 3

III.2.d Messpunkt 4

III.2.e Messpunkt 5

III.2.f Messpunkt 6

III.3 Zusammenstellung der Ergebnisse aller Gruppen

III.4 Varianzanalyse mit Gruppenzugehörigkeit und Messpunkt als Einflussvariable

III.5 Statistische Beurteilung der untersuchten Faktoren (Prothesengröße und Resektionsebene)

IV. Diskussion

IV.1 Fazit/Kurze Zusammenfassung

IV.2 Diskussion der Methoden

IV.2.1 Micromotions als Stabilitätsindikator

IV.2.2 Experimenteller Aufbau zur Bestimmung der Micromotions

IV.3 Diskussion der untersuchten Variablen

IV.3.1 Abhängigkeit der Resektionsebene

IV.3.2 Abhängigkeit der Prothesengröße

IV.4 Diskussion der Ergebnisse

IV.5 Ausblick

V. Zusammenfassung der Dissertation

VI. Literaturverzeichnis

VII. Danksagung

VIII. Eidesstattliche Erklärung

Vorbemerkung

Der experimentelle Teil der Arbeit wurde unter Anleitung von PD Dr. med. Florian Schmidtz im Labor für Biomechanik und experimentelle Orthopädie am Klinikum der Universität München (Campus Großhadern) durchgeführt.

Sprachkonvention

Die vorliegende Arbeit wurde in deutscher Sprache verfasst. Bei Fachbegriffen, die in englischer Sprache etabliert sind, wurde auf eine Übersetzung in deutsche Sprache verzichtet.

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
bds.	Beidseits
bzw.	Beziehungsweise
ca.	circa
CCD	Centrum-Collum-Diaphysenwinkel
cm	Zentimeter
etc.	Et cetera
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
kg	Kilogramm
m ²	Quadratmeter
µm	Mikrometer
mm	Millimeter
®	Registered Trademark
sog.	Sogenannte
US \$	United States Dollar
vgl.	Vergleiche

I. Einleitung

I.1 Einführung

Die Hüftgelenksarthrose, auch Koxarthrose genannt, ist eine der häufigsten Formen der Arthrose im menschlichen Körper und definiert sich als eine chronische Gelenkerkrankung, die durch degenerative Veränderungen am Hüftgelenk gekennzeichnet wird. Abweichend von früheren Ansichten, die Koxarthrose werde rein durch altersbedingte, kontinuierliche Abnutzung des Gelenkknorpels am Hüftkopf und der Hüftpfanne verursacht, wird heute von einer multifaktoriellen Ätiologie ausgegangen (1).

Die Erkrankung zeichnet sich bei den betroffenen Patienten unter anderem durch erhebliche belastungsabhängige Schmerzen und einen zunehmenden Verlust der Gelenkbeweglichkeit aus. Der Verlust von funktionellen Fähigkeiten bedingt im fortgeschrittenen Stadium eine ausgeprägte Einschränkung der Lebensqualität und behindert den Patienten darin, seiner sozialen Rollenfunktion nachzugehen. Konsequente Spätfolgen beinhalten unter anderem soziale Isolation, Abhängigkeit und Depression (2).

Eine kausale konservative Therapie der Erkrankung ist bislang nicht möglich (1). Das Hauptaugenmerk der konservativen Therapie liegt daher derzeit auf der Prävention, der symptomorientierten Behandlung und der Verzögerung der Progredienz der Erkrankung. Eine Mehrzahl an internationalen evidenz-basierten Richtlinien für die konservative Therapie von Hüft- und Kniegelenksarthrosen empfehlen eine Kombination aus pharmakologischen und nicht-pharmakologischen Behandlungsstrategien (3–5).

Schätzungen zufolge leiden ca. 5-11% der über 60-Jährigen in den westlichen Industrieländern an einer Koxarthrose (6–9). Im Jahr 2016 wurden gemäß Daten der Krankenhausdiagnosestatistik des Statistischen Bundesamtes die Koxarthrose, mit 172.889 diagnostizierten Fällen als eine der häufigsten Erkrankungen des Bewegungsapparats in Deutschland befunden (10). Zusätzlich wird die Koxarthrose als eine der global führenden Ursachen einer Erwerbsunfähigkeit angesehen (11). Infolge demographischer Veränderungen (siehe Abb. 1) muss daher von einer Zunahme der betroffenen Patienten ausgegangen werden (12).

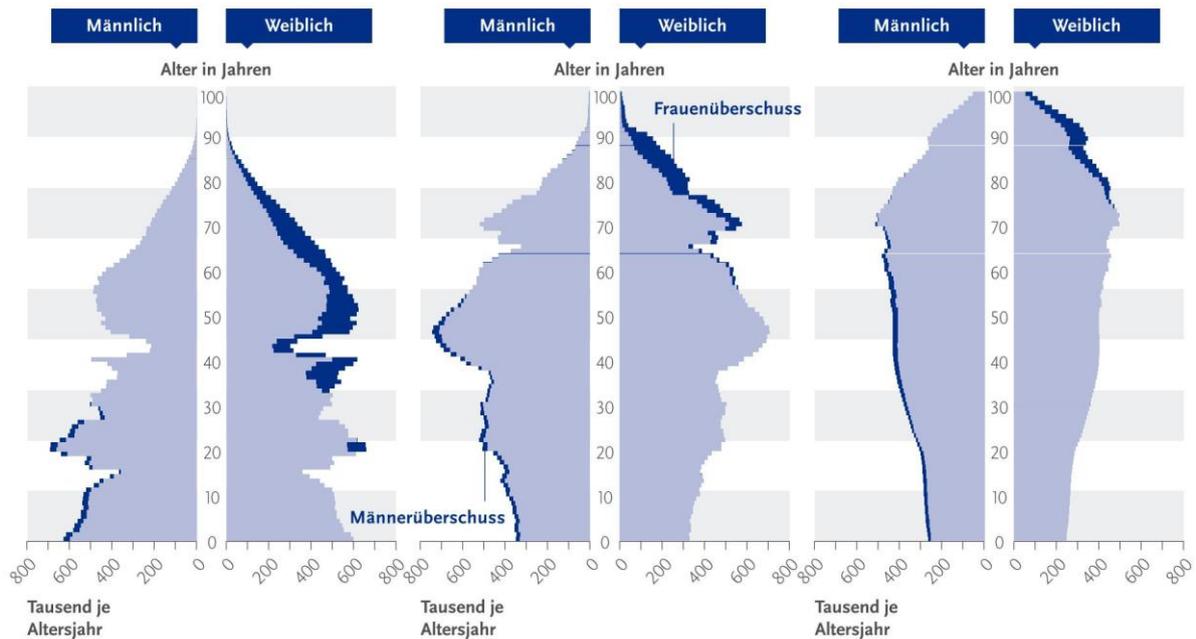


Abb. 1: Altersstruktur der Bevölkerung in Deutschland in 1960, 2010 und 2060 (12)

Zugleich müssen hierzu die enormen Behandlungskosten beachtet werden. In Deutschland wurden 2015 laut des Statistischen Bundesamtes 338,2 Milliarden Euro an direkten Krankheitskosten ausgegeben. Davon entfallen 8,7 Milliarden, nahezu 2,5% der Gesamtkosten auf die Behandlung der Erkrankungen Arthrose (ICD10 – M15-M19) (13). Hinzu kommen hohe Summen an indirekten Kosten, die durch Arbeitsunfähigkeit, Invalidität und Frühberentung entstehen. Eine Datenerhebung der gesetzlichen Krankenkassen im Auftrag des Bundesministeriums für Gesundheit von 2017 bezifferte die, unter der Diagnose Koxarthrose (ICD 10 – M.16), entstandenen Arbeitsunfähigkeitstage auf insgesamt 2.977.758 Tage (14).

Die Prognose der Koxarthrose ist aufgrund des progredienten Charakters der Erkrankung trotz individueller Unterschiede selbst bei Ausschöpfen aller konservativen Therapiemaßnahmen ungünstig. Es ist daher nachvollziehbar, dass bei rund 80% der auf einer Koxarthrose beruhenden stationären Aufenthalte, auf einen operativen Eingriff zurückzuführen sind (15). Ein besonderes Augenmerk liegt hierbei auf der endoprothetischen Versorgung des Hüftgelenks.

I.2 Grundlagen der Hüftgelenksendoprothetik

Die Endoprothetik zählt zu den erfolgreichsten Therapieverfahren der operativen Medizin, da sie zahlreichen Patienten, die an degenerativen Gelenkerkrankungen leiden, durch Wiederherstellung der schmerzfreien Mobilität ermöglicht, die Lebensqualität zu verbessern (16).

Der endoprothetische Ersatz des Hüftgelenkes wurde von Learmonth et al. als Operation des Jahrhunderts bezeichnet (17) und hat sich seit Beginn des 20. Jahrhunderts, bezogen auf Materialentwicklung und Operationstechnik, kontinuierlich verbessert. Jedoch veranlasste erst das von Sir John Charnley 1961 eingeführte Prinzip der zementierten Prothesenverankerung (18) in den darauffolgenden Jahrzehnten die systematische Etablierung der Hüftgelenksendoprothetik als therapeutischen Goldstandard von fortgeschrittenen Koxarthrosen.

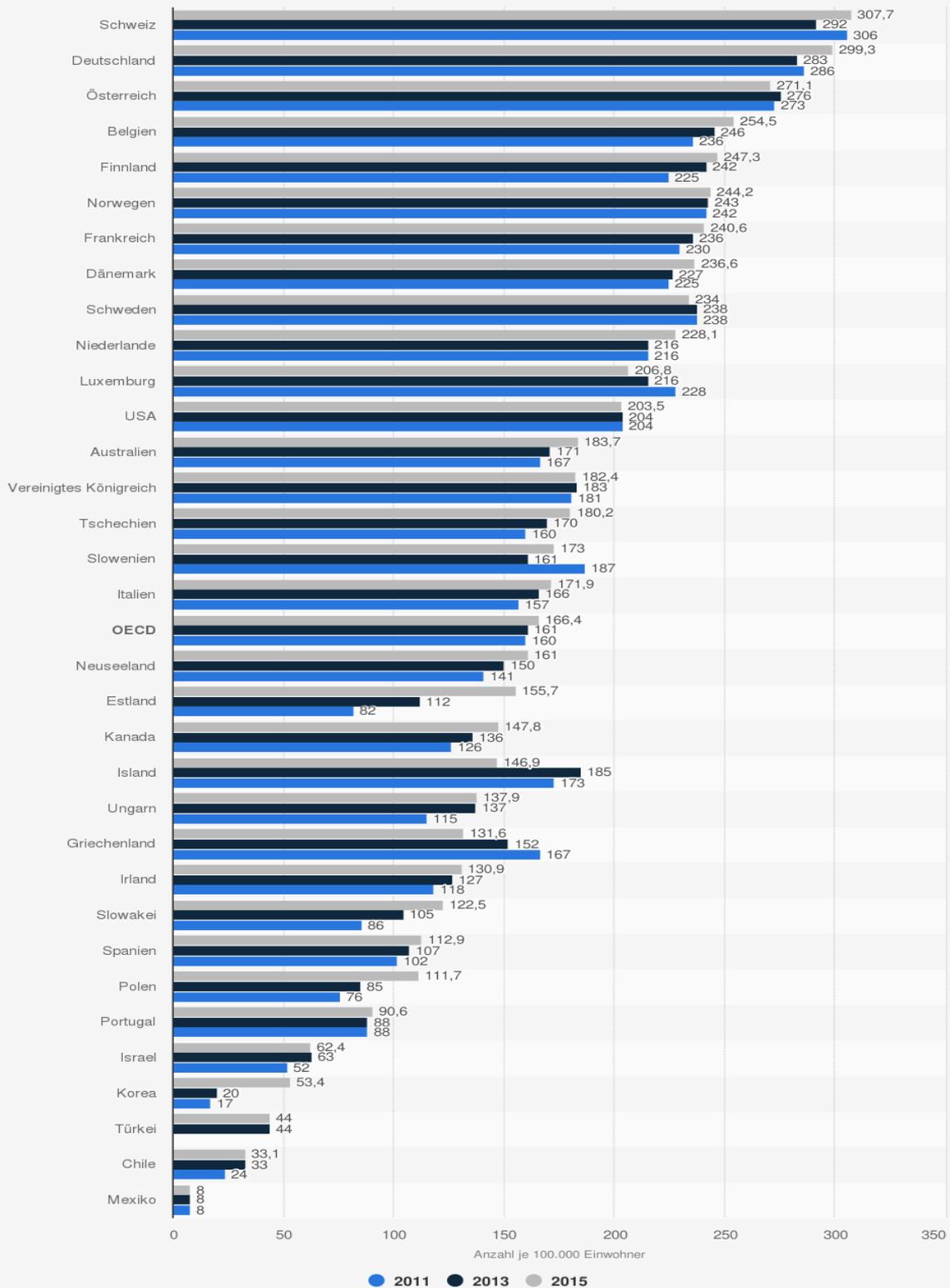
Inzwischen zählt der endoprothetische Hüftgelenksersatz zu einem der häufigsten durchgeführten Operationen weltweit (19–21). Schätzungen zufolge werden jährlich weltweit mehr als eine Millionen Hüftgelenksendoprothesen primär implantiert (22). Dies kommt einem weltweiten Gesamtumsatz von ca. 620.000.000 US \$ gleich (23).

Allein in Deutschland erfolgten 2015 laut Datenlage der OECD (Organisation for Economic Co-operation and Development) knapp 300 primäre Implantationen pro 100.000 Einwohner (24). Dies deckt sich mit der Angabe der BARMER GEK aus dem Jahr 2010, die nach Hochrechnung der erhobenen Daten von jährlich insgesamt ca. 210.000 Erstimplantationen in Deutschland ausgehen (25). Auch Günther et al. (26) konnte durch Zusammenstellung von Implantationsdaten aus verschiedenen Ländern belegen, dass sich Deutschland im Bereich des Hüft- und Kniegelenksersatz im internationalen Vergleich im oberen Drittel der Industrienationen befindet (Vgl. Abb.2).

Unter Berücksichtigung der Annahme einer im weiteren Zeitverlauf deutlichen Zunahme der weitweiten Implantationszahlen (27–29), unterstreichen oben genannte Zahlen zweifellos die enorme ökonomische und soziale Bedeutsamkeit der Hüftgelenksendoprothetik und verdeutlichen zugleich die in den nächsten Jahrzehnten bevorstehenden, gesundheitspolitischen und makroökonomischen Herausforderungen.

Unter diesem Aspekt gewinnt die Fachkenntnis über die vielfältigen Prothesenkonzepte und deren Anwendung an essenzieller Bedeutung.

Anzahl der Implantationen künstlicher Hüftgelenke in ausgewählten OECD-Ländern in den Jahren 2011 bis 2015 (je 100.000 Einwohner)



Quelle:
OECD
© Statista 2019

Weitere Informationen:
Weltweit; 2011 bis 2015

Abb. 2: Anzahl der Implantationen künstlicher Hüftgelenke in ausgewählten OECD Ländern in den Jahren 2011 bis 2015 (je 100.000 Einwohner) (24)

I.2.1 Aufbau einer Hüftgelenks-Endoprothese

Heutzutage stehen Operateuren für die operative Versorgung des Hüftgelenkes mit einer Hüftgelenks-Endoprothese eine Vielzahl an unterschiedlichen Implantaten zur Auswahl. Allen gemeinsam ist die Zielsetzung einer grundsätzlichen Wiederherstellung der ursprünglichen Artikulationsverhältnisse und Bewegungsabläufe des Hüftgelenkes.

Im Grundsatz besteht eine Hüftgelenks-Endoprothese aus vier Komponenten: dem Hüftpfannenimplantat, dem Hüftkopf (auch Prothesenkopf), dem Pfanneneinsatz (sog. Inlay) und dem Prothesenschaft (siehe Abb. 3). Letzteres wird im Rahmen der Operation nach Resektion des knöchernen Hüftkopfes am Schenkelhals in den proximalen Oberschenkelmarkraum eingebracht und mit einem künstlichen Hüftkopf versehen. Nach der Implantation des Hüftpfannenimplantates in das knöcherne Becken wird das Inlay eingebracht und bildet mit dem kommunizierenden Prothesenkopf die Gleitpaarung.

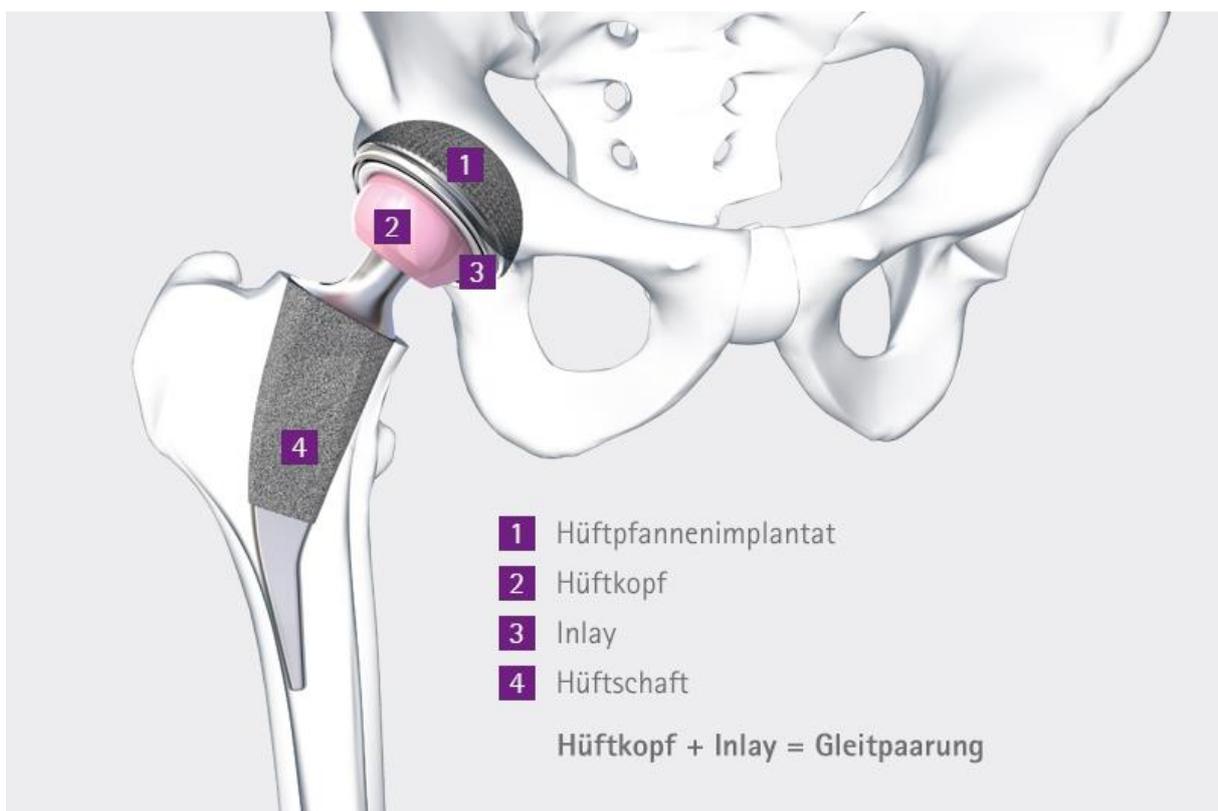


Abb. 3: Aufbau einer Hüftgelenks-Endoprothese (aus der Produktinformation Fa. Braun) (30)

I.2.2 Verankerungskonzepte

Der dauerhafte Halt einer Prothese entsteht grundsätzlich durch Bildung einer strukturellen und funktionellen Verbindung zwischen körpereigener Knochensubstanz und der lasttragenden Prothesenoberfläche (31). Dieser Vorgang wird auch als Osseointegration bezeichnet. Die resultierende Stabilität der Prothese in Bezug auf das Einwachsen körpereigener Knochensubstanz wird Sekundärstabilität genannt. Sie bildet die Grundlage für eine erfolgreiche Langlebigkeit der Prothese.

Es wird angenommen, dass die erfolgreiche Osseointegration von einer hohen, primären Implantatstabilität, der sog. Primärstabilität abhängig ist. Bewirkt durch mechanische Retention während des Implantationsvorgangs, entsteht sie durch eine Kombination aus Reibung, Klemmwirkung und Gewindegeometrie der eingebrachten Prothese (32). Sie stellt das unmittelbar angestrebte Ziel der Prothesenimplantation dar und soll überflüssige Mikrobewegungen der Prothese im Anfangsstadium des Einheilungsprozesses, die bei vermehrtem Auftreten zu einer ungünstigen Protheseneinheilung führen können, verhindern.

Generell stehen für die Prothesenverankerung unter Beachtung der obigen Begrifflichkeiten zwei Prinzipien zur Verfügung. Die zementierte Verankerung basiert auf den Erkenntnissen von Sir John Charnley und dessen Einführung des Knochenzements mit der Zielsetzung einer formschlüssigen Kraftübertragung vom Prothesenstiel auf den Knochen (18, 23). Sie gilt heutzutage als weltweit etabliertes und akzeptiertes Standardverfahren der endoprothetischen Versorgung primär älteren Patienten. Der Vorteil erweist sich vor allem in der ausreichenden, postoperativen Primärstabilität und der damit einhergehenden frühzeitigen Mobilisierbarkeit der Patienten (33, 34). Es liegen für zementierte Prothesenschäfte exzellente Langzeitergebnisse mit revisionsfreien Standzeiten von >90% nach 15-20 Jahren vor (35–38). Bei Revisionsoperationen kann der Knochenzement jedoch operative Komplikationen und unnötigen Knochensubstanzverlust verursachen (39).

Kontinuierlich auftretende Komplikationen bei zementierten Prothesenschäften veranlassten im Laufe der Zeit neue Entwicklungen, mit dem Ziel einer dauerhaften, zementfreien Prothesenverankerung (40). Das zementfreie Verankerungsprinzip greift auf das Prinzip der Osseointegration zurück. Als potenzielle Vorteile werden außer einer verkürzten Operationsdauer, das verminderte Auftreten von intraoperativen Fettembolien, leichtere Revisionsoperationen und das Ausbleiben von durch den Aushärtungsprozess von Knochenzement verursachten thermischen Gewebsschädigungen diskutiert (41).

I.3 Hüftgelenksersatz bei jungen Patienten

Patienten im jungen und mittleren Alter (<55 Jahren) werden in naher Zukunft als Kohorte für die Hüftgelenksendoprothetik zunehmend an Bedeutung gewinnen (42). Statistische Aussagen zu Folge haben über 20% der Patienten zum Zeitpunkt der Operation das Lebensalter von 60 Jahren noch nicht erreicht (43). Auch der Anteil an Patienten im jungen Alter in den Vereinigten Staaten hat in den letzten Jahren drastisch zugenommen und soll laut Prognosen über 50% aller einem primären Hüftgelenksersatz zugeführten Patienten in 2030 ausmachen (44).

Es empfiehlt sich daher, die besonderen Anforderungen dieser Patientenkohorte näher in den Blick zu nehmen und diese unabdinglich in den klinischen Alltag einzubeziehen. Denn nicht nur ist der funktionelle Anspruch aufgrund erhöhter körperlicher Aktivität und Leistungsfähigkeit an Implantate und Operateur höher, die Beanspruchung der Implantate unter Umständen größer, zudem stellt das aufgrund der längeren Lebenserwartung erhöhte Risiko einer Revisionsoperation besondere Ansprüche an längere Standzeiten der Prothese (45–47).

So stellten bereits Anfang der 80er Jahre hohe Raten an aseptischer Lockerung von zementierten Schäften mit notwendiger Revisionsoperation (48–51) und schlechten Ergebnissen bei jungen aktiven Patienten (52–54), die zementierte Verankerung in Frage (55) und induzierten parallel die Weiterentwicklung des zementfreien Verankerungsprinzips.

Mittlerweile weisen unzementierte Prothesenschäfte Langzeitergebnisse mit revisionsfreien Standzeiten von >95% über 10-15 Jahre auf (56–58). Merle et al. bestätigten mit einer breit angelegten, systematischen Literaturanalyse von 19 eingeschlossenen Studien zu 16 verschiedenen zementfreien Schaftmodellen ebenfalls sehr gute Langzeitresultate und attestierten die Vergleichbarkeit mit bekannten Resultaten zementierter Schäfte (41). Unter Berücksichtigung der bereits erwähnten, potenziellen Vorteile gegenüber konventionell zementierten Schäften ist der mittlerweile vielerorts durchgezogene Wechsel auf unzementierte Implantate bei jüngeren Patienten mit guter Knochenqualität nachvollziehbar.

I.3.1 Lockerungsproblematik

Bei unzementierten Prothesenschäften wird der Primärstabilität eine besondere Bedeutung zugeschrieben. Ungeachtet von Prothesendesignvarianten ist das Ziel, durch eine erhöhte Primärstabilität mechanische Ruhe am Übergang von Prothese zu Knochen (sog. Interface) zu

generieren (23). Die Verhinderung überflüssiger Relativbewegungen (Micromotions) am Interface (59) gilt als Grundvoraussetzung einer stabilen Einheilung und knöchernen Integration der Prothese (60–62). Gelingt dies nicht, so erwirkt die resultierende Instabilität mit hoher Wahrscheinlichkeit eine Lockerung der Prothese. Hierbei wird zwischen der Früh- und Spätlockerung unterschieden.

Unter einer Frühlockerung werden im engeren Sinne jegliche Lockerungserscheinungen innerhalb der ersten 5 Jahre nach Prothesenimplantation zusammengefasst (63).

Entscheidende Ursachen hierfür sind Instabilität und Infektion (64). Andere Implantat assoziierte Ursachen wie periprothetische Frakturen oder Ablösung der Prothesenbeschichtung spielen ebenfalls eine Rolle (65, 66).

Bei der Spätlockerung erweist sich die aseptische Lockerung als bestimmende Hauptursache (67–69). Sadoghi et al. konnten im Rahmen einer komplikations-basierten Analyse weltweiter Prothesenregister feststellen, dass die aseptische Lockerung mehr als die Hälfte aller dokumentierten Revisionsoperationen von Hüftprothesen bedingt (70). Herberts und Malchau gingen sogar von mehr als 70% aus (71).

I.3.2 Aseptische Lockerung

Es erscheint daher unabdingbar, die Ursachen der aseptischen Lockerung zu verstehen. Bislang ist die Ätiologie der aseptischen Lockerung jedoch weiterhin nicht gänzlich geklärt; man nimmt eine multifaktorielle Genese an, die sich aus Interaktionen von mechanischen, elektrochemischen und biologischen Prozessen zusammensetzt (72, 73). Besondere Faktoren, die die aseptische Lockerung bedingen sollen, scheinen das patientenbezogene Aktivitätsniveau (74), druckinduzierte Knochenresorption (75), Micromotions am Interface (76) und kraftgebundene Knochenremodellierung zu sein. Unter Letzterem fällt die Begrifflichkeit des sog. „Stress Shielding“.

Sie beschreibt einen knöchernen Umbauprozess, der aufgrund der unphysiologischen Krafteinleitung durch das Implantat, zu Knochenverlust in Bereichen der Minderbelastung und Knochenverdichtung und -verbreiterung in Bereichen der Mehrbelastung führt (77). Die Einführung eines Prothesenschaftes, unabhängig ob zementiert oder nicht, führt zwangsläufig zur einer Reduktion der Kompressions-, Zug- und Schubkräfte am proximalen Femur und bewirkt, bei distaler Schaftfixierung, eine Minderbelastung des proximalen Femuranteils und kann daher proximalen Knochenverlust und distale Kompaktaverdichtung verursachen (78).

Je dichter der Kontakt des distalen Anteils der Prothese zum Knochen, desto mehr „Stress Shielding“ tritt somit auf. Als eine der führenden Ursachen bedingt dies unter anderem ein Implantatversagen (79) und erfordert zumeist einen Revisionseingriff.

I.3.3 Revisionsoperation

Trotz mittlerweile zufriedenstellender Standzeiten von konventionellen Prothesenschäften, nehmen die Zahlen der Wechseleingriffe am künstlichen Hüftgelenk in den letzten Jahren stetig zu (80). Allein in den Vereinigten Staaten stellen sie knapp ein Viertel aller Gelenkeingriffe dar (81); auch in Schweden wird von nahezu 20% Revisionen je 10.000 durchgeführten Primärimplantationen berichtet (82).

Auch in Deutschland sind Wechseleingriffe von Hüftgelenksendoprothesen fester Bestandteil des klinischen Alltags. So wurden laut des Jahresbericht des Endoprothesenregisters Deutschland im Jahr 2016 ca. 15.000 Hüftprothesen-Wechseleingriffe durchgeführt (83). Die Gründe für die Wechseleingriffe sind in der Abb. 4 angegeben.

	Anteil (%)	Alter	m/w (%)
Infektion	17,9	74	53/47
Lockerung	38,2	75	42/58
Pfanne	20,7	75	36/64
Schaft	12,8	74	50/50
Pfanne und Schaft	4,7	77	45/55
Osteolyse bei festem Implantat	0,9	73	45/55
Pfanne	0,4	74	40/60
Schaft	0,3	72,5	53/47
Pfanne und Schaft	0,2	70	45/55
Periprothetische Fraktur	10,7	79	31/69
Luxation	10,9	76	38/62
Implantatverschleiß	7,5	74	42/58
Versagen einer Implantatkomponente	1,9	72	47/53
Implantatfehlage (Dislokation)	1,7	73	32/68
Progression der Arthrose	0,2	75	33/67
Zustand nach Prothesenentfernung	1,9	72	49/51
Andere Gründe	8,3	73	42/58

Abb. 4: Dokumentierte Begründung für den Folgeeingriff nach Hüftprothesen-Erstversorgung in 2016 (aus EPRD, Jahresbericht 2016) (83)

Wechseleingriffe sind meist mit erheblichen Schwierigkeiten verbunden. Sie sind technisch anspruchsvoll, weisen eine hohe Komplikationsrate auf (79), sind kostenaufwendig (84) und resultieren in der Regel in schlechten Zufriedenheitswerten der Patienten (85).

Betrachtet man die Tatsache, dass die durchschnittliche Lebenserwartung vieler Patienten, bei denen eine primäre Hüftgelenksendoprothese eingesetzt wird, 25 Jahre deutlich überschreitet, so lässt sich die zweifelslose Relevanz der Thematik der Prothesenlockerung nachvollziehen und legt die damit verbundene globale Nachfrage nach Implantaten, die eine maximierte Tragfähigkeit aufweisen, nahe (79, 86).

I.4 Prinzip der Proximalen Verankerung

Dem allgemeinen Aufruf folgend, durch große Anstrengungen in der Prothesenentwicklung Revisionsraten kontinuierlich senken zu wollen (73), wurde in den letzten Jahren verstärkt der Versuch unternommen, durch Entwicklung neuer Verankerungskonzepte die Bedingungen für Wechseleingriffe zu verbessern.

Ein grundlegender Ansatz war das metaphysäre Verankerungsprinzip. Dies basierte auf der Beobachtung, dass eine dichte metaphysäre Passform einer Prothese zu einer verbesserten, dem physiologischen Normwert näher entsprechenden Kraftübertragung führte (87).

Dem unabweisbaren Lebenszeitrisiko eines Wechseleingriffes vieler jungen Patienten Rechnung tragend, war es daher das angestrebte Ziel, durch größtmöglichen Erhalt an Knochensubstanz im Rahmen der Erstimplantation einem potenziellen im späteren Lebensverlauf notwendigen Revisionschritt nachfolgend genügend Verankerungsfläche zu bieten. Dies schuf die Grundlage für die Einführung der Kurzschaftprothesen.

I.4.1 Kurzschaftprothesen

Kurzschaftprothesen zählen zu den aussichtsreichsten Neuerungen auf dem Gebiet der Hüftgelenksendoprothetik, deren Entwicklung auf dem Ziel einer im Vergleich zu Standardprothesen knochenschonendere Implantation basiert und sich durch eine erhoffte gleichwertige und empirisch tendenziell bessere Standfestigkeit auszeichnet (88).

Erstmalig wurde die Begrifflichkeit von Morrey 1989 im Rahmen der Einführung einer Anfang der 80er Jahre von ihm an der Mayo-Klinik in den USA entwickelten Kurzschaftprothese - der Mayo® geprägt und als neues Verankerungsprinzip beschrieben

(89). So hat sich die Kurzschaftendoprothetik seither kontinuierlich weiterentwickelt und gewinnt stetig an offenkundiger Bedeutung (90). Schätzungen zufolge stellen Kurzschaftprothesen bislang allein in Deutschland 15-20% aller primär implantierten Hüftendoprothesen dar (91). Das Resultat der zunehmenden Popularität war unter anderem eine schier unüberschaubare Anzahl an unterschiedlichen Prothesenmodellen verschiedener Hersteller, mit jeweils unterschiedlichen Geometrien, Oberflächen und Verankerungsphilosophien (siehe Abb. 5).

Schenkelhalserhaltend



Schenkelhalsteilerhaltend



Schenkelhalsresezierend



Abb. 5: Übersicht über einen Teil der aktuell vorhandene Kurzschaftprothesen (90)

So lässt sich nachvollziehen, dass nicht nur im Bereich der wissenschaftlichen Literatur, sondern auch im klinischen Alltag, weiterhin eine inhomogene Einordnung von Kurzschaftprothesen vorliegt (92) und verständlicherweise Unsicherheiten bei den Anwendern anfallen.

Um dieser Tatsache gerecht zu werden, wurden in den letzten Jahren Versuche unternommen, Kurzschaftprothesen einheitlich zu klassifizieren (93, 94). Feyen und Shimmin schlugen eine Klassifikation vor, die vornehmlich die Länge des Prothesenschaftes und die Fixierung im Schaft berücksichtigen sollte (78). Problematisch erwiesen sich jedoch Schaftdesigns, die zwar aufgrund ihrer kurzen Länge als Kurzschaftprothesen eingeordnet wurden, jedoch aufgrund ihrer biomechanischen Eigenschaften eher den bisher bekannten „längeren“ Standardimplantaten zuzuschreiben waren.

Eine zweckmäßigere Klassifikation anhand der Resektionsebene des Schenkelhalses, der sog. Osteotomiehöhe wurde von Jerosch (95) eingeführt, später von Falez et al. (96) erneut aufgegriffen. Diese unterscheidet zwischen schenkelhalsresezierenden, -erhaltenden und -teilerhaltenden Kurzschaften und berücksichtigt vornehmlich die zugrundeliegende Biomechanik und das Verankerungsprinzip des Implantats (97). So werden bis dato grundsätzlich schenkelhalsteilerhaltende und schenkelhalsresezierende Systeme breitflächig angewendet und haben sich zwischenzeitlich im klinischen Alltag bewährt (90, 96).

Die verfolgte Zielsetzung, durch eine vermehrt physiologische Kraftverteilung im proximalen Femur, „Stress Shielding“ weitestgehend zu vermeiden, mehr Knochensubstanz für eventuelle Wechseleingriffe zu erhalten und durch die minimalinvasive Operationstechnik das perioperative Risiko im Vergleich zu konventionellen Standardimplantaten zu senken (98–101), wurden durch gute bis sehr gute kurz- und mittelfristige Ergebnisse (102–105) untermauert. Kurzschaftprothesen wiesen eine vergleichbare, teilweise sogar verbesserte Standfestigkeit gegenüber konventionellen Implantaten auf und bekräftigten ihren Einsatz als validierte Alternative für die endoprothetische Versorgung junger Patienten. Giardina et al. (106) konnten darüber hinaus 2018, im Rahmen einer retrospektiven, vergleichenden Registerstudie von über 57.000 inkludierten, unzementierten Standard- und Kurzschaftprothesen erste Langzeitdaten für Kurzschaftprothesen aufweisen und Überlebensraten von >90% nach 15 Jahren darlegen.

I.4.2 Die Metha® Kurzschaftprothese

Die Metha® (Fa. Aesculap) gilt als ein Implantat, welches die Kriterien eines knochensparenden Implantats mit proximaler, zementfreier Verankerung im Bereich der Metaphyse vereint (siehe Abb. 6) (107). Sie wurde konzeptionell ähnlich auf der erfolgreichen Basis einer der klassischen Kurzschaftprothesensysteme – der Mayo® entwickelt, die als eine der ersten Kurzschaftprothesen frühzeitig sehr gute klinische Ergebnisse bat (108).



Abb. 6: Konstruktive Merkmale der Metha Kurzschafthprothese (mit freundlicher Genehmigung der Fa. Aesculap) (90)

Anders als bei den zementfreien Standardprothesen besteht der Unterschied der Metha® Kurzschafthprothese darin, dass ein zirkumferenziell geschlossener Schenkelhalsring nach der Resektion des Hüftkopfes, eine stabilere, insbesondere torsionsstabilere Implantatverankerung erwirken soll (109).

Sie gleicht die Nachteile der Mayo®-Prothese, im Sinne einer fehlenden Beinlängen- und Offsetanpassung, durch unterschiedliche CCD-Winkel aus (110). Zugleich zeigt sie eine metaphysäre Krafteinleitung und Verankerung (111, 112) und erreicht durch das keil-förmige Schaftdesign und eine durchgehend osteoinduktive Prothesenbeschichtung eine hohe Primär- und Sekundärstabilität (113). Laut Herstellerangaben erfolgten seit ihrer Erstimplantation 2004 (114) bis 2010 bereits mehr als 30.000 Implantationen. Sie wurde 2008 als erste europäische Kurzschafthprothese durch die US-amerikanische FDA (Food and Drug Administration) zugelassen (43).

Die Metha® Kurzschafthprothese zählt bislang zu den meist verkauften Kurzschafthprothesensystemen in Deutschland (115). Diese Tatsache basiert auf exzellenten

Patientenzufriedenheitswerten (116) und mehreren Studien mit guten kurz- und mittelfristigen Ergebnissen (117–119).

I.5 Zielsetzung der Studie

Die Hüftgelenksendoprothetik bildet vor dem Hintergrund einer stetig alternden Gesellschaft mit steigender Lebenserwartung und gleichzeitig wachsenden Erwartungen an Funktionalität, Belastbarkeit und Langlebigkeit von Implantaten ein herausragendes Beispiel, inwiefern Fortschritte in Wissen, Forschung und Technologie die Lebensqualität unzähliger Menschen verbessern kann.

Gleichzeitig bleibt es weiterhin unabdingbar, erreichte Zwischenerfolge durch kritische Abwägung möglicher Verbesserungsalternativen und differenzierte Bewertung hervorgehender Fehler zu beurteilen, um den langfristigen Erfolg dieser wichtigen medizinischen Errungenschaft zu gewährleisten.

Die klinische und experimentelle Beurteilung stabilitätsbeeinflussender Faktoren gewinnt daher in Bezug auf das noch heranwachsende Anwendungsgebiet der Kurzschaftprothesen an enormer Bedeutsamkeit.

Aus diesem Grund verfolgt die vorliegende Arbeit primär das Ziel, unter dynamischer Belastung die Abhängigkeit der Primärstabilität der Metha® Kurzschaftprothese von gängigen, operationstechnischen Abweichungen (tiefe Resektionsebene des Schenkelhalses und Undersizing) anhand von Micromotions zu beurteilen.

Hierzu werden 2 unterschiedlich dimensionierte Metha®-Kurzschaftprothesen in synthetische Femora jeweils mit korrekter und zu tief angesetzter Resektionsebene implantiert.

Anschließend soll die Primärstabilität unter dynamischer Belastung anhand von 3-dimensionalen Micromotions mit einem bereits etablierten Untersuchungs-Aufbau ermittelt werden.

Nachfolgend soll durch die ermittelten Messergebnisse eine Aussage über das biomechanische Verhalten der untersuchten Metha®-Kurzschaftprothese anhand der Prothesenpassform und der Resektionsebene des Schenkelhalses ermöglicht werden.

II. Material und Methode

II.1. METHA®-Kurzschafthprothese

Die Metha®-Kurzschafthprothese (Aesculap AG, siehe Abb. 1) zählt zu der Gruppe der zementfreien, metaphysär verankerten Hüftgelenksendoprothesen der neueren Generation. Sie wird aus einer Titan-Schmiedelegierung (ISOTAN ®F Ti6Al4V gemäß ISO 5832-3) hergestellt und wird im proximalen Schafthbereich zusätzlich zur mikroporösen Plasmapore® Oberfläche mit einer 20µm dünnen Kalziumphosphatschicht (µCaP) versehen (siehe Abb.2).

Das modulare Ausführungsprinzip mit verschiedenen Konusadaptern erwies sich als Besonderheit der Metha®-Kurzschafthprothese zum Zeitpunkt der Markteinführung. Ebenfalls aus der gleichen Titan-Schmiedelegierung (ISOTAN ®F Ti6Al4V) hergestellte modulare Koni mit jeweils 130°, 135° und 140° CCD-Winkel in 7° Anteversion, 0° und 7° Retroversion waren verfügbar und ergaben somit 9 unterschiedliche Konusvarianten. Diese Entkoppelung von Prothesenschaft und -kopf schuf eine größtmögliche Variabilität in verfügbaren Prothesenausrichtungen und sollte damit eine individuellere Anpassung an den einzelnen Patienten ermöglichen. Aufgrund von mehrfach dokumentierten Konusbrüchen im Bereich des Übergangs vom Konus zum Schafth im Laufe der Markteinführung (120, 121), wurde das modulare System gegen eine Monoblocksystem mit verschiedenen CCD Winkeln ausgetauscht.

In den durchgeführten Versuchen wurden die Prothesen der Größe 2 und 3 in künstliche Femora implantiert und mit einem, zum Zeitpunkt der Versuche noch verfügbaren, Konus mit 135° CCD Winkel bei 0° Ante-/Retroversion bestückt.



Abb. 1: Metha®-Kurzschafthprothese



Abb. 2: Plasmapore® µ-CaP-Beschichtung

II.2 Das Implantationsmedium

In der Regel werden für in vitro Bestimmungen der Primärstabilität von Hüftgelenksendoprothesen humane Leichenfemora und synthetisch hergestellte Femora verwendet.

Humane Leichenfemora unterliegen untereinander meist großer interindividueller, qualitativer Schwankungen aufgrund von Alter, Geschlecht, Vorerkrankungen etc. Daher eignen sich diese in der Regel weniger für in vitro Studien, die ein hohes Maß an Einheitlichkeit fordern.

Synthetische Femora entsprechen in ihren mechanischen Eigenschaften und Dimensionen menschlichen Femora und weisen eine verbesserte Einheitlichkeit in deren Eigenschaften untereinander auf als Leichenfemora (122). Ihre Anwendung wurde in vielen in vitro Studien zur Stabilitätsbestimmung bereits dokumentiert (123–126).

Daher wurden für die Untersuchungen synthetische Femora (#3306, Large, Sawbones Pacific Research Laboratories, USA) verwendet.

Diese werden in deren Zusammensetzung in Kortikalis und Spongiosa unterschieden. Während die Kortikalis aus einem Gemisch aus Epoxid-Harz und Fiberglas hergestellt wird, wird die Spongiosa durch einen starren Polyurethan-Schaum imitiert.

II.3 Implantation

Das Implantieren der Prothesen erfolgte durch den gleichen Operateur (PD Dr. med. Florian Schmidtz) nach Maßgaben des Prothesenherstellers unter konventionell radiologischer Durchleuchtung in der Klinik und Poliklinik für Orthopädie, Campus Großhadern, Universitätsklinikum der Ludwig-Maximilians-Universität in München.

Für die Größenplanung der Metha® Kurzschaftprothese wurden Röntgenschablonen des Herstellers im Maßstab 1.15:1 verwendet. Hierbei wurde darauf geachtet, neben der Ausfüllung des Schenkelhalsbereiches auch eine tragfähige Abstützung am Kalkar und eine flächige Anlage des Schaftendes an der lateralen Kortikalis zu erreichen (127) (vgl. Abb. 3 und 4).

Die Resektionsebene wurde auf 10 mm über dem Übergang des Trochanter Major zum Schenkelhals festgelegt und in 50° zur Femurlängsachse vorgenommen. Um die Stabilität der Prothesenverankerung nicht durch eine zu tiefe Resektionsebene zu gefährden, wurde darauf geachtet, einen geschlossenen kortikalen Ring des Schenkelhalses zu erhalten.

Es wurde die Prothesengröße 3 als optimal passende Prothesengröße für die o.g. synthetischen Femora ausgewählt. Als zu kleine Prothese wurde die Prothesengröße 2 ausgewählt.



*Abb. 3: Prothesengröße 3,
Frontalansicht*



*Abb. 4: Prothesengröße 3,
Sagittalansicht*

II.4 Versuchsdurchführung

II.4.a Vorbereitung des Untersuchungsmaterials

Vor Beginn der dynamischen Belastung, wurde zunächst das Untersuchungsmaterial kategorisiert und vorbereitet. Hierzu wurden insgesamt 24 identische, künstliche Femora in jeweils 4 Untergruppen, bestehend aus je 6 Femora unterteilt.

Diese waren:

1. Gruppe 3+: Optimale Prothesengröße, optimale Resektionsebene
2. Gruppe 3-: Optimale Prothesengröße, zu tiefe Resektionsebene
3. Gruppe 2+: Zu kleine Prothesengröße, optimale Resektionsebene
4. Gruppe 2-: Zu kleine Prothesengröße, zu tiefe Resektionsebene

Für die Bemessung der Bewegung des Knochens wurden zur Erhöhung der Verankerungsstabilität, an vorher festgelegten Messpunkten, Bohrlöcher mit Schraubgewinde mit jeweils 3mm Durchmesser in die Kortikalis gebohrt. In diese wurde ein, an einem Ende ebenfalls mit einem Schraubgewinde versehener Metallstift von 3mm Durchmesser eingeschraubt (siehe Abb. 5.a).

Um die Prothesenbewegung zu bemessen, wurden die zuvor angefertigten Bohrlöcher kortikal bis zur Oberfläche der Prothese vertieft und gleichzeitig auf einen Durchmesser von 6mm erweitert. Der Metallstift wurde daraufhin in die dafür vorgesehenen und ebenfalls mit Schraubgewinde versehenen Bohrlöcher der Prothese befestigt (vgl. Abb. 5.b).

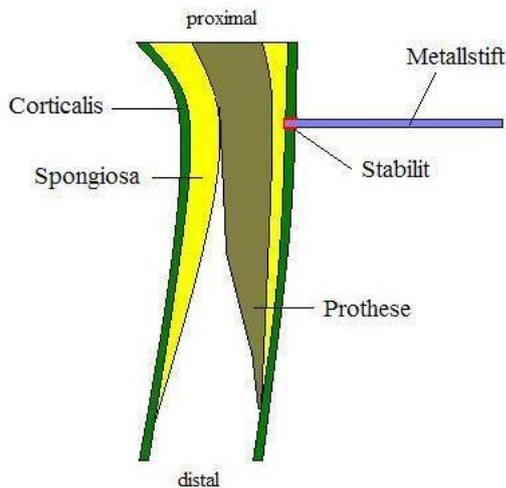


Abb. 5a: Schema Kunstknochen mit kortikal eingeschraubtem Metallstift

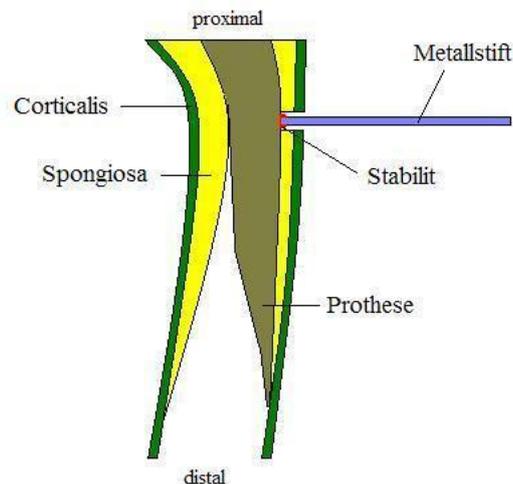


Abb. 5b: Schema Kunstknochen mit in die Prothese eingeschraubtem Metallstift

Die mit der Prothese bestückten Kunstfemora wurden anschließend zur Vorbereitung der Bewegungsmessung 20cm unterhalb des Trochanter minor reseziert und in einen Aluminium Köcher eingebettet (vgl. Abb. 6). Hierzu wurde kalt-polemischer Kunststoff Technovit® 3040 (Fa. Heraeus Kulzer GmbH) verwendet.

Der Aluminium-Köcher ist 8 cm breit und besitzt einen nach untern schmalverlaufenden Innenkonus mit jeweils 7,4 / 6,6 cm Durchmesser an der Ober-/Unterkante des Köchers und wird mit einer zusätzlichen Grundplatte versehen, die es ermöglicht, diesen auf den Sockel der Belastungsmaschine (Schenck Hydropuls® MHF Serie 56) durch Schraubgewinde zu befestigen. Ähnliche Köcher zur Einbettung wurden im Vorfeld in zahlreichen Studien zur Primärstabilitätsuntersuchung eingesetzt (128–130).



Abb. 6: Kunstknochen mit eingebrachter Metha®-Kurzschafthprothese, eingebettet im Metallkocher.

Die Grundlagen der umfangreichen Studien von Bergmann, Graichen und Rohmann bieten die Basis für die femorale Ausrichtung im Köcher (131). Um eine Maximierung der einwirkenden Kraft auf den Prothesenkopf zu ermöglichen, wurden die Femora 16° zur Femurlängsachse und in einem Antetorsionswinkel von 9° eingebettet (siehe Abb. 7a und 7b). Zur Überprüfung der korrekten Ausrichtung wurde hierzu ein digitales Winkelmessgerät verwendet (Bosch Winkelmesser PAM 220).

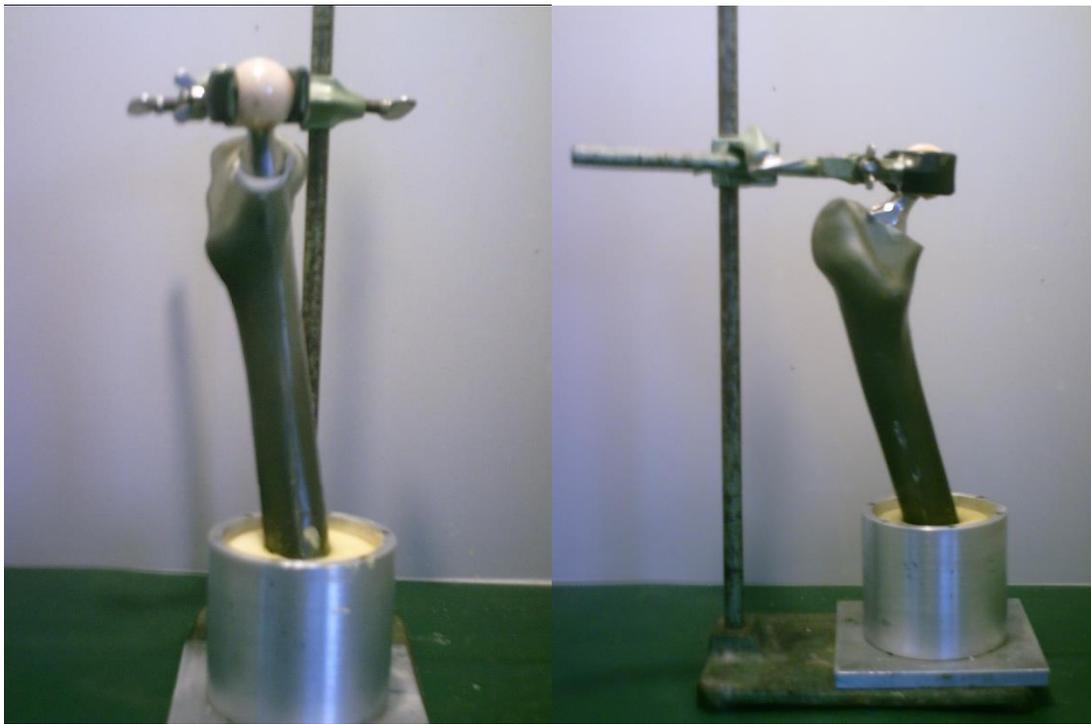


Abb. 7a: Antetorsionswinkel von 9°

Abb. 7b: Femurachsenwinkel von 16°

II.4.b Messpunkte

Messungen der Micromotions an der Metha®-Kurzschafthprothese erfolgten an 6 Messpunkten (MP): 3 davon in der Frontalebene, 3 in der Sagittalebene (siehe Abb. 8).

- MP 1: mediale Resektionsgrenze des Schenkelhalses,
- MP 2: ventrale Resektionsgrenze des Schenkelhalses,
- MP 3: 3cm distal von Messpunkt 2, im weiteren Verlauf des Prothesenschafts
- MP 4: an der lateralen Prothesenbegrenzung, gleichauf wie Messpunkt 3,
- MP 5: ventrale Prothesenspitze, 5cm unterhalb von Messpunkt 3,
- MP 6: laterale Prothesenspitze, 5cm unterhalb von Messpunkt 4.

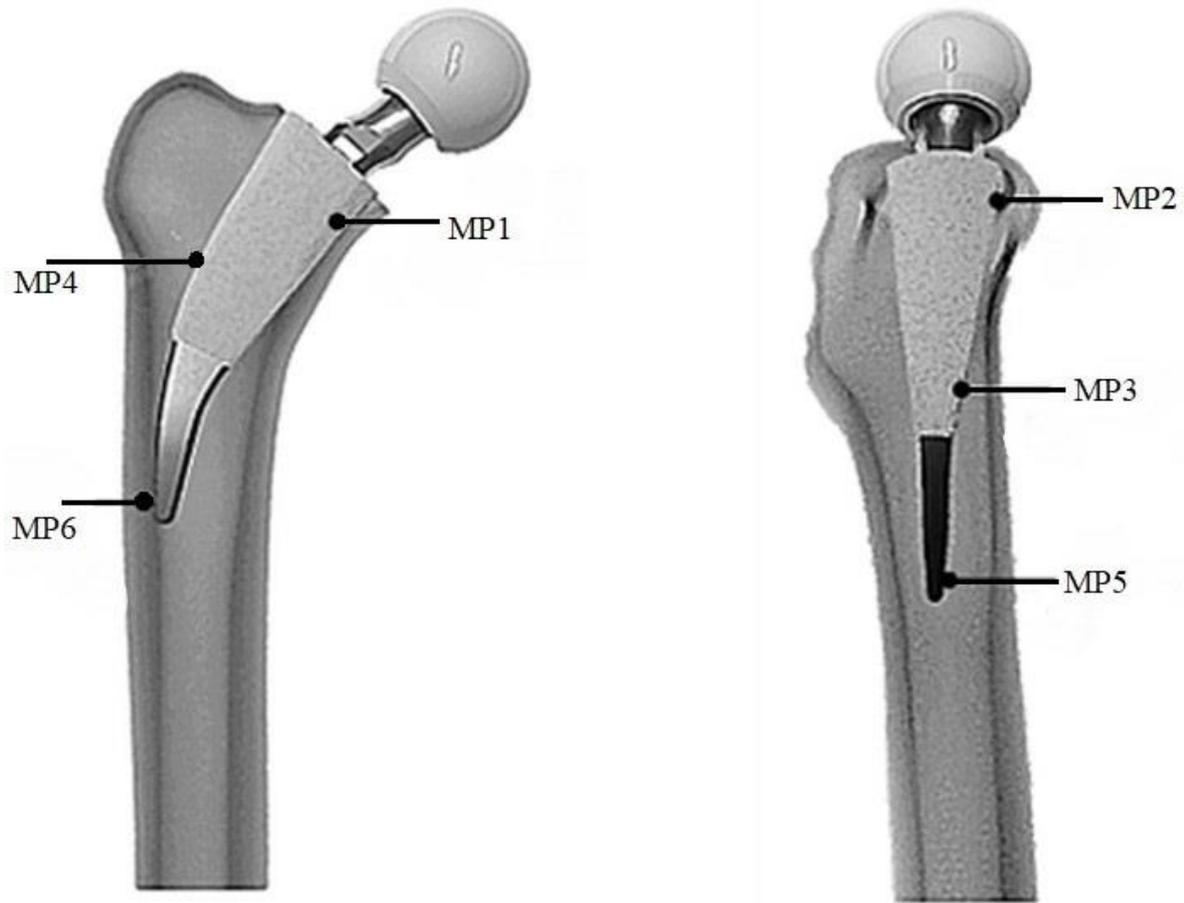


Abb. 8: Die Anordnung der 6 Prothesen-Messpunkte

Vor Implantation der Prothese wurden zunächst die Micromotions des synthetischen Femurs unter dynamischer Belastung anhand von 6 Messpunkten (MP) (siehe Abb. 9), in Anlehnung an o.g Messpunkte der Prothese bestimmt, um die elastische Verformung des synthetischen Knochens durch die implantierte Metha®-Kurzschaftprothese zu quantifizieren.

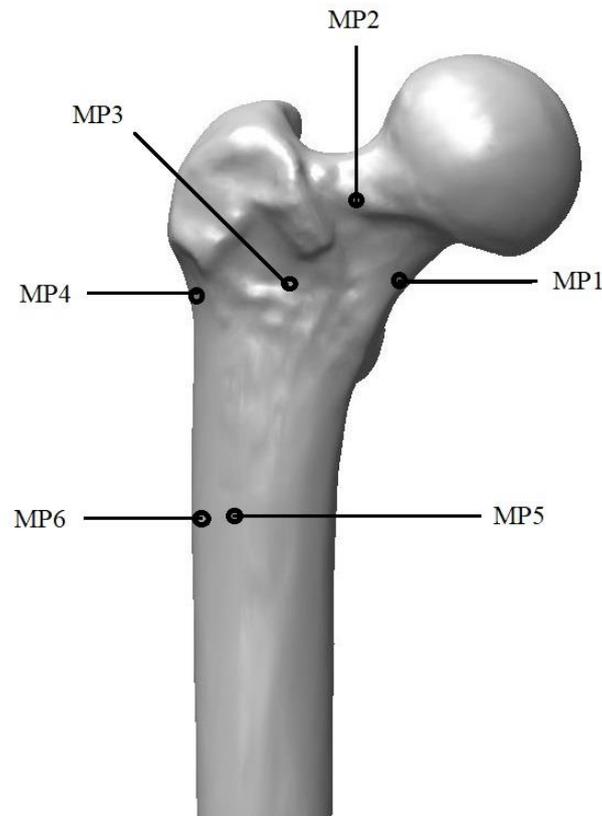


Abb. 9: Anordnung aller 6 Knochen-Messpunkte

II.4.c Messvorrichtung

Die Arbeiten von Görtz et al. (132) bildeten die Grundlage für den Aufbau der Messvorrichtung dieser Arbeit. Diese wurde in modifizierter Form bereits in Vorstudien getestet (129, 133).

Die 3-dimensionale Erfassung der Micromotions in 6 Freiheitsgraden erfolgte durch 6 Wegeaufnehmer (HBM Weta 1/2mm, Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt). Diese wurden in einen 6 x 6 x 6cm messenden Aluminium Quader in 3-2-1 Konfiguration eingelassen (siehe Abb. 10).

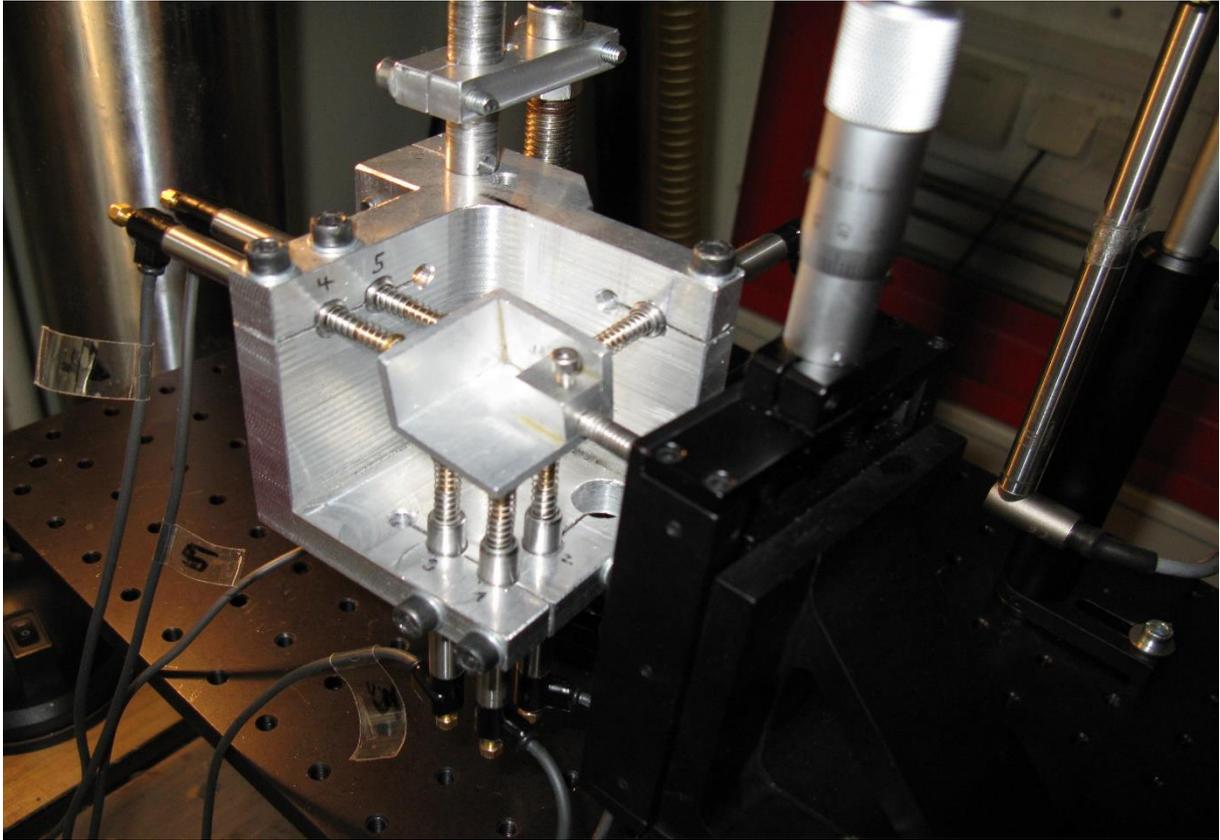


Abb. 10: 6 x 6 x 6cm messender Aluminium Quader mit eingelassenen Wegeaufnehmern

Drei Wegeaufnehmer (S1, S2, S3) bilden die XY Ebene, zwei (S4, S5) die XZ Ebene und eine (S6) die YZ Ebene (siehe Abb. 11).

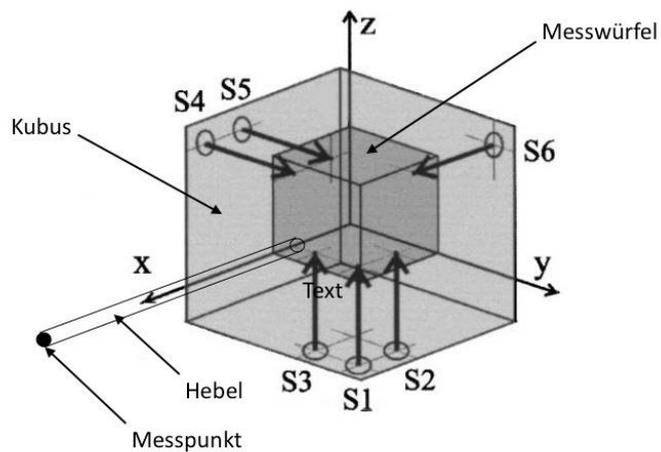


Abb. 11: Lage der Wegeaufnehmer und des Messwürfels in dem Aluminium Quader modifiziert nach Görtz et al. (132)

Als Übertragungselement fungiert ein 3 x 2 x 3cm messender Messwürfel, der an die Metallstifte mit Schraubgewinde rigide befestigt werden kann. Die Metallstifte übertragen die Micromotions des Knochens bzw. der Prothese an den Messwürfel. Die Micromotions des Übertragungselement werden von den 6 Wegeaufnehmern mit einer Genauigkeit von +/- 0,1 µm registriert.

Der 6 x 6 x 6cm messende Aluminium Quader mit eingelassenen Wegeaufnehmern wurde an einem höhenverstellbaren Fixierungsstab am Grundsockel der Belastungsmaschine (Schenk Hydropuls® MHF Serie 56) durch ein Schraubgewinde festmontiert. Es entsteht somit ein ortsfestes Koordinatensystem, das unabhängig von entstanden Deformationen des Knochens die Mikrobewegungen misst (siehe Abb. 12).

Ein siebter Wegeaufnehmer (Master LVDT, Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt) wird ortsfest am Sockel der Prüfmaschine befestigt, um die synchronisierte Aufnahme der Messwerte zeitgleich mit der Belastung der Prüfmaschine zu gewährleisten.

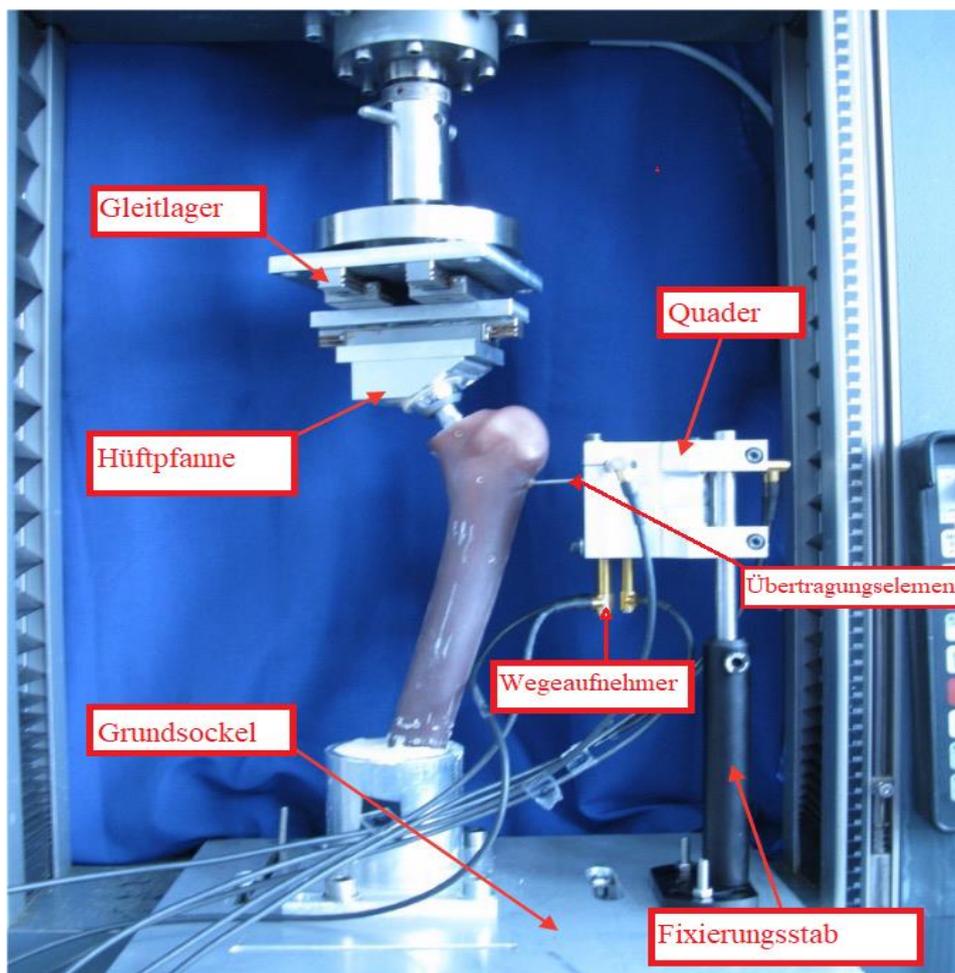


Abb. 12: Versuchsaufbau

II.4.d Parameter für die dynamische Belastungsprüfung

Die für die dynamische Belastungsprüfung gewählten Parameter orientieren sich an in vivo Messergebnissen eines auf ebenen Untergrund laufenden Patienten mit durchschnittlich 70 kg Körpergewicht (131).

Bei einem medialen Winkel vom 16° und einem lateralen Winkel von 9° , erreichen die Maximalwerte der Krafteinwirkung auf den Prothesenkopf das 2,5-fache und die Minimalwerte das 0,5-fache des Körpergewichts. Dies würde unter Annahme des o.g. Durchschnittsgewichtes von 70 kg einer Belastung von 300 bis 1700 Newton gleichkommen.

Diese Parameter wurden bereits im Vorfeld bei ähnlichen biomechanischen Versuchsaufbauten im gleichen Institut verwendet (129, 134).

Alle Zyklen der dynamischen Belastungsprüfung wurden mit einer sinusoiden Frequenz von 1 Hz durchgeführt.

Es wurden 30 Belastungszyklen für jeden Messpunkt, sowohl im Bereich der Prothese als auch am Knochen, festgelegt. Jede Prothese wurde vor Beginn der Messreihe für 10 Minuten (600 Belastungszyklen) vorbelastet, um das korrekte Setzen der Prothese zu gewährleisten.

II.4.e Messung der Micromotions

Alle Messungen wurden mit einem Standard 32mm Aufsteckkopf und einem 135° Konus bei 0° Ante-/Retroversion durchgeführt. Die dynamische Belastung auf den Prothesenkopf wurde durch eine auf den Krafterzeuger der Prüfmaschine aufmontierte, passende Hüftpfanne übertragen. Diese war über ein in zwei Ebenen frei bewegliches Gleitlager am Krafterzeuger befestigt, um mögliche Scherkräfte während der dynamischen Belastung zu vermeiden.

Die vorbereiteten und im dafür vorgesehenen Köcher eingebetteten Knochen wurden auf dem Grundsockel der Prüfmaschine befestigt. Das Übertragungselement mit dem $3 \times 2 \times 3$ cm messenden Messwürfel wurde dann mit dem Schraubgewinde am anderen Ende des Metallstiftes am entsprechenden Messpunkt des Knochens bzw. der Prothese eingeschraubt. Anschließend wurde die Messeinheit mit dem $6 \times 6 \times 6$ cm messenden großen Quader mitsamt den eingelassenen Wegeaufnehmern manuell auf den entsprechenden Messpunkt ausgerichtet.

Die Registrierung der Messwerte wurde durch ein, an die 6 Wegeaufnehmer angeschlossenen Spider 8 Messverstärker (Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt) gewährleistet.

Anschließend wurden die Messwerte an eine Messdatenerfassungssoftware (Catman 4.0 Release 2, Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt) übermittelt.

Zur Eingrenzung des Streuungsbereich wurden an jedem Messpunkt 3 Messungen durchgeführt und der Mittelwert aller 3 Messungen notiert.

II.5 Datenauswertung

Für die Berechnung der 3-dimensionalen Micromotions wurden die Formeln von Görtz et al. (132) zugrunde gelegt. Als Referenzsystem wird, das durch die 3 Ebenen des kleinen Messwürfel definierte Koordinatensystem, verwendet. Hierbei definiert die X-Achse die medial-laterale Ausrichtung, die Y-Achse die anterior-posteriore Ausrichtung und die Z-Achse die proximal-distale Ausrichtung. Die Micromotions werden als die Vektorensumme der Translationsvektoren entlang der 3 definierten Achsen verstanden. Diese wurden mit einem, auf den von Görtz et al. verwendeten Formeln basierendes, Software Programm in MATLAB (MathWorks, USA, Version R2013a.) berechnet.

II.6 Statistische Auswertung

Die erhobenen Daten wurden mit dem statistischen Programmpaket SPSS Statistics (Version 26.0 für Microsoft Windows, SPSS Inc., Chicago, IL, USA) analysiert. Deskriptive Daten wurden auf relative und absolute Häufigkeit, Median, Mittelwert und Standardabweichung errechnet und mittels Boxplots dargestellt. Die Mittelwerte der Micromotions an allen 6 Messpunkten, unterteilt in 4 untersuchte Gruppen wurden ermittelt und mittels Mauchly-Test auf Sphärizität und mittels Levene Test auf Varianzhomogenität überprüft. Mit einem zweifaktoriellen ANOVA-Test wurde anschließend der Zusammenhang zwischen den operationsspezifischen Variablen (Prothesengröße und Resektionsebene) und der ermittelten Micromotions überprüft. Für alle eingesetzten statistischen Tests wurde der Wert 0.05 als Signifikanzniveau verwendet.

III. Ergebnisse

Tabelle 1 stellt die 4 untersuchten Gruppen in kurzer Übersicht dar.

Gruppe	Prothesengröße bzw. Passform	Resektionsebene bzw. Osteotomiehöhe	Anzahl der Exemplare
3+	Optimal (Größe 3)	Optimal	6
3-	Optimal (Größe 3)	Zu tief	6
2+	Zu klein (Größe 2)	Optimal	6
2-	Zu klein (Größe 2)	Zu tief	6

Tab. 1: Die 4 untersuchten Gruppen.

III.1 Micromotions der einzelnen Gruppen

Hierzu wurden für jede der 4 untersuchten Gruppen die Mittelwerte aller für jeden Messpunkt ermittelten Micromotions in μm von jeweils 6 Messexemplaren im Boxplot dargestellt.

III.1.a. Gruppe 3+: Optimale Prothesengröße, optimale Resektionsebene

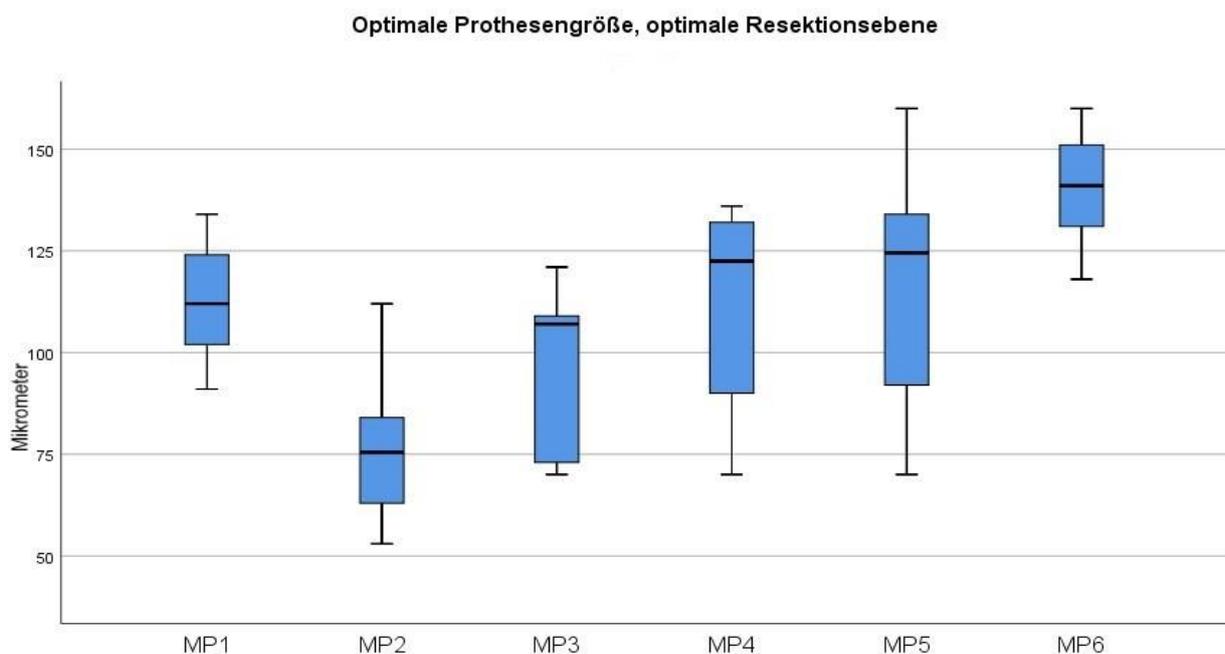


Abbildung 1: Micromotions in μm der einzelnen Messpunkte der Gruppe 3+

III.1.b Gruppe 3-: Optimale Prothesengröße, tiefe Resektionsebene

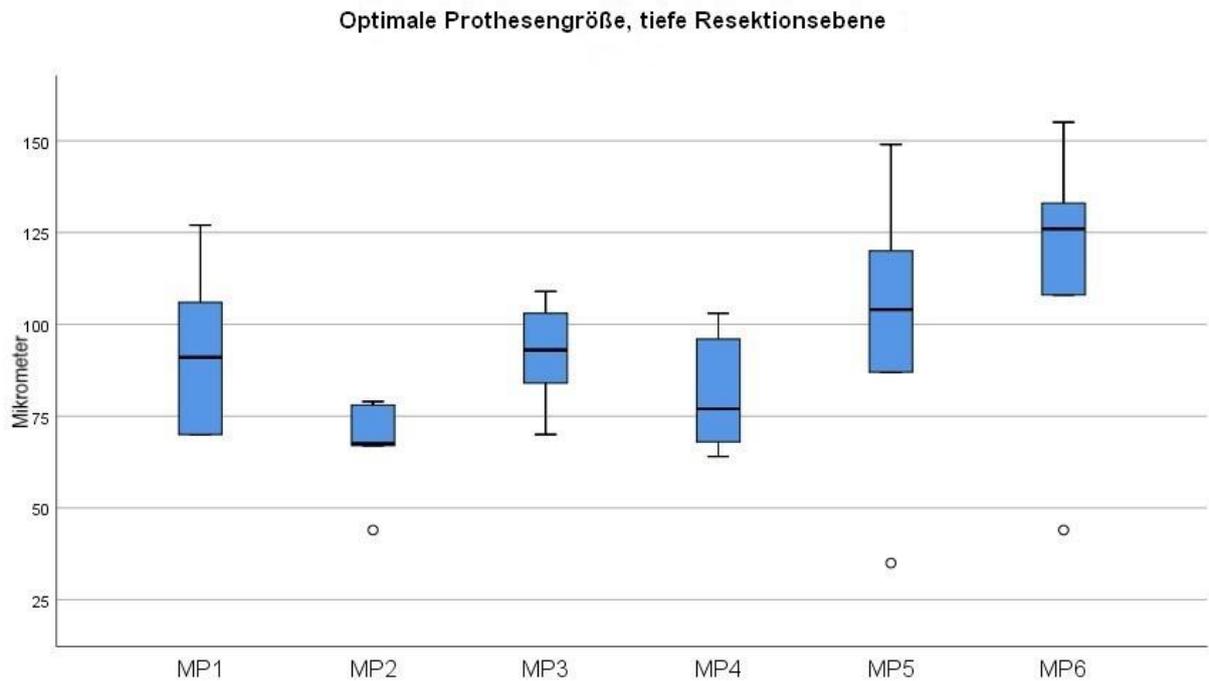


Abbildung 2: Micromotions in μm der einzelnen Messpunkte der Gruppe 3-

III.1.c Gruppe 2+: Zu kleine Prothesengröße, optimale Resektionsebene

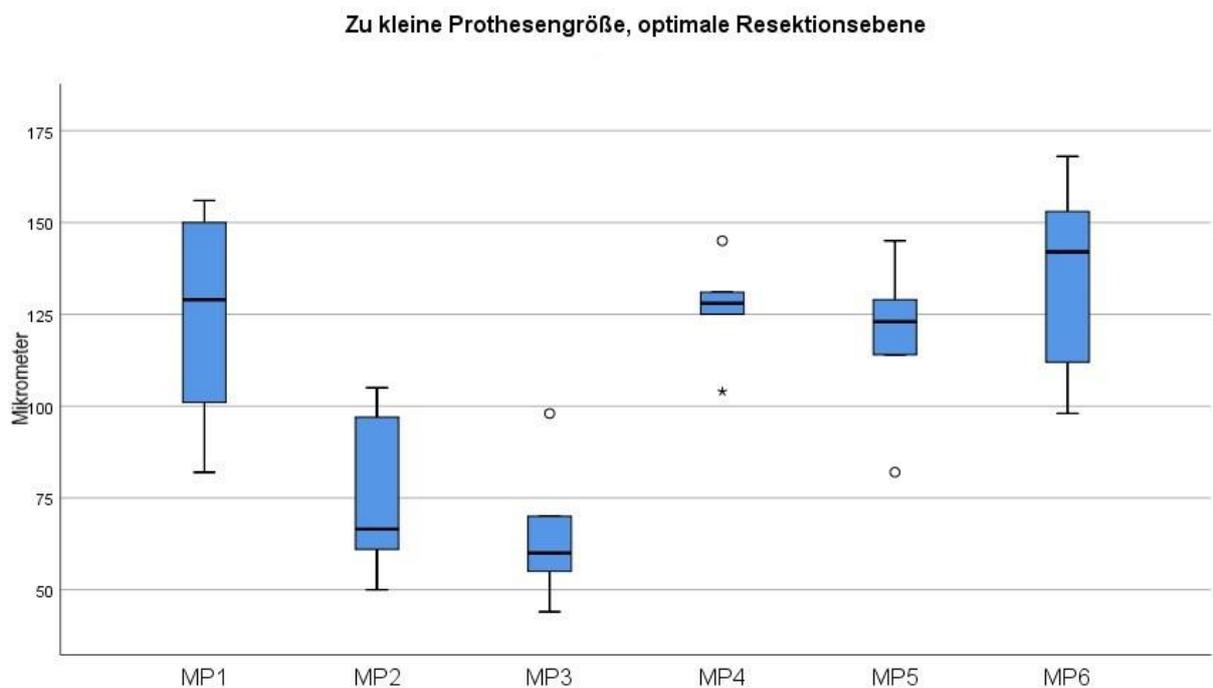


Abbildung 3: Micromotions in μm der einzelnen Messpunkte der Gruppe 2+

III.1.d Gruppe 2-: Zu kleine Prothesengröße, tiefe Resektionsebene

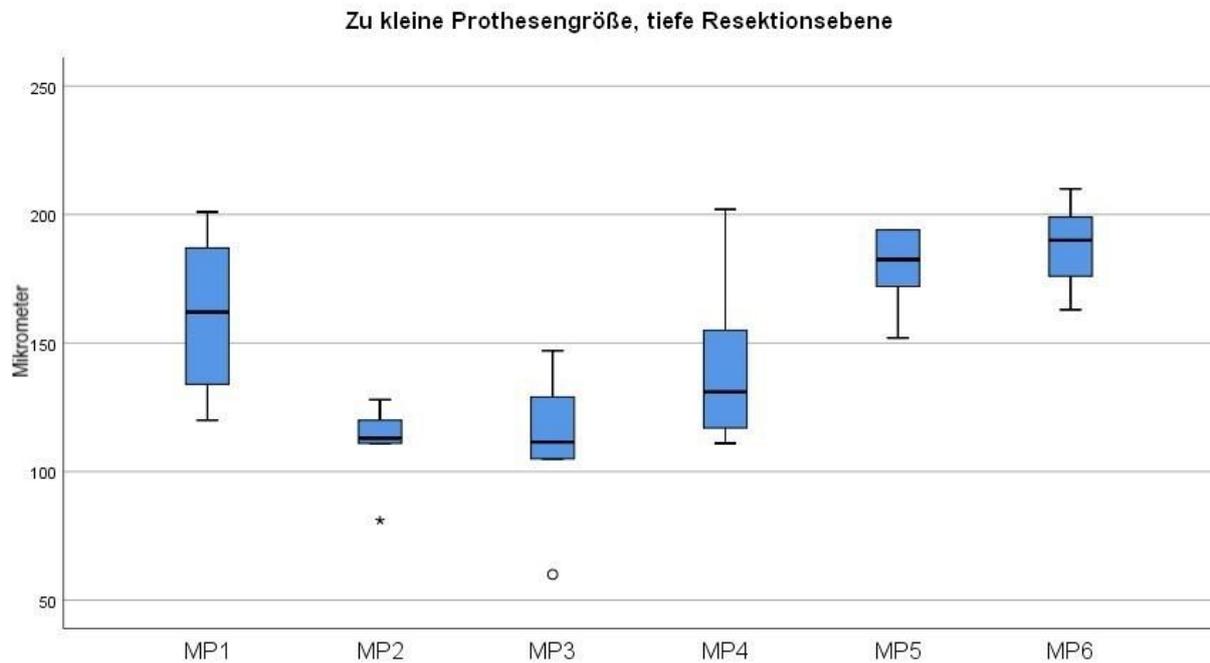


Abbildung 4: Micromotions in μm der einzelnen Messpunkte der Gruppe 2-

III.2 Ergebnisse der 3-dimensionalen Messung der Micromotions der einzelnen Messpunkte

Hierzu wurden für jeden der 6 Messpunkte die Mittelwerte aller für diesen Messpunkt ermittelten Micromotions in μm in Bezug auf die 4 untersuchten Gruppen im Boxplot dargestellt.

III.2.a Messpunkt 1

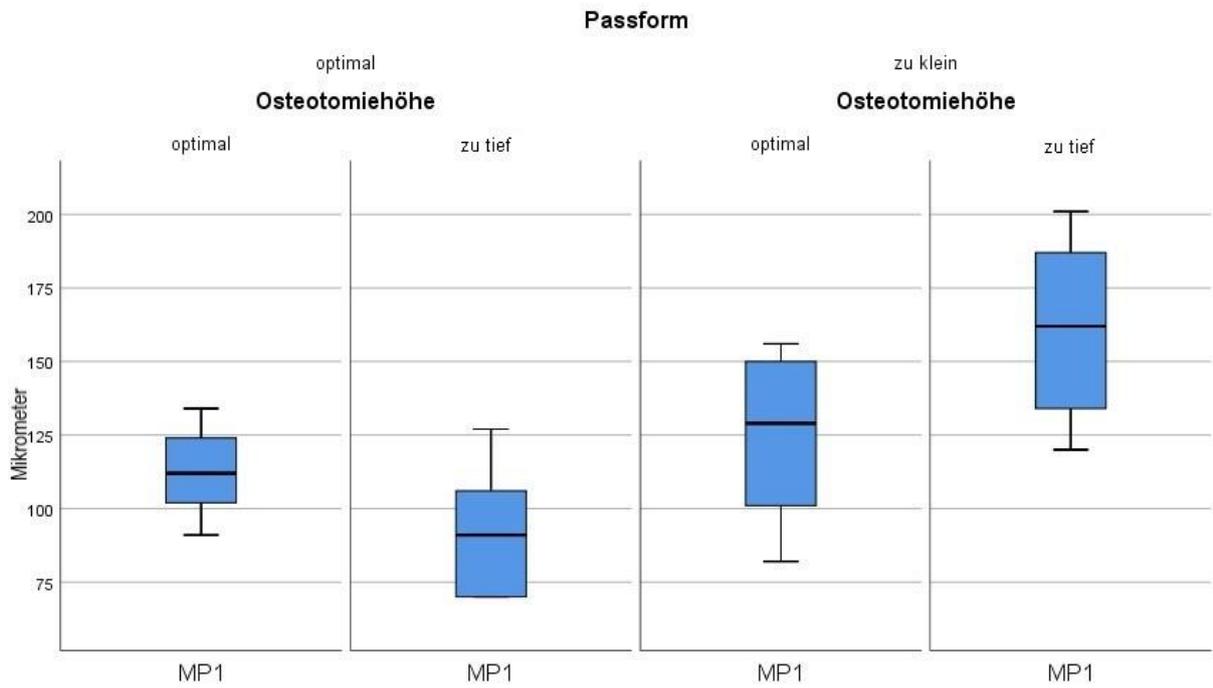


Abbildung 5: Micromotions in μm aller 4 Gruppen am Messpunkt 1

III.2.b Messpunkt 2

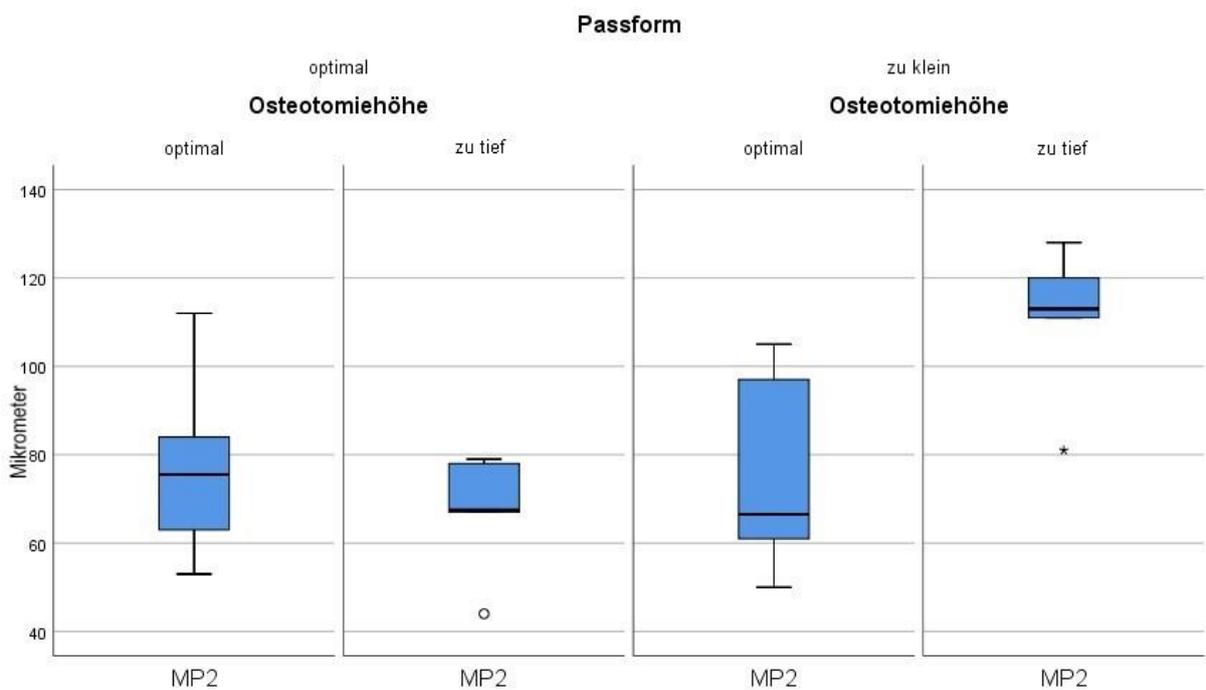


Abbildung 6: Micromotions in μm aller 4 Gruppen am Messpunkt 2

III.2.c Messpunkt 3

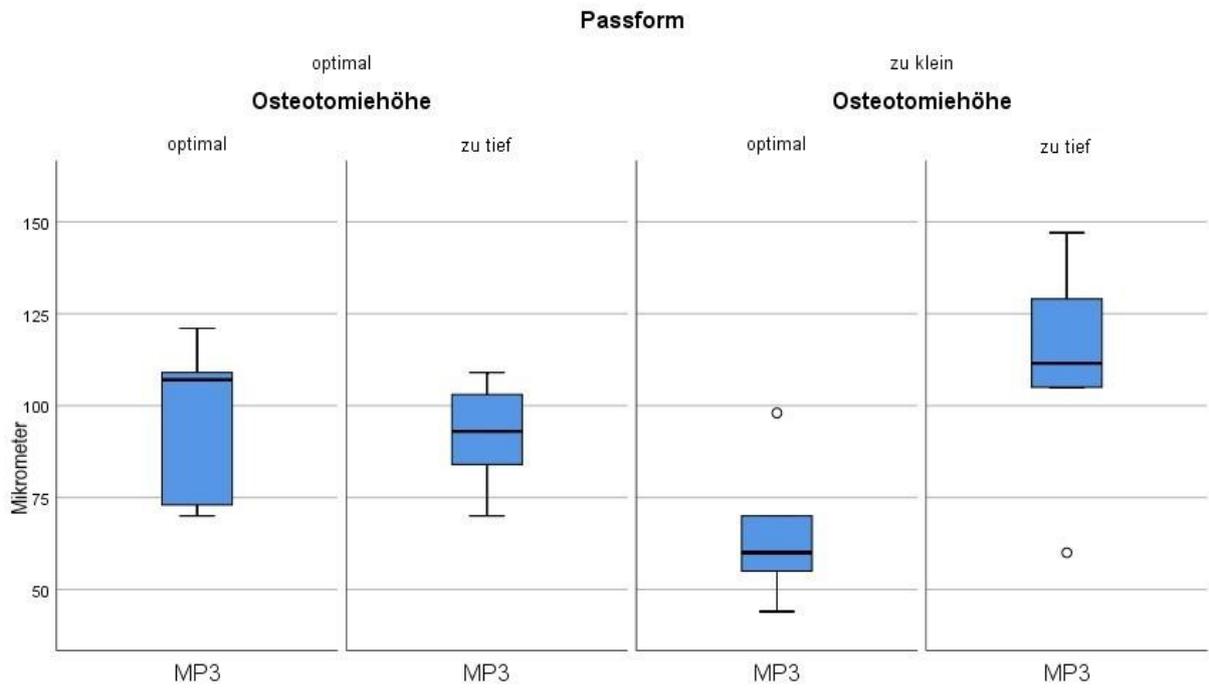


Abbildung 7: Micromotions in μm aller 4 Gruppen am Messpunkt 3

III.2.d Messpunkt 4

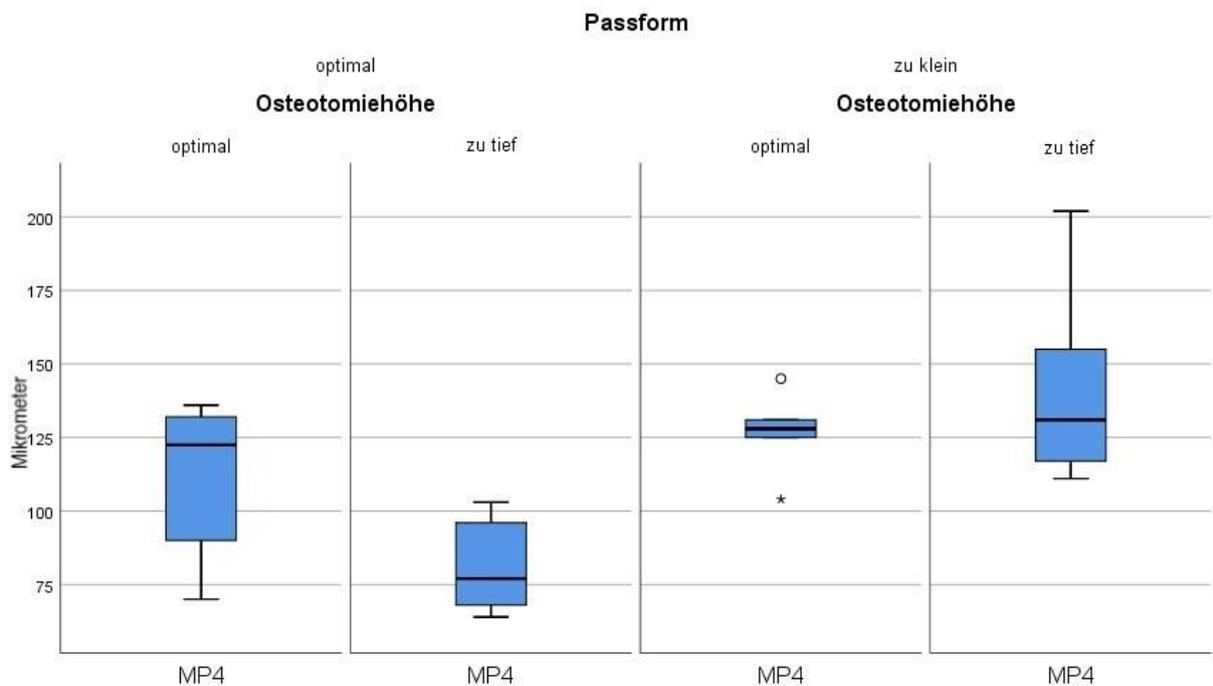


Abbildung 8: Micromotions in μm aller 4 Gruppen am Messpunkt 4

III.2.e Messpunkt 5

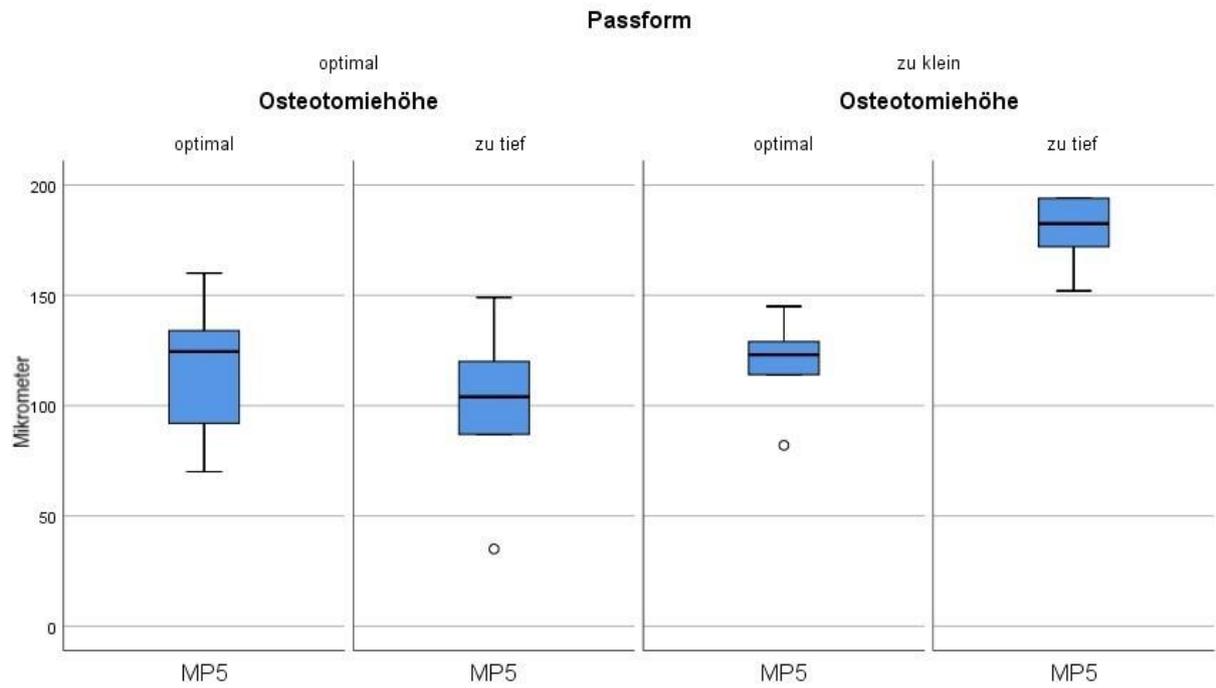


Abbildung 9: Micromotions in μm aller 4 Gruppen am Messpunkt 5

III.2.f Messpunkt 6

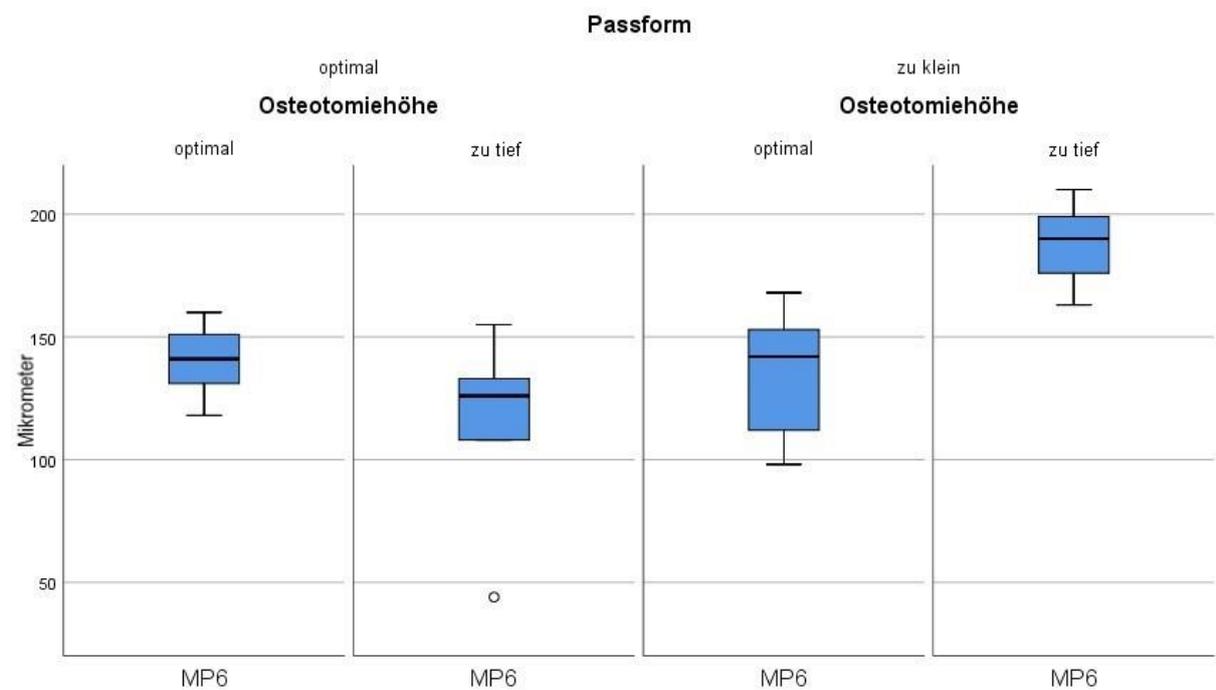


Abbildung 10: Micromotions in μm aller 4 Gruppen am Messpunkt 6

III.3 Zusammenstellung der Ergebnisse aller Gruppen

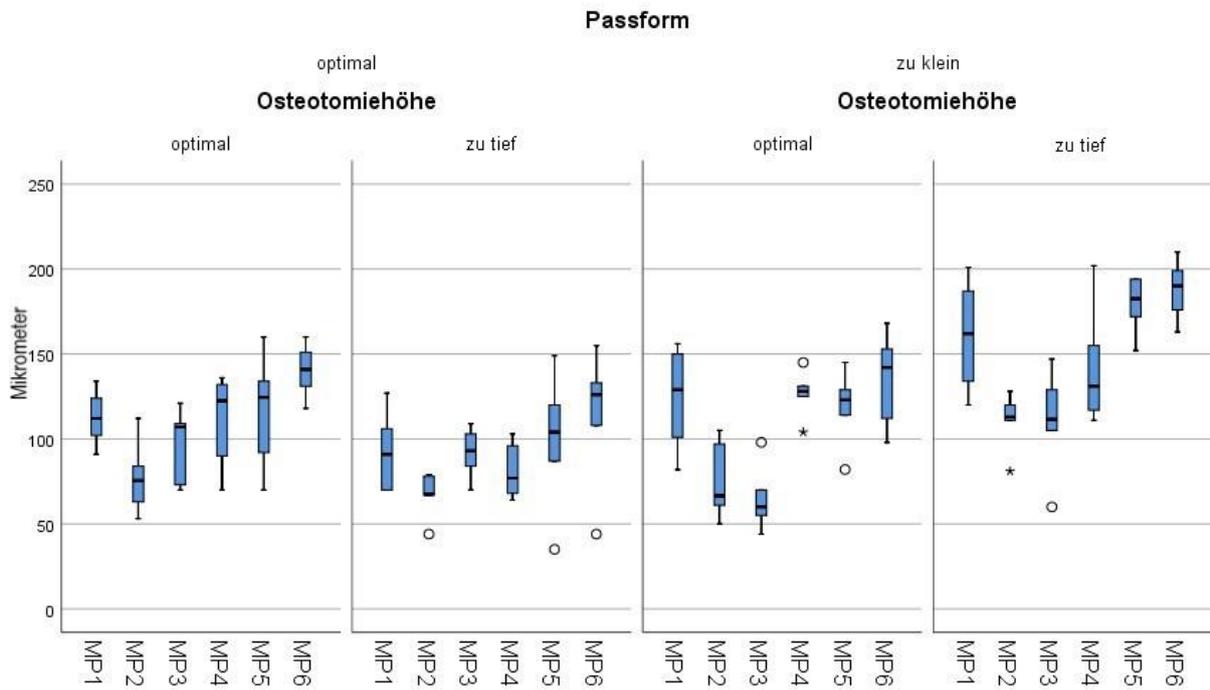


Abbildung 11: Micromotions in μm aller 6 Messpunkte von allen 4 Messgruppen

Zur verbesserten Veranschaulichung wurden zusätzlich die Mittelwerte der ermittelten Micromotions für alle 6 Messpunkte für alle 4 untersuchten Gruppen als Liniendiagramm graphisch in der Abb. 12 dargestellt.

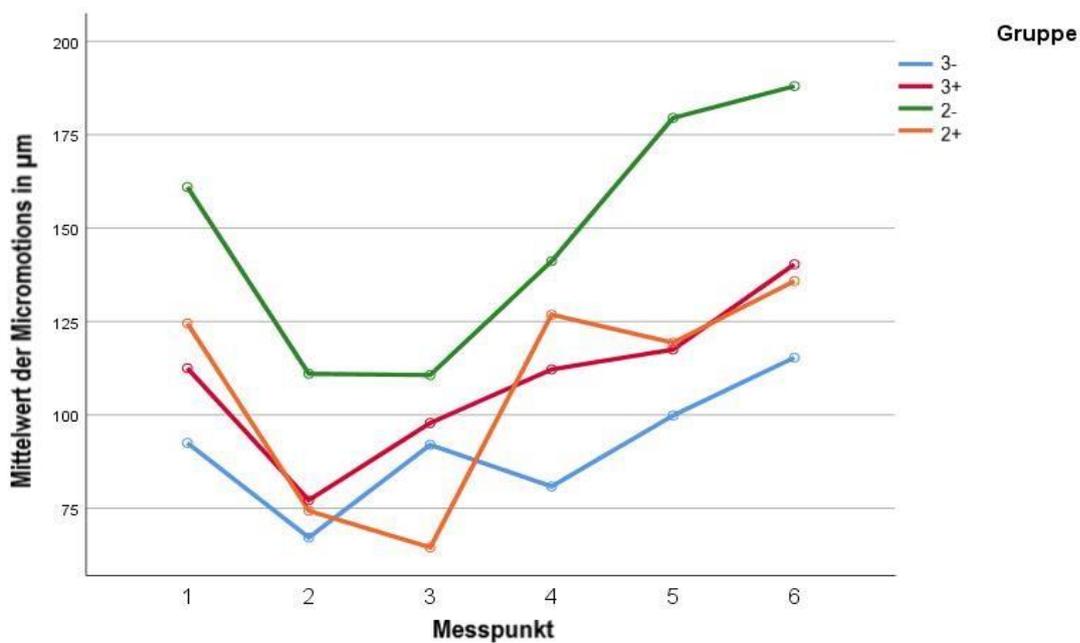


Abbildung 12: Mittelwerte der Micromotions in μm aller 6 Messpunkte von allen 4 Messgruppen

III.4 Varianzanalyse mit Gruppenzugehörigkeit und Messpunkt als Einflussvariable

Die ermittelten Micromotion-Werte an allen 6 Messpunkten, unterteilt in 4 untersuchte Gruppen wurden zunächst auf Sphärizität getestet. Diese lag bei nicht signifikanten Mauchly Test ($p=0.215$) vor.

Zusätzlich wurde von einer Varianzhomogenität bei nicht signifikanten Levene Test ausgegangen. Die Grundbedingungen eines ANOVA Test wurden somit erfüllt.

Im Rahmen der folgenden Varianzanalyse konnten teilweise hochsignifikante Unterschiede der ermittelten Micromotions zwischen den einzelnen Gruppen ($p<0.001$) (siehe Tab. 2) und zwischen den 6 Messpunkten ($p<0.001$) (siehe Tab. 3) nachgewiesen werden. Besonders die Gruppe 2- (zu kleine Prothesengröße, zu steile Resektionsebene) weist durchgehend signifikante Unterschiede zu allen anderen Gruppen auf.

Zusätzlich konnte auch eine signifikante Interaktion zwischen dem einzelnen Messpunkt und der dazugehörigen Gruppen ($p=0.032$) nachgewiesen werden. Es konnte statistisch belegt werden, dass sich die für jeden Messpunkt ermittelten Micromotions in Bezug auf die verschiedenen Gruppen ungleich verändern.

Der paarweise Vergleich der Gruppen wird in folgender Tabelle 2 dargestellt:

Gruppe	Im Vgl. zu Gruppe	Mittlere Differenz	Sig. (p=)
3+	3-	18,31*	0,03
	2+	2,03	0,98
	2-	-38,97*	<0,01
3-	3+	-18,31*	0,03
	2+	-16,28	0,07
	2-	-57,28*	<0,01
2+	3+	-2,03	0,98
	3-	16,28	0,07
	2-	-41,00*	<0,01
2-	3+	38,97*	<0,01

	3-	57,28*	<0,01
	2+	41,00*	<0,01

Tab. 2: Paarweiser Vergleich der 4 Messgruppen miteinander

*. Die mittlere Differenz ist auf dem Signifikanzniveau von 0,05 signifikant

Der paarweise Vergleich der Messpunkte wird in folgender Tabelle 3 dargestellt:

Messpunkt	Im Vgl. zu Messpunkt	Mittlere Differenz	Sig. (p=)
1	2	40,20*	<0,01
	3	31,37*	<0,01
	4	7,37	1,00
	5	-6,41	1,00
	6	-22,25	0,21
2	1	-40,20*	<0,01
	3	-8,83	1,00
	4	-32,83*	<0,01
	5	-46,62*	<0,01
	6	-62,46*	<0,01
3	1	-31,37*	<0,01
	2	8,83	1,00
	4	-24,00*	0,01
	5	-37,79*	<0,01
	6	-53,62*	<0,01
4	1	-7,37	1,00
	2	32,83*	<0,01
	3	24,00*	0,01
	5	-13,79	1,00

	6	-29,62*	<0,01
5	1	6,42	1,00
	2	46,62*	<0,01
	3	37,79*	<0,01
	4	13,79	1,00
	6	-15,83	0,12
6	1	22,25	0,21
	2	62,46*	<0,01
	3	53,62*	<0,01
	4	29,62*	<0,01
	5	15,83	0,12

Tab. 3: Paarweiser Vergleich der 6 Messpunkte miteinander

*. Die mittlere Differenz ist auf dem Signifikanzniveau von 0,05 signifikant

III.5 Statistische Beurteilung der untersuchten Faktoren (Prothesengröße und Resektionsebene)

Im Rahmen der Varianzanalyse der errechneten Micromotions mit Prothesengröße und Resektionsebene als Einflussfaktoren konnte ebenfalls ein hochsignifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Messpunkten ($p < 0,01$) nachgewiesen werden.

Die Abhängigkeit der errechneten Mittelwerte der Micromotions aller 6 Messpunkte von der Prothesengröße von allen verwendeten Messexemplaren wird in der Abb. 13 dargestellt.

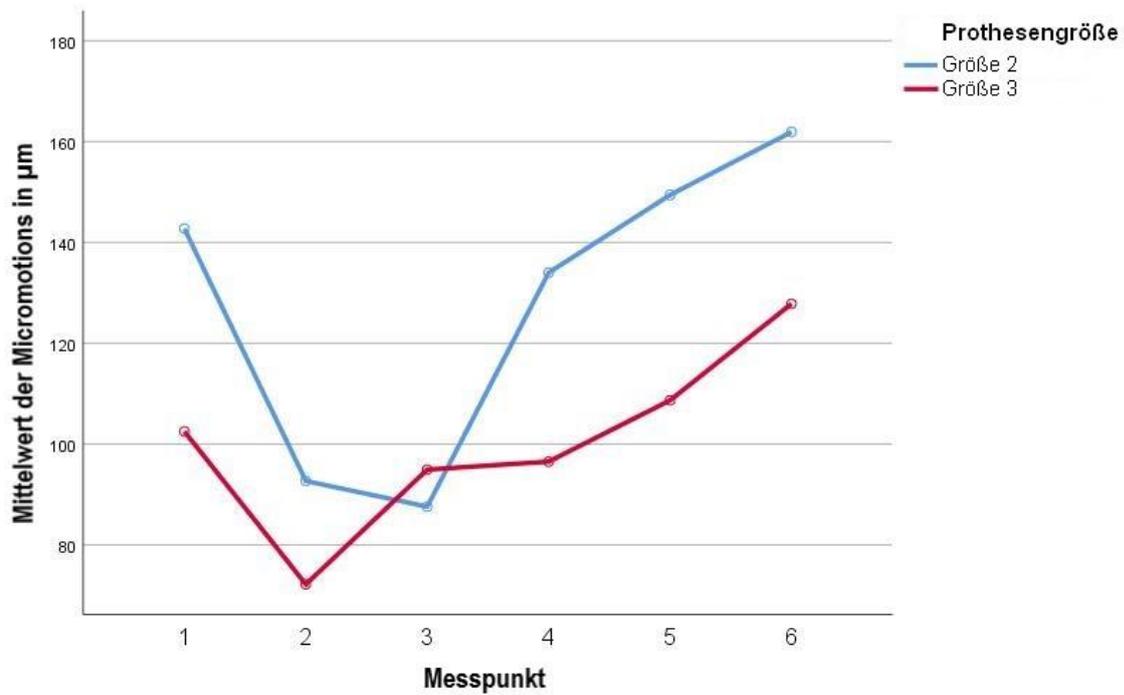


Abbildung 13: Abhängigkeit der errechneten Mittelwerte der Micromotions in μm an allen 6 Messpunkten von der Prothesengröße

Die Interaktion zwischen Messpunkt und Prothesengröße, d.h die ungleiche Veränderung der Micromotions bei beiden Prothesengrößen war statistisch signifikant ($p < 0,01$). Zusätzlich konnte ein signifikanter Unterschied zwischen den Prothesengrößen ($p < 0,01$) nachgewiesen werden.

Die Abhängigkeit der errechneten Mittelwerte der Micromotions in μm an allen 6 Messpunkten von der Resektionsebene von allen verwendeten Messexemplare wird in der Abb. 14 dargestellt.

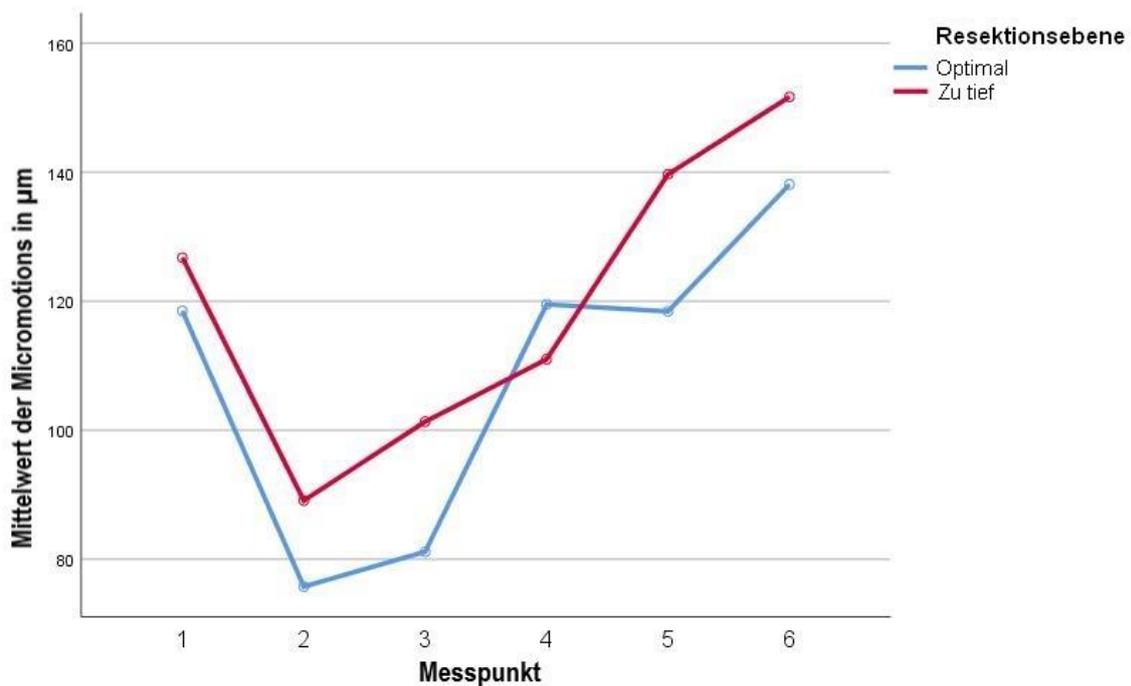


Abbildung 14: Abhängigkeit der errechneten Mittelwerte der Micromotions in μm an allen 6 Messpunkten von der Resektionsebene

Die Interaktion zwischen Messpunkt und Resektionseben, d.h die ungleiche Veränderung der Micromotions bei verschiedenen Resektionseben war statistisch nicht signifikant ($p=0,27$). Es konnte jedoch ein signifikanter Unterschied zwischen den Resektionsebenen ($p=0,018$) nachgewiesen werden.

Die Interaktion der Mittelwerte der Micromotions in μm zwischen Resektionsebene und Prothesengröße wird in der Abb. 15 dargestellt.

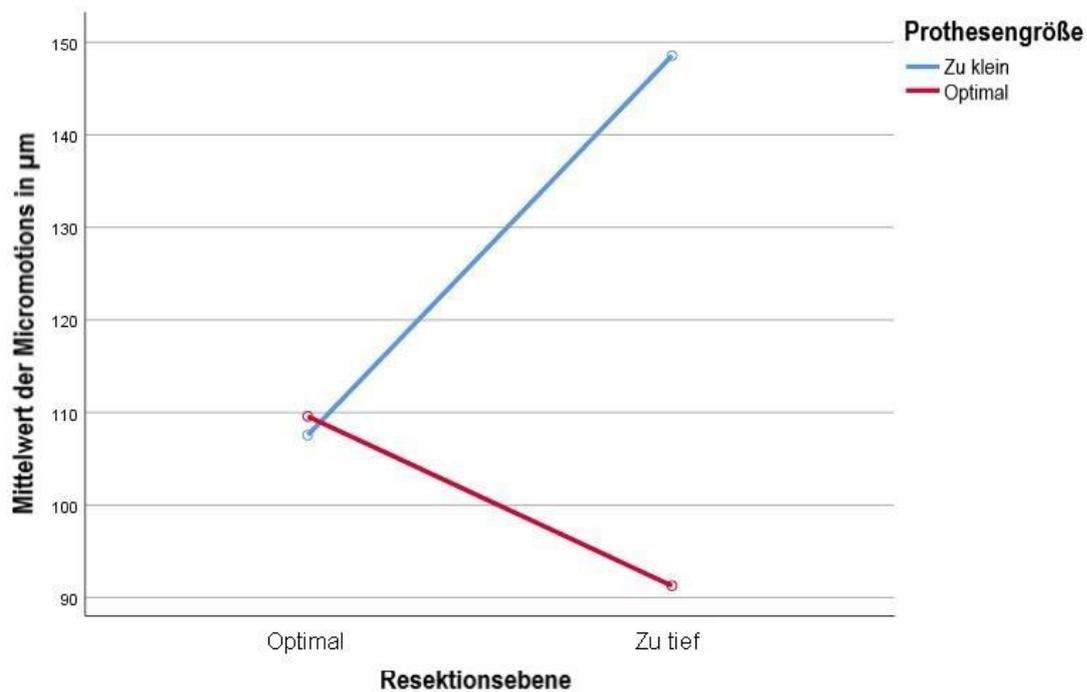


Abbildung 15: Interaktion der Mittelwerte der Micromotions in μm zwischen Resektionsebene und Prothesengröße

Die Interaktion zwischen Resektionsebene und Prothesengröße war statistisch hochsignifikant ($p < 0,01$). Während der Mittelwert der Micromotions bei optimaler Resektionsebene keine Beeinflussung durch die Prothesengröße aufweist, so ergeben sich bei zu tiefer Resektionsebene und gleichzeitig zu kleiner Prothesengröße wesentlich höhere Micromotions.

IV. Diskussion

IV.1 Fazit/Kurze Zusammenfassung

Das grundlegende Ziel dieser Arbeit war es, die Primärstabilität der Metha®-Kurzschafthprothese in vitro unter dynamischer Belastung anhand der Bemessung der Mikrobewegungen am Interface, sog. Micromotions zu bestimmen. Eine gesonderte Betrachtung der Micromotions in Abhängigkeit der Prothesengröße und der Resektionsebene des Schenkelhalses sollte mögliche Rückschlüsse auf das biomechanische Verhalten und die Leistungsgrenzen der Prothese ermöglichen.

Der biomechanische Aufbau wurde in Anlehnung an vorangegangene Studien am gleichen Institut zur experimentellen Bestimmung von Micromotions von Hüftgelenksendoprothesen hinsichtlich der Fixierung und Stabilität des Übertragungselement, der anatomisch annähernden Kraftübertragung über eine kommunizierende künstliche Hüftpfanne und der Verringerung der Trägheit der Messeinheit durch eine separate Anordnung zum untersuchten Kunstknochen verändert.

Zwei unterschiedlich dimensionierte Metha®-Kurzschafthprothesen wurden in synthetische Femora jeweils mit korrekter und zu tiefer Resektionsebene implantiert und dynamisch belastet (300-1700N).

Bei einzelner Ausprägung einer zu kleinen Prothesenpassform oder tiefer Resektionsebene zeigten sich die Mittelwerte der Micromotios an nahezu allen Messpunkten unter dem kritischen Wert von 150µm. Bei optimaler Passform und Resektionsebene blieben die Mittelwerte der Micromotions an allen Messpunkten unter diesem Wert. Lediglich bei kombiniertem Auftreten von Undersizing und tiefen Resektionsebene überschritten die meisten Messwerte die Grenze von 150µm. Die höchsten Micromotions konnten hierbei am distalen Schaftende ermittelt werden.

Die erhobenen Daten identifizierten eine zu kleine Passform einer zementfreien Kurzschafthprothese (sog. „Undersizing“) und eine zu tief angelegte Resektionsebene des Schenkelhalses beim Implantationsvorgang des Prothesenschafts als Risikofaktoren für eine frühzeitige Lockerung und das Einsinken der Prothese.

IV.2 Diskussion der Methoden

Wie bereits in der Einführung erwähnt, weisen Lockerung von Prothesen schwerwiegende Folgen für die betroffenen Patienten in Hinblick auf Funktionalität und Lebensqualität auf. Der qualitativen Beurteilung der Stabilität einer Prothese wird daher eine besonders hohe Bedeutung zugesprochen. Neben den Aussagen klinischer Verlaufsstudien haben sich insbesondere biomechanische bzw. experimentelle Studienansätze als wichtiges Fundament in der Entwicklung und Verlaufsbeobachtung vieler Prothesenkonzepte bewährt.

So haben sich biomechanische Belastungsversuche zur Bestimmung der Primärstabilität, vornehmlich die Bestimmung der „Micromotions“ jüngst als verlässliche Methode etabliert.

IV.2.1 Micromotion als Stabilitätsindikator

Micromotions wurden 1994 von Goodmann (135) beschrieben als “kleine Bewegungen zwischen einer Prothese (unabhängig ob zementiert oder unzementiert) und dem umgebenden Knochen, die mit konventionell radiologischen Methoden nicht detektierbar sind.“

Sie werden als kleine Relativbewegungen im μm Bereich am Übergang von Prothese zu Knochen (sog. Interface) verstanden und gelten als Indikator der Primärstabilität (136). Sie treten physiologisch bei unzementierten Hüftprothesen, die radiographisch als stabil gelten, in minimaler Ausprägung auf (137).

Dennoch gilt eine Minimierung überschüssiger Micromotions als notwendige Voraussetzung einer gelungenen Osseointegration einer Prothese (59).

Aktuell wird anhand der vorliegenden Literatur der kritische Grenzwert mit unter $150\mu\text{m}$ für eine erfolgreiche Osseointegration angegeben (90, 138–140).

Ein Überschreiten der Micromotions führt vermutlich zu einer lokalen Entzündungsreaktion mit Bildung einer Synovia-ähnlichen Membran am Interface (141). Die resultierende Freisetzung an elektrochemischen Stoffen bewirkt konsekutiv eine weitere Knochenresorption im umliegenden Knochengewebe und unterhält durch einen kontinuierlichen Anstieg der Micromotions am Interface eine zunehmende Instabilität der Prothese (72). Dieser Vorgang gilt als eine der Hauptursachen der aseptischen Lockerung. Ungeachtet der mittlerweile angenommenen multifaktoriellen Genese derselben, scheint das Auftreten einer aseptischen Lockerung ohne Auftreten von erhöhten Micromotions am Interface unwahrscheinlich (73).

So haben Tierversuche (135, 142) und klinische RSA Studien (143, 144) gezeigt, dass erhöhte Micromotions die Stabilität eines Implantats negativ beeinflussen.

Als Goldstandard der Bestimmung von Micromotion in vivo gilt die RSA (Radiostereometrische Analyse) (145). Sie gilt als bedeutsames diagnostisches und prognostisches Werkzeug für die Beurteilung der Stabilität von Gelenkimplantaten (146). Nachteilig erweist sich die RSA hinsichtlich der frühzeitigen Erkennung von Lockerungserscheinungen jedoch in dem Aspekt, dass Veränderungen erst detektiert werden können, sofern die Osseointegration der Prothese ausbleibt (73).

Die Überprüfung der Stabilität anhand von dynamischen Belastungsversuchen bietet im Vergleich dazu eine verbesserte Praktikabilität in Bezug auf Bestimmung der klinischen Eignung einer Prothese (147).

IV.2.2 Experimenteller Aufbau zur Bestimmung der Micromotions

Trotz vielfach publizierter biomechanischer Studien über dynamische Belastungsversuche zur Bestimmung der Primärstabilität von Hüftgelenksprothesen, existiert bislang keine einheitliche Übereinkunft über die gültigen Grenzwerte der experimentell aufzubringenden Belastung. So sind in der Literatur maximale Belastungsamplituden von 445N (148) bis über 2000N (149) bei Belastungsversuchen dokumentiert.

Für diese Arbeit wurden Versuchsaufbau und Belastungsparameter, analog zu den Arbeiten von Bergmann et al. (131) und Görtz et al. (132) zur verbesserten Vergleichbarkeit mit Ergebnissen von Vorstudien im gleichen Institut (129, 133) übernommen.

Die hierbei ermittelten Belastungsparameter orientierten sich an der Tatsache, dass die größte Krafteinwirkung in vivo auf den Femurkopf bei einem ventralen Winkel von 9° und medialen Winkel von 16° eintritt und bei maximaler axialen Belastung das 2,5-fache und bei minimaler Belastung das 0,5-fache des eigenen Körpergewichts beträgt (131). Setzt man ein durchschnittliches Körpergewicht von 70 kg voraus, so würde dies einer Belastung von 300 bis 1700 Newton entsprechen.

Diese Parameter wurden in ähnlichen biomechanischen Studien angewandt (130, 150). Dennoch bleibt festzuhalten, dass die Inhomogenität der angewandten Belastungsparameter den direkten Vergleich von publizierten Ergebnissen erschwert.

Hinzu kommen die teils erheblichen, biomechanischen Versuchsaufbauten, die zur Bestimmung der Micromotions angewendet werden. In den Anfangsphasen wurden Micromotions lediglich eindimensional und an maximal 2 Prothesenmesspunkten bestimmt (151, 152). Der Nachteil erwies sich einerseits in der unvollständigen Aufzeichnung von Micromotions aufgrund der eindimensionalen Erfassung. Hierbei konnten lediglich die parallel zum Wegeaufnehmer entstehende Bewegungen registriert werden; davon abweichende Bewegungsrichtungen wurden nicht erfasst.

Zudem erwies sich die Aussagekraft der Messungen in Hinsicht auf die Stabilität einer Prothese entlang der gesamten Länge an lediglich zwei Prothesenmesspunkten als ungenügend.

Die Bemessung der Micromotions sollte daher mehrdimensional und an mehreren Punkten entlang der gesamten Protheselänge erfolgen, um die Primärstabilität eines Implantats zu bestimmen (153). Der auf dieser Arbeit zugrundeliegende Versuchsaufbau greift diese geforderte Notwendigkeit auf. So wurden in dieser Arbeit die Micromotions 3-dimensional von 6 Wegeaufnehmern, sog. LVDT's (HBM Weta 1/2 mm, Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt, Deutschland) in 6 Freiheitsgraden mit einer Genauigkeit von $\pm 0,1 \mu\text{m}$ in Anlehnung an vorausgegangene Arbeiten mit ähnlichen Versuchsaufbau (129, 132, 134, 154, 155) bestimmt.

Zusätzlich wurden mit der Zielsetzung einer stetigen Verbesserung der Methodik mehrere Veränderungen am vorbestehenden Versuchsaufbau (134) im gleichen Institut durchgeführt.

Erstens wurde zur verbesserten Kraftübertragung des Krafterzeugers der Prüfmaschine eine künstliche Hüftpfanne in den Versuchsaufbau integriert. Sie wurde mit einem, der normwertigen Anatomie eines erwachsenen Menschen entsprechenden, Neigungswinkel von 35° zur Transversalebene eingebettet und über ein, in zwei Ebenen frei bewegliches, Gleitlager am Krafterzeuger befestigt, um mögliche Scherkräfte während der dynamischen Belastung zu vermeiden.

Zweitens wurde die zuvor noch mit Klebstoff (Pattex Stabilit (Fa. Henkel)) durchgeführte Fixierung des Übertragungselement durch eine stabile Fixierung mit Schraubgewinden in der zu bemessenden Kortikalis des Kunstknochen und der Prothese zur Erhöhung der Verankerungsstabilität verbessert.

Drittens soll der Vermutung Rechnung getragen werden, dass durch die Fixierung der Messeinheit am Kunstknochen bei einer dynamischen Messung mögliche elastische

Scherkräfte derselbigen in der Messung der Knochenbewegung nicht komplett abgebildet werden können. In dieser Arbeit sollte durch eine getrennte Anordnung der Messeinheit zum untersuchten Kunstknochen diese mögliche Fehlerquelle reduziert werden.

IV.3 Diskussion der untersuchten Variablen

Die endoprothetische Versorgung des Hüftgelenks bleibt eine der am häufigsten durchgeführten und gleichzeitig erfolgreichsten Operationen weltweit (17). Es bleibt jedoch festzuhalten, dass für die Gewährleistung einer langfristigen Prothesenstabilität, eine korrekte Durchführung der Operation und damit verbunden, eine korrekte Positionierung und Dimensionierung des Prothesenschaftes im Femur eine notwendige Grundvoraussetzung darstellt.

Rein konzeptionell gesehen, sollte eine Verkürzung eines Prothesenschaftes im Femur proximales „Stress Shielding“ verringern, jedoch würde dies zu Lasten einer Verminderung der Kontaktfläche für eine ausreichende Verankerung und Kraftübertragung (78) gehen. Bieger et al. (130) und Arno et al. (156) zeigten jedoch, dass ein verkürzter Prothesenschaft im Femur proximales „Stress Shielding“ ohne Gefährdung der Primärstabilität vermindern kann. Sie leiteten ab, dass ein metaphysäres Verankerungsprinzip biomechanisch eine verbesserte Annäherung zum nativen Femur darstellt.

Boyle et al. (157) verglichen die biomechanischen Eigenschaften einer Langschaftprothese, der Alloclassic® (Zimmer Orthopaedics, Warsaw, Indiana, USA) mit der Kurzschaftprothese Mayo® (Zimmer Orthopaedics, Warsaw, Indiana, USA). Sie konnten eine effektivere, proximale Kraftübertragung und eine Reduzierung von „Stress Shielding“ durch die Mayo Kurzschaftprothese im Gegensatz zur Alloclassic Langschaftprothese nachweisen.

Osytyhaug et al. (158) beschrieben im Rahmen einer biomechanischen Vergleichsstudie hinsichtlich der Primärstabilität von Lang- und Kurzschaftprothesen konkordant zu den o.g. Ergebnissen ebenfalls geringere Micromotions in der Metaphyse einer Kurzschaftprothese als in der Diaphyse und bescheinigten ihr eine höhere, primäre Rotationsstabilität im Vergleich zu herkömmlichen Langschaftprothesen.

Diese Annahme konnten auch durch eine biomechanisch vergleichenden Untersuchung von Bieger et al. (128) bestätigt werden. Sie untersuchten die Optimys Kurzschaftprothese (Optimys, Fa. Mathys, Bettlach, Schweiz) und die CBC-Langschaftprothese (CBC, Fa. Mathys, Bettlach, Schweiz) auf Primärstabilität und „Stress Shielding“. Hierbei zeigten sich

bei der Kurzschaftprothese von proximal nach distal zunehmende Micromotions mit entgegengesetzten Ergebnissen bei der Langschaftprothese. Sie schlossen daraus, dass bei den untersuchten Standardschäften eine vorwiegend diaphysäre und bei den Kurzschaftprothesen eine überwiegend metaphysäre Verankerung im Vordergrund steht. Neben der im Gegensatz zu Langschaftprothesen proximaler gelegenen Schenkelhals-Osteotomie und dem expandierenden, proximalen Designkonzept der Kurzschaftprothesen, wurde dies als möglicher Erklärungsansatz für die nachgewiesene, bessere Rotationsstabilität gewertet.

Allerdings stellt sich bei den Kurzschaftimplantaten, welche auf einer metaphysärem Verankerung basieren, die Frage, wie hoch der Sicherheitskorridor und das Risiko für eine Lockerung ist, wenn intraoperativ ein zu kleines Implantat (sog. Undersizing) (159) oder eine zu tiefe Resektionsebene des Schenkelhalses gewählt wird und somit keine ausreichende Stabilität mehr für eine ossäre Integration gewährleistet ist.

IV.3.1 Abhängigkeit der Resektionsebene

Im Rahmen der präoperativen Planung wird bei Positionierung des Implantats die entsprechende Resektionsebene des Schenkelhalses festgelegt. Das Prinzip heißt „Top-Down“ Planung. Es bedeutet die initiale Festlegung des Rotationszentrum der Hüftpfanne mit folgender Bestimmung eines geometrisch passenden Implantats, welches den Schenkelhals ausfüllt. Das Implantat legt dann die erforderliche Resektionsebene fest. Bei einer valgischen Positionierung ist meist eine tiefe Resektionsebene erforderlich, wohingegen bei entsprechend varischen Schaftpositionierung eine hohe Resektionsebene verwendet wird (92).

Das Implantationsprinzip bei Kurzschaftprothesen unterscheidet sich in Anlehnung dazu in einem wesentlichen Punkt. Eine steile d.h. medial tief angesetzte Resektionsebene des Schenkelhalses bietet einer Kurzschaftprothese im Grunde eine verminderte medialeseitige Abstützung am Knochen. Die Primärstabilität erwächst in diesem Fall aus der lateralseitigen Abstützung des geschlossenen Schenkelhalsring. Wird die Implantationstiefe des Prothesenschaftes intraoperativ durch eine steile Resektionsebene bestimmt, so birgt dies die Gefahr einer tiefen Schaftpositionierung im Femurmarkraum mit fehlender lateralen Schenkelhalsabstützung und kann konsekutiv eine Valgisierungsneigung des Prothesenschaftes bedingen. Es lässt also die Schlussfolgerung zu, dass eine korrekt gewählte Schenkelhalsosteotomie entscheidend ist für die Positionierung der metaphysär verankernden Kurzschaftprothesen und die daraus resultierende Primärstabilität.

Bezüglich dieser generellen Annahme sind in der Literatur bislang nur wenige aussagekräftige Arbeiten zu finden. So wurden zwar zum Thema der Hüftpfannenpositionierung mehrere Studien veröffentlicht (160, 161), jedoch lassen sich für die Schaftpositionierung im Femur nur wenige Daten finden (162).

Whiteside et al. (109) stellten im Rahmen einer experimentellen Studie an humanen Leichenfemora den Zusammenhang zwischen größtmöglicher Erhalt des Schenkelhalses und dem erhöhten Widerstand der Kurzschaftprothese gegenüber Rotationskräften her. Sie verwiesen darauf, dass Kurzschaftprothesen aufgrund der fehlenden distalen Verankerung, bei der Widerstandsfähigkeit gegenüber dynamischen Belastungen stark von ihrer proximalen Geometrie abhängig sind. So würde der Erhalt des gesamten Schenkelhalses am effektivsten Micromotions bei niedrigen Belastungen verringern, wohingegen eine zu tiefe Resektion die Widerstandskapazität drastisch senken würde.

Mihalko et al. (163) konnten im Rahmen einer experimentell angelegten Vergleichsstudie zur Abhängigkeitsbeurteilung der Schaftpositionierung von der Schenkelhalsresektionsebene an humanen Leichenfemora nachweisen, dass eine zu hoch angesetzte Resektionsebene am Schenkelhals, sich in der Zunahme des vertikalen und horizontalen Offset widerspiegelt.

Floerkemeier et al. (164) untersuchte das Dehnungsverhalten der Metha® Kurzschaftprothese abhängig von der Höhe der Schenkelhalsresektion und bestätigte diese Resultate. Ihre biomechanischen Untersuchungen ergaben, dass eine tiefe, distale Resektion des Schenkelhalses das Offset und die Varusposition des Prothesenschaftes reduziert und hierdurch weniger Kraft über die Kalkarregion und die Region um das distale Schaftende übertragen wird. Eine hoch angesetzte Resektionsebene (+10mm) dagegen resultierte in einer vermehrten Varusposition der Prothese und einem vergrößerten, horizontalen Offset. Konsequenterweise wiesen Implantate mit einer hoch angesetzten Resektionsebene und Varusstellung deutlich mehr Dehnungsverhalten und somit ein höheres „Stress-shielding“ auf. Daten bezüglich der Stabilität, im Sinne von Micromotions konnten nicht nachgewiesen werden. Zudem konnte in beiden Studien keine Aussage über die Beeinflussung des Winkels bezüglich der Resektionsebene abgeleitet werden.

Allerdings wiesen Dimitrou et al. (162) darauf hin, dass die Anteversion des femoralen Prothesenschaftes mit dem Winkel der Resektionsebene positiv korreliert und die Varus/Valgus Stellung von der Höhe der Schenkelhalsosteotomie abhängt. Ein hoher Resektionswinkel resultiert laut den Autoren in einer vergrößerten Schaftanteversion und eine hoch angesetzte Resektionsebene resultiert in einer vermehrten Varusposition des

Prothesenschaftes. Die Autoren postulierten, dass sowohl die Höhe und der Winkel der Schenkelhalsosteotomie ausschlaggebend für die Optimierung der Lageposition der Prothese sind.

IV.3.2 Abhängigkeit der Prothesengröße

Die Auswahl einer korrekten Größe des femoralen Schaftimplantats ist im Rahmen der endoprothetischen Versorgung des Hüftgelenks, unabhängig ob Kurzschaft- oder Langschaftprothese von großer Wichtigkeit (110).

Ein zu kleines Implantat (sog. Undersizing) kann zu einem Absinken der Prothese (sog. Migration) und damit einer Frühlockerung führen. Ein zu großes Implantat erhöht das Risiko einer perioperativen, periprothetischen Fraktur (165).

Analog zu den in den Anfangsphasen der Kurzschaft-Endoprothetik vielseitig beschriebenen Lockerungserscheinungen und intraoperativen Frakturen, muss gleichwohl bei Kurzschaftprothesen eine Lernkurve angenommen werden. Die kurzstreckige Verankerung in der Metaphyse vieler Kurzschaftprothesen erfordert eine exakte Passgenauigkeit für eine hohe Primärstabilität (166).

So wurden hierzu unter anderem die Erkenntnisse von „Undersizing“ auf dem Gebiet der zementierten Prothesenschäfte herangezogen. Cristofolini et al. (167) konnten in einer vergleichenden in-vitro Studie von 2 unterschiedlich dimensionierten, zementierten Exter V 40 Prothesenschäfte feststellen, dass der Prothesenschaft mit optimaler Passform die gesamte Belastungsdauer von 24 simulierten Patientenjahren standhielt und durchgehend niedrig, sowie stabile Micromotions am Interface aufwies. Das unterdimensionierte Implantat wies hingegen sehr hohe und steigende Micromotions auf und versagte bereits nach wenigen Belastungszyklen.

Fottner et al. (159) untersuchten die Primärstabilität von unterschiedlich dimensionierten, unzementierten CLS Spotorno Prothesenschäften mittels Micromotions unter physiologischen Belastungsparametern. Die ermittelten Micromotions der unterdimensionierten Prothesenschäfte lagen an allen Messpunkten höher als die des Prothesenschaftes mit der optimalen Passform und bestätigten die klinische Annahme, dass „Undersizing“ die Primärstabilität einer unzementierten Prothese signifikant reduziert.

Ähnliche Erkenntnisse von abnehmender Primärstabilität durch „Undersizing“, besonders bei der Metha®-Kurzschaftprothese konnten weitere Studien in den darauffolgenden Jahren

aufweisen. In einer der frühpublizierten prospektiven Fallstudien über Metha®-Kurzschaffprothesen nach 2 Jahren bestimmten Braun and Sabah (168) eine zu kleine Passform des Prothesenschaftes, eine tiefe Resektionsebene des Schenkelhalses und die fehlende Abstützung der Prothese am lateralen Kalkar aufgrund einer primär zu tief implantierten Prothese als stabilitätsmindernde Risikofaktoren.

Schmidutz et al. (169) untersuchten im Rahmen einer retrospektiven klinischen Studie mittels Ein Bild Roentgen Analyse - Femoral Component Analysis (EBRA-FCA) das Migrationsverhalten von 80 inkludierten Metha®-Kurzschaffprothesen nach durchschnittlich 2,7 Jahren. 78 untersuchte Prothesen waren nach spätestens 2 Jahren stabil, 74 primär stabil und 4 sekundär nach initialem Absinken. Lediglich 2 Prothesen wiesen ein kontinuierliches Migrationsverhalten auf. Nahezu alle initial abgesunkenen Prothesen wiesen die Kombination aus einer zu kleinen Prothesenpassform und reduzierten Knochenqualität auf. Diese wurde von den Autoren als mögliche Risikofaktoren einer frühzeitigen Prothesenlockerung benannt.

Wittenberg et al. (119) berichteten im Rahmen einer mittelfristigen klinischen Verlaufsstudie mit 250 implantierten Metha®-Kurzschaffprothesen von 18 revisionspflichtigen Fällen. Davon waren 3 Fälle aufgrund frühzeitiger Lockerung durch „Undersizing“ beschrieben.

Auch Lewinski und Floerkemeier (110) konnten im Rahmen einer zentrum-basierten retrospektiven Studie über 10 Jahre von knapp 2000 Metha®-Kurzschaffprothesen aufzeigen, dass „Undersizing“ und „tiefe Schenkelhalsresektion“ die häufigsten Ursachen für eine Revisionsoperation darstellten.

Sundfeldt et al. (73) konstatierten zudem, dass die wünschenswerte Reduktion von überschüssigen Micromotions am Interface und die langfristige Stabilität einer Prothese unmittelbar von der chirurgischen Technik und der damit verbundenen Ausrichtung derselbigen abhängt.

So lässt sich zusammenfassend sagen, dass der chirurgischen Implantationstechnik von Kurzschaffprothesen mit Fokus auf die richtige Prothesenpassform und gewählten Resektionsebene des Schenkelhalses eine enorme Bedeutsamkeit zukommt (170, 171).

Daher wurden für diese Arbeit die Variablen „Resektionsebene des Schenkelhalses“ und „Prothesengröße“ ausgewählt und deren Beeinflussung an der Primärstabilität der Metha®-Kurzschaffprothese anhand von Micromotions untersucht. Bislang hat sich nach Kenntnis des Autors noch keine biomechanische Studie mit der direkten Korrelation zwischen Micromotion und Resektionsebene des Schenkelhalses und der Prothesenpassform befasst.

IV.4 Diskussion der Ergebnisse

Die vorliegende in-vitro Studie konnte zeigen, dass eine tiefe Resektionsebene des Schenkelhalses und eine zu kleine Prothesengröße die Primärstabilität der Metha®-Kurzschafthprothese negativ beeinflussen. Besonders bei gleichzeitigem Auftreten beider Merkmale kann eine Osseointegration der Prothese ausbleiben.

In der Gruppe mit kombinierter Ausprägung von „Undersizing“ und tiefer Resektionsebene kam es erwartungsgemäß im Vergleich zu den anderen Gruppen bei den Micromotions zu erheblichen Überschreitungen des kritischen Grenzwerts von 150µm an 3 von 6 Messpunkten (MP 1, 5 und 6).

Die Interaktion zwischen Resektionsebene und Prothesengröße war statistisch hochsignifikant ($p < 0,01$). Während die Micromotions bei optimaler Resektionsebene keine wesentliche Beeinflussung durch die Prothesengröße aufwiesen, so ergaben sich bei zu tiefer Resektionsebene und gleichzeitig zu kleiner Prothesengröße signifikant höhere Micromotions.

Bei optimaler Prothesenpassform und optimaler Resektionsebene des Schenkelhalses blieben die Mittelwerte der Micromotions an allen Messpunkten unter dem kritischen Wert für Osseointegration von 150µm und bestätigten die hohe Primärstabilität des Prothesenkonzepts der Metha® Kurzschafthprothese. Dieses Verhalten ist auch biomechanischer Sicht nachvollziehbar und deckt sich mit den vielversprechenden kurz- und mittelfristigen klinischen Daten über Metha® Kurzschafthprothesen (110, 117–119, 168).

Die höchsten Micromotions wurde an den distalen Messpunkten 5 und 6 registriert, blieben jedoch auch bis auf Gruppe 2- unter der Grenze von 150µm. Die niedrigsten Micromotions ließen sich am Messpunkt 2 und 3 nachweisen. Bis auf die Gruppe 2-, wiesen alle restlichen Gruppen Werte unter 100µm an diesen beiden Messpunkten auf. Diese Messwerte bestärken somit das ausgewiesene Prothesendesign der Metha® Kurzschafthprothese in Ihrer gezielten metaphysären Verankerung. Dies steht mit anderer Studien, die eine passgenaue Verankerung einer Prothese als Grundsatz einer widerstandsfähigen Primärstabilität sehen, in Übereinstimmung (172, 173).

Auch decken sich die ermittelten Messwerte mit den Ergebnissen klinischer Studien von Gruner et al. (170) mit 1092 implantierten Metha® Kurzschafthprothesen und von Lewinski et al. (110) mit 1953 implantierten Metha® Kurzschafthprothesen, die „Undersizing“ als führenden Faktor von Implantatversagen benannten.

Die ermittelten Ergebnisse dieser Arbeit unterstreichen daher den enormen Stellenwert einer passenden Prothesengröße und Resektionsebene für die resultierende Primärstabilität der Metha®-Kurzschafthprothese.

Gleichwohl bleibt jedoch generell festzuhalten, dass der direkte Vergleich der Ergebnisse dieser Arbeit mit anderen Publikationen aufgrund von Abweichungen im Versuchsaufbau beschränkt möglich ist. Die Ergebnisse decken sich jedoch größtenteils mit Vorarbeiten aus dem gleichen Institut.

So untersuchten Fottner et al. (134) in einer biomechanischen Studie die Primärstabilität der Druckscheibenprothese (Fa. Zimmer) im Vergleich zu der Mayo®- und Metha®-Kurzschafthprothese anhand von Micromotions. Diese blieben bei allen untersuchten Prothesen unter der 150µm Grenze.

Auch die biomechanische Bestimmung von Micromotions am unzementierten CLS Spotorno Schafth mit unterschiedlichen Offset (129) lieferte mit einem vergleichbaren Versuchsaufbau zufriedenstellende Ergebnisse. Die höchsten Micromotions wurden ebenfalls an den distalen Messpunkten 5 und 6 ermittelt und blieben unter der Grenze von 150µm.

Es bleibt jedoch auf der Grundlage von bisher gesammelten Erfahrungen mit der Metha®-Kurzschafthprothese festzuhalten, dass im Rahmen der operativen Implantation ein kortikaler Ring belassen werden sollte, um eine suffiziente Primärstabilität der Prothese zu gewährleisten (164). Dennoch bleibt diese Erkenntnis sicherlich auf der Basis eines Patientengut mit physiologisch geformten Schenkelhälsen beschränkt. Bei Deformitäten im Bereich des proximalen Femurs sind ggf. vom Standardverfahren abweichende Operationsvorgänge notwendig. Insbesondere scheint hier eine Abweichung der vorgeschriebenen Resektionsebene des Schenkelhalses teilweise erforderlich, um Offset und Beinlänge anzupassen.

Die vorliegende Arbeit weist einige Limitierungen auf, insbesondere in Hinblick auf das Studiendesign und den biomechanischen Versuchsaufbau.

Ähnlich wie bei anderen biomechanischen in vitro Studien bleibt der Untersuchungsvorgang ein Versuch, physiologische Prozesse in vivo zu simulieren. So muss einerseits darauf hingewiesen werden, dass die Ergebnisse dieser Arbeit lediglich auf vorherrschende Verhältnisse unmittelbar nach Implantation übertragbar sind, da die Testung im Kunstknochen physiologisch später auftretende Knochenumbauvorgänge nicht berücksichtigt.

Zugleich wurden in dieser Arbeit lediglich die Eigenschaften der Metha®-Kurzschaffprothese analysiert. Andere Kurzschaffprothesen weisen teilweise ein klar differierendes Design auf, sodass die unmittelbare Übertragbarkeit der gewonnenen Erkenntnisse auf andere Kurzschaffprothesen nur eingeschränkt erfolgen kann.

Drittens konnte im Rahmen dieser Studie lediglich das Gehen auf ebenen Untergrund als häufigste tägliche Aktivität dynamisch getestet werden. Aussagen über die Belastungsverhältnisse bei Aktivitäten mit höherer dynamischer Belastung können damit nicht eindeutig vorhergesagt werden. Auch sind die ermittelten Ergebnisse nicht ohne Weiteres mit anderen, ähnlich konzipierten Studien aufgrund unterschiedlicher Belastungsprotokolle vergleichbar.

Auch muss in die Betrachtung der Ergebnisse dieser Arbeit das Fehlen von simulierten Muskelkräften mit einbezogen werden. Das zusätzliche Anbringen von Muskelsimulatoren wurde zwar in biomechanischen Studien integriert (158, 174, 175), jedoch blieb die Reproduzierbarkeit uneinheitlich. Daher wurde in der hier vorliegenden Arbeit, ähnlich wie in vielen anderen biomechanischen Studien auf die Simulation der Muskelkräfte verzichtet.

Schlussendlich bleibt zu erwähnen, dass die bereits anfänglich erwähnte Verwendung von Kunstknochen der besseren Reproduzierbarkeit der Versuche dienen sollte, da diese ein höheres Maß an Einheitlichkeit bieten als Leichenknochen. Dennoch muss beachtet werden, dass Kunstknochen jeweils nur eine bestimmte Form und Knochenqualität des Femurs simuliert und daher die Höhe der tatsächlichen Micromotions in vivo je nach Ausprägung des Knochens abweichen kann.

Weiterhin bleiben weitere Fragen ungeklärt.

Betrachtet man die auffälligen Messergebnisse der Gruppe 3- (optimale Prothesengröße, zu tiefe Resektionsebene), so lässt sich feststellen, dass trotz bestehender Ausprägung einer zu tiefen Resektionsebene des Schenkelhalses, diese Gruppe die niedrigsten Micromotions von allen untersuchten Gruppen aufwies. Dies widerspricht der Annahme, eine optimale Prothesengröße und Resektionsebene führe zu den geringsten Micromotions, kann jedoch auf eine abweichende Prothesenposition wie von Floerkemeier et al. (164) beschrieben, zurückzuführen sein.

Zusätzlich konnte keine signifikante Überschreitung der Micromotions des kritischen Grenzwertes von 150µm bei einzelner Ausprägung der Variablen „zu kleine Prothesengröße“ oder „zu tiefe Resektionsebene“ ermittelt werden. Bei einzelner Ausprägung einer zu kleinen

Prothesenpassform (Gruppe 2+) oder tiefen Resektionsebene (Gruppe 3-) lagen die Mittelwerte der Micromotions an allen Messpunkten, bis auf den distal gelegenen Messpunkt 6, unter dem kritischen Wert von $150\mu\text{m}$. Eine mangelhafte Osseointegration bei einzelner Ausprägung der beiden Variablen konnte somit nicht attestiert werden.

Gründe könnte eine gewisse Toleranz des Implantates sein, jedoch auch die verwendete Belastung ohne Spitzenlasten oder die fehlende Simulierung von Muskelzugkräften sein. Weitere biomechanische Untersuchungen sollten dazu beitragen, mögliche Fehler des Versuchsaufbaus zu erkennen und zu verbessern.

IV.5 Ausblick:

Ungeachtet der oben genannten Limitierungen der Arbeit bleiben folgende, relevante Ausblicke bestehen.

So ist zum einen die Bedeutsamkeit einer präoperativen Planung zweifellos zu unterstreichen. Die präoperative Bestimmung der Positionierung und Größe der zu verwendeten Implantate ermöglicht eine distinktive Begutachtung der individuell vorherrschenden Anatomie und erlaubt, mögliche intraoperative Komplikationen bereits präoperativ rechtzeitig zu erkennen und anzugehen (176). Daraus könnten Fehlpositionierung, „Undersizing“, Beinlängendifferenzen oder unerwünscht postoperative Nachkorrekturen möglicherweise vermieden werden (177).

Auch bleibt festzuhalten, dass durch die Verwendung unterschiedlicher Messmethoden, Belastungsvorgänge und Materialien in vielen biomechanischen Studien die Vergleichbarkeit der Ergebnisse stark erschwert und beeinträchtigt wird. Es lässt sich daher die Notwendigkeit der Etablierung von Versuchsstandards für zukünftige *in vitro* Studien ableiten.

Nach Allem herrschen für die meisten der verwendeten Kurzschaftprothesen auf dem Markt vornehmlich kurz- und mittelfristige klinische Daten vor. Aktuell sind hierzu nahezu keine Langzeitdaten vorhanden (178). Die klinische Übertragbarkeit der in dieser Arbeit abgeleiteten Erkenntnisse muss daher durch klinische Langzeitstudien weiter beurteilt werden.

Das Konzept der metaphysären Krafterleitung in Bezug auf Kurzschaftprothesen muss sich daher erst noch langfristig bewähren. Dies würde einer vollständigen Ergänzung des bereits differenzierten Versorgungsangebot der Hüftgelenksendoprothetik gleichkommen und möglicherweise einer Verbesserung der Patientenversorgung dienlich sein.

V. Zusammenfassung der Dissertation

Kurzschafte Endoprothesen stellen in der Hüftgelenkendoprothetik eine relativ neue Generation an Implantaten dar. Gegenüber den Standardimplantaten sollen diese eine knochensparende Verankerung ermöglichen und gleichzeitig zu einer besseren Lastübertragung führen. Da klinische Langzeitdaten noch nicht vorhanden sind, ist es von großer Bedeutung, stabilitätsbeeinträchtigende Faktoren, die zu einem Versagen der Prothese führen können, durch experimentelle Untersuchungen zu identifizieren.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde die Primärstabilität der klinisch häufig verwendeten Metha® Kurzschafte Prothese biomechanisch evaluiert. Hierbei wurden zwei gängige operationstechnische Abweichungen, eine zu tiefe Resektionsebene des Schenkelhalses und/oder eine Unterdimensionierung der Prothesengröße einzeln und in der jeweiligen Kombination simuliert.

Die Metha®-Kurzschafte Prothese wurde hierzu in 24 synthetische Femora implantiert und 4 Gruppen (n=6) mit zwei Variablen, korrekte oder unterdimensionierte Größe und/oder korrekte oder tiefe Resektionsebene des Schenkelhalses, gebildet. Die Primärstabilität wurde durch Messung von 3-dimensionalen Micromotions an einem etablierten biomechanischen Untersuchungsaufbau untersucht. Die Messung erfolgte unter dynamischer Belastung (300-1700N) an 6 Messpunkte entlang des gesamten Protheseninterfaces.

Bei optimaler Passform und Resektionsebene blieben die Mittelwerte der Micromotions an allen Messpunkten unter dem kritischen Wert von 150µm. Allerdings zeigte sich bei der Kombination von Unterdimensionierung der Kurzschafte Prothese und tiefen Resektionsebene am Schenkelhals ein deutliches Überschreiten des kritischen Grenzwertes für die Primärstabilität von 150µm. Die höchsten Micromotions wurden am distalen Schaftende ermittelt.

Zusammenfassend konnte gezeigt werden, dass die untersuchte Metha®-Kurzschafte Prothese bei korrekter Implantation eine gute Primärstabilität erzielt und das Wirkprinzip des metaphysären Verankerungskonzeptes erfüllt. Allerdings zeigt sich auch, dass die Unterdimensionierung und/oder eine zu tiefe Resektionsebene einen klaren Einfluss auf die Primärstabilität hat. Beide Faktoren müssen daher intraoperativ beachtet werden, um eine sichere Verankerung zu erzielen und gleichzeitig das Risiko einer Frühlockerung zu minimieren.

VI. Literaturverzeichnis

1. Lühmann D, Hauschild B, Raspe H. *Hüftgelenkendoprothetik bei Osteoarthritis: Eine Verfahrensbewertung*; Institut für Sozialmedizin, Medizinische Universität zu Lübeck; 2000 [Stand: 04.11.2019].
2. Dieppe, P. et al. *The localization of osteoarthritis*. Br J Rheumatol 1994; 33(3):201–3.
3. Bannuru, R.R. et al. *OARSI guidelines for the non-surgical management of knee, hip, and polyarticular osteoarthritis*. Osteoarthr Cartil 2019; 27(11):1578–89.
4. National Institute for Health and Care Excellence (UK). *Osteoarthritis: Care and Management in Adults*. London; 2014.
5. The Royal Australian College of General Practitioners. *Guideline for the non-surgical management of hip and knee osteoarthritis*; 2009 [Stand: 04.11.2019].
6. Matziolis G. *S2k-Leitlinie Coxarthrose* [Stand: 04.11.2019].
7. Ingvarsson, T. et al. *Prevalence of hip osteoarthritis in Iceland*. Ann Rheum Dis 1999; 58(4):201–7.
8. Lawrence, R.C. et al. *Estimates of the prevalence of arthritis and other rheumatic conditions in the United States. Part II*. Arthritis Rheum 2008; 58(1):26–35.
9. Poulsen, E. et al. *Non-surgical treatment of hip osteoarthritis. Hip school, with or without the addition of manual therapy, in comparison to a minimal control intervention: protocol for a three-armed randomized clinical trial*. BMC Musculoskelet Disord 2011; 12:88.
10. Statistisches Bundesamt. *Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik) Diagnosen, Prozeduren, Fallpauschalen und Case Mix der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern - Fachserie 12 Reihe 6.4 - 2016*.
11. Cross, M. et al. *The global burden of hip and knee osteoarthritis: estimates from the global burden of disease 2010 study*. Ann Rheum Dis 2014; 73(7):1323–30.
12. Robert Koch-Institut (RKI). *Bericht Gesundheit in Deutschland 2015* [Stand: 04.11.2019].
13. Statistisches Bundesamt. *Statistisches Bundesamt Deutschland - GENESIS-Online: Ergebnis - 23631-0001*: © Statistisches Bundesamt (Destatis) [Stand: 04.11.2019].

14. Bundesministerium für Gesundheit. *Arbeitsunfähigkeit: Fälle und Tage nach Diagnosen 2017: Ergebnisse der Krankheitsartenstatistik der gesetzlichen Krankenversicherung* [Stand: 04.11.2019].
15. Merx, H. et al. *Sozialmedizinische Bedeutung der Arthrose in Deutschland*. *Z Orthop Unfall* 2007; 145(4):421–9.
16. Ethgen, O. et al. *Health-related quality of life in total hip and total knee arthroplasty. A qualitative and systematic review of the literature*. *J Bone Joint Surg Am* 2004; 86(5):963–74.
17. Learmonth, I.D. et al. *The operation of the century: total hip replacement*. *The Lancet* 2007; 370(9597):1508–19.
18. Charnley, J. *Arthroplasty of the hip: A new operation*. *The Lancet* 1961; 277(7187):1129–32.
19. Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry. *Annual Report 2019* [Stand: 27.10.2019].
20. National Joint Registry. *15th Annual Report 2018* [Stand: 27.10.2019].
21. The Swedish Hip Arthroplasty Register. *Annual Report 2017* [Stand: 27.10.2019].
22. Ferguson, R.J. et al. *Hip replacement*. *The Lancet* 2018; 392(10158):1662–71.
23. Breusch, S.J. et al. *Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik. Teil I: Prothesenstiel*. *Unfallchirurg* 2000; 103(11):918–31.
24. OECD. *Health at a Glance: OECD Indicators* [Stand: 05.11.2019].
25. Bitzer EM, Grobe TG, Neusser S. *BARMER GEK Report Krankenhaus 2010: Schwerpunktthema: Trends in der Endoprothetik des Hüft- und Kniegelenks; 2010* [Stand: 05.11.2019].
26. Günther, K.P. et al. *Hüft- und Kniegelenkersatz in Deutschland - Mythen und Fakten zur Operationshäufigkeit*. *Das Krankenhaus* 2013; (9):927–33.
27. Wengler, A. et al. *Hip and knee replacement in Germany and the USA: analysis of individual inpatient data from German and US hospitals for the years 2005 to 2011*. *Dtsch Arztebl Int* 2014; 111(23-24):407–16.
28. Okhuijsen, S.Y. et al. *De totaleheuprothese in Nederland*. *Ned Tijdschr Geneesk* 1998; 142(25):1434–8.

29. Birrell, F. et al. *Projecting the need for hip replacement over the next three decades: influence of changing demography and threshold for surgery.* Ann Rheum Dis 1999; 58(9):569–72.
30. *Künstliches Hüftgelenk* [Stand: 05.11.2019]. Verfügbar unter: <https://www.bbraun.de/de/patienten/orthopaedische-eingriffe/huefte/kuenstliches-hueftgelenk.html#knstliches-hftgelenk>.
31. Albrektsson, T. et al. *Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man.* Acta Orthop Scand 1981; 52(2):155–70.
32. Okko, S. *Prospektive Studie zur Primär- und Sekundärstabilität enossaler Implantate, ermittelt mit der Drehmomentmessung und der Resonanzfrequenzanalyse* [Inaugural-Dissertation]. Bonn: Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität; 2013.
33. Willert, H.G. *Endoprothesenverankerung mit oder ohne Zement?* Z Orthop Ihre Grenzgeb 1993; 131(6):601–9.
34. Özkir, S. et al. *Wann wird zementiert?* Trauma und Berufskrankheit 2007; 9(3):S351-S358.
35. Bedard, N.A. et al. *Systematic review of literature of cemented femoral components: what is the durability at minimum 20 years followup?* Clin Orthop Relat Res 2015; 473(2):563–71.
36. Ling, R.S.M. et al. *The long-term results of the original Exeter polished cemented femoral component: a follow-up report.* J Arthroplasty 2009; 24(4):511–7.
37. Okutani, Y. et al. *Long-term outcome of cemented total hip arthroplasty with the Charnley-type femoral stem made of titanium alloy.* J Orthop Sci 2019.
38. Riede, U. et al. *The M.E Müller straight stem prosthesis: 15 year follow-up. Survivorship and clinical results.* Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery 2007; 127(7):587–92.
39. Holt, G. et al. *Revision total hip arthroplasty: the femoral side using cemented implants.* International Orthopaedics 2011; 35(2):267–73.
40. Diehl, P. et al. *Zementfreie Hüftendoprothetik: eine aktuelle Übersicht / Cementless total hip arthroplasty: a review.* Biomed Tech (Berl) 2010; 55(5):251–64.

41. Merle, C. et al. *Langzeitergebnisse zementfreier Hüftendoprothesenschäfte: Analyse der Überlebensraten mit einem Nachuntersuchungszeitraum von mindestens 15 Jahren.* Orthopäde 2010; 39(1):80–6.
42. Ferguson, R.J. et al. *Hip replacement.* The Lancet 2018; 392(10158):1662–71.
43. Jerosch J, Hrsg. *Kurzschafendoprothesen: Wo liegen die Unterschiede?* Köln: Dt. Ärzte-Verl.; 2013.
44. Kurtz, S.M. et al. *Future young patient demand for primary and revision joint replacement: national projections from 2010 to 2030.* Clin Orthop Relat Res 2009; 467(10):2606–12.
45. Bayliss, L.E. et al. *The effect of patient age at intervention on risk of implant revision after total replacement of the hip or knee: a population-based cohort study.* The Lancet 2017; 389(10077):1424–30.
46. Malcolm, T.L. et al. *Activity levels and functional outcomes of young patients undergoing total hip arthroplasty.* Orthopedics 2014; 37(11):983-92.
47. Sechriest, V.F. et al. *Activity level in young patients with primary total hip arthroplasty: a 5-year minimum follow-up.* J Arthroplasty 2007; 22(1):39–47.
48. Aldinger, G. et al. *Aseptic loosening of cement-anchored total hip replacements.* Arch Orthop Trauma Surg 1982; 100(1):19–25.
49. Pavlov, P.W. *A 15-year follow-up study of 512 consecutive charnley-muller total hip replacements.* J Arthroplasty 1987; 2(2):151–6.
50. Reikerås, O. *Ten-year follow-up of Müller hip replacements.* Acta Orthop Scand 1982; 53(6):919–22.
51. Kavanagh, B.F. et al. *Revision total hip arthroplasty.* J Bone Joint Surg Am 1985; 67(4):517–26.
52. Sharp, D.J. et al. *The Charnley total hip arthroplasty in patients under age 40.* Clin Orthop Relat Res 1985; (201):51–6.
53. Callaghan, J.J. et al. *Results of revision for mechanical failure after cemented total hip replacement, 1979 to 1982. A two to five-year follow-up.* J Bone Joint Surg Am 1985; 67(7):1074–85.

54. Strömberg, C.N. et al. *Revision total hip arthroplasty in patients younger than 55 years old.* J Arthroplasty 1988; 3(1):47–59.
55. Jones, L.C. et al. *Cement disease.* Clin Orthop Relat Res 1987; (225):192–206.
56. Aldinger, P.R. et al. *Cementless Spotorno tapered titanium stems: excellent 10-15-year survival in 141 young patients.* Acta Orthop Scand 2003; 74(3):253–8.
57. Epinette, J.-A. et al. *Uncemented stems in hip replacement--hydroxyapatite or plain porous: does it matter? Based on a prospective study of HA Omnifit stems at 15-years minimum follow-up.* Hip Int 2008; 18(2):69–74.
58. Xu, J. et al. *Results of a hydroxyapatite-coated femoral stem (Corail) in Chinese: a minimum 10-year follow-up.* Springerplus 2016; 5(1):1983.
59. Walker, P.S. et al. *Strains and micromotions of press-fit femoral stem prostheses.* Journal of Biomechanics 1987; 20(7):693–702.
60. Ducheyne, P. et al. *Influence of a functional dynamic loading on bone ingrowth into surface pores of orthopedic implants.* J Biomed Mater Res 1977; 11(6):811–38.
61. Pilliar, R.M. *Powder metal-made orthopedic implants with porous surface for fixation by tissue ingrowth.* Clin Orthop Relat Res 1983; (176):42–51.
62. Willert, H.G. et al. *Morphologie des Implantatlagers bei zementierten und nichtzementierten Gelenkimplantaten.* Langenbecks Arch Chir 1987; 372:447–55.
63. Katzer, A. et al. *Frühlockerung von Hüftgelenkendoprothesen.* Deutsches Ärzteblatt 2003; (12):784–90 [Stand: 06.11.2019].
64. Ulrich, S.D. et al. *Total hip arthroplasties: what are the reasons for revision?* International Orthopaedics 2008; 32(5):597–604.
65. Ong, A. et al. *Early failure of precoated femoral components in primary total hip arthroplasty.* J Bone Joint Surg Am 2002; 84(5):786–92.
66. Sarvilinna, R. et al. *Periprosthetic fractures in total hip arthroplasty: an epidemiologic study.* International Orthopaedics 2003; 27(6):359–61.
67. Clohisy, J.C. et al. *Reasons for revision hip surgery: a retrospective review.* Clin Orthop Relat Res 2004; (429):188–92.
68. Lachiewicz, P.F. et al. *Changing indications for revision total hip arthroplasty.* J Surg Orthop Adv 2005; 14(2):82–4.

69. Weeden, S.H. et al. *Minimal 11-year follow-up of extensively porous-coated stems in femoral revision total hip arthroplasty*. J Arthroplasty 2002; 17(4 Suppl 1):134–7.
70. Sadoghi, P. et al. *Revision surgery after total joint arthroplasty: a complication-based analysis using worldwide arthroplasty registers*. J Arthroplasty 2013; 28(8):1329–32.
71. Herberts, P. et al. *Long-term registration has improved the quality of hip replacement: a review of the Swedish THR Register comparing 160,000 cases*. Acta Orthop Scand 2000; 71(2):111–21.
72. Hodgson. *Biocompatible Metals and Alloys*. In: Totten GE, Liang H, Hrsg. S. 450–78. Mechanical Tribology: Materials, Characterization, and Applications. New York: Marcel Dekker, Inc.; 2004.
73. Sundfeldt, M. et al. *Aseptic loosening, not only a question of wear: a review of different theories*. Acta Orthop 2006; 77(2):177–97.
74. Cherian, J.J. et al. *What Host Factors Affect Aseptic Loosening After THA and TKA?* Clin Orthop Relat Res 2015; 473(8):2700–9.
75. Aspenberg, P. et al. *Fluid pressure may cause periprosthetic osteolysis. Particles are not the only thing*. Acta Orthop Scand 1998; 69(1):1–4.
76. Baharuddin, M.Y. et al. *Finite Element Study on the Stability of Cementless Acetabular Cup*. In: Lim CT, Goh JCH, Hrsg. S. 601–4. 6th World Congress of Biomechanics (WCB 2010). August 1-6, 2010 Singapore. Berlin, Heidelberg: IFMBE; 2010 (IFMBE Proceedings; vol. 31).
77. Oh, I. et al. *Proximal strain distribution in the loaded femur. An in vitro comparison of the distributions in the intact femur and after insertion of different hip-replacement femoral components*. J Bone Joint Surg Am 1978; 60(1):75–85.
78. Feyen, H. et al. *Is the length of the femoral component important in primary total hip replacement?* The Bone & Joint Journal 2014; 96-B(4):442–8.
79. Ait Moussa, A. et al. *Minimizing Stress Shielding and Cement Damage in Cemented Femoral Component of a Hip Prosthesis through Computational Design Optimization*. Adv Orthop 2017; 2017:8437956.
80. Kurtz, S. et al. *Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030*. J Bone Joint Surg Am 2007; 89(4):780–5.

81. Mahomed, N.N. et al. *Rates and outcomes of primary and revision total hip replacement in the United States medicare population.* J Bone Joint Surg Am 2003; 85(1):27–32.
82. Malchau H, Herberts P, Södermann P, Oden A. *Prognosis of total hip replacement, update and validation of results from the Swedish National hip arthroplasty registry 1979-1998.* [Scientific Exhibition presented at the 67th Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, March 15-19, 2000, Orlando, USA]; 2000 [Stand: 07.11.2019].
83. Endoprothesenregister Deutschland. *Jahresbericht 2016;* 2016 [Stand: 07.11.2019].
84. Vanhegan, I.S. et al. *A financial analysis of revision hip arthroplasty: the economic burden in relation to the national tariff.* J Bone Joint Surg Br 2012; 94(5):619–23.
85. Eisler, T. et al. *Patient expectation and satisfaction in revision total hip arthroplasty.* J Arthroplasty 2002; 17(4):457–62.
86. Polkowski, G.G. et al. *Total hip arthroplasty in the very young patient.* J Am Acad Orthop Surg 2012; 20(8):487–97.
87. Kim, Y.H. et al. *Strain distribution in the proximal human femur. An in vitro comparison in the intact femur and after insertion of reference and experimental femoral stems.* J Bone Joint Surg Br 2001; 83(2):295–301.
88. Babisch, J. *Kann man mit Kurzschaftprothesen besser planen und rekonstruieren?* In: Jerosch J, Hrsg. S. 32–45. *Kurzschaftendoprothesen an der Hüfte.* Berlin, Heidelberg, s.l.: Springer Berlin Heidelberg; 2017.
89. Morrey, B.F. *Short-stemmed uncemented femoral component for primary hip arthroplasty.* Clin Orthop Relat Res 1989; (249):169–75.
90. Jerosch J, Hrsg. *Kurzschaftendoprothesen an der Hüfte.* Berlin, Heidelberg, s.l.: Springer Berlin Heidelberg; 2017 [Stand: 26.10.2019].
91. Brinkmann, V. et al. *A prospective randomized radiographic and dual-energy X-ray absorptiometric study of migration and bone remodeling after implantation of two modern short-stemmed femoral prostheses.* J Orthop Traumatol 2015; 16(3):237–43.
92. Jerosch, J. et al. *Kurzschaft ist nicht gleich Kurzschaft – wo liegen die Unterschiede in der Verankerung und der Biomechanik?* Z Orthop Unfall 2019; 157(5):548–57.
93. Khanuja, H.S. et al. *Short bone-conserving stems in cementless hip arthroplasty.* J Bone Joint Surg Am 2014; 96(20):1742–52.

94. van Oldenrijk, J. et al. *Revision rate after short-stem total hip arthroplasty: a systematic review of 49 studies*. Acta Orthop 2014; 85(3):250–8.
95. Jerosch, J. *Kurzschafft ist nicht gleich Kurzschafft – Eine Klassifikation der Kurzschafftprothesen*. OUP 2012; (1):7–8.
96. Falez, F. et al. *Current concepts, classification, and results in short stem hip arthroplasty*. Orthopedics 2015; 38(3 Suppl):S6-13 [Stand: 27.10.2019].
97. Mai, S. et al. *Calcar-guided short stems in total hip arthroplasty - an overview*. OUP 2016; (6):342–7.
98. Fenichel, I. et al. *Bone-preserving hip arthroplasties as an alternative to conventional hipe replacement for young patients - a review article*. J. Musculoskelet. Res. 2010; 13(02):89–94.
99. Freitag, T. et al. *Bone remodelling after femoral short stem implantation in total hip arthroplasty: 1-year results from a randomized DEXA study*. Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery 2016; 136(1):125–30.
100. Götze, C. et al. *Bleibt der Krafteinfluss der Kurzschafftprothese auf den methaphysären proximalen Femur begrenzt? Osteodensitometrische Analysen der NANOS-Schaftendoprothese*. Z Orthop Unfall 2010; 148(4):398–405.
101. Gronewold, J. et al. *Changes in strain patterns after implantation of a short stem with metaphyseal anchorage compared to a standard stem: an experimental study in synthetic bone*. Orthop Rev (Pavia) 2014; 6(1):5211 [Stand: 27.10.2019].
102. Drosos, G.I. et al. *Short stems in total hip replacement: evidence on primary stability according to the stem type*. Hip Int 2019; 29(2):118–27.
103. Liang, H.-D. et al. *Are short-stem prostheses superior to conventional stem prostheses in primary total hip arthroplasty? A systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials*. BMJ Open 2018; 8(9):e021649 [Stand: 27.10.2019].
104. Kutzner, K.P. et al. *Mid-term results of a new-generation calcar-guided short stem in THA: clinical and radiological 5-year follow-up of 216 cases*. J Orthop Traumatol 2019; 20(1):31.
105. Ettinger, M. et al. *The NANOS short stem in total hip arthroplasty: a mid term follow-up*. Hip Int 2011; 21(5):583–6.

106. Giardina, F. et al. *Short Stems Versus Conventional Stems in Cementless Total Hip Arthroplasty: A Long-Term Registry Study*. J Arthroplasty 2018; 33(6):1794–9.
107. Bücking, P.K. et al. *Metha*. In: Jerosch J, Hrsg. S. 61–70. Kurzschaftendoprothesen: Wo liegen die Unterschiede? Köln: Dt. Ärzte-Verl.; 2013.
108. Morrey, B.F. et al. *A conservative femoral replacement for total hip arthroplasty. A prospective study*. J Bone Joint Surg Br 2000; 82(7):952–8.
109. Whiteside, L.A. et al. *Effect of neck resection on torsional stability of cementless total hip replacement*. Am J Orthop 1995; 24(10):766–70.
110. Lewinski, G. von et al. *10-year experience with short stem total hip arthroplasty*. Orthopedics 2015; 38(3 Suppl):51-6.
111. Lerch, M. et al. *Bone remodeling after total hip arthroplasty with a short stemmed metaphyseal loading implant: finite element analysis validated by a prospective DEXA investigation*. J Orthop Res 2012; 30(11):1822–9.
112. Synder, M. et al. *Initial experience with short Metha stem implantation*. Ortop Traumatol Rehabil 2009; 11(4):317–23.
113. Gruner, A. et al. *Metha*. In: Jerosch J, Hrsg. S. 152–61. Kurzschaftendoprothesen an der Hüfte. Berlin, Heidelberg, s.l.: Springer Berlin Heidelberg; 2017.
114. Bücking, P.K. et al. *Metha - Modulare Kurzschaftprothese*. Orthopädische Praxis 2006; 42(8):474–7.
115. Jerosch, J. *Unterschiede zwischen verschiedenen Kurzschaftendoprothesen*. Orthopäde 2014; 43(8):783-95;
116. Schellen, B. et al. *Revisionsraten der Metha-Kurzschaftprothese: 1-11 Jahresergebnisse nach 1888 Implantationen*; 2016.
117. Schnurr, C. et al. *Low Short-Stem Revision Rates: 1-11 Year Results From 1888 Total Hip Arthroplasties*. J Arthroplasty 2017; 32(2):487–93.
118. Thorey, F. et al. *Clinical results of the metha short hip stem: a perspective for younger patients?* Orthop Rev (Pavia) 2013; 5(4):e34 [Stand: 27.10.2019].
119. Wittenberg, R.H. et al. *Five-year results of a cementless short-hip-stem prosthesis*. Orthop Rev (Pavia) 2013; 5(1):e4 [Stand: 27.10.2019].

120. Grupp, T.M. et al. *Modular titanium alloy neck adapter failures in hip replacement--failure mode analysis and influence of implant material*. BMC Musculoskelet Disord 2010; 11:3 [Stand: 27.10.2019].
121. Jauch, S.Y. et al. *Design parameters and the material coupling are decisive for the micromotion magnitude at the stem-neck interface of bi-modular hip implants*. Med Eng Phys 2014; 36(3):300–7.
122. Gheduzzi, S. et al. *A review of pre-clinical testing of femoral stem subsidence and comparison with clinical data*. Proc Inst Mech Eng H 2007; 221(1):39–46.
123. Monti, L. et al. *In vitro testing of the primary stability of the VerSys enhanced taper stem: a comparative study in intact and intraoperatively cracked femora*. Proc Inst Mech Eng H 2001; 215(1):75–83.
124. Jakobowitz, E. et al. *Primary rotational stability of cylindrical and conical revision hip stems as a function of femoral bone defects: an in vitro comparison*. Journal of Biomechanics 2008; 41(14):3078–84.
125. Heinecke, M. et al. *Anchoring and resulting primary stability of a kinked compared to a straight uncemented femoral stem*. Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery 2018; 138(1):115–21.
126. Fottner, A. et al. *Varus malalignment of cementless hip stems provides sufficient primary stability but highly increases distal strain distribution*. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2018; 58:14–20.
127. Aesculap AG. *Aesculap Orthopaedics Metha: Kurzschaft Hüftendoprothesensystem*.
128. Bieger, R. et al. *Biomechanics of a short stem: In vitro primary stability and stress shielding of a conservative cementless hip stem*. J Orthop Res 2013; 31(8):1180–6.
129. Fottner, A. et al. *Biomechanical evaluation of different offset versions of a cementless hip prosthesis by 3-dimensional measurement of micromotions*. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2011; 26(8):830–5.
130. Bieger, R. et al. *Primary stability and strain distribution of cementless hip stems as a function of implant design*. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2012; 27(2):158–64.
131. Bergmann, G. et al. *Hip joint loading during walking and running, measured in two patients*. Journal of Biomechanics 1993; 26(8):969–90.

132. Görtz, W. et al. *Spatial micromovements of uncemented femoral components after torsional loads*. J Biomech Eng 2002; 124(6):706–13.
133. Schmid, M. *Experimentelle vergleichende Studie zur Bestimmung der Primärstabilität schenkelhalserhaltender Hüftendoprothesen mittels Micromotions* [Dissertation]. München: Ludwig-Maximilians-Universität; 2009.
134. Fottner, A. et al. *Biomechanical evaluation of two types of short-stemmed hip prostheses compared to the trust plate prosthesis by three-dimensional measurement of micromotions*. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2009; 24(5):429–34.
135. Goodman, S.B. *The effects of micromotion and particulate materials on tissue differentiation. Bone chamber studies in rabbits*. Acta Orthop Scand Suppl 1994; 258:1–43.
136. Bürkner, A. et al. *Primary stability of cementless threaded acetabular cups at first implantation and in the case of revision regarding micromotions as indicators*. Biomed Tech (Berl) 2012; 57(3):169–74 [Stand: 10.12.2019].
137. Mann, K.A. et al. *Interface micromotion of uncemented femoral components from postmortem retrieved total hip replacements*. J Arthroplasty 2012; 27(2):238–245.
138. Engh, C.A. et al. *Quantification of implant micromotion, strain shielding, and bone resorption with porous-coated anatomic medullary locking femoral prostheses*. Clin Orthop Relat Res 1992; (285):13–29.
139. Jasty, M. et al. *In vivo skeletal responses to porous-surfaced implants subjected to small induced motions*. J Bone Joint Surg Am 1997; 79(5):707–14.
140. Pilliar, R.M. et al. *Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants*. Clin Orthop Relat Res 1986; (208):108–13.
141. Goldring, S.R. et al. *Formation of a synovial-like membrane at the bone-cement interface. Its role in bone resorption and implant loosening after total hip replacement*. Arthritis Rheum 1986; 29(7):836–42.
142. Aspenberg, P. et al. *Intermittent micromotion inhibits bone ingrowth. Titanium implants in rabbits*. Acta Orthop Scand 1992; 63(2):141–5.
143. Kärrholm, J. et al. *Does early micromotion of femoral stem prostheses matter? 4-7-year stereoradiographic follow-up of 84 cemented prostheses*. J Bone Joint Surg Br 1994; 76(6):912–7.

144. Ryd, L. et al. *The influence of metal backing in unicompartmental tibial component fixation. An in vivo roentgen stereophotogrammetric analysis of micromotion.* Arch Orthop Trauma Surg 1992; 111(3):148–54.
145. Jacobsen, A. et al. *Model-based roentgen stereophotogrammetric analysis using elementary geometrical shape models: 10 years results of an uncemented acetabular cup component.* BMC Musculoskelet Disord 2018; 19(1):335.
146. Selvik, G. *Roentgen stereophotogrammetry.* Acta Orthop Scand 1989; 60(sup232):1–51.
147. Baleani, M. et al. *Initial stability of a new hybrid fixation hip stem: Experimental measurement of implant-bone micromotion under torsional load in comparison with cemented and cementless stems.* J Biomed Mater Res 2000; 50(4):605–15.
148. Burke, D.W. et al. *Micromotion of cemented and uncemented femoral components.* J Bone Joint Surg Br 1991; 73(1):33–7.
149. Abdul-Kadir, M.R. et al. *Finite element modelling of primary hip stem stability: the effect of interference fit.* Journal of Biomechanics 2008; 41(3):587–94.
150. Gortchacow, M. et al. *Simultaneous and multisite measure of micromotion, subsidence and gap to evaluate femoral stem stability.* Journal of Biomechanics 2012; 45(7):1232–8.
151. Hua, J. et al. *Relative motion of hip stems under load. An in vitro study of symmetrical, asymmetrical, and custom asymmetrical designs.* J Bone Joint Surg Am 1994; 76(1):95–103.
152. Callaghan, J.J. et al. *The effect of femoral stem geometry on interface motion in uncemented porous-coated total hip prostheses. Comparison of straight-stem and curved-stem designs.* J Bone Joint Surg Am 1992; 74(6):839–48.
153. Bühler, D.W. et al. *Design and evaluation of a device for measuring three-dimensional micromotions of press-fit femoral stem prostheses.* Med Eng Phys 1997; 19(2):187–99.
154. Nadorf, J. et al. *Fixation of the shorter cementless GTS™ stem: biomechanical comparison between a conventional and an innovative implant design.* Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery 2014; 134(5):719–26.
155. Pepke, W. et al. *Primary stability of the Fitmore stem: biomechanical comparison.* International Orthopaedics 2014; 38(3):483–8.

156. Arno, S. et al. *Evaluation of femoral strains with cementless proximal-fill femoral implants of varied stem length*. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2012; 27(7):680–5.
157. Boyle, C. et al. *Comparison of different hip prosthesis shapes considering micro-level bone remodeling and stress-shielding criteria using three-dimensional design space topology optimization*. Journal of Biomechanics 2011; 44(9):1722–8.
158. Østbyhaug, P.O. et al. *Primary stability of custom and anatomical uncemented femoral stems: a method for three-dimensional in vitro measurement of implant stability*. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2010; 25(4):318–24.
159. Fottner, A. et al. *Influence of undersized cementless hip stems on primary stability and strain distribution*. Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery 2017; 137(10):1435–41.
160. Patel, A.B. et al. *Guidelines for implant placement to minimize impingement during activities of daily living after total hip arthroplasty*. J Arthroplasty 2010; 25(8):1275-81.e1.
161. Widmer, K.-H. *Containment versus impingement: finding a compromise for cup placement in total hip arthroplasty*. International Orthopaedics 2007; 31 Suppl 1:29-33.
162. Dimitriou, D. et al. *The effect of femoral neck osteotomy on femoral component position of a primary cementless total hip arthroplasty*. International Orthopaedics 2015; 39(12):2315–21.
163. Mihalko, W.M. et al. *Femoral neck cut level affects positioning of modular short-stem implant*. Orthopedics 2009; 32(10 Suppl):18–21.
164. Floerkemeier, T. et al. *The influence of resection height on proximal femoral strain patterns after Metha short stem hip arthroplasty: an experimental study on composite femora*. International Orthopaedics 2013; 37(3):369–77 [Stand: 27.10.2019].
165. Schmidutz, F. et al. *The accuracy of digital templating: a comparison of short-stem total hip arthroplasty and conventional total hip arthroplasty*. International Orthopaedics 2012; 36(9):1767–72.
166. Gulow, J. et al. *Kurzschäfte in der Hüftendoprothetik*. Orthopade 2007; 36(4):353–9 [Stand: 26.10.2019].
167. Cristofolini, L. et al. *Effect of undersizing on the long-term stability of the Exeter hip stem: A comparative in vitro study*. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2010; 25(9):899–908.

168. Braun, A. et al. *Zwei-Jahres-Ergebnisse einer modularen Kurzschaft-Hüftendoprothese--eine prospektive Studie*. *Z Orthop Unfall* 2009; 147(6):700–6.
169. Schmidutz, F. et al. *Migration analysis of a metaphyseal anchored short-stem hip prosthesis*. *Acta Orthop* 2012; 83(4):360–5.
170. Gruner, A. et al. *Patient selection for shorter femoral stems*. *Orthopedics* 2015; 38(3 Suppl):27-32.
171. Kutzner, K.P. et al. *Outcome of extensive varus and valgus stem alignment in short-stem THA: clinical and radiological analysis using EBRA-FCA*. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 2017; 137(3):431–9.
172. Dujardin, F.H. et al. *Micromotion, fit, and fill of custom made femoral stems designed with an automated process*. *Clin Orthop Relat Res* 1996; (325):276–89.
173. Götze, C. et al. *Primary stability in cementless femoral stems: custom-made versus conventional femoral prosthesis*. *Clinical Biomechanics* 2002; 17(4):267–73.
174. Kassi, J.-P. et al. *Stair climbing is more critical than walking in pre-clinical assessment of primary stability in cementless THA in vitro*. *Journal of Biomechanics* 2005; 38(5):1143–54.
175. Park, Y. et al. *The effect of abductor muscle and anterior-posterior hip contact load simulation on the in-vitro primary stability of a cementless hip stem*. *J Orthop Surg Res* 2010; 5:40.
176. Loweg, L. et al. *The learning curve in short-stem THA: influence of the surgeon's experience on intraoperative adjustments due to intraoperative radiography*. *Eur J Orthop Surg Traumatol* 2018; 28(2):269–75.
177. Della Valle, A.G. et al. *Preoperative planning for primary total hip arthroplasty*. *J Am Acad Orthop Surg* 2005; 13(7):455–62.
178. Kutzner, K.P. *Short-Stem Total Hip Arthroplasty*. In: Iyer KM, Khan WS, Hrsg. S. 717–37. *General principles of orthopedics and trauma*. Second edition. Cham: Springer; 2019.

VII. Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. V. Jansson, Direktor der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Ludwig-Maximilians-Universität am Klinikum Großhadern, für die Überlassung des Themas und für die Erlaubnis zur Durchführung der Arbeit an seiner Klinik.

Ganz besonders möchte ich mich auch bei Herrn PD Dr. med. Florian Schmidtz für die wertvolle Kritik, für die tatkräftige Unterstützung sowie die aufgebrachte Geduld und Motivation über all die Jahre in allen Belangen der Arbeit bedanken.

Zudem danke ich dem Team des Labors für Biomechanik und experimentelle Orthopädie der Orthopädischen Klinik und Poliklinik. Insbesondere Herrn Dr. rer. biol. hum. Dipl.-Ing. (FH) Christian Schröder für die Einführung der Räumlichkeiten, notwendigen Maschinen und Instrumente sowie die geduldige Erklärung notwendiger Grundlagen der Biomechanik.

Darüber hinaus bedanke ich mich auch bei Herrn Dipl.-Ing. (FH) Michael Kraxenberger, der mir bei allen EDV Fragen stets zur Seite stand.

Zu guter Letzt bedanke ich mich bei meinen Eltern, meiner Ehefrau und meinen Freunden, die mich in der gesamten Zeit dieser Arbeit stets unterstützten und motiviert haben.

VIII. Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel:

„Experimentelle Bestimmung der Primärstabilität der Metha®-Kurzschaffprothese in Abhängigkeit der Prothesengröße und Resektionsebene des Schenkelhalses anhand von Micromotions“

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe. Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Ich erkläre, dass ich bisher kein Promotionsverfahren erfolglos beendet habe und dass eine Aberkennung eines bereits erworbenen Doktorgrades nicht vorliegt.

Ort	Datum	Unterschrift
München	11.03.2021	Tony Hubert Xiyao Yang