

**In vitro Analyse der primären
Rotationsstabilität zementfreier
Hüftkurzschaftprothesen unter
Berücksichtigung einer valgischen
Implantatstellung**

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

vorgelegt von Andreas Michael Weimer aus Hadamar

Gießen 2020

**Aus dem Fachbereich Medizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen
- Uniklinikum Gießen Marburg GmbH,
Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Orthopädische
Chirurgie**

Gutachter: Prof. Dr. med. Rickert

Gutachter: Prof. Dr. med. Kilian

Tag der Disputation: 26.04.2021

Inhaltsverzeichnis

INHALTSVERZEICHNIS	I
1 EINLEITUNG	1
1.1 STELLENWERT DER HÜFTGELENKSENDOPROTHETIK	1
1.2 AKTUELLER FORSCHUNGSSTAND	3
2 ZIELSETZUNG DES PROJEKTES	8
3 THEORETISCHER HINTERGRUND	9
3.1 INDIKATIONEN ZUM PRIMÄREN HÜFTGELENKERSATZ	9
3.2 KLASSIFIKATION UND KONZEPTIONELLE BESONDERHEITEN	10
3.3 VERANKERUNGSPRINZIPIEN UND PRIMÄRE ROTATIONSSTABILITÄT	11
3.4 DEXA-UNTERSUCHUNGEN BEI HÜFTKURZSCHAFTPROTHESEN	13
4 MATERIAL UND METHODIK	15
4.1 DIE ROTATIONSMESSEINHEIT	15
4.2 THEORETISCH-MATHEMATISCHE BETRACHTUNG DES MESSSYSTEMS.....	16
4.3 DAS KRAFTSYSTEM	20
4.4 DIE PROTHESENMODELLE	21
4.4.1 <i>Der AIDA®- Schaft</i>	21
4.4.2 <i>Der Metha®- Schaft</i>	23
4.4.3 <i>Der MiniHip™- Schaft</i>	24
4.5 BESTIMMUNG DES AXIALEN FLÄCHENTRÄGHEITSMOMENTS	25
4.6 DAS KNOCHENERSATZMODELL.....	26
4.7 DAS VERSUCHSPROTOKOLL.....	27
4.7.1 <i>Die Versuchsmatrix</i>	27
4.7.2 <i>Das Messprotokoll</i>	27
4.8 PRÄPARATION DER PROTHESEN UND IMPLANTATIONSPROZESS	28
4.9 RÖNTGENKONTROLLE.....	31
4.10 PRÄPARATION DER KUNSTSTOFFFEMORA UND AUFBAU DER MESSVORRICHTUNG	32
4.11 STATISTISCHE METHODEN	34
5 ERGEBNISSE	36
5.1 DESKRIPTIVE DATENANALYSE	37
5.1.1 <i>Neutrale Schaftstellung</i>	37
5.1.1.1 AIDA®- Kurzschaft.....	37
5.1.1.2 Metha®- Kurzschaft	40
5.1.1.3 MiniHip™- Kurzschaft.....	43
5.1.2 <i>Valgische Schaftstellung</i>	46
5.1.2.1 AIDA®- Kurzschaft.....	46

5.1.2.2	Metha®- Kurzschaft	49
5.1.2.3	MiniHip™- Kurzschaft.....	52
5.2	ERGEBNISSE DER VARIANZANALYSEN	55
5.2.1	<i>Paarweise Vergleiche</i>	56
5.2.1.1	Alle Prothesenmodelle in neutraler Stellung	56
5.2.1.2	Alle Prothesenmodelle in valgischer Stellung	57
5.2.2	<i>Darstellung der Varianzkomponenten und Varianzkoeffizienten</i>	59
5.2.3	<i>Betrachtung der Residuals</i>	61
5.3	BETRACHTUNG DER FLÄCHENTRÄGHEITSMOMENTE	62
5.4	VERBUNDBEWEGUNGEN	63
6	DISKUSSION	64
6.1	ANSICHT DER PROTHESENMODELLE IM EINZELNEN.....	65
6.1.1	<i>AIDA®</i>	65
6.1.2	<i>Metha®</i>	66
6.1.3	<i>MiniHip™</i>	70
6.2	EINORDNUNG IN DEN KLINISCHEN KONTEXT	72
6.3	EINSCHRÄNKUNGEN UND FAZIT	78
7	ZUSAMMENFASSUNG	79
8	ABSTRACT	80
	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	I
	TABELLENVERZEICHNIS	III
	SYMBOLVERZEICHNIS	V
	LITERATURVERZEICHNIS	VI
	ANHANG	A
	PUBLIKATIONSVERZEICHNIS	B
	EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG	D
	DANKSAGUNG	E
	LEBENS LAUF	F

1 Einleitung

1.1 Stellenwert der Hüftgelenksendoprothetik

Der endoprothetische Hüftgelenksersatz hat in den vergangenen Jahrzehnten erheblich zugenommen und ist einer der erfolgreichsten und effektivsten Eingriffe in der Orthopädischen Chirurgie. Nicht umsonst wird dieser Eingriff auch als „Operation des Jahrhunderts“ in der Literatur bezeichnet (Aldinger et al., 2003; Learmonth et al., 2007).

Nach Angaben des statistischen Bundesamtes steigt die Lebenserwartung in Deutschland sowohl Neugeborener als auch der heute älteren Menschen. Die durchschnittliche Lebenserwartung von 60-jährigen Männern liegt bei 21,6 Jahren, wohingegen 60-jährige Frauen eine durchschnittliche Lebenserwartung von 25,3 Jahren aufweisen (Sterbetafel 2015/17 des Statistischen Bundesamtes). Laut DRG-Statistik sind im Jahre 2011 in Deutschland insgesamt 232.320 Hüftprothesenimplantationen durchgeführt worden (Abb. 1), was einer Rate von 284 pro 100.000 Einwohner entspricht. Von diesen waren 69,9 % (in Summe ca. 156.000) elektive Erstimplantationen. Zwar liegt der Altersmedian bei 70 Jahren, doch waren 26% der Patienten zum Operationszeitpunkt jünger als 65 (Wengler et al., 2014). Eine steigende Anzahl an Hüfterstimplantationen ist auch in den skandinavischen Ländern zu beobachten (Mäkelä et al., 2014).

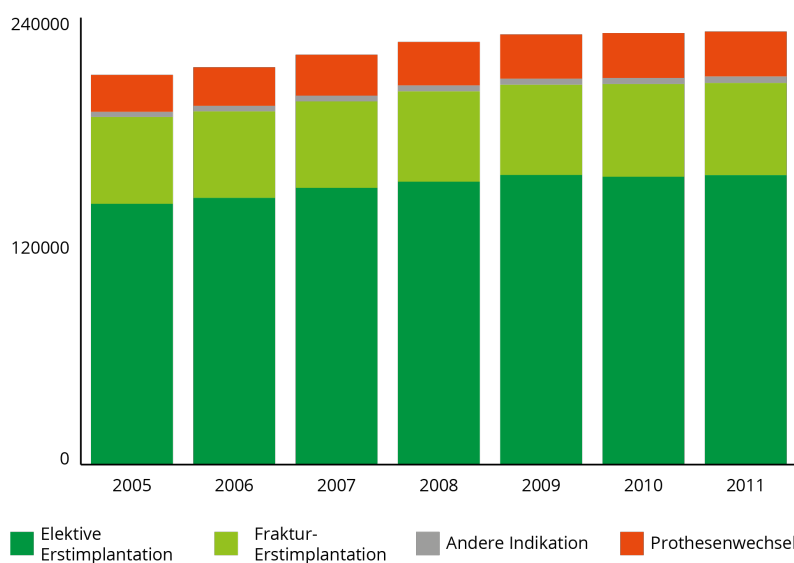


Abbildung 1: Fallzahlen Hüftgelenkersatz in Deutschland (eigene Darstellung der Zahlen von Wengler et al. 2014)

Die Zahlen der Hüftprothesenwechseloperationen sind in den vergangenen Jahren ebenfalls gestiegen (Abb. 1) und es ist anzunehmen, dass zukünftig auch vermehrt jüngere Patienten einen Hüftgelenksersatz erhalten (Kurtz et al., 2009; Wengler et al., 2014).

Dieser Trend, dass vermehrt sowohl altersnumerisch also auch biologisch jüngere Patienten mit einem endoprothetischen Ersatz des Hüftgelenks versorgt werden, macht es nötig, weichteilschonende und knochensparende Operationsverfahren stetig weiterzuentwickeln. So können Wechseleingriffe erfolgreicher durchgeführt werden, da die Prothesenstandzeiten jüngerer Patienten bedingt durch eine höhere Aktivität im Alltag kürzer sind als bei älteren Patienten (Garellick et al., 2011; Malchau et al., 2002; McAuley et al., 2004).

Folglich spielt der Knochenerhalt, die „osteogene Kompetenz“ eines Implantats, eine entscheidende Rolle (G. Yamako et al., 2015). Studien haben belegt, dass Knochenumbauprozesse (engl. „bone remodeling“) am Interface zwischen Implantat und Knochenschaft im physiologischem Maße zur dauerhaften Stabilisierung beitragen (Cameron et al., 1973; Harris et al., 1983). Die Entwicklungen der letzten Jahre in der Hüftendoprothetik zielten dementsprechend darauf ab, unphysiologische Knochenumbauprozesse mit daraus folgendem Knochenverlust aufzuhalten (Chen et al., 2009). Führt man früher noch den periprothetischen Knochenverlust auf ein Zementversagen zurück (Jones and Hungerford, 1987), so weiß man heute, dass die Ursachen multifaktoriell sind. Neben Implantatabrieb führt vor allem aber ein bei der Kräfteinleitung und -übertragung unnatürliches Belastungsmuster zu Spannungs-Abschirmungen (engl. „stress shielding“) an der Implantat-Knochen-Grenze und das wiederum zu reaktivem Knochenabbau mit daraus resultierenden Lockerungen (Huiskes et al., 1992; Karachalios et al., 2004).

Vordergründig sollte ein Implantat das physiologische Spannungsverhältnis des Femurs so wenig wie möglich beeinflussen (Fottner et al., 2009; Jakobowitz et al., 2009; Huiskes et al., 1989). Diesen Anforderungen werden Kurzschaftsysteme, die den Schenkelhals teilweise erhalten, am ehesten gerecht (Liang et al., 2018).

1.2 Aktueller Forschungsstand

Nachdem mit der Mayo-Prothese die erste Hüftkurzschaftprothese auf dem Markt eingeführt wurde (Morrey, 1989), nahm die Entwicklung neuer Kurzschaftsysteme rasant zu. Dies spiegelt sich auch in der steigenden Anzahl an Veröffentlichungen zu diesem Thema. Waren es zunächst Forschungsarbeiten zu biomechanischen Eigenschaften, werden nun auch in Anbetracht steigender Implantationszahlen vermehrt mittel- und langfristige klinische Daten zu den einzelnen Prothesentypen sowie Übersichtsarbeiten publiziert (Liang et al., 2018; van Oldenrijk et al., 2014).

Mittel- und langfristige Ergebnisse konventioneller zementfreier Langschäfte zeigten durchschnittliche Prothesenstandzeiten von mehr als 95% nach 10 Jahren (Hailer et al., 2010; Troelsen et al., 2013; Wyatt et al., 2014). Untersuchungen von Kurz- und Langschäften konnten bestätigen, dass die Ergebnisse der Kurzschaftsysteme vergleichbar, zum Teil sogar besser als die der Standardschäfte waren (Giardina et al., 2018; Kim et al., 2016; Stulberg and Patel, 2013; Tomaszewski et al., 2013; Yu et al., 2016).

Schätzungsweise über 40 Modelle wurden entwickelt, von denen einige auch wieder vom Markt genommen wurden (Falez et al., 2015). So zeigte die CUT®-Prothese (Abb.2) beispielsweise inakzeptable Standzeiten, Schwierigkeiten bei der Revision sowie Valgusveränderungen in der Gelenkgeometrie (Ishaque et al., 2009).



Abbildung 2: CUT®-Prothese mit periprothetischer Saumbildungen (***) und hypertrophe Kortikalisreaktionen (+++) als Ausdruck eines Stress Shielding und Migrationsprozesses**

Pepke et al. untersuchten in ihrer biomechanischen Studie das radiologische Zeichen der distalen kortikalen Hypertrophie des Fitmore-Kurzschafte und des CLS Geradschaftes. Es wird vermutet, dass die Steifigkeit und die Flexibilität eines Implantates einen großen Einfluss auf die Kraftübertragung und damit auf die Knochenumbauprozesse ausüben (Pepke et al., 2014). Die Querschnittsform (axiales Flächenträgheitsmoment) und das Oberflächenmaterial der Prothese bestimmen maßgeblich diese Biegefestigkeit. Ist diese vor allem im distalen Schaftbereich zu hoch, kann die Prothese bei Einleitung von Drehmomenten den physiologischen Biegungen des Femurs nicht mehr folgen (Namba et al., 1998; Skinner and Curlin, 1990).

Studien bezüglich des Verhaltens zementfreier sowie zementierter Prothesen im knöchernen Lager zeigen, dass durch eine exakte Passform im proximalen Femuranteil eine gute Primärstabilität gewährleistet werden kann (Jahnke et al., 2015; Otani and Whiteside, 1992).

Ein initial signifikanter Knochendichteverlust 3-6 Monate postoperativ konnte sowohl bei Kurz- als auch Standardschäften im proximalen Bereich beobachtet werden (Aldinger et al., 2003; Augustin et al., 2018; Jahnke et al., 2014; Reiter et al., 1997; Roth et al., 2005). Hierfür war neben mechanischen Irritationen, bedingt durch den operativen Eingriff und postoperativer Immobilisation, vor allem ein veränderter Kraftfluss nach Prothesenimplantation verantwortlich (Götze et al., 2010; Huiskes et al., 1992).

Bei einem partiellen Erhalt des Schenkelhals kann durch die hinzugewonnene Kontaktfläche im proximalen Femur die Rotationsstabilität eines Implantates verbessert werden (Jahnke et al., 2015; Whiteside et al., 1995). Zudem wird eine anatomische Rekonstruktion auch in Bezug auf die Weichteilstrukturen leichter ermöglicht (Rajakulendran and Field, 2012; Windhagen et al., 2015).

Während einige Studien einen Zusammenhang zwischen Prothesenschaftgröße und postoperativer Knochendichteabnahme nachweisen (Engh and Bobyn, 1988; Sköldenberg et al., 2006; Yamaguchi et al., 2000), gibt es auch Untersuchungen, die keinen Zusammenhang darin sehen (Aldinger et al., 2003). Eine Zunahme der Prothesenschaftlänge hingegen geht mit einer verminderten Beanspruchung im proximalen und einer erhöhten Beanspruchung im distalen Femurbereich einher (Arno et al., 2012). Aus den fehlenden Dehnungsreizen wiederum resultieren aseptische Lockerungen des Implantats, wohingegen durch Überbeanspruchung Kortikalishypertrophien entstehen.

Da die Kurzschaftprothesen, bedingt durch eine kurze Schaftlänge distal, seltener diese Hypertrophieerscheinungen zeigen, reduziert sich das Auftreten von Oberschenkelschmerzen gegenüber den Standardschäften (Horwood et al., 2019). Eine Kürzung des Schaftes bis zu einer gewissen Länge hat einen positiven Effekt auf die Spannungs-Abschirmung vor allem im proximalen Femur, da eine physiologische Kraftübertragung möglich ist, wobei die maximale Drehmomentübertragung auf Höhe der Trochanter minor liegt (Hamadouche et al., 2015; Østbyhaug et al., 2013; Wilson et al., 2012). Kürzungen des Prothesenschaftes hingegen auf weniger als 50 mm unterstützen zwar die proximale Kraftübertragung, aber ein Knochendichteverlust bleibt trotz ausreichender Primärstabilität unvermeidbar (G. Yamako et al., 2015).

Hinsichtlich der Positionierung der Kurzschaftprothesen hat die Resektionshöhe einen entscheidenden Einfluss (Abb. 3). Höhere Resektionsebenen gehen mit einer eher varischen, tiefere Resektionsebenen mit einer valgischen Positionierung der Prothese einher (Mihalko et al., 2009).



Abbildung 3: Resektionsprinzip bei varisch, neutral und valgisch implantierter Prothese, die grüne Markierung zeigt den Anteil des Schenkelhalses, der erhalten bleibt.

Aus biomechanischer Sicht zeichnet sich eine in neutraler Stellung implantierte Prothese durch eine flächige laterale distale Kortikalisanlage aus mit voller Ausnutzung ihrer Hebellänge (Abb. 4a). Bei valgischer Schaftstellung vergrößert sich die Schaftquerschnittsfläche, der Hebelarm wird kleiner und das Implantat kommt weiter proximal zum Anliegen kommt (Abb. 4b).

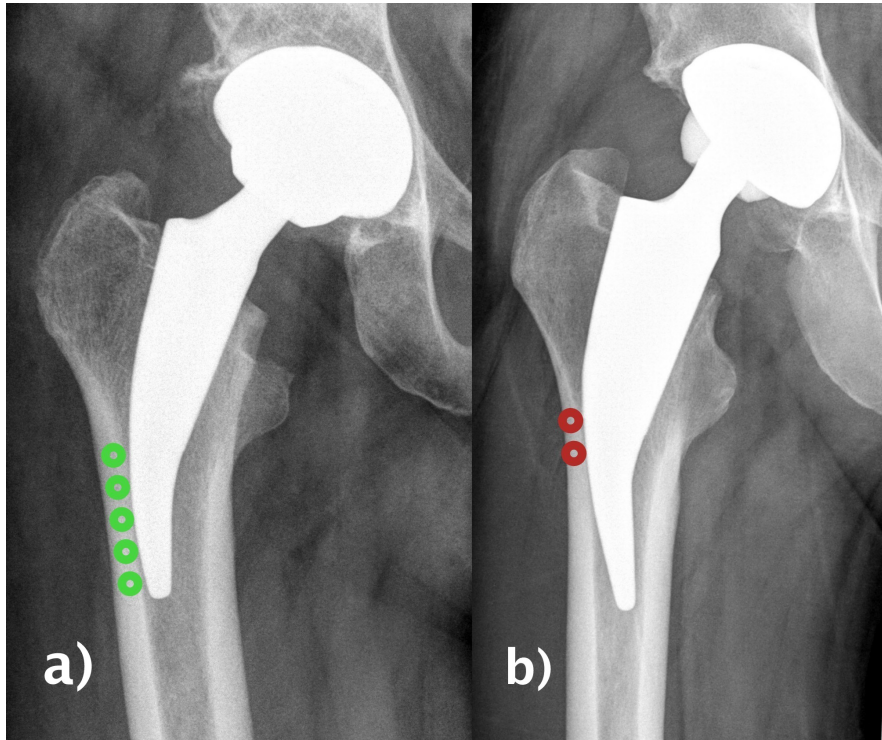


Abbildung 4: a) Metha-Prothese in neutraler Schaftstellung mit flächiger distaler Abstützung (grüne Kreise) , b) valgische Schaftstellung mit weiter proximaler Anlage (rote Kreise)

Die Studienlage bezüglich des Einflusses einer von der Norm abweichenden Implantatstellung auf Knochenumbauprozesse und projektionsradiologische Untersuchungen ist kontrovers.

Während einige Autoren keine Korrelation zwischen Implantatabweichung in Varus-Valgus-Positionen, Schaftgröße und Resektionshöhe mit Knochendichteveränderungen feststellten (Brinkmann et al., 2017; Burchard et al., 2017; Lerch et al., 2012), konnten Panisello et al. einen Zusammenhang zwischen einer von der Norm abweichenden Schaftpositionierung und Knochendichteabnahme sehen, jedoch ohne signifikanten Effekt auf das klinisch-radiologische Ergebnis (Panisello et al., 2006).

Untersuchungen des Metha- Kurzschaftsystems legen dar, dass eine hohe Resektion mit einer vermehrten varischen Position des Implantats einhergeht und vor allem eine vermehrte Druckbelastung im medialen proximalen sowie im distalen Bereich an der Prothesenspitze zu verzeichnen ist. Bei tiefen Resektionsebenen wurden keine Unterschiede bzgl. der Krafteinleitung zum Leerfemur beobachtet. Bleibt der kortikale Schenkelhalsring erhalten, sind auch tiefe Resektionen zulässig (Floerkemeier et al., 2013). Klinisch-radiologische Analysen beobachten ein Absinken der Prothese bei valgischer Implantatstellung, jedoch ohne Einfluss auf das klinische Outcome (Kutzner et al., 2017). Shishido et al. sehen in der valgischen Schaftpositionierung einen Risikofaktor für eine erhöhte Spannungsabschirmung (Shishido et al., 2018) und Buttaro et al. konnten eine erhöhte Tendenz zu intraoperativen periprothetischen Femurfrakturen bei valgisch implantierten MiniHip-Prothesen beobachten (Buttaro et al., 2019).

Diese divergenten Angaben machen es demzufolge nötig, den Einfluss einer von der Norm abweichenden Schaftstellung insbesondere der valgischen Schaftstellung weiter zu analysieren.

Aus der Literatur ist bekannt, dass beim Aufstehen, Gehen und Treppensteigen Torsionsbelastungen auf die Prothesenschäfte wirken (Bergmann et al., 1993; Mjöberg, 1997). Die initiale Verankerungsstabilität auf solche Torsionsbelastungen - die primäre Rotationsstabilität - ist ein außerordentlich wichtiger Prognosefaktor für eine dauerhaft stabile Implantatverankerung und kann quantitativ über das Ausmaß der Mikrorelativbewegung an der Implantat-Knochengrenze beschrieben werden, um so präklinische Aussagen über das knöcherne Verankerungsverhalten zu treffen (Gebauer et al., 1989; Görtz et al., 2002; Hua and Walker, 1994; Sugiyama et al., 1992).

2 Zielsetzung des Projektes

Das Ziel dieser Forschungsarbeit ist es, die primäre Rotationsstabilität aktuell eingesetzter Hüftkurzschaftprothesen in vitro zu testen und Aussagen über das Verankerungsmuster des jeweiligen Schaftsystems zu treffen, auch unter Berücksichtigung einer valgischen Implantatstellung.

Es sollen Antworten auf folgende Fragen gegeben werden:

1. Welche Verankerungscharakteristik weisen die derzeit eingesetzten femoralen Kurzschaftprothesen auf? Worin unterscheiden sich die verschiedenen Kurzschaftsysteme hinsichtlich ihrer primären Rotationsstabilität?
2. Welche Auswirkungen hat eine valgische Implantatstellung auf das Verankerungsmuster der Prothesen und die primäre Rotationsstabilität? Welche Unterschiede treten diesbezüglich bei den einzelnen Modellen auf?
3. In wie weit lassen sich die Ergebnisse dieses experimentellen Forschungsprojektes in den klinischen Kontext übertragen und einordnen?

3 Theoretischer Hintergrund

3.1 Indikationen zum primären Hüftgelenkersatz

Die Indikationen zum endoprothetischen Gelenkersatz an der Hüfte im Allgemeinen sind vielfältig. Neben der primären (idiopathischen) Koxarthrose, die sich gewöhnlich nach dem 50. Lebensjahr manifestiert und klinisch durch Schmerzen und Funktionseinschränkungen zu einem hohen Leidensdruck führt, können sekundäre Koxarthrosen meist mit einer klinischen Manifestation vor dem 50. Lebensjahr einen Hüftgelenkersatz bedingen. Zu den Grundleiden, die zu einer sekundären Koxarthrose führen können, zählen die angeborene Hüft dysplasie/-luxationen, der Morbus Perthes, die Epiphyseolysis capitis femoris, die Protrusio acetabuli, die spontane pubertäre Hüftsteife, die aseptische Hüftkopfnekrosen, die rheumatoide Arthritis, die bakterielle Koxitis (nach saniertem Infekt), Femurfrakturen und Trümmerfrakturen von Femurkopf und Pfanne, die posttraumatische Koxarthrosen, die Arthropathien (metabolisch, neurogen, endokrin, bei Hämophilie, Sichelzellanämie, Leukämie sowie Systemerkrankungen), die Chondromatose, die Osteochondrosis dissecans, die Osteoradionekrose sowie Tumoren und tumorähnliche Läsionen (Eichinger et al., 2007; Schröder et al., 2008).

Hinsichtlich der Indikation, speziell für Kurzschaftendoprothesen, empfehlen die verschiedenen Entwickler derzeit teilweise differierende, im Vergleich zum Standardschaft aber übereinstimmend eingeschränkte Indikationen, die vor allem Patienten mit anatomischen Extrema (Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel kurz: CCD-Winkel $<120^\circ$ und $>145^\circ$, erhöhte Antetorsion des Schenkelhalses, Fehlformen des proximalen Femurs) sowie mit eingeschränkter Knochenqualität, Knochendefekten, Adipositas (BMI > 35) und erhöhtem Lebensalter ausschließen (Babisch, 2017). In der aktuellen Literatur werden angemessene Indikationen für Hüftkurzschaftprothesen diskutiert und aktuell liegt keine klare Definition diesbezüglich vor (Gruner and Heller, 2015). Ausweitungen der Indikation zur Behandlung von Hüftkopfnekrosen (Floerkemeier et al., 2012; Jerosch et al., 2014; Zeh et al., 2011) sowie adipösen Patienten (Chammaï and Brax, 2015) und Patienten älter als 70 Jahre (Boller et al., 2019; Patel et al., 2012; Yu et al., 2016) sind beschrieben. Auch bei extremen CCD-Winkeln und Fehlformen des Femurs ist eine gute Rekonstruktion der Gelenkgeometrie möglich, wenn eine ausreichend groß dimensionierte Kurzschaftprothese gewählt wird. (Jahnke et al., 2015; Noble et al., 1988).

Schließlich muss in Anbetracht der Vielfalt von Kurzschachtsystemen neben der chirurgischen Indikation auch die Operationstechnik und die Wahl der geeigneten Prothese basierend auf einer exakten, möglichst computergestützten Operationsplanung mit Sorgfalt getroffen werden, immer unter Berücksichtigung der individuellen Ansprüche und des zu erwartenden Nutzen für den Patienten sowie den Erfahrungen des Operateurs im Umgang mit dem jeweiligen Implantat (Moga et al., 2015; Schmidutz et al., 2012).

3.2 Klassifikation und Konzeptionelle Besonderheiten

Das Konzept der Hüftkurzschachtprothesen zeichnet sich durch ein knochensparendes Prothesendesign sowie die Nutzung verschleißarmer Gleitpaarungen aus.

Die metaphysäre Knochenverankerung mit einhergehender Schonung des proximalen Femurs sowie die proximale Kraftübertragung mit Vermeidung periprothetischer Knochenatrophien sind neben der Möglichkeit einer minimalinvasiven, weichteilschonenden Operationstechnik und der optimalen Rekonstruktion der Gelenkgeometrie die Hauptmerkmale der modernen Kurzschachtsysteme. Durch die kurzstreckige metaphysäre Verankerung muss durch das Prothesendesign eine möglichst anatomische Anpassung an die Geometrie der Intertrochanterregion geschaffen werden. Dies setzen die Hersteller entweder durch einen markraumfüllenden Formschluss (engl. „form fit“) oder eine mehrpunktuelle Verklebung mit Kraftschluss (engl. „press-fit“) um (Babisch, 2017).

Die Hersteller versuchen außerdem, die Implantatsteifigkeit herabzusetzen, damit sich die Prothese der physiologischen Spannungsverteilungen im Femur besser anpassen kann. Dies geschieht zum einen durch die Verwendung von Beschichtungen der Prothese, welche die Unterschiede in den Elastizitätsmodule der Knochenspongiosa und des jeweiligen Implantat relativieren, zum anderen bewirkt eine Verschmälerung der Schaftquerschnittsfläche nach distal die Herabsetzung der Flächenträgheitsmomente.

Die Vielzahl der verschiedenen Kurzschachtsysteme mit unterschiedlichem Prothesendesign und daraus folgenden Resektionshöhen erschweren die Vergleichbarkeit sowohl biomechanischer als auch klinischer Ergebnisse. Daher sollte ein einheitliches System zur Klassifizierung der verschiedenen Kurzschachtprothesen verwendet werden.

Etablierungsversuche eines solchen Klassifizierungssystem für Hüftkurzschaftprothesen wurden in der Literatur bereits mehrfach durchgeführt (Falez et al., 2015; Feyen and Shimmin, 2014; Jerosch, 2012; McTighe et al., 2013; van Oldenrijk et al., 2014). Während einige Autoren bei der Klassifikation die Schaftlänge und Fixierstrecke im Oberschenkelknochen vornehmlich berücksichtigen (Feyen and Shimmin, 2014; McTighe et al., 2013), wählen andere Autoren die Resektionshöhe und das damit verbundene Kriterium des Knochenverlustes als bestimmenden Faktor ihrer Klassifikation (Falez et al., 2015; Jerosch, 2012). Bei der häufig zitierten Klassifikation nach Jerosch (Jerosch, 2012) wird anhand der Resektionshöhe in schenkelhalserhaltende, schenkelhalsteilerhaltende und schenkelhalsresezierende Kurzschaftprothesen unterschieden, auch unter Berücksichtigung der Prothesenlänge und der zugrundeliegenden Biomechanik sowie des Verankerungsverhalten. Dennoch ist anzumerken, dass bei den oben genannten Klassifikationen die Grenzen zwischen Kurz- und Standardschaft unscharf bzw. fließend sind, sodass es weiterhin nötig erscheint, eine klare Definition für den Kurzschaftbegriff zu etablieren.

3.3 Verankerungsprinzipien und primäre Rotationsstabilität

Hinsichtlich der Verankerungsprinzipien im Prothesen-Knochen-Verbund unterscheidet man prinzipiell zementierte von zementfreien Implantationsverfahren.

Während zementierte Prothesenschäfte nach Aushärtung des Zementes direkt eine suffiziente Stabilität besitzen, ist die zementfreie Verankerungsmethode aufwändiger, da die Prothesenschäfte in ein zuvor optimal präpariertes Knochenlager implantiert werden müssen, um einen möglichst guten Form- und Kraftschluss herzustellen (Bensmann, 1990; Jahnke et al., 2015; Plitz, 1993; Wirtz et al., 1998). Die dazu nötigen Instrumentarien, wie Raspeln oder Verdichter, sind geometrisch exakt auf das Implantat abgestimmt und bewusst etwas unterdimensioniert (Plitz, 1993). Dieser Dimensionsunterschied gewährleistet, dass beim Einschlagen der Prothese eine ausreichende Druckspannung im Verbund zwischen Knochen und Implantat entsteht. Da die Geometrien der Prothese und des Markraums nicht immer exakt übereinstimmen, wird die Primärstabilität zunächst durch eine mehrpunktuelle Verklebung der Prothese mit Kraftschluss (engl. „press fit“) erzielt. Bei ausreichend vorhandener Primärstabilität ist ein Heranwachsen der Knochenspongiosa an das Implantat möglich und kann eine Sekundärstabilität durch einen Formschluss bilden (Bensmann, 1990).

Somit stellt die Primärstabilität eine wichtige Voraussetzung für eine erfolgreiche Integration und dauerhafte Fixierung der Hüftendoprothese im Femur dar (Gebauer et al., 1989; Whiteside and Easley, 1989).

Ob ein Implantat eine dauerhaft stabile Verankerung erfährt, hängt im Wesentlichen von den Reaktionen des Knochens auf seine biomechanischen Einflüsse ab (Jakubowitz et al., 2008; Kummer, 1988). Diese Reaktionen beruhen auf dem Wolffschen Transformationsgesetz, gemäß dessen sich der Knochen als dynamisches Gewebe durch das Zusammenwirken von Osteoklasten, Osteoblasten und Osteozyten in einem permanenten Umbauprozess befindet und entlang mechanischer Belastungen ausrichtet (Wolff, 1892). Folglich passt sich der Knochen bei physiologischen Belastungen optimal den mechanisch wirkenden Kräften an. Ist die Biegefestigkeit einer Prothese zu groß, führt dies zu Spannungsabschirmung (engl. „stress shielding“) und dadurch zu Minderbelastungen des Knochens. Dies wiederum resultiert in einem Knochenabbau (Huiskes et al., 1992).

Abhängig von ihrem Design zeigen die Prothesen nach der Implantation ein spezifisches Verankerungsmuster. So führt die vorwiegend distale Krafteinleitung der Standardschäfte zu einer proximalen Spannungsabschirmung und damit einhergehender periprothetischer Knochenresorption mit Lysesäumen, wodurch dann eine stabile Osteointegration des Implantates auszubleiben droht (Plitz, 1989). Kurzschaftprothesen hingegen weisen ein vorwiegend proximales Verankerungsmuster auf und bewirken durch ihre geringere Länge und Querschnittsfläche ein physiologischeres Belastungsmuster, wodurch ein möglicher reaktiver Knochensubstanzverlust reduziert wird (Chen et al., 2009). Durch eine exakte Passform im proximalen Femuranteil kann eine gute Primärstabilität gewährleistet werden (Jahnke et al., 2015; Otani and Whiteside, 1992). Zur Erreichung einer ausreichenden Sekundärstabilität sollte die mittlere Rauheit der Prothesenoberfläche zwischen 50-100 μm liegen (Baroud et al., 1998).

Mikrorelativbewegungen an der Implantat-Knochen-Grenzfläche sollten im physiologischen Bereich zwischen 28 – 150 μm liegen, da so das Heranwachsen der Spongiosa an den Prothesenschaft optimal gefördert wird. Übersteigen die Mikrobewegungen diesen Bereich, wird die Prothese lediglich durch eine Art fibröses Bindegewebe umhüllt und eine stabile Osteointegration bleibt aus (Ducheyne et al., 1977; Pilliar et al., 1986).

Eine postoperative Zeitspanne von 12 Monaten ist nach neueren Erkenntnissen nötig, um eine ausreichende Sekundärstabilität aufzubauen (Wolf et al., 2010). Idealerweise sollte der Knochen über die Zeit im gleichen Maße Sekundärstabilität durch Heranwachsen an das Implantat aufbauen wie die Primärstabilität verloren geht, andernfalls ist die Prothese lockerungsgefährdet (Abb. 5) (Bensmann, 1990).

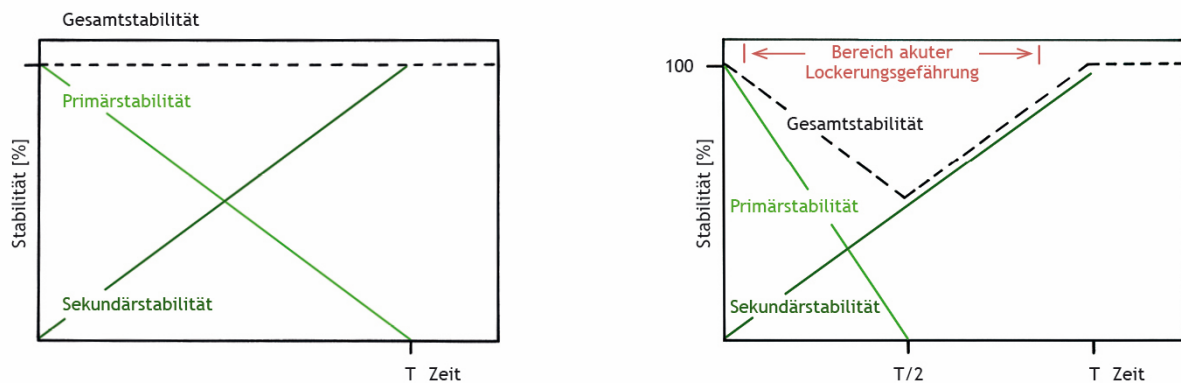


Abbildung 5: Schematische Darstellung von optimaler (links) und mangelnder (rechts) Gesamtstabilität in Abhängigkeit von der Zeit (nach Bensmann 1990)

Bei der Erstimplantation darf eine mögliche Revision nicht außer Acht gelassen werden. Im Revisionsfall sind die Voraussetzungen umso besser, je stabiler und intakter das knöcherne Lager erhalten ist (Jakubowitz et al., 2008).

3.4 DEXA-Untersuchungen bei Hüftkurzschaftprothesen

Das DEXA-Verfahren (engl. dual-energy absorptiometry X-ray analysis) ist eine etablierte Methode zur Beurteilung periprothetischer Knochenumbauprozesse, auch bei Hüftkurzschaftprothesen. Dabei ist zunächst in der frühen postoperativen Phase bis zum 6. Monat im Allgemeinen ein Knochendichteverlust zu beobachten. Anschließend folgt in unterschiedlichem Maße eine Erholungsphase mit Zunahme der Knochendichte (Augustin et al., 2018; Brinkmann et al., 2017, 2015; Ercan et al., 2016; Jahnke et al., 2014; Lerch et al., 2012; Synder et al., 2015).

Der Bereich des Femurschaftes wird zur Darstellung der Knochendichteveränderung gemäß der Zonen nach Gruen in 7 Messbereiche (engl. regions of interest) unterteilt (Gruen et al., 1979). Die Angabe der periprothetischen Knochenmineraldichte (kurz: KMD, engl. bone mineral density) erfolgt in g/cm^2 oder auch als prozentuale Veränderung zur Referenzmessung, die in der Regel vor oder auch kurz nach dem operativen Eingriff durchgeführt werden kann. Mithilfe der DEXA-Methode können so Rückschlüsse über die Krafteinleitung und die prothesenspezifische Verankerung gezogen werden

Die nachfolgende Abbildung zeigt die Einteilung der Gruen-Zonen am Beispiel eines implantierten Metha-Schaftes (Abb. 6).



Abbildung 6: Einteilung eines Metha-Schaftes in die Zonen nach Gruen

4 Material und Methodik

4.1 Die Rotationsmesseinheit

Zur Ermittlung der primären Rotationsstabilität bei dieser in vitro Analyse findet ein schon etabliertes (Görtz et al., 2002; Thomsen et al., 1999) und mehrfach publiziertes Messverfahren (Hamadouche et al., 2015; Jakubowitz et al., 2008; Thomsen et al., 2001) Anwendung (Abb.7).

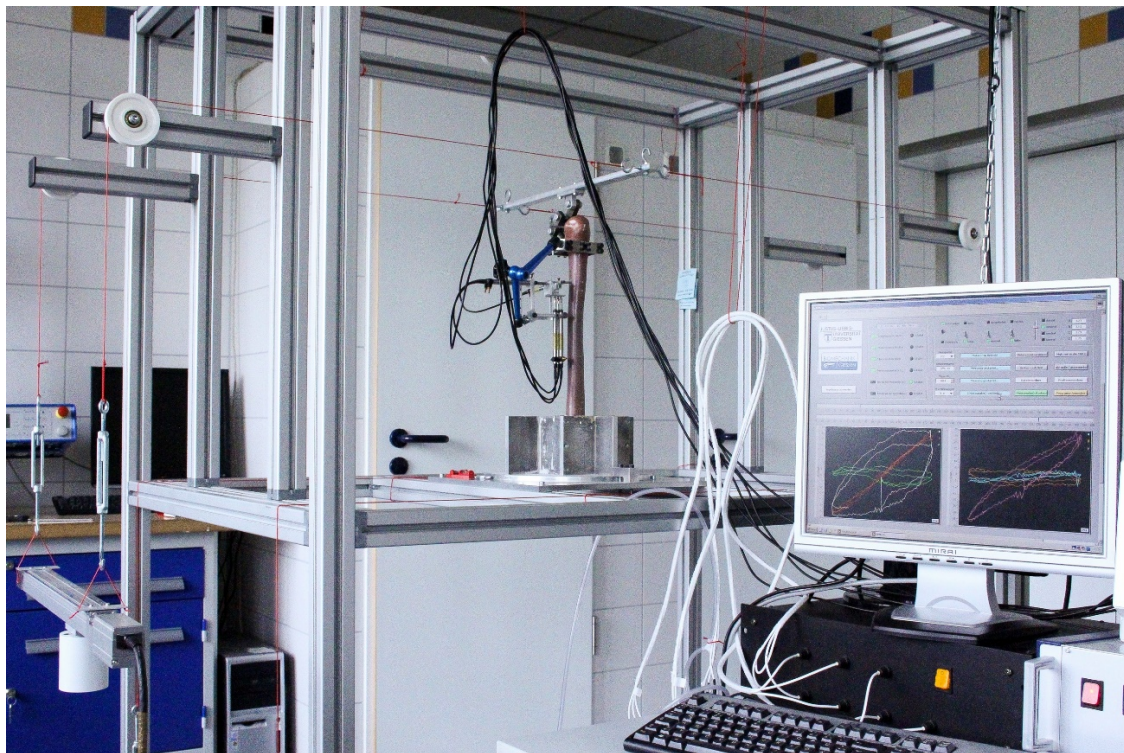


Abbildung 7: Arbeitsplatz mit Messmaschine und Messsystem

Das Messprinzip basiert neben einer Kraft-, Belastungs- und Drehmomentkomponente auf einer taktilen Messsensorik mit mathematischem Auswertungsalgorithmus zur Bestimmung der Mikrorelativbewegungen des Implantat-Knochenverbundes.

Aus der Literatur ist bekannt, dass beim Aufstehen, Gehen und Treppensteigen Torsionsbelastungen auf die Prothesenschäfte wirken (Bergmann et al., 1993; Mjöberg, 1997). Diese Torsionsmomente werden auf den Knochen übertragen und beanspruchen diesen. Bei guter Presspassung der Prothese kann mit ausreichendem Formschluss eine physiologische Drehmomentbeanspruchung des Femurs realisiert werden. Daraus folgt auch eine Reduzierung der Mikrorelativbewegungen an der Implantat-Knochen-Grenze und somit eine größere Primärstabilität.

Unter Berücksichtigung dieser Überlegungen entwickelten Thomsen et al. 1999 eine Methode zur Analyse der spezifischen Verankerungscharakteristika zementfrei implantierter Prothesenmodelle unter Drehmomentbelastungen bezogen auf ihre Primärstabilität. Das von ihnen konstruierte Messsystem ist in der Lage, die Bewegungsausmaße des Prothesenschaftes relativ zur Bewegung des Kunststoffknochens zu messen. Durch die Nutzung dieser Kunststoffemora sowie unter Einhaltung eines klar definierten Implantationsprozesses wurde eine hohe Standardisierung und Reproduzierbarkeit der Messergebnisse erzielt (Görtz et al., 2002; Thomsen et al., 2001).

4.2 Theoretisch-mathematische Betrachtung des Messsystems

Durch das Wirken von Drehmomenten auf Prothese und Knochen reagieren diese in Form von dreidimensionalen Bewegungen. Zur Erfassung dieser Bewegungen, nimmt man zunächst an, dass es sich bei den zu messenden Objekten jeweils um starre Körper in Form von Volumensegmenten handelt. Somit führt jeder beliebige Messpunkt bei einer Verformung die gleiche in dem zu untersuchenden Volumensegment durch.

Ein willkürlich ausgewählter Punkt P_1 besitzt 3 Freiheitsgrade und führt demnach Translationsbewegungen auf den drei Koordinatenachsen durch. Ein weiterer Punkt P_2 kann sich dann kugelförmig um P_1 bewegen, da der relative Abstand von P_1 und P_2 wie bei einem starren Messkörper als konstant anzusehen ist. P_2 hat zwei Freiheitsgrade und kann sich folglich auf 2 Achsen um P_1 bewegen. Ein dritter Punkt P_3 vollzieht nur noch durch einem Freiheitsgrad bestimmte Bewegungen auf der Kreisbahn um die Verbindungslinie der Punkte P_1 und P_2 (Abb. 8).

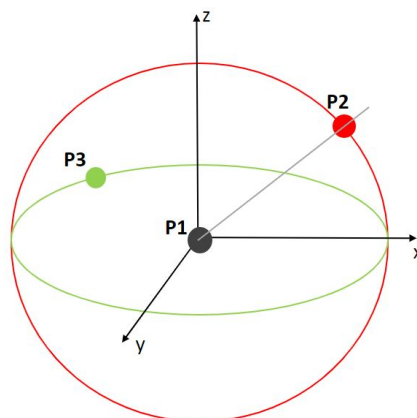


Abbildung 8: Veranschaulichung der räumlichen Bewegung

Jeder weitere Punkt ist eindeutig durch die drei herausgenommenen Punkte bestimmt. Somit ist es möglich, Bewegungen an jedem beliebigen Messpunkt durch 6 Variablen eindeutig zu beschreiben.

Da weder Prothese noch Knochen starre Messkörper darstellen, kann das elastische Verformungsverhalten durch die Messung der räumlichen Bewegung an mehreren Teilbereichen – Messpunkten - und anschließender Aneinanderreihung dieser annähernd erfasst werden (Görtz et al., 2002; Jakubowitz et al., 2008).

An jedem Messpunkt wird über einen Pin mit Adapter ein starr fixiertes Messkoordinatensystem (Messwürfel KM) angeschlossen. Ein zusätzliches raumfestes Koordinatensystem (KR), dargestellt durch einen äußeren Messrahmen, nimmt die Bewegungen von KM in allen 6 Freiheitsgraden auf. Anfangs sind KM und KR identisch. Während einer Messung wird dann die Bewegungen von KM relativ zu KR erfasst. Da KM mit nur einem Volumenelement verbunden ist, erfolgt die Messung der Bewegung unabhängig von jeder Eigenbewegung und Eigenverdrehung des Messobjektes. KR stellt das äußere Kraftsystem dar, durch dessen Mittelpunkt alle Kräfte ziehen, sodass sowohl jeder translatorischen als auch jeder rotatorischen Bewegungskomponente eine eindeutige Kraft und ein eindeutiges Drehmoment zugeordnet werden kann. Eine wichtige Voraussetzung ist, dass das zu messende Koordinatensystem KM unabhängig und entkoppelt vom Kraftsystem KR arbeitet (Abb. 9).

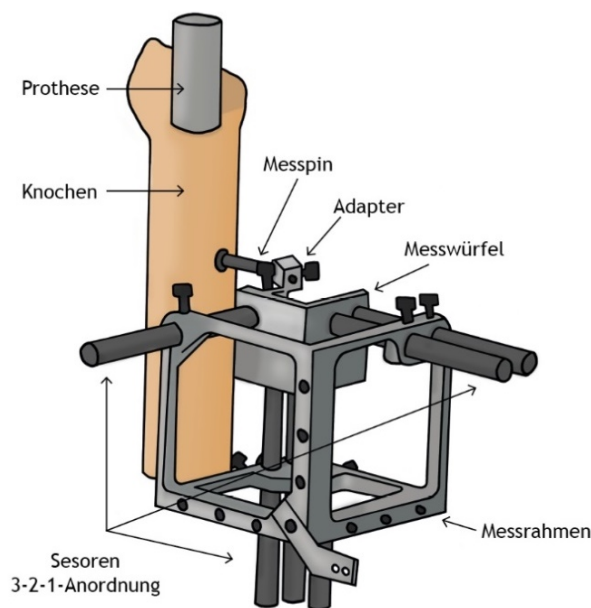


Abbildung 9: Schematische Darstellung des Messsystems sowie Originalaufnahme während eines Messvorgangs

Zur räumlichen Erfassung der relativen Bewegung von KM zum raumfesten Koordinatensystem KR mit seinen 6 Freiheitsgraden bedarf es folglich mindestens 6 unabhängiger Feinmesstaster. Zur Messtastung werden induktive Wegaufnehmer (Auflösung $0,1 \mu\text{m}$) verwendet. Diese stellen das taktile Messsystem dar und werden so in den Rahmen des raumfesten Koordinatensystems KR integriert, dass sie die zueinander senkrecht stehenden Koordinatenebenen des dreidimensionalen Raumes aufspannen und die Bewegungen des Messwürfels erfassen können. In der hier dargestellten Grundposition (Abb. 9) sind die Sensoren S_{1-3} auf die Z-Achse ausgerichtet und die Sensoren S_{4-5} entlang der Y-Achse. Die X-Achse wird schließlich durch den Sensor S_6 repräsentiert. Jeder Sensor projiziert sich somit jeweils senkrecht zu 2 Koordinatenachsen bzw. zu der von diesen beiden Achsen aufgespannten Ebene (Abb.10).

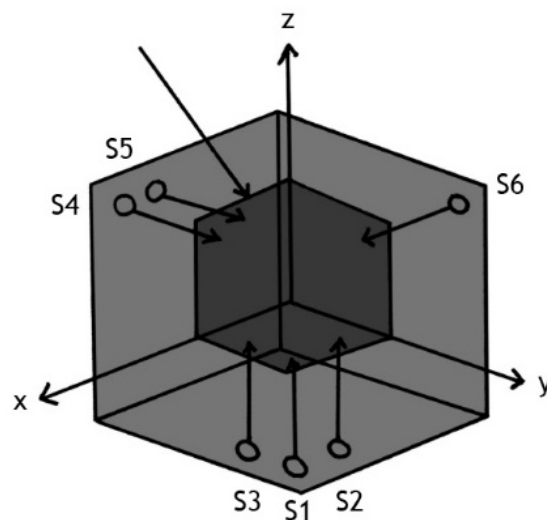


Abbildung 10: Schema der Anordnung der Messsensoren (S_1 - S_6) in 3-2-1 Konfiguration

Misst der Sensor S_1 beispielsweise Translationsbewegungen in z-Richtung, so erfasst Sensor S_2 rotatorische Bewegungen des Messwürfels relativ zu S_1 um die y-Achse und der Sensor S_3 um die x-Achse, da die x-y-Ebene durch 3 Freiheitsgrade bestimmt wird. Die Sensoren S_4 und S_5 erfassen Bewegungen des Messwürfels entlang der y-Achse senkrecht zur x-z-Ebene, die durch 2 Freiheitsgrade bestimmt wird. Sensor S_6 schließlich detektiert die Verschiebung in x-Richtung senkrecht zur y-z-Ebene, die durch einen Freiheitsgrad bestimmt ist (Abb.10). Durch die 3-2-1 Konfiguration können dann die 6 Freiheitsgrade ermittelt werden (Jakubowitz et al., 2008).

Görtz et al. liefern in ihrer Studie eine ausführliche Beschreibung der zugrunde liegenden Berechnungen (Görtz et al., 2002). Einfach zusammengefasst wird der Translationsvektor jeder Ebene über die jeweiligen Normalvektoren und die absoluten Abstände zum Ursprungspunkt (0/0/0) bestimmt. Der Rotationsvektor bzw. Drehwinkel α kann dann mithilfe der Einheitsvektoren von den entsprechenden Ebenen berechnet werden. Dieser Drehwinkel α wird schließlich über eine Drehmoment-Zuwachszahl normiert und stellvertretend für die Gesamtbewegung im Prothesen-Knochen-Lager angegeben. Der normierten Drehwinkels α und der normierten Translationsvektor wird mit Hilfe der von Görtz et al. erstellten Pascal®- Software ermittelt (Görtz et al., 2002).

Mit den Mittelwerten der normalisierten Drehwinkel $\Delta\alpha_z/T_z$ [mgrad/Nm] und den über einen digitalen Messschieber ermittelten Radien der Prothesenschäfte wurden dann die Verbundbewegungen über den Tangens (tan) berechnet (Abb. 11):

$$\tan(\alpha_z/T_z) = \frac{\text{Interfacebewegung (x)}}{\text{Schaftradius (r)}}$$

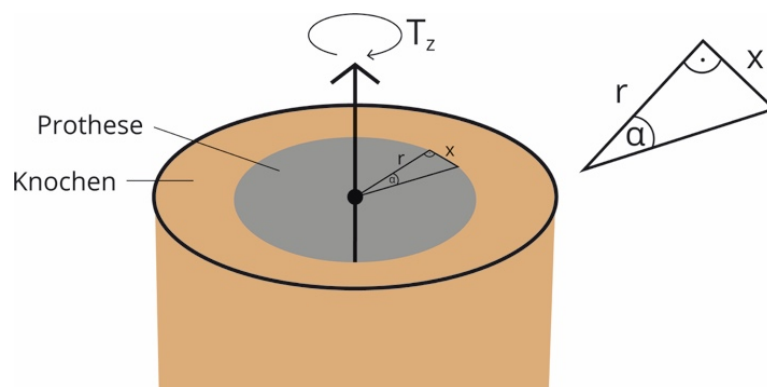


Abbildung 11: Schematische Darstellung der Interfacebewegungen

Die dadurch ermittelten Werte der Interfacebewegungen (x) wurden schließlich mit den bei physiologischen Belastungen angenähert wirkenden Kräften von 25 Nm multipliziert und so die Absolutwerte der Verbundbewegungen ermittelt (Bergmann et al., 1993; Jahnke et al., 2015)

4.3 Das Kraftsystem

Das durch ein äußeres Kraftsystem übertragene Drehmoment erzeugt Bewegungen im Prothesen-Knochenverbund. Diese Mikrorelativbewegungen bewirken aufgrund des elastischen Verhaltens der Messobjekte eine temporäre Formänderung. Durch diese Formänderung ändert sich auch zwangsläufig der Ort der Kraftangriffspunkte. Diese Positionsabweichung induziert wiederum eine Änderung des Kraftsystems. Um diese Rückwirkung mit einem damit einhergehenden Systemfehler zu verhindern, ist es wichtig, Messobjekt und Kraftsystem getrennt voneinander zu betrachten. Diese Entkopplung gelingt dadurch, dass das Kraftsystem alle 6 Freiheitsgrade bei der Erfassung der Relativbewegungen abbildet. Zum anderen kann eine mögliche Rückwirkung dadurch reduziert werden, dass ein ausreichend großer Abstand zwischen Kraftangriffspunkt und Umlenkungspunkt geschaffen wird (Schäfer, W., 1995). In unserem Modell besteht das Kraftsystem aus einer Konstruktion aus Zugseilen mit Umlenkrollen, die an jeder Seite über eine Leiste mit einem frei hängenden Gewicht verbunden sind (Abb.12).

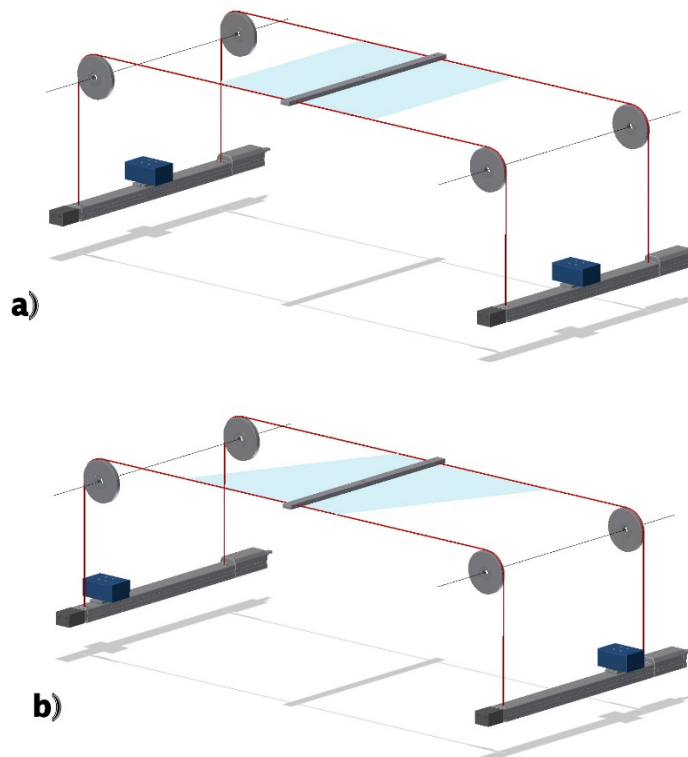


Abbildung 12: Schematische Darstellung des Kraftsystems in Neutralstellung(a) und bei Auslenkung (b)

In der Ausgangsposition (Abb. 12a) befinden sich die Gewichte auf beiden Seiten in Mittelstellung und somit gleichen sich deren Gewichtskräfte aus. Das von Ihnen erzeugte Drehmoment ist null, da die Hebelarmlängen ebenfalls null sind. Zum Erzeugen eines Drehmoments erfolgt dann die Verschiebung der Gewichte über integrierte Schrittmotoren an den Leisten auf beiden Seiten reziprok. Je weiter die Gewichte aus der Neutralstellung ausgelenkt werden, desto größer wird die Hebelarmlänge und dadurch das von ihnen erzeugte Drehmoment. In Anlehnung an die Arbeiten von Thomsen et al. (Thomsen and Lee, 2005) und Jakubowitz et al. (Jakubowitz et al., 2008) werden schließlich rückwirkungsfreie Drehmomente in ventro-dorsaler Richtung in einem stufenlosen Intervall mit einem Betrag von $\pm 7\text{Nm}$ über das Kraftsystem in die Hüftschaffprothesen eingeleitet. Das Drehmomentintervall ist in 80 Schritte gegliedert, wobei eine Sequenz von 3 Wiederholungen mit jeweils 2 Intervallen (also 480 Messwerte) pro Messpunkt durchlaufen wird (Hua and Walker, 1994; Thomsen and Lee, 2005). Dadurch können sehr kleine Mikrobewegungen erzeugt und schließlich gemessen werden, ohne die Verankerungsstabilität des Implantates an sich zu beeinflussen.

4.4 Die Prothesenmodelle

In diesem Forschungsprojekt werden derzeit erhältliche Kurzschaftsysteme analysiert.

4.4.1 Der AIDA®- Schaft

Das Konzept des AIDA-Kurzschaftsystem (implantcast GmbH) beruht auf einer zementfreien schenkelhalserhaltenen Implantation. Dadurch soll eine proximale metaphysäre Verankerung erzielt werden. Für eine ausreichend gute Primärstabilität ist es wichtig, den kortikalen Schenkelhalsring bei der Resektion nicht zu zerstören.

Das Implantat wird aus einer TiAl₆V₄-Schmiedelegierung hergestellt und im proximalen Drittel mit einer implaFix®-Hydroxylapatit als auch mit einer cpTi- Beschichtung versehen, welche in einem Titan-Plasma-Spritzverfahren aufgetragen wird, um hier eine gute sekundäre Osseointegration zu gewährleisten. Im distalen Schaftanteil weist die Prothese eine polierte unbeschichtete Oberfläche auf, wodurch eine rein intramedulläre Führung mit Abstützung lateral am Femur ohne knöcherne Integration angestrebt wird. Die doppelkonische, sich im Verlauf zuspitzende Schaftform mit trapezförmigem Querschnitt und abgerundeten Kanten soll bei der „press-fit“-Implantation die Primärstabilität begünstigen.

Zudem ahmt die Prothese durch eine maximierte medio-laterale und minimierte antero-posteriore Ausdehnung die anatomische Form des Femurs nach, was zu einer Verbesserung der Passgenauigkeit führen soll. Die Prothesenspitze ist abgerundet mit einem breitbasigen Ende, um so Perforationen der lateralen Kortikalis durch den Operateur zu verhindern. Derzeit kann beim AIDA-Schaftsystem zwischen 9 Größen und zusätzlich zwischen einer standardisierten Variante mit 130° CCD Winkel und einer lateralisierten Variante mit 125° CCD-Winkel gewählt werden (Mumme, 2017).

Bei diesem Projekt wurde ein lateralisierter Schaft mit einem 125° CCD-Winkel implantiert und analysiert (Abb. 13).



Abbildung 13: Darstellung einer AIDA-Prothese

4.4.2 Der Metha[®]- Schaft

Die Metha-Kurzschafthprothese (Fa. Braun Aesculap) ist eine zementfreie Kurzschafthprothese mit Hauptkrafteinleitungs- und Verankerungszone im methaphysären Schafthbereich. Der Name „Metha“ steht dabei für „metaphyseal total hip arthroplasty“. Durch ein kurviertes, keilförmig bikonisches und nach distal schmaler werdendes Design soll laut Herstellangaben bei der Implantation eine hohe Primärstabilität erzielt werden.

Der obere Anteil des Implantates ist mit einer mikroporösen Titanbeschichtung (Plasmapore[®]) sowie mit einer dünnen Calciumphosphatschicht (μ -CaP) versehen, um eine osteokonduktive Wirkung mit dadurch einhergehender beschleunigter Sekundärstabilität zu erzielen. Die glatt polierte und leicht gekrümmte Prothesenspitze soll sich bei der Implantation an der dorsolateralen Kortikalis nicht markraumfüllend abstützen, um eine Kraftübertragung und Osteointegration in diesem Bereich zu verhindern. Derzeit verfügt das Metha-Schaft-System über 8 verschiedene Größen mit drei unterschiedlichen CCD-Winkeln von 120°, 130° und 135° (Aesculap, 2016).

Bei dieser Studie wurde ein Implantat mit 130°-CCD-Winkel implantiert und analysiert (Abb. 14).



Abbildung 14: Darstellung einer Metha-Prothese

4.4.3 Der MiniHip™- Schaft

Die MiniHip-Prothese (Firma Corin) ist eine schenkelhalserhaltende zementfreie Hüftkurzschaftprothese, deren Design laut Herstellerangaben auf Auswertungen von CT-Daten des natürlichen Femurs beruht, um eine möglichst anatomische Rekonstruktion der Gelenkgeometrie zu erzielen. Durch eine Resektion des Femurs auf Höhe des mittleren Schenkelhalses (englisch „mid-nec-resection“) erfolgt eine hauptsächlich proximale Verankerung des Implantates im Femur, jedoch besteht laut Herstellerangaben auch durch Varianz der jeweiligen Resektionshöhe die Möglichkeit einer varischen oder valgischen Implantatsetzung. Eine Titanlegierung sowie eine zusätzliche „Bi-coat“-Beschichtung in den proximalen drei Vierteln soll zur Verbesserung der Primärstabilität über den dadurch erhöhten Reibungskoeffizienten sowie zur einer besseren sekundären Stabilisierung über die osteoinduktive Wirkung dieser Beschichtung führen. Ventrale und dorsale Antitrotationsfinnen im proximalen Schaftbereich sollen hauptsächlich zur Stabilisierung gegen Torsionsbelastungen beitragen. Die Form dieser Prothese ist durchgehend ovalär mit sich nach distal zuspitzendem Querschnitt und polierter Prothesenspitze. Eine ebenfalls polierte schmale Schenkelhalskomponente soll den Bewegungsumfang erhöhen, ohne dabei negativen Einfluss auf die Stabilität zu nehmen. Das MiniHip-Schaftsystem wird in 9 Größen sowie stufenweise zunehmender Schenkelhalslänge und Offset angeboten (Corin Germany GmbH, 2012; Jerosch and Glameyer, 2009).

Bei diesem Forschungsprojekt wurde ein Schaft mit einem 130° CCD-Winkel 30° implantiert und analysiert (Abb. 15).



Abbildung 15: Darstellung einer MiniHip-Prothese

4.5 Bestimmung des axialen Flächenträgheitsmoments

Das axiale Flächenträgheitsmoment ist eine aus dem Querschnitt eines Körpers abgeleitete geometrische Größe, mit der die Abhängigkeit auf Biege-, Spannungs- und Torsionsbelastungen beschrieben werden kann. Je größer das axiale Flächenträgheitsmoment ist, desto geringer fällt die auf den jeweiligen Querschnitt wirkende Verformung aus.

Zur Ermittlung des axialen Flächenträgheitsmoments I_y der in unserer Studie verwendeten Prothesenmodelle wurden zunächst die Querdurchmesser auf den entsprechenden Höhen durch einen digitalen Messschiebers bestimmt. Unter Verwendung einer 3D-Software konnten dann die entsprechenden Flächenquerschnittsformen rekonstruiert und die Flächenträgheitsmomente I_y , welche der Biegung des Implantates auf Torsionsbelastung entgegenwirken, bestimmt werden (Abb. 16).

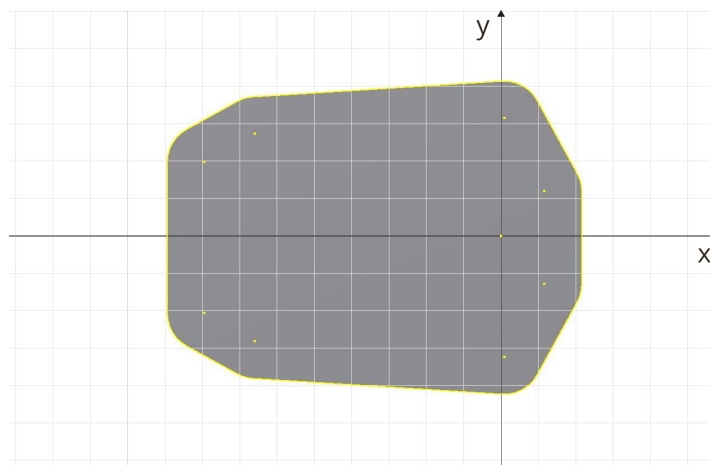


Abbildung 16: Rekonstruktion der Flächenquerschnittsgeometrie (hier: Metha®-Prothese)

4.6 Das Knochenersatzmodell

Bei dieser Studie wurde ein etabliertes und bereits mehrfach publiziertes Kunststoffmodell als Implantationsmedium für unsere Prothesen verwendet (Hamadouche et al., 2015; Jahnke et al., 2018, 2016; Jakobowitz et al., 2008; Thomsen et al., 2001).

Der Vertrieb und die Weiterentwicklung dieser Kunststoffemora (Kranz et al., 1983) erfolgt über die Firma Sawbone Europe AB mit Sitz in Schweden. Neben einer schnellen Verfügbarkeit und hygienischen Untersuchungsbedingungen zeichnen sich diese Kunststoffemora durch eine geringe interfemorale Variabilität und nicht signifikante Unterschiede hinsichtlich biomechanischer Eigenschaften zu Humanpräparaten aus (Cristofolini et al., 1996). Dadurch kann eine hohe Standardisierung erzielt werden. Für die Analysen werden Kunststoffemora der 4. Generation mittlerer Größe mit einem 135° CCD-Winkel verwendet (Abb. 17).

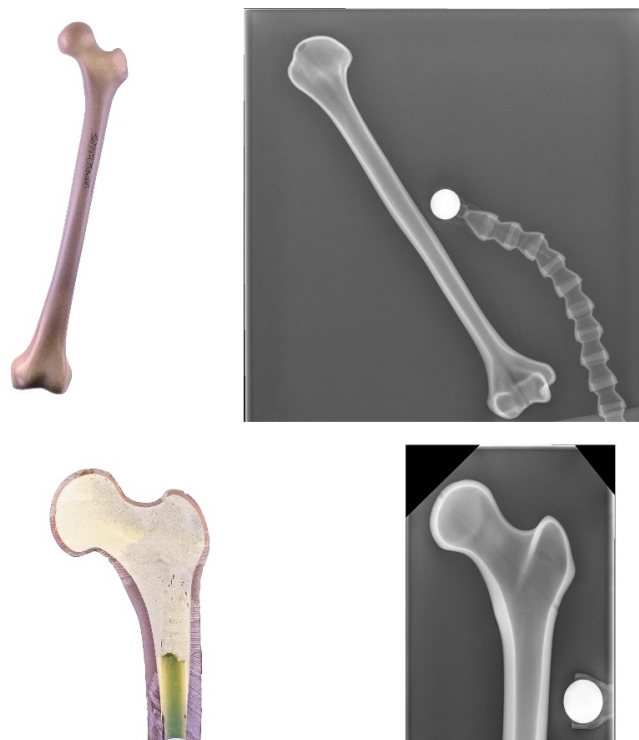


Abbildung 17: Synthetisches Femur nativ (links) und röntgenologisch (rechts)

Dabei wird die Knochenkortikalis durch ein Glasfaser-Expoxydharz-Laminat und die Knochenspongiosa durch einen PU-Schaum nachgebildet, um eine möglichst realitätsgetreue Implantation der Prothesenmodelle zu erzielen.

4.7 Das Versuchsprotokoll

Für diese Studie wurde ein einheitliches Versuchsprotokoll entwickelt und verwendet, bei dem alle Versuchsschritte von der Festsetzung der Messpunkte über die Implantation und Präparation der Prothesen und der Kunststoffemora bis hin zur Vermessung unter möglichst standardisierten und reproduzierbaren Bedingungen durchgeführt wurden. Dadurch können einheitliche Daten generiert und anschließend analysiert und bewertet werden.

4.7.1 Die Versuchsmatrix

Gemäß des Versuchsschemas in Tabelle 1 wird jede Kurzschaftprothese in jeweils n = 5 biomechanische Kunststoffemora sowohl in neutraler als auch in valgischer Schaftstellung implantiert.

Tabelle 1: Versuchsmatrix

Kurzschaftsystem	Schaftstellung		Gesamt
	neutral	valgisch	
AIDA®	5	5	10
Metha®	5	5	10
MiniHip™	5	5	10
Summe	15	15	30

4.7.2 Das Messprotokoll

Über vorab angefertigte Röntgenaufnahmen des Kunststoffemurs in anterior-posterior und medio-lateraler (a-p. und m.-l.) Ansicht sowie unter Verwendung einer digitalen Planungssoftware mediCAD konnten sowohl die geeigneten Prothesengrößen als auch die Messpunkthöhen festgelegt werden.

Die absoluten Messpunkthöhen am Implantat und Femur wurden anhand von prominenten Orientierungspunkten unter anderem des Trochanter minors bestimmt. Dieser dient als Referenzpunkt, zu dem die Mikrorelativbewegungen des Femurknochens an den Messpunkten (B₁-B₄) und der Kurzschaftprothesen (P₁-P₃) auf die eingeleitete Drehmomentbeanspruchung gemessen werden (Abb.18).

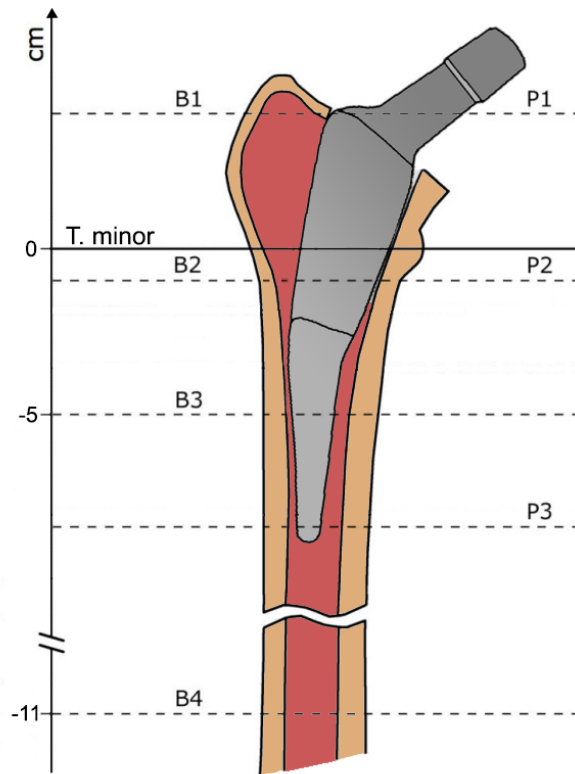


Abbildung 18: Das Messprotokoll

Durch die Festsetzung eines Referenzpunktes kann frei von der Schaftposition das Verankerungsmuster der Implantate und des Femurs abgebildet werden. Bei allen Messungen wurde dementsprechend der Messrahmen auf Höhe des Trochanter minor befestigt. (Hamadouche et al., 2015; Thomsen and Lee, 2005). Die Messpunkte B_1 und B_2 des Femurs korrespondieren mit den Prothesenmesspunkten P_1 und P_2 . Da die Prothesenmodelle hinsichtlich ihrer Dimension und Eindringtiefe untereinander differieren, ist der Prothesenmesspunkt P_3 an der Prothesenspitze variabel angeordnet und muss sich nicht auf gleichem Höhenniveau wie B_3 befinden. B_4 stellt den am weitesten distal gelegenen Messpunkt am Femur dar.

4.8 Präparation der Prothesen und Implantationsprozess

Gemäß des Messprotokolls wurden dann die Prothesen mithilfe eines Bohrers von 1,9 mm Querdurchmesser an den entsprechenden Messpunkten aufgebohrt. Später wurden dann Messpins in diese Bohrlöcher über einen speziellen Sekundenkleber befestigt.

Es folgte die Resektion des Schenkelhalses und das Absetzung der Hüftköpfe unter Berücksichtigung der angestrebten Schaftstellung sowie der OP-Planung eines jeden Prothesenmodells. Nach Markraumeröffnung und Präparation bis zur korrekt passenden Prothesengröße unter Verwendung des herstellereigenen Instrumentariums und der Operationsanleitung konnten die Kurzschäfte dann in den Markraum eingeführt und durch kontrolliertes Hämmern fixiert werden (Abb. 19).



Abbildung 19: Markraumaufbereitung und Einbettung der Prothese

All diese Schritte, von der OP-Planung bis zur Einbringung der Prothese in den Markraum wurden durch einen Operateur (Prof. Dr. med. B. Ishaque) durchgeführt. Die Kunststoffknochen wurden anschließend in einem Eingussquader aus Aluminium ausgerichtet und mit Gips fixiert (Abb. 20).



Abbildung 20: Zustand nach Einbettung der Kunststofffemora

Nach der Aushärtung wurden die Prothesen dann endgültig mithilfe einer Materialprüfmaschine (Universalprüfmaschine Inspekt table blue 20kN mit Auspressvorrichtung, Hegewald & Peschke MPT GmbH, Nossen) in die Kunststofffemora implantiert (Abb. 21).

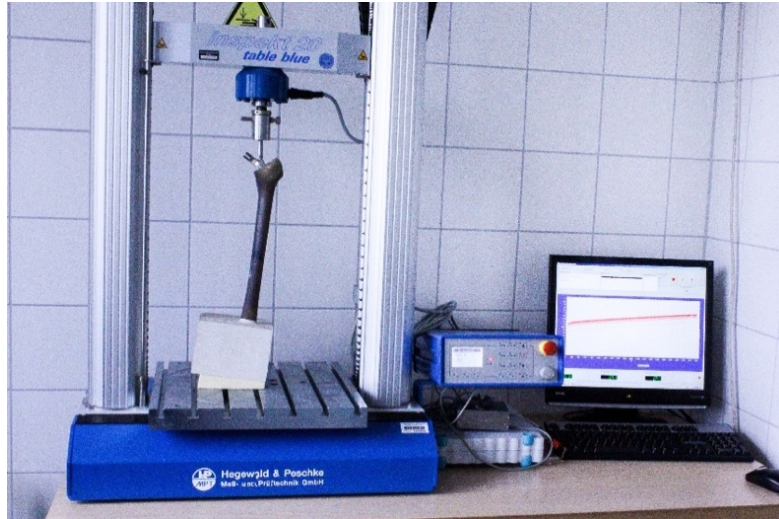


Abbildung 21: Materialprüfmaschine während eines Implantationsprozesses

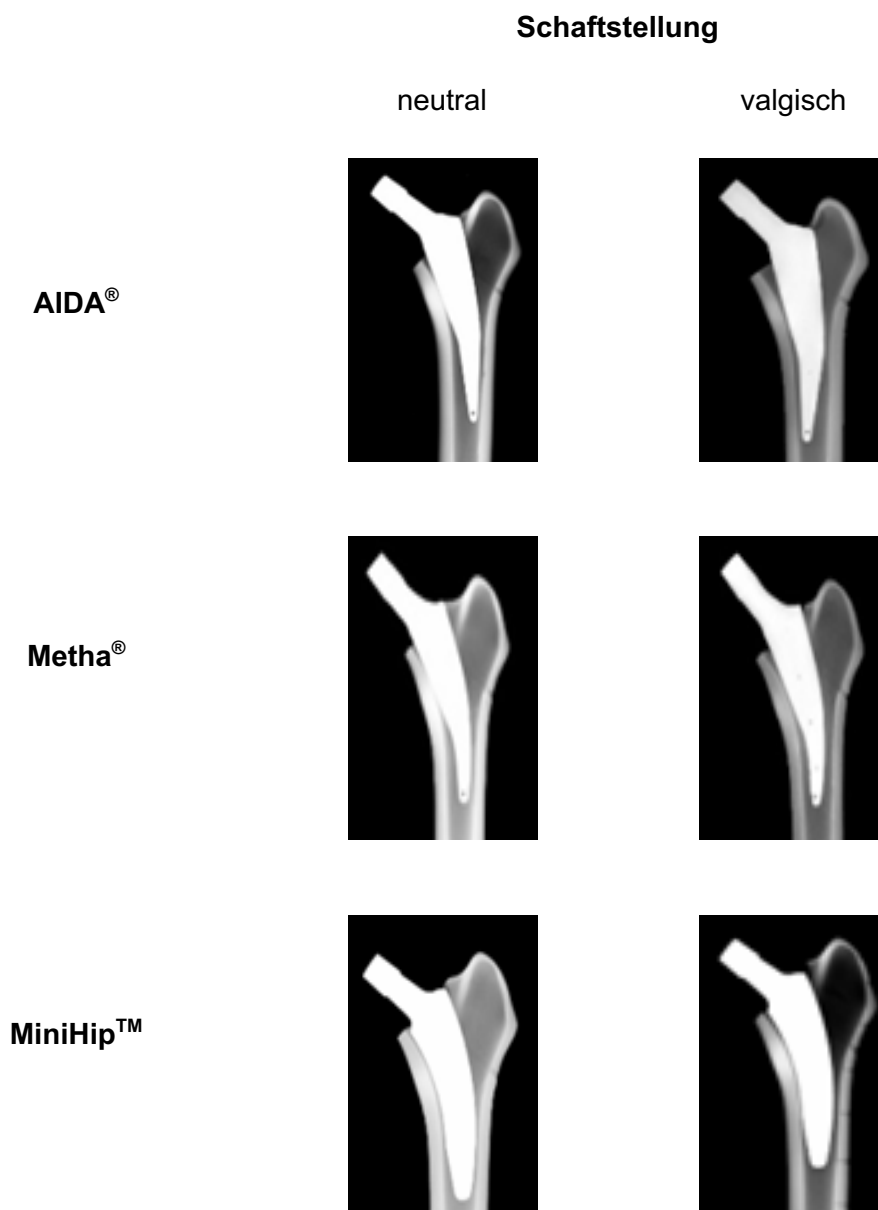
Dabei umfasste ein Implantationsprozess 25 Zyklen und jeweils 2000N Implantationskraft sowie weitere 25 Zyklen und jeweils 4000N Implantationskraft (Görtz et al. 2002, Hamadouche et al. 2015, Jakobowitz et al. 2008, Thomsen et al. 2001). Durch Unterlage eines Keils unter dem Gipsbett konnte eine möglichst physiologische Adduktionsstellung des Femurknochens von 6° realisiert werden.

Die bei diesem Implantationsprozess wirkenden Einpresskräfte berücksichtigen sowohl intraoperativ wirkende Hammereinschlagkräfte (Schmidbauer et al. 1993) als auch physiologisch auftretende Kräfte beim normalen Gehen (Bergmann et al. 1993).

4.9 Röntgenkontrolle

Nach Implantation der Prothesen erfolgte eine Röntgenkontrolle der Implantationsergebnisse in a.-p. und m.-l. Ansicht. Im Folgenden ist für jedes Prothesenmodell und jeder Schaftstellung ein solches Röntgenergebnis exemplarisch aufgeführt (Tab. 2).

Tabelle 2 : Röntgenbilder der einzelnen Prothesenmodelle nach Implantation in die Kunststoffemora



4.10 Präparation der Kunststofffemora und Aufbau der Messvorrichtung

Vor dem endgültigen Einbau der Kunststofffemora in die Messvorrichtung, erfolgte die Markierung der Knochenmesspunkte B₁-B₄ auf den entsprechend des Messprotokolls festgelegten Höhen mittels eines Höhenanreißers an der lateralen Knochenkortikalis relativ zum Trochanter Minor als Referenzpunkt. Danach wurden die Kunststofffemora auf Höhe der jeweiligen Knochenmesspunkte entsprechend angebohrt.

Mithilfe einer Schablone wurden dann die Prothesenmesspunkte nach ventral übertragen und der Knochen bis zu einem Durchmesser von 8 mm auf die Prothesenoberfläche aufgebohrt (Abb.22).



Abbildung 22: Zustand nach kompletter Präparation

Die Messpins konnten dann lateral in der Knochenkortikalis und ventral an den Prothesenmesspunkten - dort ohne Knochenkontakt - befestigt werden (Abb. 23)

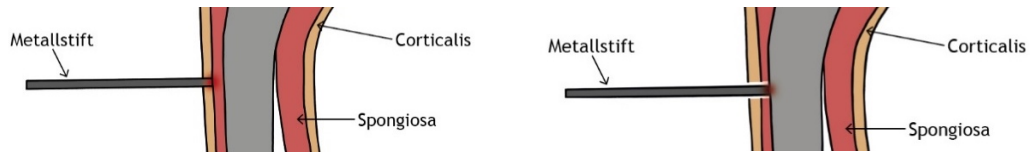


Abbildung 23: Schematische Darstellung der Befestigung der Messpins in der Knochenkortikalis (links) und am Implantat(rechts)

Schließlich wurde der Knochen-Prothesen-Verbund in die Messvorrichtung eingebaut und das gesamte Messobjekt durch einen selbstnivellierenden Laser präzise ausgerichtet und über einen Stativarm auf Höhe des Trochanter minor befestigt (Abb. 24).

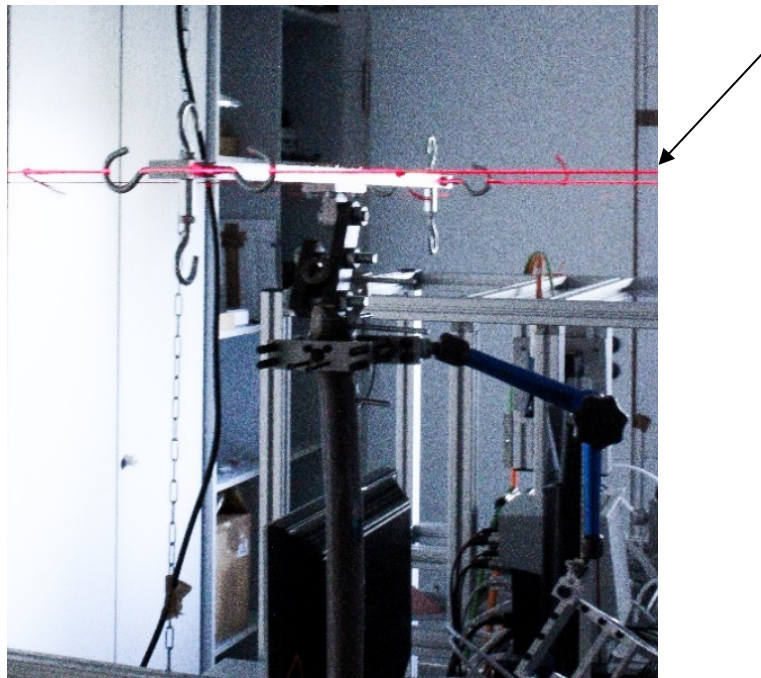


Abbildung 24: Ausrichtung in der Messmaschine unter Kontrolle eines Linienlasers (Pfeil auf rot leuchtende Linie)

4.11 Statistische Methoden

Um einen möglichen Einfluss der Prothesenmodelle, der Schaftstellung sowie der Implantationstiefe auf das Verankerungsmuster innerhalb der Kunststoffemora zu untersuchen, werden die Mikrorelativbewegungen rm_1 - rm_3 des Prothesen-Knochen-Verbundes unter Verwendung der SPSS® Software statistisch analysiert.

Diese ergeben sich aus den Differenzen der Bewegungen an den Prothesenmesspunkten P_1 - P_3 und den korrespondierenden Bewegungen an den Knochenmesspunkten B_{1-4} .

Aufgrund der unterschiedlichen Schaftlängen und des damit einhergehenden unterschiedlichen Messhöhepunkten für P_3 wurde rm_3 als nicht feststehende Variable betrachtet. Sie wurde durch eine von B_3 abhängige Interpolation über die Steigung zwischen P_2 und P_3 berechnet (Hamadouche et al., 2015).

Der Abstand (Δh) zwischen dem Trochanter minor und der Prothesenschulter (P_1) dient als Indikator der Implantationstiefe.

Zunächst werden sämtlich erhobene Messdaten der Mikrorelativbewegungen rm_1 - rm_3 aller Prothesenmodelle unabhängig von ihrer Schaftstellung in einer Grundmenge ($n=90$) zusammengefasst und ihre Verteilungsform analysiert.

Daraufhin erfolgt eine deskriptive Datenanalyse, bei der die absoluten Werte der Rotationsbewegung der Prothesen, des Knochens und der daraus resultierenden Relativbewegungen rm_1 - rm_3 tabellarisch mit entsprechenden Mittelwerten (MW) und Standardabweichungen (SD) aufgelistet werden. Außerdem erfolgt eine graphische Darstellung der aus den fünf Messreihen gemittelten Bewegungsgraphen für jedes Prothesenmodell unter Berücksichtigung der jeweiligen Schaftstellung.

Anhand der graphischen Darstellungen lassen sich erste Aussagen bezüglich der Verankerungsmuster treffen.

Zusammenfassend werden dann alle Prothesenmodelle in einer Bewegungskurve für jede Schaftstellung abgebildet.

Als zentrale statistische Methode in dieser Studie werden Varianzanalysen als gemischtes Modell angewendet, bei dem sowohl zufällige als auch feste Effekte berücksichtigt werden. Dabei auftretende Interaktionseffekte (engl. fixed effects) sind in einer Varianztabelle aufgeführt bei einem auf $p < 0,05$ festgelegten Signifikanzniveau.

Nachdem die Erwartungswerte bzw. Randmittel (engl. estimated marginal means) des Modells geschätzt wurden, konnten dann paarweise Vergleiche erfolgen, wobei jeder p-Wert nach Bonferroni adjustiert wurde und bei einem $p < 0,05$ von einem signifikanten Unterschied auszugehen ist.

Um genauere Aussagen über die Streuung und Präzision der erhobenen Messdaten zu treffen, werden in einem weiteren Schritt die Varianzkomponenten und –Koeffizienten berechnet und dargestellt.

Die nicht erklärbaren Anteile des Modells (Residuals) - die Fehlervarianz - wurden abschließend auf Normalverteilung mittels eines Q-Q-Plots analysiert, um zu überprüfen, ob das Modell die Daten adäquat beschreibt.

Die Implantationstiefe ist als Kovariable in das Modell eingegangen.

Schließlich werden die ermittelten Flächenträgheitsmomente der jeweiligen Prothesenmodelle in Abhängigkeit der Messhöhe abgebildet und die berechneten Absolutwerte der Knochen-Prothesen-Verbundbewegung tabellarisch dargestellt.

5 Ergebnisse

Die Prüfung unserer Gesamtmenge $n=90$ an Messdaten der Mikrorelativbewegung auf Normalverteilung hin ergab ein linksgipfliges Verteilungshistogramm (Abb. 25). Die Mikrorelativbewegungen wurden an verschiedenen Messhöhen und unterschiedlichen Schafstellungen gemessen und können somit nicht als univariat, sondern müssen als multivariat angesehen werden.

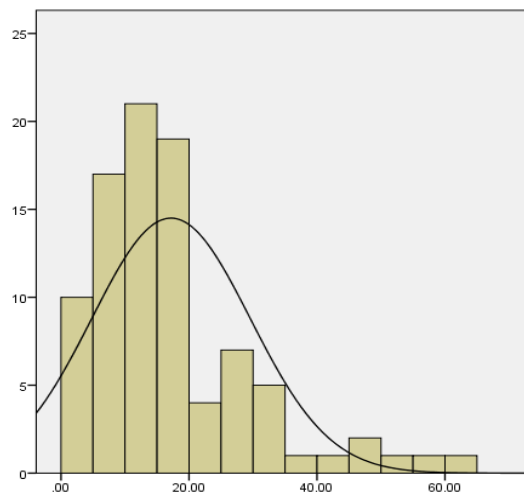


Abbildung 25: Darstellung des Verteilungshistogramms der Urwerte der Mikrorelativbewegungen rm_x

Aufgrund des linksschiefen Verteilungsmusters wurden die Urwerte daraufhin über den natürlichen Logarithmus (\ln) transformiert. Das Verteilungshistogramm wirkt nun eher symmetrisch und es kann von einer annähernden Normalverteilung ausgegangen werden (Abb.26).

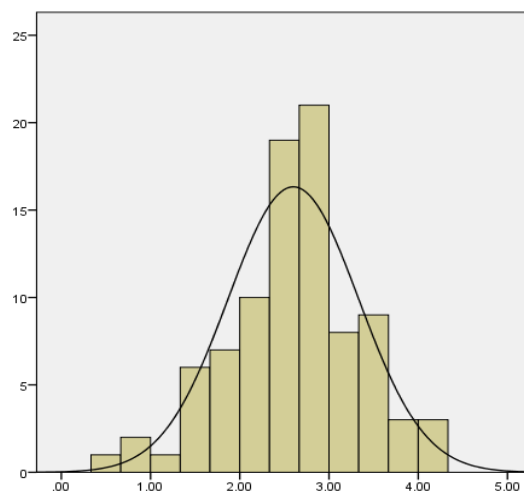


Abbildung 26: Darstellung des Verteilungshistogramms der Urwerte nach Transformation mit dem \ln

5.1 Deskriptive Datenanalyse

Die einzelnen Messwerte sind als Mittelwerte aus einer Serie von 3 Wiederholungen mit zyklischer Belastung und daraus ermitteltem Gesamtmittelwert (MW) und Standardabweichung (SD) tabellarisch aufgeführt.

Alle Bewegungskurven folgen einem einheitlichen Aufbau, bei dem die Abszisse die Messhöhe in Bezug zum Trochanter minor wiedergibt und auf der Ordinate der normierte Rotationswinkel aufgetragen ist. Die Mittelwerte (MW) der Relativbewegungen rm_1 - rm_3 mit entsprechender Standardabweichung (SD) sind in jedem Bewegungsgraphen numerisch angegeben und die Standardabweichung zusätzlich mit einem vertikalen roten Balken gekennzeichnet.

5.1.1 Neutrale Schaftstellung

5.1.1.1 AIDA®- Kurzschaft

Nachfolgend werden die Absolutwerte aus den Messungen für das AIDA-Kurzschaftsystem in neutraler Schaftstellung aufgeführt.

Tabelle 3: Absolutwerte der Rotationsbewegung der neutral implantierten AIDA®-Prothese an den Messpunkten P₁-P₃ und Implantationstiefe Δh

Prothesenbewegung				Implantationstiefe Δh [cm]
	P ₁	P ₂	P ₃	
	α_z/T_z [mgrad/Nm]	α_z/T_z [mgrad/Nm]	α_z/T_z [mgrad/Nm]	
#1	16,32	7,45	2,48	4,28
#2	13,57	2,74	2,21	4,10
#3	12,44	2,27	1,99	3,88
#4	10,59	1,75	1,36	3,94
#5	15,20	4,52	3,21	4,17
MW	13,62	3,75	2,25	4,07
SD	2,26	2,32	0,68	0,16

Tabelle 4 : Absolutwerte der Rotationsbewegung an den Knochenpunkten B₁-B₄ bei neutral implantierter AIDA®-Prothese

Knochenbewegung				
Nr.	B ₁	B ₂	B ₃	B ₄
	α_z/T_z	α_z/T_z	α_z/T_z	α_z/T_z
	[mgrad/Nm]	[mgrad/Nm]	[mgrad/Nm]	[mgrad/Nm]
#1	- 1,39	0,27	-7,79	-28,03
#2	-0,60	0,12	-10,11	-27,99
#3	-0,59	0,17	-13,08	-34,70
#4	-0,38	0,10	-12,62	-32,83
#5	0,00	0,00	-11,98	-33,70
MW	-0,59	0,13	-11,12	-31,45
SD	0,51	0,10	2,18	3,21

Die aus den Absolutwerten der Prothesenpunkte P_x und entsprechenden Knochenpunkten B_x errechneten Relativbewegungen stellen sich wie folgt dar:

Tabelle 5 : Relativbewegungen (rm₁, rm₂ und rm₃) und die mittlere Gesamtbewegung (rm₁₋₃) des AIDA®-Hüftkurzschafstsystems bei neutraler Schafststellung

Relativbewegungen				
Nr.	rm ₁	rm ₂	rm ₃	rm ₁₋₃
	$\Delta\alpha_z/T_z$	$\Delta\alpha_z/T_z$	$\Delta\alpha_z/T_z$	$\Delta\alpha_z/T_z$
	[mgrad/Nm]	[mgrad/Nm]	[mgrad/Nm]	[mgrad/Nm]
#1	17,71	7,18	10,97	11,96
#2	14,71	2,62	12,42	9,74
#3	13,03	2,09	15,11	10,08
#4	10,97	1,65	14,09	8,91
#5	15,20	4,52	15,35	11,69
MW	14,22	3,61	13,59	10,47
SD	2,51	2,28	1,86	1,31

Die Verteilung der Relativbewegung rm_x des AIDA®-Hüftschachtsystems in neutraler Schaftstellung von der größten zur niedrigsten Drehmomentübertragung ergab im Mittel die Reihenfolge $rm_2 < rm_3 < rm_1$.

Dabei konnten signifikante Unterschiede zwischen rm_1 (14,22 mgrad/Nm) und rm_2 (3,61 mgrad/Nm) ($p < 0,001$), sowie zwischen rm_2 (3,61 mgrad/Nm) und rm_3 (13,59 mgrad/Nm) ($p < 0,001$) nachgewiesen werden. Insgesamt weist das AIDA-Kurzschachtsystem bei neutraler Schaftstellung ein proximales bzw. metaphysäres Verankerungsmuster mit maximaler Drehmomentübertragung und Hauptverankerungszone auf Höhe des Trochanter minor auf (Abb.27).

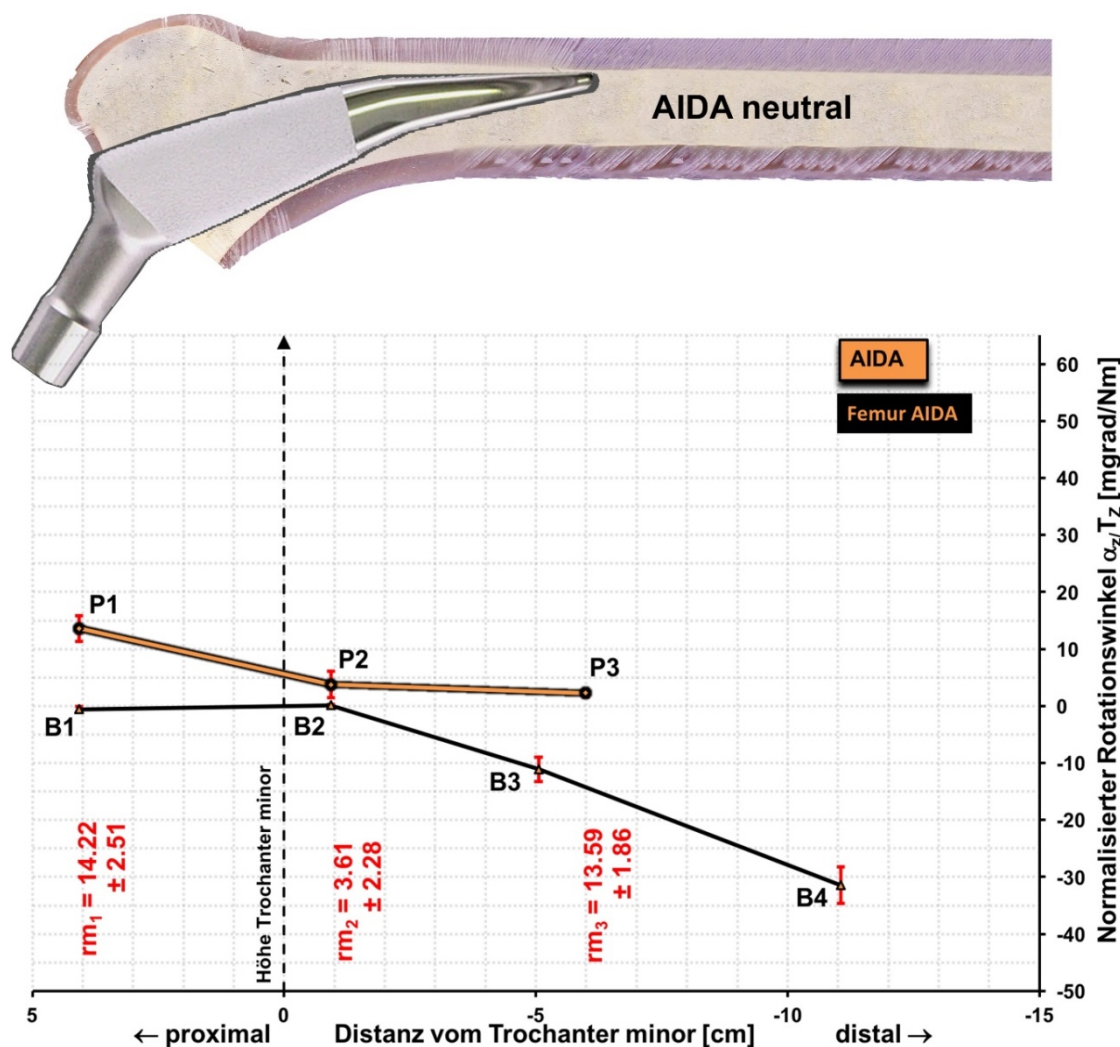


Abbildung 27: Gemittelter Bewegungsgraph des AIDA®-Kurzschachtsystems in neutraler Schaftstellung

5.1.1.2 Metha®- Kurzschaft

Nachfolgend werden die Absolutwerte aus den Messungen des Metha-Kurzschaftsystems in neutraler Schaftstellung aufgeführt:

Tabelle 6 : Absolutwerte der Rotationsbewegung der neutral implantierten Metha®-Prothese an den Messpunkten P₁-P₃ und Implantationstiefe Δh

Prothesenbewegung				Implantationstiefe Δh [cm]
Nr.	P ₁	P ₂	P ₃	
	α _z /T _z [mgrad/Nm]	α _z /T _z [mgrad/Nm]	α _z /T _z [mgrad/Nm]	
#1	17,44	6,67	6,88	4,00
#2	16,37	6,89	2,32	4,10
#3	16,79	7,60	5,44	4,13
#4	15,43	7,08	5,64	4,01
#5	18,24	7,41	6,61	4,12
MW	16,58	7,13	5,38	4,07
SD	1,06	0,38	1,82	0,06

Tabelle 7: Absolutwerte der Rotationsbewegung an den Knochenpunkten B₁-B₄ bei neutral implantierter Metha®-Prothese

Knochenbewegung				
Nr.	B ₁	B ₂	B ₃	B ₄
	α _z /T _z	α _z /T _z	α _z /T _z	α _z /T _z
	[mgrad/Nm]	[mgrad/Nm]	[mgrad/Nm]	[mgrad/Nm]
#1	-0,29	0,07	-9,12	-30,73
#2	-0,50	0,11	-8,77	-30,55
#3	-0,58	0,12	-4,88	-32,82
#4	0,74	-0,19	-11,27	-30,68
#5	-0,93	0,22	-11,14	-43,79
MW	-0,31	0,06	-9,04	-33,71
SD	0,63	0,15	2,59	5,71

Die aus den Absolutwerten der Prothesen P_x und des Knochens B_x errechneten Relativbewegungen stellen sich wie folgt dar:

Tabelle 8 : Relativbewegungen (rm_1 , rm_2 und rm_3) und die mittlere Gesamtbewegung (rm_{1-3}) des Metha®-Hüftschaffsystems bei neutraler Schafstellung

Relativbewegungen				
Nr.	rm_1	rm_2	rm_3	rm_{1-3}
	$\Delta\alpha_z/T_z$ [mgrad/Nm]	$\Delta\alpha_z/T_z$ [mgrad/Nm]	$\Delta\alpha_z/T_z$ [mgrad/Nm]	$\Delta\alpha_z/T_z$ [mgrad/Nm]
#1	17,73	6,59	16,05	13,46
#2	16,87	6,78	9,69	11,12
#3	17,37	7,48	9,70	11,52
#4	14,68	7,27	16,49	12,82
#5	19,17	7,20	17,57	14,64
MW	17,16	7,07	13,90	12,71
SD	1,63	0,37	3,88	1,44

Die Verteilung der Relativbewegung rm_x des Metha®-Hüftschaffsystems in neutraler Schafstellung von der größten zur niedrigsten Drehmomentübertragung ergab im Mittel die Reihenfolge $rm_2 < rm_3 < rm_1$.

Es können signifikante Unterschiede zwischen rm_1 (17,16mgrad/Nm) und rm_2 (7,07mgrad/Nm) ($p < 0,001$) sowie zwischen rm_2 (7,07mgrad/Nm) und rm_3 (13,90mgrad/Nm) ($p < 0,001$) nachgewiesen werden.

Die Hauptverankerungszone des Metha-Kurzschafsystems in neutraler Schafstellung liegt auf Höhe des Trochanter minor (Abb. 28).

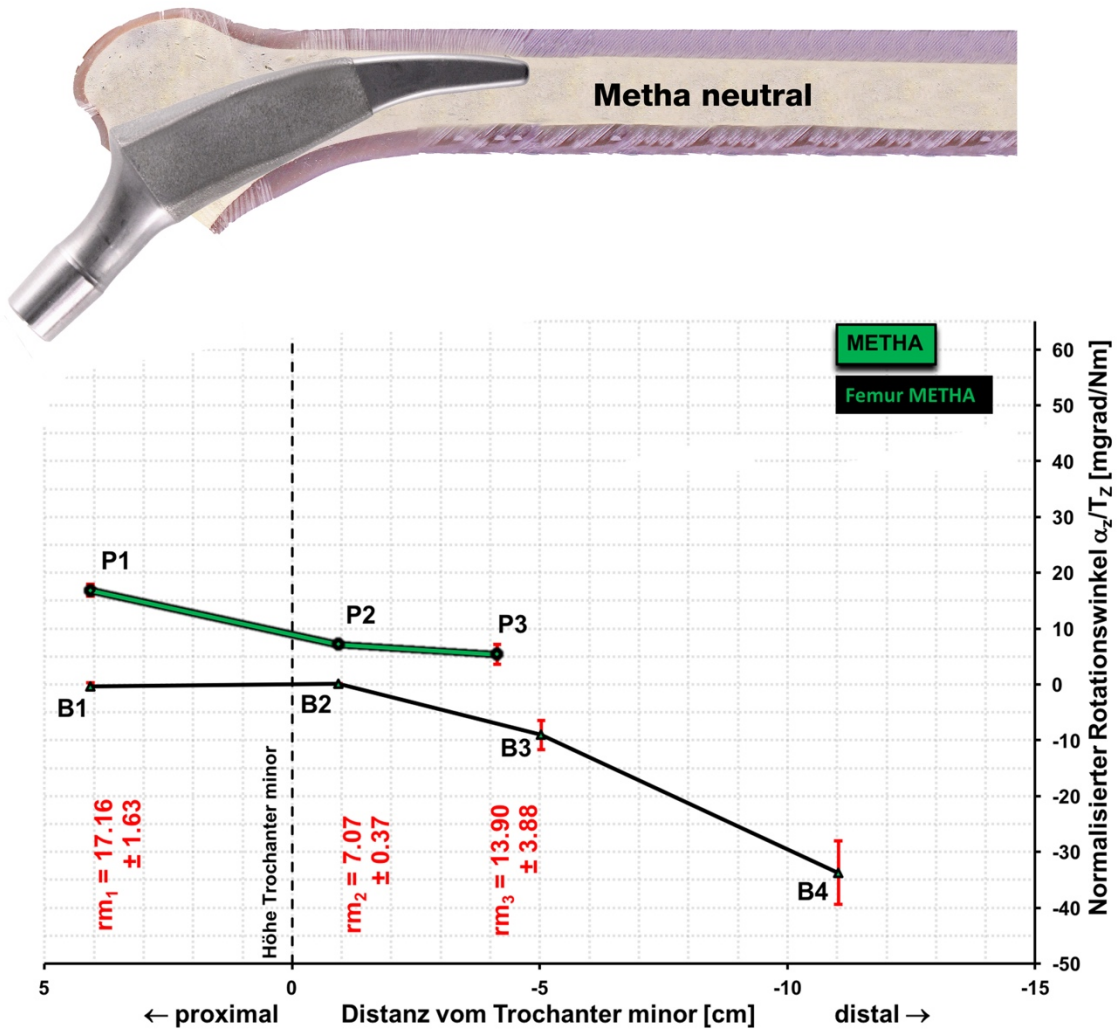


Abbildung 28: Gemittelter Bewegungsgraph des Metha®-Kurzschafsystems in neutraler Schafstellung

5.1.1.3 MiniHip™- Kurzschaft

Nachfolgend werden die Absolutwerte aus den Messungen des MiniHip™-Kurzschaftsystems in neutraler Schaftstellung aufgeführt.

Tabelle 9: Absolutwerte der Rotationsbewegung der neutral implantierten MiniHip™-Prothese an den Messpunkten P₁-P₃ und Implantationstiefe Δh

Prothesenbewegung				Implantationstiefe Δh [cm]
Nr.	P ₁	P ₂	P ₃	
	α _z /T _z [mgrad/Nm]	α _z /T _z [mgrad/Nm]	α _z /T _z [mgrad/Nm]	
#1	12,64	3,49	2,70	3,65
#2	21,82	12,98	10,86	3,74
#3	15,63	6,97	4,15	3,64
#4	27,09	18,09	14,67	3,72
#5	32,21	24,59	21,27	3,97
MW	21,88	13,22	10,73	3,74
SD	8,04	8,47	7,65	0,13

Tabelle 10: Absolutwerte der Rotationsbewegung an den Knochenpunkten B₁-B₄ bei neutral implantierter MiniHip™-Prothese

Knochenbewegung				
Nr.	B ₁	B ₂	B ₃	B ₄
	α _z /T _z [mgrad/Nm]	α _z /T _z [mgrad/Nm]	α _z /T _z [mgrad/Nm]	α _z /T _z [mgrad/Nm]
#1	0,95	-0,39	-10,31	-30,09
#2	0,22	-0,08	-15,53	-38,47
#3	1,26	-0,45	-13,72	-37,72
#4	-2,40	0,80	-4,28	-25,52
#5	1,59	-0,43	-14,90	-29,77
MW	0,32	-0,11	-11,75	-32,31
SD	1,61	0,53	4,64	5,58

Die aus den Absolutwerten der Prothesen P_x und des Knochens B_x errechneten Relativbewegungen stellen sich wie folgt dar:

Tabelle 11: Relativbewegungen (rm_1 , rm_2 und rm_3) und die mittlere Gesamtbewegung (rm_{1-3}) des MiniHip™-Hüftschafsystems bei neutraler Schafstellung

Relativbewegungen				
Nr.	rm_1	rm_2	rm_3	rm_{1-3}
	$\Delta\alpha_z/T_z$	$\Delta\alpha_z/T_z$	$\Delta\alpha_z/T_z$	$\Delta\alpha_z/T_z$
	[mgrad/Nm]	[mgrad/Nm]	[mgrad/Nm]	[mgrad/Nm]
#1	11,69	3,88	12,87	9,48
#2	21,60	13,06	25,97	20,21
#4	14,37	7,42	17,33	13,04
#4	29,49	17,29	18,44	21,74
#5	30,62	25,01	35,56	30,40
MW	21,55	13,33	22,04	18,97
SD	8,58	8,32	8,91	8,14

Die Verteilung der Relativbewegung rm_x des MiniHip-Kurzschafsystems in neutraler Schafstellung von der größten zur niedrigsten Drehmomentübertragung ergab im Mittel die Reihenfolge $rm_2 < rm_1 < rm_3$.

Dabei bestehen signifikante Unterschiede der Relativbewegungen zwischen rm_1 (21,55mgrad/Nm) und rm_2 (13,33mgrad/Nm) ($p < 0,001$) sowie zwischen rm_2 (13,33mgrad/Nm) und rm_3 (22,04mgrad/Nm) ($p < 0,001$).

Die Hauptverankerungszone liegt auch hier im proximal auf Höhe des Trochanter Minor, wobei eine nicht zu vernachlässigende Bewegung an der Prothesenschulter und Prothesenspitze bei Betrachtung des Verankerungsmusters auffällt (Abb. 29).

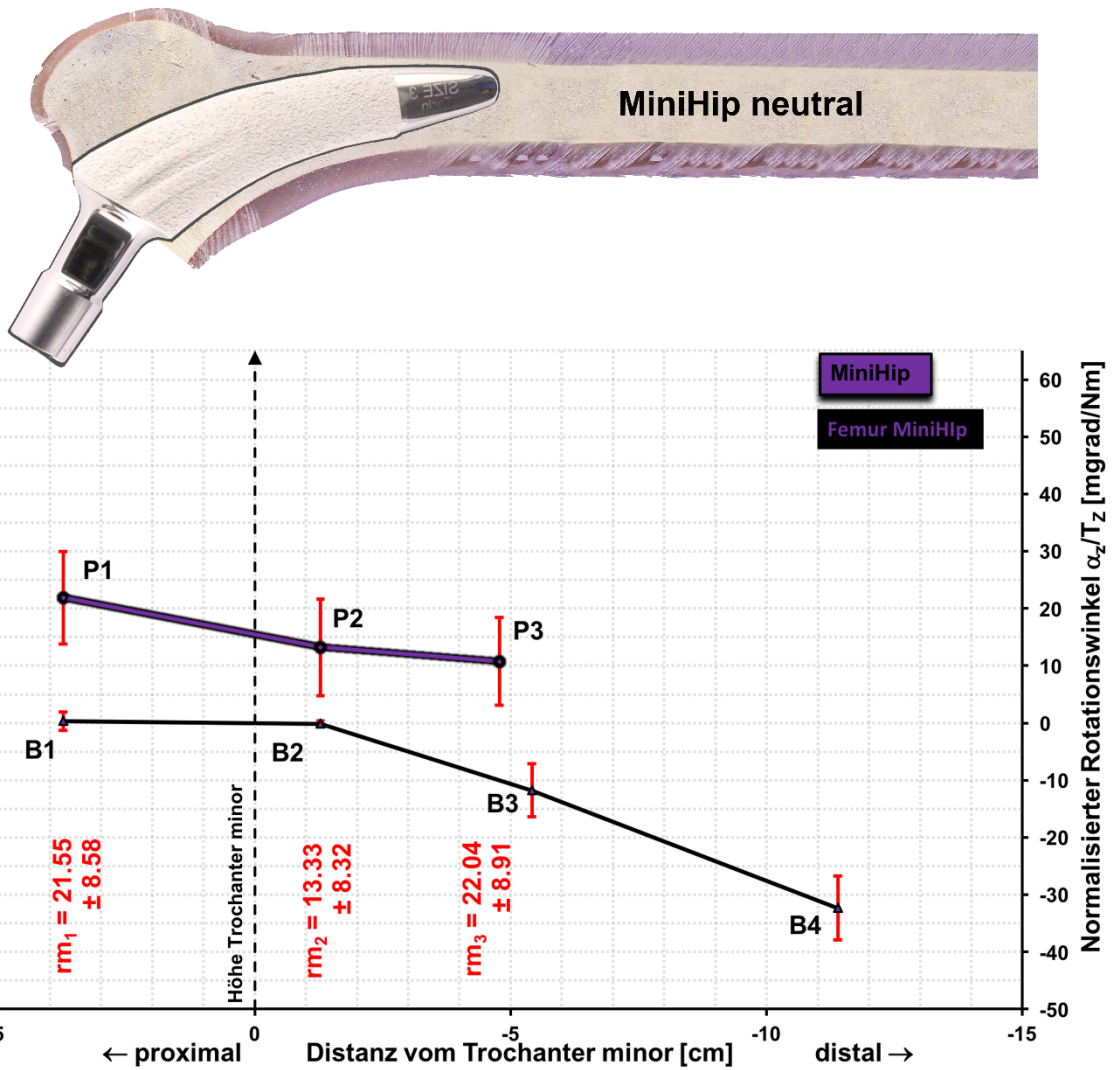


Abbildung 29: Gemittelter Bewegungsgraph des MiniHip™-Kurzschachtsystems in neutraler Schaftstellung

5.1.2 Valgische Schaftstellung

5.1.2.1 AIDA®- Kurzschaft

Nachfolgend werden die Absolutwerte aus den Messungen des AIDA-Kurzschaftsystems in valgischer Schaftstellung aufgeführt.

Tabelle 12: Absolutwerte der Rotationsbewegung der valgisch implantierten AIDA®-Prothese an den Messpunkten P₁-P₃ und Implantationstiefe Δh

Prothesenbewegung				Implantationstiefe Δh [cm]
Nr.	P ₁	P ₂	P ₃	
	α_z/T_z [mgrad/Nm]	α_z/T_z [mgrad/Nm]	α_z/T_z [mgrad/Nm]	
#1	12,95	4,01	2,47	3,86
#2	14,35	3,74	2,90	3,96
#3	14,63	3,62	2,60	4,07
#4	12,22	3,59	1,79	3,85
#5	13,59	3,49	2,56	3,81
MW	13,55	3,69	2,46	3,91
SD	0,99	0,20	0,41	0,11

Tabelle 13: Absolutwerte der Rotationsbewegung an den Knochenpunkten B₁-B₄ bei valgisch implantierter AIDA®-Prothese

Knochenbewegung				
Nr.	B ₁	B ₂	B ₃	B ₄
	α_z/T_z [mgrad/Nm]	α_z/T_z [mgrad/Nm]	α_z/T_z [mgrad/Nm]	α_z/T_z [mgrad/Nm]
#1	1,74	-0,59	-5,18	-31,45
#2	0,58	-0,14	-5,22	-31,61
#3	0,61	-0,13	-7,67	-31,36
#4	1,02	-0,30	-6,03	-29,25
#5	1,67	-0,54	9,68	-32,62
MW	1,12	-0,34	-6,76	-31,26
SD	0,56	0,22	1,92	1,23

Die aus den Absolutwerten der Prothesen P_x und des Knochens B_x errechneten Relativbewegungen stellen sich wie folgt dar:

Tabelle 14: Relativbewegungen (rm_1 , rm_2 und rm_3) und die mittlere Gesamtbewegung (rm_{1-3}) des AIDA®-Hüftschaffsystems bei valgischer Schaffstellung

Relativbewegungen				
Nr.	rm_1	rm_2	rm_3	rm_{1-3}
	$\Delta\alpha_z/T_z$	$\Delta\alpha_z/T_z$	$\Delta\alpha_z/T_z$	$\Delta\alpha_z/T_z$
	[mgrad/Nm]	[mgrad/Nm]	[mgrad/Nm]	[mgrad/Nm]
#1	11,20	4,60	8,02	7,94
#2	13,77	3,88	8,28	8,64
#3	14,02	3,75	10,47	9,41
#4	11,20	3,90	8,25	7,78
#5	11,92	4,02	12,48	9,47
MW	12,42	4,03	9,50	8,65
SD	1,38	0,34	1,94	0,79

Die AIDA-Prothese zeigt in valgischer Schaffposition von der größten zur niedrigsten Drehmomentübertragung im Mittel die Reihenfolge $rm_2 < rm_3 < rm_1$. Signifikante Unterschiede der Relativbewegungen bestehen auch hier sowohl zwischen rm_1 (12,42 mgrad/Nm) und rm_2 (4,03 mgrad/Nm) ($p < 0,001$) als auch zwischen rm_2 (4,03 mgrad/Nm) und rm_3 (9,50 mgrad/Nm).

Auch hier liegt die Hauptverankerungszone wie in neutraler Schaftstellung auf Höhe des Trochanter minor (Abb. 30). Die Relativbewegung rm_2 mit 4,03 mgrad/Nm ist etwas höher als in neutraler Schaftstellung ($rm_2=3,61$ mgrad/Nm) knapp oberhalb des Signifikanzniveaus ($p= 0,069$)

Im Vergleich zur neutralen Stellung sind die Mikrorelativbewegungen rm_1 und rm_3 bei valgischer Schaftstellung an der Prothesenschulter und -spitze im Mittel etwas geringer.

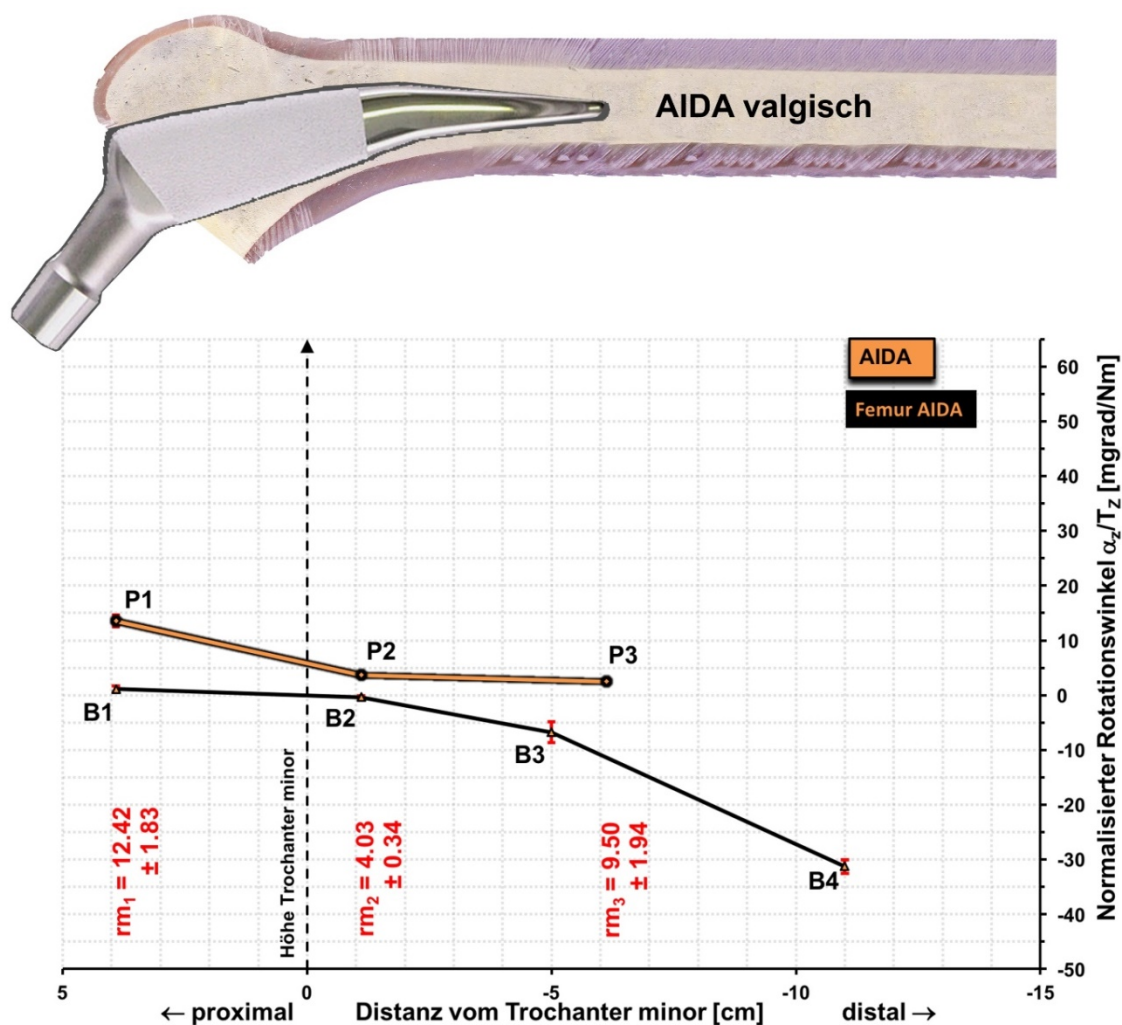


Abbildung 30: Gemittelter Bewegungsgraph des AIDA®-Kurzschafsystems in valgischer Schaftstellung

5.1.2.2 Metha®- Kurzschaft

Nachfolgend werden die Absolutwerte aus den Messungen des Metha-Kurzschaftsystems in valgischer Schaftstellung aufgeführt.

Tabelle 15: Absolutwerte der Rotationsbewegung der valgisch implantierten Metha®-Prothese an den Messpunkten P₁-P₃ und Implantationstiefe Δh

Prothesenbewegung				Implantationstiefe Δh [cm]
Nr.	P ₁	P ₂	P ₃	
	α_z/T_z [mgrad/Nm]	α_z/T_z [mgrad/Nm]	α_z/T_z [mgrad/Nm]	
#1	14,64	5,69	3,80	3,62
#2	15,00	7,16	5,08	3,62
#3	16,81	9,38	8,08	3,95
#4	15,41	6,90	5,23	3,89
#5	15,77	7,67	8,68	4,06
MW	15,53	7,36	6,17	3,83
SD	0,83	1,34	2,10	0,20

Tabelle 16: Absolutwerte der Rotationsbewegung an den Knochenpunkten B₁-B₄ bei valgisch implantierter Metha®-Prothese

Knochenbewegung				
Nr.	B ₁	B ₂	B ₃	B ₄
	α_z/T_z [mgrad/Nm]	α_z/T_z [mgrad/Nm]	α_z/T_z [mgrad/Nm]	α_z/T_z [mgrad/Nm]
#1	1,07	-0,40	-12,28	-33,60
#2	0,64	-0,24	-13,46	-33,55
#3	0,69	-0,19	-12,56	-34,29
#4	0,64	-0,18	-12,31	-34,10
#5	0,17	-0,04	-13,47	32,72
MW	0,64	-0,21	-12,82	-33,65
SD	0,32	0,13	0,60	0,61

Die aus den Absolutwerten der Prothesen P_x und des Knochens B_x errechneten Relativbewegungen stellen sich wie folgt dar:

Tabelle 17: Relativbewegungen (rm_1 , rm_2 und rm_3) und die mittlere Gesamtbewegung (rm_{1-3}) des Metha®-Hüftschachtsystems bei valgischer Schafstellung

Relativbewegungen				
Nr.	rm_1	rm_2	rm_3	rm_{1-3}
	$\Delta\alpha_z/T_z$	$\Delta\alpha_z/T_z$	$\Delta\alpha_z/T_z$	$\Delta\alpha_z/T_z$
	[mgrad/Nm]	[mgrad/Nm]	[mgrad/Nm]	[mgrad/Nm]
#1	13,57	6,10	15,66	11,78
#2	14,37	7,40	18,01	13,26
#3	16,12	9,57	20,32	15,34
#4	14,78	7,08	17,16	13,01
#5	15,60	7,71	22,41	15,24
MW	14,89	7,57	18,71	13,72
SD	1,00	1,27	2,67	1,54

Das Metha-Kurzschachtsystem weist im Mittel hinsichtlich der maximalen Drehmomentübertragung eine Reihenfolge von $rm_2 < rm_1 < rm_3$ auf.

Dabei zeigen sich signifikante Unterschiede zwischen rm_1 (14,89 mgrad/Nm) und rm_2 (7,57 mgrad/Nm) ($p < 0,001$) sowie zwischen rm_2 (7,57 mgrad/Nm) und rm_3 (18,71 mgrad/Nm) ($p < 0,001$).

Auch in valgischer Schaftstellung liegt die Hauptverankerungszone proximal im Bereich des Trochanter minor (Abb. 31). An der Prothesenspitze treten bei valgisch implantierter Prothese ($rm_3 = 18,71$ mgrad/Nm) im Mittel signifikant höhere Mikrorelativbewegungen als bei neutraler Schaftstellung ($rm_3 = 13,90$ mgrad/Nm) ($p < 0,05$) auf.

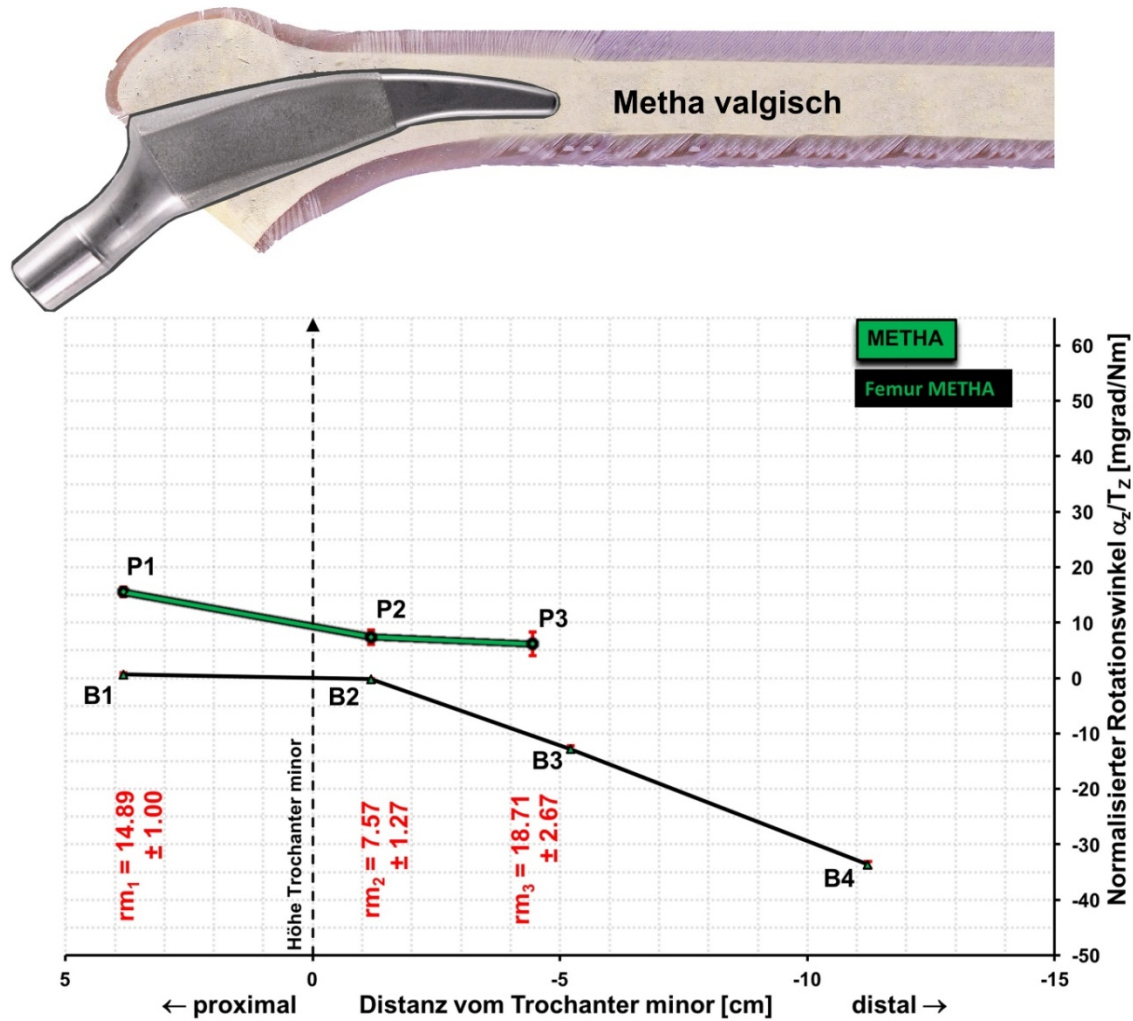


Abbildung 31: Gemittelter Bewegungsgraph des Metha®-Kurzschafsystems in valgischer Schaftstellung

5.1.2.3 MiniHip™- Kurzschaft

Nachfolgend werden die Absolutwerte aus den Messungen des MiniHip™-Kurzschaftsystems in valgischer Schaftstellung aufgeführt.

Tabelle 18: Absolutwerte der Rotationsbewegung der valgisch implantierten MiniHip™-Prothese an den Messpunkten P₁-P₃ und Implantationstiefe Δh

Prothesenbewegung				Implantationstiefe Δh [cm]
Nr.	P ₁	P ₂	P ₃	
	α _z /T _z [mgrad/Nm]	α _z /T _z [mgrad/Nm]	α _z /T _z [mgrad/Nm]	
#1	31,49	23,95	23,98	4,13
#2	44,97	34,02	21,96	4,07
#3	57,69	44,19	17,56	3,84
#4	33,29	29,43	22,69	4,19
#5	61,88	57,84	48,61	4,00
MW	45,87	37,88	26,96	4,05
SD	13,80	13,40	12,34	0,14

Tabelle 19: Absolutwerte der Rotationsbewegung an den Knochenpunkten B₁-B₄ bei valgisch implantierter MiniHip™-Prothese

Knochenbewegung				
Nr.	B ₁	B ₂	B ₃	B ₄
	α _z /T _z [mgrad/Nm]	α _z /T _z [mgrad/Nm]	α _z /T _z [mgrad/Nm]	α _z /T _z [mgrad/Nm]
#1	1,99	-0,44	-10,99	-31,47
#2	2,65	-0,65	-8,11	-29,99
#3	2,96	-0,82	-15,30	-34,54
#4	2,61	-0,43	-8,68	-27,95
#5	15,80	-3,99	-9,71	-29,55
MW	5,20	-1,27	-10,56	-30,70
SD	5,94	1,53	2,87	2,49

Die aus den Absolutwerten der Prothesen P_x und des Knochens B_x errechneten Relativbewegungen stellen sich wie folgt dar:

Tabelle 20: Relativbewegungen (rm_1 , rm_2 und rm_3) und die mittlere Gesamtbewegung (rm_{1-3}) des MiniHip™-Hüftschaftsystems bei valgischer Schafstellung

Relativbewegungen				
Nr.	rm_1	rm_2	rm_3	rm_{1-3}
	$\Delta\alpha_z/T_z$ [mgrad/Nm]	$\Delta\alpha_z/T_z$ [mgrad/Nm]	$\Delta\alpha_z/T_z$ [mgrad/Nm]	$\Delta\alpha_z/T_z$ [mgrad/Nm]
#1	29,49	24,39	34,97	29,62
#2	42,33	34,67	27,95	34,98
#3	54,73	45,02	27,68	42,48
#4	30,69	29,86	30,28	30,27
#5	46,08	61,83	58,32	55,41
MW	40,66	39,15	35,84	38,55
SD	10,66	14,77	12,90	10,73

Das MiniHip-Kurschaftsystem weist bei valgischer Implantation im Mittel hinsichtlich der maximalen Drehmomentübertragung eine Reihenfolge von $rm_3 < rm_2 < rm_1$ auf.

Es bestehen keinerlei signifikante Unterschiede der Relativbewegungen von rm_1 , rm_2 und rm_3 .

An der Prothesenschulter, dem Prothesenschaft und der Prothesenspitze treten im Vergleich zum neutral implantierten Schaft signifikant höhere Relativbewegungen auf ($p < 0,05$).

Mit einer gemittelten Gesamtbewegung von $rm_{1-3} = 38,55$ mgrad/Nm unterscheidet sich der valgisch implantierte MiniHip-Schaft deutlich von einem neutral positionierten ($rm_{1-3} = 18,97$ mgrad/Nm) ($p < 0,05$) und ist mehr als doppelt so groß.

Das Verankerungsmuster in valgischer Schaftstellung zeigt prinzipiell ebenfalls eine proximale Hauptverankerung bei allerdings deutlicher fehlender Anlage an die Knochenkortikalis (Abb 32).

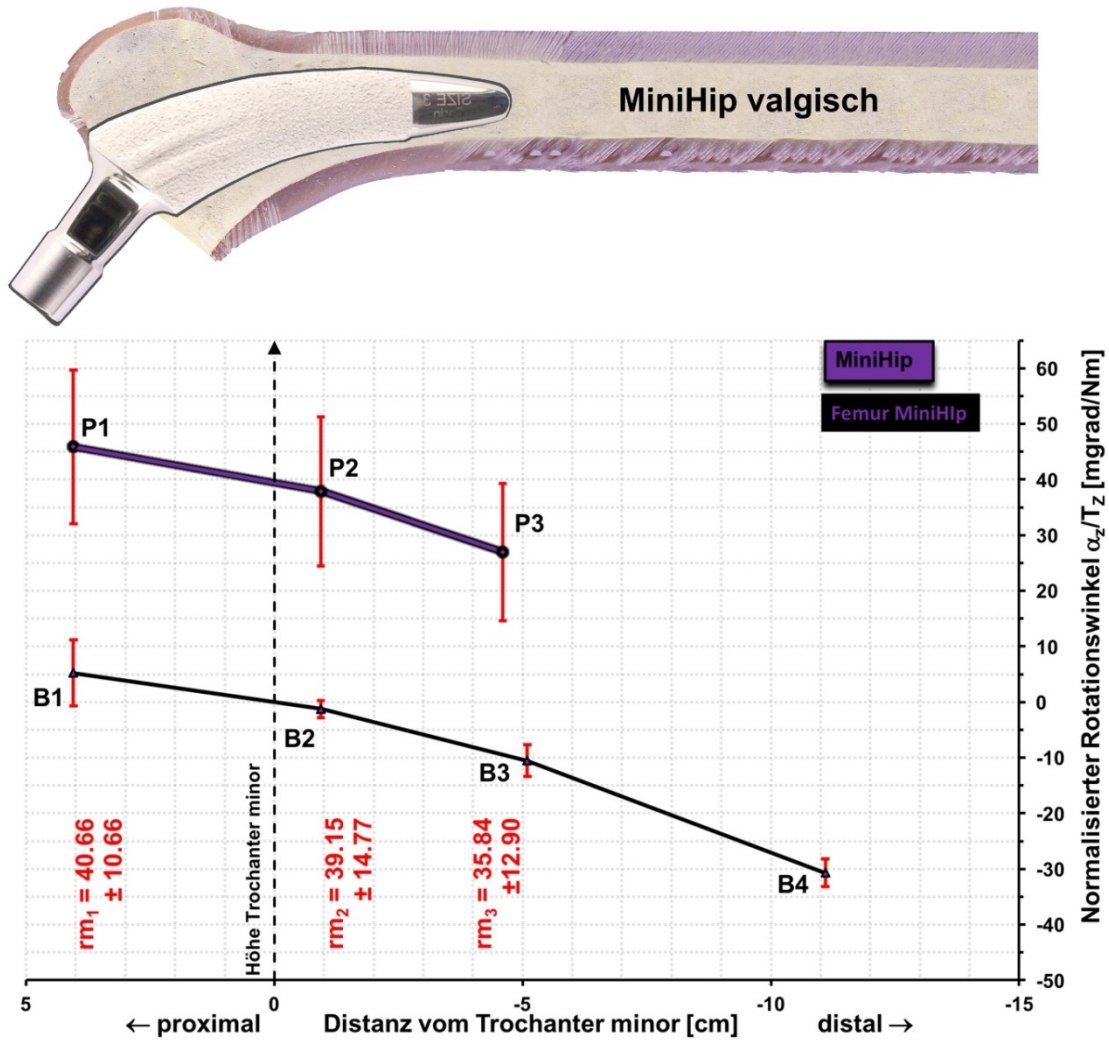


Abbildung 32: Gemittelter Bewegungsgraph des MiniHipTM-Kurzschafsystems in valgischer Schaftstellung

5.2 Ergebnisse der Varianzanalysen

Nachfolgend werden die Ergebnisse unserer Varianzanalysen in einer Interaktionstabelle dargestellt (Tab. 21)

Tabelle 21: Ergebnisse der Varianzanalysen

Testobjekt	p-Wert
Prothesenmodell	< 0,001
Schaftstellung	0,001
Messposition	< 0,001
Prothesenmodell*Schaftstellung	0,078
Prothesenmodell * Messposition	< 0,001
Schaftstellung* Messposition	0,001
Prothesenmodell*Schaftstellung*Messposition	0,01
Implantationstiefe	0,058

Es können prinzipiell 3-fach Wechselwirkungen nachgewiesen werden. Das Prothesenmodell an sich, die Schaftstellung und die Messposition beeinflussen die Ausprägung der Mikrorelativbewegungen signifikant.

Die Implantationstiefe wurde als Co-Variable in unser Modell integriert. Bei einem grenzwertigen Signifikanzniveau ($p = 0,058$) wurde sie im Modell gelassen und adjustiert, d. h. die Vergleiche finden so statt, als wären alle Implantationstiefen gleich.

5.2.1 Paarweise Vergleiche

Nachdem die Erwartungswerte bzw. Randmittel (engl. estimated marginal means) des Modells geschätzt wurden, konnten dann paarweise Vergleiche erfolgen, wobei jeder p-Wert nach Bonferroni adjustiert wurde und bei einem $p < 0,05$ von einem signifikanten Unterschied auszugehen ist. Der Vergleich der Prothesenmodelle für sich alleine ist bereits im Anschluss an die deskriptive Datenanalyse erfolgt.

Im nachfolgenden werden alle Prothesen sowohl in neutraler als auch in valgischer Schaftstellung untereinander verglichen.

5.2.1.1 Alle Prothesenmodelle in neutraler Stellung

Bei Betrachtung der Bewegungsgraphen in neutraler Stellung fällt auf, dass sich die Verankerungsmuster des AIDA- und Metha-Schaftes sehr ähneln. Ein signifikanter Unterschied zwischen diesen beiden Prothesenmodellen liegt lediglich an Punkt P_2 vor ($p < 0,05$), an dem bei der Metha-Prothese größere Relativbewegungen vorkommen.

Demgegenüber treten bei der MiniHip-Prothese im Vergleich zum AIDA-Kurzschafsystem von Prothesenschulter bis Prothesenspitze durchweg signifikant höhere Rotationsbewegungen auf ($p < 0,05$) und im Vergleich zur Metha-Prothese im Schaftbereich und an der Spitze ($p < 0,05$) (Tab. 22).

Tabelle 22: Ergebnisse der Varianzanalysen im paarweisen Vergleich der unterschiedlichen Prothesenmodelle in neutraler Ausrichtung in Abhängigkeit der Messposition

Schaftstellung	Position	Prothesenmodell	Prothesenmodell	p
neutral	P_1	AIDA	Metha	0,876
			MiniHip	0,033
		Metha	MiniHip	0,275
	P_2	AIDA	Metha	0,000
			MinHip	0,000
		Metha	MiniHip	0,001
	P_3	AIDA	Metha	1,000
			MiniHip	0,014
		Metha	MiniHip	0,013

Die Hauptverankerungszone befindet sich bei allen Schaftsystemen im meta-/diaphysären Übergangsbereich, dennoch weisen die Prothesen ein hauptsächliches proximales Verankerungsverhalten auf (Abb. 33).

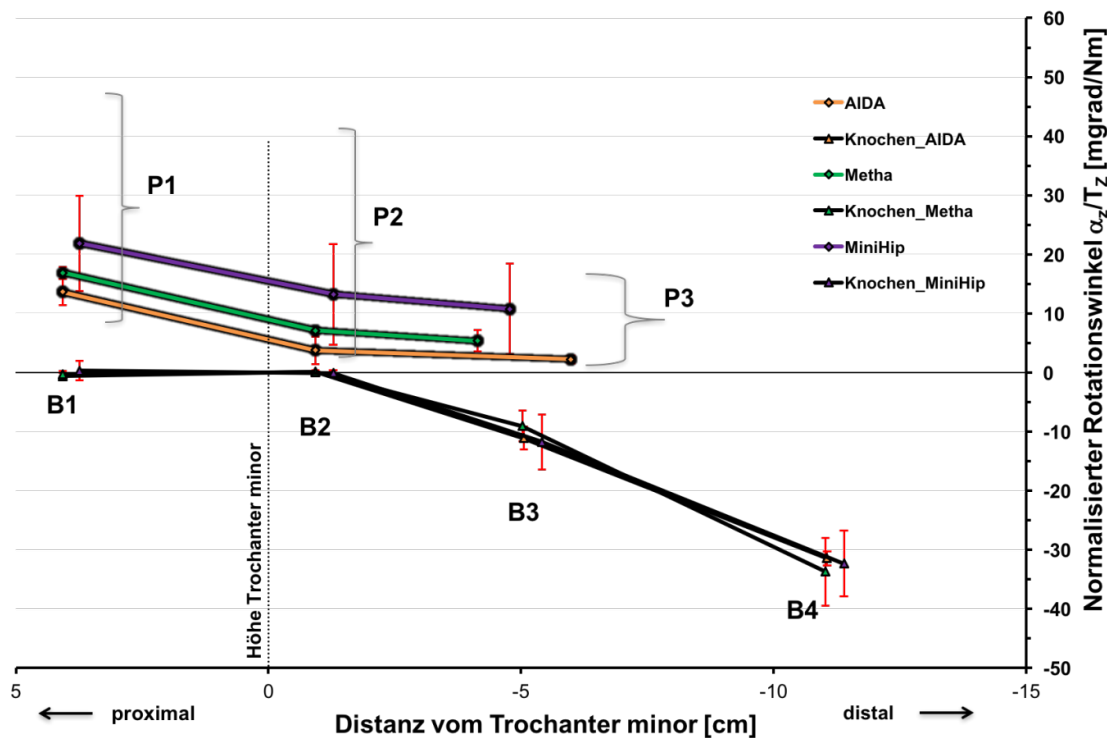


Abbildung 33: Bewegungsgraphen der verschiedenen Prothesenmodelle in neutraler Stellung

5.2.1.2 Alle Prothesenmodelle in valgischer Stellung

Auch bei valgischer Schaftstellung zeigt das AIDA- und das Metha-Kurzschafsystem ein vergleichbares Verankerungsmuster, wobei der Metha-Schaft an P₂ und P₃ signifikant höhere Mikrorelativbewegungen aufweist (p<0,05). Das hohe Bewegungsausmaß des MiniHip-Schaftes von der Prothesenschulter bis zur Prothesenspitze führt in diesem Falle zu einer deutlich verminderten Verankerungsstabilität (p<0,01) (Tab. 23).

Tabelle 23: Ergebnisse der Varianzanalysen im paarweisen Vergleich der unterschiedlichen Prothesenmodelle in valgischer Ausrichtung in Abhängigkeit der Messposition

Schaftstellung	Position	Prothesenmodell	Prothesenmodell	p
valgisch	P ₁	AIDA	Metha	0,655
			MiniHip	0,000
	P ₂	AIDA	Metha	0,002
			MiniHip	0,000
	P ₃	AIDA	Metha	0,001
			MiniHip	0,000
		Metha	MiniHip	0,060

Die Hauptverankerungszone liegt im meta-/diaphysären Übergangsbereich, dennoch weisen die Prothesen auch hier ein hauptsächlich proximales Verankerungsverhalten auf (Abb. 34).

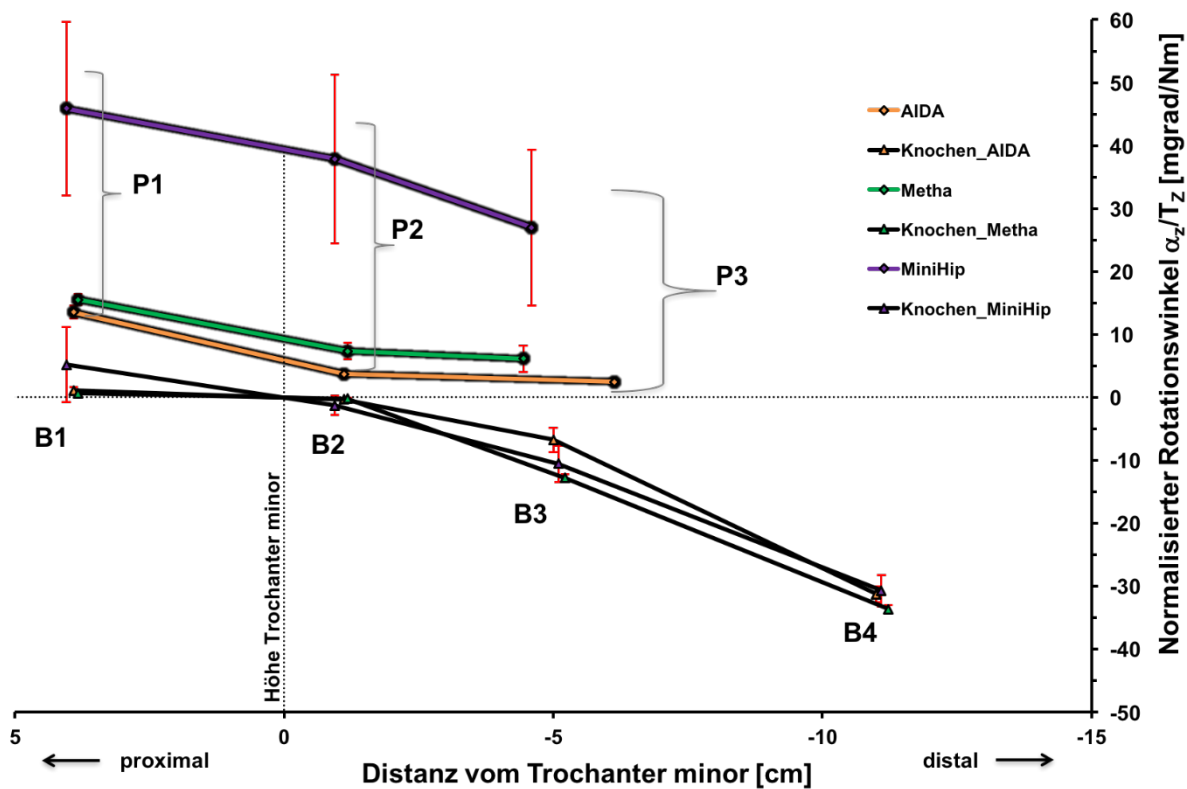


Abbildung 34: Bewegungsgraphen der verschiedenen Prothesenmodelle in valgischer Stellung

5.2.2 Darstellung der Varianzkomponenten und Varianzkoeffizienten

Um die Streuung jeder einzelnen Quelle der Messfehler relativ zur Gesamtstreuung zu bewerten, werden Varianzkomponenten berechnet. Dabei wird auf die eingeschränkte Methode der maximierten Wahrscheinlichkeit (engl. Restricted-Maximum-Likelihood, kuzr: REML) zurückgegriffen, da der Schätzwert der Varianzkomponenten durch ein REML-Verfahren annähernd als erwartungstreu anzusehen ist. Tabelle 24 gibt einen Überblick über die errechneten Varianzkomponenten.

Tabelle 24: Schätzwerte der Varianzkomponenten des Modells

Varianzkomponente	Schätzwerte	Prozentsatz der Schätzwerte
Var(Implantationstiefe)	0,070	0,091
Var(Schaftstellung)	0,048	0,063
Var(Prothesenmodell)	0,344	0,444
Var(Messposition)	0,197	0,254
Var(Fehler)	0,115	0,149

Die Schätzwerte für die Prothesenmodelle und die jeweiligen Messpositionen begründen den größten Anteil der Streuung. Die Fehlervarianz (0,149) ist um ein Vielfaches kleiner als die gesamte systematische Varianz, sodass die Versuchsbedingungen als gesichert angesehen werden können.

Um die Präzision der Messungen zu bewerten, wird der relative Varianzkoeffizient herangezogen. Dieser berechnet sich aus dem Produkt des Quotienten der mit dem aus dem Modell geschätzten und logarithmierten Standardabweichung (s) und Mittelwert (\bar{x}) mit der Wurzel aus der Anzahl der Versuchsdurchführungen (n): $VR = \frac{s}{\bar{x}} \times \sqrt{n}$ (Tab. 25).

Tabelle 25: Darstellung der relativen Varianzkoeffizienten V_R in Abhängigkeit der Schaftstellung sowie des Prothesenmodells und der Messposition

Schaftstellung	Prothese	Messposition	V_R
neutral	AIDA	1	0,031
		2	0,237
		3	0,022
	METHA	1	0,013
		2	0,013
		3	0,054
	MiniHip	1	0,062
		2	0,139
		3	0,058
valgisch	AIDA	1	0,018
		2	0,027
		3	0,040
	METHA	1	0,013
		2	0,036
		3	0,022
	MiniHip	1	0,031
		2	0,045
		3	0,040

Es fällt auf, dass der relative Varianzkoeffizient mit wenigen Ausnahmen überwiegend Werte unter 5 % annimmt und somit insgesamt von einer guten Präzision (Wiederholbarkeit und Reproduzierbarkeit) unserer Messdaten auszugehen ist.

5.2.3 Betrachtung der Residuals

Um eine Aussage darüber zu treffen, ob das für die statistischen Analysen verwendete Modell passend ist, müssen die nicht erklärbaren Anteile des Modells (engl. Residuals) betrachtet werden. In unserer Studie haben wir die Residuals mit einem Q-Q-Plot auf Normalverteilung hin überprüft (Abb. 35).

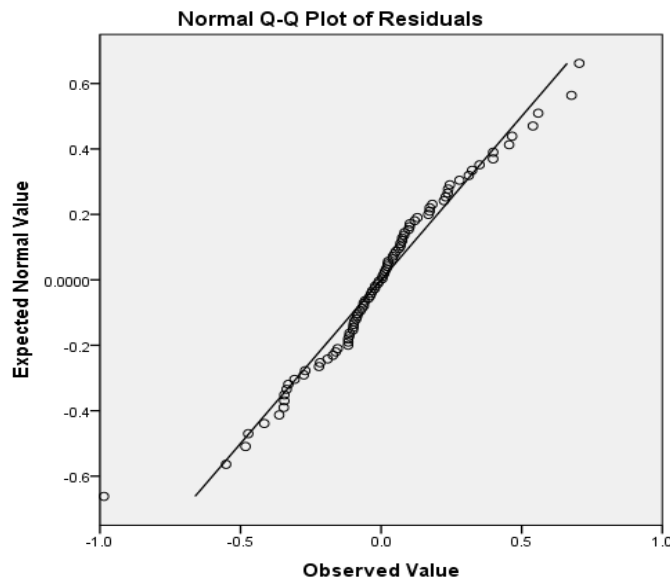


Abbildung 35: Darstellung des Q-Q-Plots der Residuals

Es wird deutlich, dass sich die beobachteten Werte (engl. observed value) mit den aus dem Modell erwarteten Werten (engl. expected normal value) auf eine Linie projizieren. Somit kann von einer Normalverteilung ausgegangen werden und das Modell beschreibt die Daten demnach adäquat.

5.3 Betrachtung der Flächenträgheitsmomente

Nachfolgend werden die Flächenträgheitsmomente I_y der jeweiligen Prothesenmodelle an den entsprechenden Messpunkthöhen abgebildet (Abb. 36).

Diese wurden aus den Flächenquerschnittsformen berechnet und wirken der Biegung der Prothese auf Torsionsbelastung entgegen.



Abbildung 36: Flächenquerschnittsformen mit Flächenträgheitsmomenten an den verschiedenen Messpunkthöhen

Das Flächenträgheitsmoment des MiniHip-Schaftes ist im oberen Drittel deutlich geringer verglichen mit den anderen beiden Modellen. Im mittleren Bereich zwischen P₁ und P₃ besitzt der AIDA- Schaft vergleichsweise größere Flächenträgheitsmomente als die Mehta- und MiniHip-Prothese. Distal an P₃ fällt ein 5-fach größeres Flächenträgheitsmoment des MiniHip-Kurzschafte auf.

5.4 Verbundbewegungen

Nachfolgend werden die errechneten Mikrorelativbewegungen tabellarisch für jedes Prothesenmodell und jede Schaftstellung an den entsprechenden Messpunkten P₁-P₃ aufgeführt (Tab.26-28). Diese sollten den kritischen Wert von 155 μm nicht überschreiten, da sonst die knöchernen Integration der Implantate auszubleiben droht (Pilliar et al., 1986).

Tabelle 26: Verbundbewegungen des AIDA®-Kurzschafsystems

	$\varnothing r_{m_x}$ [mgrad/Nm]		Verbundbewegungen [μm]	
	neutral	valgisch	neutral	valgisch
P1	14,22	12,42	67	59
P2	3,61	4,03	11	12
P3	13,59	9,50	16	11

Tabelle 27: Verbundbewegungen des Metha®-Kurzschafsystems

	$\varnothing r_{m_x}$ [mgrad/Nm]		Verbundbewegungen [μm]	
	neutral	valgisch	neutral	valgisch
P1	17,16	14,89	77	67
P2	7,07	7,57	15	17
P3	13,90	18,71	15	20

Tabelle 28: Verbundbewegungen des MiniHip™-Kurzschafsystems

	$\varnothing r_{m_x}$ [mgrad/Nm]		Verbundbewegungen [μm]	
	neutral	valgisch	neutral	valgisch
P1	21,55	40,66	92	174
P2	13,33	39,15	41	120
P3	22,04	35,84	38	63

Unabhängig von der Schaftausrichtung sind die Verbundbewegungen auf Höhe von P₂ am geringsten. An der Prothesenschulter hingegen sind die größten Verbundbewegungen zu verzeichnen. Der kritische Wert von 150 μm wird lediglich bei dem MiniHip-Schaft in valgischer Position im proximalen Bereich überschritten, alle anderen Modelle liegen unterhalb dieses Wertes (Tab. 26-28).

6 Diskussion

Die Entwicklung der Konstruktionsprinzipien von Hüftendoprothesen zielte in den vergangenen Jahrzehnten darauf ab, eine möglichst physiologische Krafteinleitung und Kraftübertragung im Prothesen-Knochenverbund zu erzeugen, um so das physiologische Spannungsverhältnis des Femurs so wenig wie möglich zu beeinflussen (Fottner et al., 2009; Huiskes et al., 1989; Jakubowitz et al., 2009). Zudem steht der Knochenerhalt durch die Stärkung der „osteogenen Kompetenz“ der Implantate aufgrund steigender Zahlen von Hüftprothesenwechseloperationen bei Zunahme der Lebenserwartung in der Bevölkerung im Vordergrund (Kurtz et al., 2009; Wengler et al., 2014; Go Yamako et al., 2015).

Diesen Anforderungen werden moderne zementfreie Hüftkurzschaftendoprothesen durch den partiellen Erhalt des Schenkelhalses mit daraus resultierender proximaler Hauptverankerung und Krafteinleitung aus biomechanischer Sicht am ehesten gerecht und können bei ausreichender Primärstabilität schließlich eine dauerhafte Osteointegration des Implantates gewährleisten (Bensmann, 1990; Gebauer et al., 1989; Huiskes et al., 1989; Jahnke et al., 2015; Mumme, 2017; Whiteside et al., 1995).

Neben zahlreichen experimentellen und klinischen Studien wurden Finite-Elemente-Methoden-Analysen sowie Übersichtsarbeiten publiziert, um Vor- und Nachteile zementfreier Hüftkurzschaftendoprothesen zu untersuchen (Bieger et al., 2012; von Engelhardt et al., 2018; Floerkemeier et al., 2013; Fottner et al., 2009; Giardina et al., 2018; Jahnke et al., 2018, 2014; Jerosch et al., 2012; Lerch et al., 2012; Levadnyi et al., 2017; Liang et al., 2018; van Oldenrijk et al., 2014; Pepke et al., 2014).

Hinsichtlich des Einflusses einer von der Norm abweichenden Implantatstellung, insbesondere einer valgischen Schaftpositionierung, gibt es wenige Studien mit nicht einheitlichen Aussagen (Burchard et al., 2017; Floerkemeier et al., 2013; Jahnke et al., 2018; Kutzner et al., 2017; Lerch et al., 2012; Panisello et al., 2006; Shishido et al., 2018). Daher wurde in dieser Studie die Verankerungscharakteristik aktuell im klinischen Alltag eingesetzter zementfreier Hüftkurzschaftendoprothesen unter standardisierten Rahmenbedingungen und einheitlichem Messprotokoll über die primäre Rotationsstabilität mithilfe eines etablierten und schon mehrfach publizierten Messverfahrens analysiert (Görtz et al., 2002; Hamadouche et al., 2015; Jakubowitz et al., 2008; Thomsen et al., 1999).

Nachfolgend werden die Ergebnisse dieses Forschungsprojektes für die jeweiligen Prothesenmodelle im Einzelnen diskutiert und schließlich in den klinischen Kontext eingeordnet.

6.1 Ansicht der Prothesenmodelle im Einzelnen

Die die nun folgende Analyse der Studienergebnisse beinhaltet eine detaillierte Darstellung und Diskussion des Verankerungsverhaltens der Prothesenmodelle im Einzelnen unter Berücksichtigung der verschiedenen Schaftstellungen und damit verbundenen Auswirkungen auf die knöcherne Integration im Femur.

6.1.1 AIDA®

Das Konstruktionsprinzip des AIDA Kurzschaftes zielt auf eine proximal-metaphysäre zementfreie Verankerung im Bereich des Calcar Femoris ab, bei der durch eine Press-Fit-Implantation zunächst eine ausreichende Primär- und im Weiteren Sekundärstabilität ermöglicht wird. Eine stabile Verankerung im Schenkelhals setzt einen geschlossenen kortikalen Ring in diesem Areal voraus. Der Prothesenschaft passt sich im weiteren Verlauf der natürlichen Anatomie des Femurs durch eine maximierte mediolaterale und minimierte dorsoventrale doppelkonische Formgebung mit trapezförmiger Querschnittsfläche an. Generell basiert das Schaftdesign auf der ersten, sich im Verlauf bewährten, Mayo-Kurzschaftprothese (Morrey, 1989) und wurde durch Heranziehen der Finite-Elemente-Methode (Ebbecke, 2006; Ebbecke and Nackenhorst, 2005) optimiert.

Die Messungen dieser Studie zur primären Rotationstabilität für das AIDA-Kurzschaftsystem zeigen ein deutliches Press-Fit auf Höhe des Trochanter minor. Hier befindet sich unabhängig von der Schaftposition die Hauptverankerungszone. Durch eine breitflächige Anlage des Prothesenschafts lateral am Femur bei neutraler Stellung (Tab. 2) können die Torsionsbelastungen bzw. Drehmomente langstreckig auf den Knochen übertragen und eingeleitet werden. Dabei treten an der Prothesenschulter im Mittel geringfügig höhere Mikrorelativbewegungen als distal am Prothesenschaft auf. Die zunächst relativ steile negative Steigung zwischen Messpunkten P_1 und P_2 flacht im Verlauf zwischen P_2 und P_3 deutlich ab (Abb. 27). Dies entsteht durch die Verdrehung des Schaftes und spiegelt die hauptsächlich metaphysäre Schaftfixierung auf Höhe des Trochanter minor wider. Mitbeeinflusst wird dieses Verankerungsverhalten durch die Titan-Hydroxylapatit-Beschichtung der Prothese im proximalen Bereich. Der glatt polierte distale diaphysäre Prothesenstiel dient lediglich der Abstützung lateral am Femur.

Hier treten auch bei unseren Messungen höhere Mikrorelativbewegungen als im mittleren Schaftbereich auf (Tab. 26), was aber gewollt und nicht als Instabilitätskriterium zu werten ist, da im distalen Prothesenteil keine knöcherne Integration gewünscht wird. Unsere Messergebnisse bestätigen bereits durchgeführte Finite-Element-Methoden und klinische Analysen der AIDA-Prothese (Ebbecke and Nackenhorst, 2005; Mumme et al., 2014). So konnten Ebbecke und Nackenhorst durch ihre Berechnungen die Auswirkungen des AIDA-Kurzschafstsystems auf die Knochendichteverteilung nach 10 Jahren simulieren und postulierten eine Knochenverdichtung in den Gruen-Zonen 6 und 7 am Calcar femoris sowie den Gruen-Zonen 3-5 an der distalen Prothesenspitze (Ebbecke and Nackenhorst, 2005). In einer von Mumme et al. durchgeführten Single-Surgeon-Studie zur klinischen und nativ-radiologischen Nachbeobachtung der AIDA-Kurzschafstprothese wurden ebenfalls eine Knochendichtezunahme in diesen Bereichen beobachtet. Dadurch wird eine von den Herstellern geforderte metaphysäre Kraftereinleitung realisiert. Eine physiologische Kraftübertragung im proximalen Femuranteil setzt demnach eine nicht fixierte bzw. knöchern integrierte Schaftspitze voraus (Mumme et al., 2014).

Die valgisch implantierte AIDA-Prothese weist ebenfalls ein hauptsächlich proximales Verankerungsmuster auf (Abb. 30), wobei die Relativbewegung an P_2 etwas höher als bei neutraler Schaftposition. Die Mikrorelativbewegungen im Schulterbereich der Prothese sowie an der Spitze fallen bei valgischer Positionierung geringer aus (Tab. 26). Der distale Prothesenteil liegt nicht der lateralen Femurkortikalis an, sodass an dieser Stelle keine Kraftübertragung erfolgt. Der Verankerungsgraph zeigt, dass sich die AIDA-Prothese in valgischer Stellung der physiologischen Form des Femurs noch besser anpasst, da die Geraden zwischen P_1 und P_2 sowie zwischen P_2 und P_3 eine geringere negative Steigung aufweisen. Dieses Paradoxon lässt sich eventuell dadurch erklären, dass durch die Reduzierung der lateralen Schaftanlage eine rein proximale Verklemmung realisiert wird. Es scheint, dass durch die doppelkonische trapezoide Schaftform die Primärstabilität insgesamt verbessert wird im Vergleich zu einer rein ovalären Schaftgeometrie.

6.1.2 Metha®

Das Konstruktionsprinzip und Verankerungskonzept des Metha-Kurzschafstsystems ähnelt dem der AIDA-Kurzschafstprothese und soll nach Herstellerangaben eine knochensparend zementfreie Verankerung im metaphysären Femuranteil erreichen.

Dementsprechend weist die Prothese ein gebogenes-keilförmiges Schaftdesign mit bikonischem sich nach distal verjüngendem Querschnitt auf. Die leicht nach medial gekrümmte polierte Prothesenspitze soll sich an der dorsolateralen Femurkortikalis abstützen, ohne dass es dabei zu einer Osteointegration kommt. Um eine proximal-metaphysäre Krafteinleitung zu gewährleisten, wird der Schenkelhals nur teilweise bei erhaltenem geschlossenem kortikalem Ring reseziert, sodass ein optimaler Pressfit des Prothesenschaftes in diesem Bereich erfolgen kann (Aesculap, 2016).

Die Ergebnisse dieser Forschungsarbeit zum Metha-Kurzschafft belegen das vom Hersteller postulierte Verankerungsverhalten. Die Hauptverankerungszone liegt proximal auf Höhe des Trochanter minor (Abb. 28, Abb. 31). Die neutral implantierte Prothese zeigt eine deutliche Verklemmung im Bereich von P₂. Hier treten signifikant geringere Mikrorelativbewegungen ($p < 0,001$) im Vergleich zur Prothesenschulter und zur Prothesenspitze auf. Der Bewegungsgraph von P₁ zu P₂ hat eine leicht negative Steigung und flacht dann im Verlauf zu P₃ ab. Diese Abflachung wird begünstigt durch eine stärkere Krümmung des Schaftes nach medial entlang seines Verlaufs nach distal. Die Prothese dient hier anders als beim AIDA-Schaft nur der Führung im Femurkanal ohne akkuraten breitflächigen Kontakt lateral am Femur und erfährt lediglich eine sekundäre Krafteinleitung.

Fottner et al. stellten in ihrer biomechanischen Analyse zur Rotationsstabilität für das Metha-Kurzschafftssystem ein ähnliches Verankerungsverhalten fest. Hier traten auch auf Höhe des Trochanter minor die geringsten Mikrorelativbewegungen auf bei deutlich höheren Werten im oberen Schaftdrittel sowie der Spitze. Zudem wurden für den Metha-Schaft signifikant niedrigere Verbundbewegungen als für die Mayo-Prothese nachgewiesen. Dies führten die Autoren auf die eher quadratische Flächenquerschnittsgeometrie des Metha-Implantats bei eher ovalärem Profil des Mayo-Schaftes zurück (Fottner et al., 2009).

Mögliche Ursachen für dieses Verhalten an der Prothesenschulter könnten zum einen eine Unterdimensionierung der Prothese bzw. Inkongruenzen im Knochengleitlager sein, die zu einem Zwischenraum und dadurch zu einem größerem Bewegungsausmaß der Prothese führen würde. Bestätigt werden diese Überlegungen durch Gruner und Heller, in deren Patientenkollektiv als Hauptursache für Revisionen am Metha-Schaft eine Unterdimensionierung angegeben wird (Gruner and Heller, 2015). Zum anderen vollzieht das Implantat bedingt durch seine stärkere Krümmung eine eher punktuelle Anlage lateral am Femur.

Untermauert werden diese Überlegungen durch Pozowski et al., die in ihrer Finite-Element-Simulation eine hauptsächlich proximale Krafteinleitung für das Metha-Kurzschafsystem nachweisen konnten mit einem erhöhten Risiko einer Schaftsinterung bei einer von der Norm abweichenden Implantatstellung (Pozowski et al., 2013).

Untersuchungen zu periprothetischen Umbauvorgängen am Metha-Schaft stützen das in unserer Studie beobachtete Verankerungsmuster (Augustin et al., 2018; Brinkmann et al., 2017, 2015; Jahnke et al., 2014; Lerch et al., 2012; Synder et al., 2015). Demnach kommt es nach initialer Knochendichteabnahme bis zum 6. postoperativen Monat in den Gruen-Zonen 1 und 7 zu einer Knochendichtezunahme auf das postoperative Ausgangsniveau als Zeichen einer proximalen Krafteinleitung. Knochenanbauprozesse konnten vor allem an den Zonen 2 und 6 proximal im Bereich des Trochanter minor beobachtet werden (Augustin et al., 2018). Hier liegt die Hauptverankerungszone (Abb.28) und durch die beschichtete Prothesenoberfläche ist eine optimale Osteointegration möglich. Zudem begünstigt dort die annähernde quadratische Flächenquerschnittsgeometrie die Verklebung des Implantates.

Hinsichtlich der Flächenquerschnittsgeometrie und des daraus resultierenden axialen Flächenträgheitsmomentes ähnelt die Metha-Prothese der AIDA-Prothese an der Schulter und der Spitze. Im Mittleren Schaftbereich ist das axiale Flächenträgheitsmoment des Metha-Kurzschafts etwas geringer und das sagittale Profil zeichnet sich durch eine stärkere mediale Krümmung aus (Abb. 36). Dies wiederum begünstigt eine eher punktuelle Anlage am Femur.

Zwar weisen das Metha- und AIDA-Kurzschafsystem insgesamt ein vergleichbares proximales Verankerungsmuster auf (Abb. 33, Abb. 34), doch treten beim Metha-Schaft in neutraler Stellung signifikant höhere Mikrorelativbewegungen für rm_2 auf (Tab. 22) und an der Prothesenspitze zusätzlich geringfügig höhere Verbundbewegungen als beim AIDA-Schaft (Tab. 26,27).

Es scheint, dass durch die eher punktförmige Kontaktfläche der Metha-Prothese lateral am Femur und das nicht markraumfüllende Design der Prothesenspitze auf Torsionsbelastungen nach medial ausgerichtete Mikrorelativbewegungen begünstigt werden. In diesem Kontext zeigen DEXA-Studien eine Knochendichtezunahme vor allem in Gruen-Zone 3 distal der Prothesenspitze, was jedoch nicht als Instabilitätskriterium zu werten ist (Jahnke et al., 2014; Lerch et al., 2012). Verbundbewegungen in diesem Bereich zeichnen sich später radiologisch durch den Nachweis kortikaler Hypertrophien in Gruen-Zone 3 und 4 aus (Wittenberg et al., 2013).

Der Bewegungsgraph des valgisch implantierten Metha-Schafts ähnelt dem in neutraler Position implantierten Schaft, wobei an der Prothesenspitze signifikant höhere ($p < 0.01$) Mikrorelativbewegungen auftreten (Tab. 27). Diese werden begünstigt durch die o.g. Krümmung der Schaftspitze nach medial mit eher punkförmiger Anlage lateral am Femur. Dadurch werden im mittleren und oberen Schaftbereich Drehmomentmaxima aufgebaut und das Implantat verankert insgesamt eine noch stärker proximal (Abb. 31).

Anders als das AIDA-Kurzschachtsystem toleriert der Metha-Schaft eine von der Norm abweichende valgische Implantatstellung mäßig. Es fallen die signifikant höheren Verbundbewegungen an der Prothesenschulter und –spitze auf (Tab. 26 und 27). Hier führt das höhere Flächenträgheitsmoment des AIDA-Schaftes vor allem proximal zu einer deutlichen Femoraussteifung. In Verbindung mit einer breitflächigeren Anlage an der lateral am Femur kann eine gleichmäßigere Kraftübertragung und elastischere Verformung als beim Metha-Schaft realisiert werden (Abb. 34).

Das Verankerungsverhalten des Metha-Schaftes in valgischer Stellung für das proximale Femur wird durch vorhergehende Untersuchungen gestützt. In ihren DEXA-Vergleichsstudien zum Metha- und Nanos-Kurzschachtsystem wiesen Brinkmann et al. eine proximale Kraftübertragung mit moderat auftretender proximaler Spannungsabschirmung nach. Eine valgische Implantatstellung hatte dabei keine klinisch relevante Auswirkung auf die Knochendichte innerhalb des 1. postoperativen Jahres (Brinkmann et al., 2017, 2015).

Zwar weisen die AIDA- und auch die Metha-Prothese vergleichbar niedrige Flächenträgheitsmomente durch das nach distal zulaufende Schaftdesign an den Prothesenspitzen auf (Abb. 36), doch zeigt der Metha-Schaft signifikant höhere Mikrobewegungen (Tab. 26,27), die erneut durch die eher punkförmige Anlagefläche in Verbindung mit der nach medial ausgerichteten Krümmung der Schaftspitze begründet sind. Dies wiederum resultiert in einem weniger elastischen Verformungsverhalten.

Dadurch könnte das Auftreten distal-kortikaler Hypertrophien und damit einhergehender Oberschenkelschmerzen begünstigt werden (Lavernia et al., 2004; Vresilovic et al., 1996), sodass insgesamt beim Metha-Schaftsystem im Gegensatz zum AIDA-Schaftsystem eine valgische Implantatstellung aus biomechanischer Sicht nicht zu präferieren ist.

6.1.3 MiniHip™

Das Konstruktionsprinzip des MiniHip - Kurzschaftsystems basiert auf detaillierten CT-Auswertungen und Finite-Element-Analysen des natürlichen Femurs (Jerosch and Glameyer, 2009) und soll durch sein nach mediale kurviertes Prothesendesign die anatomische Formgebung des Femurs optimal nachahmen, um so eine physiologischere Krafteinleitung mit einer metaphysären Hauptverankerungszone zu erzielen. Eine ausreichende Primärstabilität soll zum einen durch ventro-dorsale Antirotationsfinnen im proximalen Prothesendrittel sowie durch den „scratch-fit“ der bio-coat-Beschichtung, die zusätzlich durch ihre osteoinduktive Wirkung zur sekundären Stabilisierung beiträgt, erzielt werden. Insgesamt weist dieses Prothesenmodell eine ovaläre Formgebung mit nach distal zulaufendem Querschnitt und polierter Prothesenspitze auf, um eine Osteointegration dort bewusst zu verhindern. Anders als bei den beiden vorherigen Prothesenmodellen besteht laut Herstellerangaben beim MiniHip-Kurzschaftsystem durch Varianz der Resektionshöhe am Schenkelhals zusätzlich die Möglichkeit einer varischen oder valgischen Implantation, um so die individuelle Hüftgelenksgeometrie besser rekonstruieren zu können (Corin Germany GmbH, 2012; Jerosch et al., 2012).

Auch der MiniHip-Kurzschaft weist unabhängig von der Schaftposition ein überwiegend proximales Verankerungsmuster auf. Die Hauptverankerungszone befindet sich auch hier im auf Höhe des Trochanter minor, beschränkt sich jedoch speziell auf den mit Antirotationsfinnen beschichteten proximalen Schaftbereich der Prothese (Abb. 29 und 32). Generell kann bei diesem Modell verglich mit dem AIDA- und Metha-Schaft ein deutlich rigideres Verankerungsverhalten beobachtet werden. Der Bewegungsgraph zeigt dementsprechend bei neutraler Schaftposition ein weniger starkes Abflachen der Gerade von P_2 zu P_3 und bei valgischer Positionierung eine fast durchgehende Gerade mit negativer Steigung von P_1 zu P_3 (Abb. 33 und 34).

Trotz der wie von den Herstellern geforderten partiellen Resektion des Schenkelhalses mit gutem Sitz am Isthmus und breitflächiger Anlage an der lateral am Femur in neutraler Stellung (Tab. 2) treten im verglichen mit dem AIDA-Schaft an allen Punkten, und mit dem Metha-Schaft bis auf P_1 , signifikant höhere Mikrorelativbewegungen auf (Tab. 22). Das Maximum an Verbundbewegungen wurde in neutraler Stellung dabei an der polierten Schaftspitze beobachtet (Abb. 29).

Vorhergehende Vergleichsanalysen des biomechanischen Verhaltens des MiniHip-Schaftes zum Linea Anatomic-Schaft bezogen auf Mikrorelativbewegungen und Kraftfluss belegen das in unserer Studie beobachtete Verankerungsmuster. Dabei konnten bis zu 80% höhere lokale Kräfte für den MiniHip-Schaft nachgewiesen werden mit Hauptamplitude an den Schnittebenen im distalen Schaftbereich. Die Prothese scheint aus biomechanischer Sicht folglich jungen Patienten mit qualitativ und quantitativ ausreichender Knochensubstanz vorbehalten zu sein (Gabarre et al., 2016).

Bei valgischer Schaftpositionierung entgleitet die Prothese förmlich dem knöchernen Lager. Nicht nur im proximalen (P_1) sondern auch im mittleren Schaftdrittel (P_2) kann die Prothese bei signifikant größeren Verbundbewegungen verglichen mit dem AIDA- und Metha-Schaft proximal nicht stabil verankern, sondern weist hier lediglich ein meta-diaphysäres passend-füllendes Verhalten auf (Abb. 32, 34). Eine valgische Schaftausrichtung ist dabei als eine die Primärstabilität gefährdender Risikofaktor zu werten.

Die Ergebnisse des Verankerungsverhaltens der MiniHip-Prothese werden durch die in vitro Analyse von Jahnke et al. 2018 gestützt. Sie untersuchten in einer biomechanischen Vergleichsstudie das elastische Verformungsverhalten des AIDA-, Metha- und MiniHip-Kurzschaftssystems ebenfalls unter Berücksichtigung einer Schaftvalgisierung. In dieser Studie wurden allerdings axiale Kippmomente in den Prothesen-Knochen-Verbund eingeleitet und über eine neu entwickelte Messapparatur erfasst. Der MiniHip-Schaft zeigte auch hierunter ein von den anderen Implantaten signifikant abweichendes instabileres Verankerungsmuster auf die einwirkenden Varus-Drehmomente mit vergleichbar rigidem Verformungsverhalten (Jahnke et al., 2018).

DEXA-Untersuchungen zur MiniHip-Prothese wiesen einen deutlichen Rückgang der Knochendichte in allen Gruen-Zonen in der ersten postoperativen Phase bis zum 3. Monat nach. Zwar nahm dann die Knochensubstanz in der zweiten Jahreshälfte wieder zu, doch es bleibt in den Gruen-Zone 1, 2, 4 und 7 ein signifikanter Abfall nach 12 Monaten bezogen auf den postoperativen Ausgangswert bestehen. Zudem ist die valgische Implantatstellung für die osteologische Entwicklung von Nachteil. Hier waren vor allem in den Gruen-Zonen 1 und 7 negative Korrelationen zwischen CCD-Winkel und Knochendichte in den ersten 12 postoperativen Monaten beobachtet zu verzeichnen (Ercan et al., 2016).

Diese Beobachtungen und die in unserer Studie gewonnenen Ergebnisse zum MiniHip-Schaft sind am ehesten auf das prothesenspezifische Design zurückzuführen. Im Unterschied zu den anderen beiden Kurzschaftmodellen mit mehrkonischer Formgebung besitzt die MiniHip-Prothese einen eher ovalären Flächenquerschnitt. Hinzu kommt das auf Höhe der Prothesenschulter geringere und an der Prothesenspitze höhere Flächenträgheitsmoment (Abb. 36). Beides zusammen führt zu einer punktuellen Fixierung des Schaftes beschränkt auf den Bereich der Antirotationsfinnen sowie insgesamt zu einem starren Verankerungsmuster mit erhöhten Mikrorelativbewegungen. Fehlt zusätzlich bei valgischer Positionierung eine langstreckige Anlage des distalen Schaftbereiches an der lateralen Femurkortikalis, kann die Prothese den Torsionbelastungen nicht genügend standhalten.

Die hier dargestellten Ergebnisse decken sich mit biomechanischen Voruntersuchungen (Fottner et al., 2009; Jahnke et al., 2018) und führen zu der Forderung, dass bei zukünftiger Neu- und Weiterentwicklung von Kurzschaftprothesen folgende Aspekte bezogen auf das Design und Konstruktionsprinzip Berücksichtigung finden sollten:

Durch ein mehrkonisches, kurviertes Prothesendesign mit eher zirkulo-trapezoidalem Querschnitt und einer maximierten mediolateralen und minimierten anteroposterioren Ausdehnung mit nach distal zuspitzendem Schaft kann Knochensubstanz gespart, eine stabilere Presspassung erzielt sowie durch die Senkung des distalen axialen Flächenträgheitsmomentes ein elastischeres Verankerungsmuster mit daraus resultierendem physiologischerem Kraftfluss realisiert werden.

6.2 Einordnung in den klinischen Kontext

Auch wenn durch den Gebrauch von Kunststoff-Femora als Implantationsmedium ein hohes Maß an Standardisierung und Reproduzierbarkeit der Messungen erreicht wird (Hamadouche et al., 2015; Jahnke et al., 2018, 2016; Jakubowitz et al., 2008; Thomsen et al., 2001), bleiben zahlreiche Einflussfaktoren ,insbesondere biologische Umbauprozesse zur Osteointegration, unberücksichtigt und physiologisch wirkende Kräfte der Hüftgelenksumspannenden Muskulatur werden nur angenähert bei der Ermittlung der Absolutwerte der Verbundbewegung einbezogen. Dadurch kann ein klinischer Transfer dieser in vitro Analyse nur indirekt erfolgen.

Die Hauptverankerungszone – unabhängig der Schaftposition – befindet sich bei allen in unserer Studie untersuchten Kurzschaftsystemen proximal auf Höhe des Trochanter minor im meta-/diaphysären Übergangsbereich. Dennoch zeigen die Varianzanalysen, dass das Implantatmodell an sich und auch die Schaftstellung das Ausmaß der Mikrorelativbewegungen signifikant beeinflussen und zu Unterschieden im Verankerungsverhalten führen (Abb. 33 und 34).

Vor allem die Biegefestigkeit und die Flexibilität eines Implantates beeinflussen maßgeblich das Verankerungsmuster einer Prothese. Da die hier getesteten Modelle ein vergleichbares Oberflächenmaterial besitzen, sind die Unterschiede der Verankerungscharakteristika vor allem durch die aus den jeweiligen Querschnittsgeometrien resultierenden Flächenträgheitsmomente bedingt.

Mit Blick auf die ermittelten Absolutwerte der Verbundbewegungen wird der kritische Wert von 150 μm lediglich bei dem MiniHip-Schaft im proximalen Drittel in valgischer Position überschritten und dadurch eine sekundäre Osteointegration gefährdet (Tab. 26-28).

Die Studienlage bezüglich des Einflusses einer von der Norm abweichenden Implantatstellung, insbesondere der valgischen Position, auf Knochenumbauprozesse und projektionsradiologische Untersuchungen ist kontrovers, aber dahingehend einheitlich, dass keine signifikanten Auswirkungen auf das klinische Outcome zu beobachten sind (Brinkmann et al., 2017; Burchard et al., 2017; Kutzner et al., 2017; Lerch et al., 2012; Panisello et al., 2006; Shishido et al., 2018).

Die bisher publizierten mittelfristigen klinischen Ergebnisse der in unserer Studie analysierten Kurzschaftsysteme scheinen vielversprechend und durch hohe Überlebensraten, Patientenzufriedenheit und Verbesserung der funktionellen Scores gekennzeichnet (Bause, 2015; Breil-Wirth, 2016; Chammaï and Brax, 2015; von Engelhardt et al., 2018; Floerkemeier et al., 2012; Gruner and Heller, 2015; Jerosch, 2013; von Lewinski and Floerkemeier, 2015; Mumme et al., 2014; Seeger et al., 2015; Synder et al., 2015; Teoh et al., 2016; Thorey et al., 2013; Wittenberg et al., 2013; Wittenberg and Steffen, 2015).

Tabelle 29 gibt einen Überblick der mittelfristigen klinischen Ergebnisse zu den 3 Schaftsystemen. Dabei werden neben dem Studiendesign die Fallzahl, das mittlere Follow-up sowie die Überlebens- und Revisionsraten angegeben. Insgesamt zeigen die 3 Kurzschaftsysteme vergleichbare mittelfristige klinische Ergebnisse mit schaftspezifischen Revisionsraten unter 2 %. Exkludiert wurden dabei Konusbrüche und Revisionen aufgrund von Infektionen. Hauptgründe für Revisionseingriffe waren demnach aseptische Lockerungen, Schaftmigrationen, periprothetische Frakturen sowie anteriore Impingementsyndrome. Das Patientenalter lag durchschnittlich zwischen der 5. und 6. Lebensdecade. Diese Ergebnisse decken sich mit klinischen Daten zu anderen Kurzschaftsystemen wie dem Nanos- und Fitmore-Schaft (Ettinger et al., 2011; Götze et al., 2010; Gustke, 2012; Innmann et al., 2019).

Tabelle 29: Mittelfristige Ergebnisse ausgewählter Publikationen (PB: prospektiv-beobachtende Kohortenstudie, RSP: Retrospektiv)

Prothese	Autor(en), Jahr	Fallzahl	Patientenalter (Mittelwert)	Follow-up (Jahre)	Überlebensrate (%)	Revisionsrate/100 KJ	Studien-design
AIDA	Mumme et al. 2014	52	61	3,4	98,1	1,9	PB
Metha	Thorey et al. 2013	151	56	5,8	98,0	0,2	RSP
Metha	Wittenberg et al. 2013	204	60	4,9	97,7	0,5	PB
Metha	Wittenberg et al. 2015	85	57	5,7	94,8*	0,5	PB
		87	57	5,2	99,0*	0,2	PB
Metha	von Lewinski et al. 2015	1953	k.A.	5,2	98,1	0,2	RSP
Metha	Bause 2015	105	44	5,0	99,0	0,2	RSP
Metha	Chammai und Brax 2015	41	55	4,0	95	1,2	PB
		41	54	4,5	95	1,2	PB
Metha	Gruner und Heller 2015	110	60	4,0	100	0,0	PB
MiniHip	Jerosch 2013	181	59	3,0	98	0,6	RSP
MiniHip	Seeger et al. 2015	191	60	3,7	97,4*	k. A.	RSP
MiniHip	Breil-Wirth 2016	84	61	5,0	97,6	1,2	PB
MiniHip	Teoh et al. 2016	275	63	3,1	99,3*	0,7	PB
MiniHip	von Engelhardt et al. 2018	149	59	9,4	97,3	1,3	RSP

* Überlebensrate nach 5 Jahren

In Großbritannien wurde 2002 ein Expertenteam (ODEP-Orthopaedic Data Evaluation Panel) zusammengestellt, um die Richtlinien des Nationalen Institutes für klinische Exzellenz (NICE-National Institut of Clinical Excellence) zur primären Hüftgelenksendoprothetik zu implementieren. Dabei wird auf ein Rating-System bestehend aus 3 Kategorien (A*, A, B) zurückgegriffen, denen jeweils ein Vergleichsmaßstab (Benchmark) für die Revisionsraten zugeordnet wurde, unter der Annahme einer linearen Relation zwischen der Zeit seit dem primären Hüftgelenksersatz und dem Anteil der Personen, bei denen eine Revision zu erwarten wäre.

Für Hüftprothesen mit weniger als 10 Jahren klinischer Daten gibt es derzeit 3 Eintrittsstandards der ODEP mit Ausfallraten < 3 % nach 3 Jahren (3A), < 5 % nach 5 Jahren (5A) und < 7 % nach 7 Jahren, was mit dem 10-Jahres-Standard einer Ausfallrate von weniger als 10% vereinbar angesehen wird. Dennoch besteht die klare Forderung, eine Revisionsrate von weniger als 5 % über 10 Jahre (10A*) zu erreichen (Dillon, 2014). Die folgende Abbildung spiegelt die jeweiligen Überlebensraten aus den o.g. Publikationen für den AIDA, Metha und MiniHip-Schaft sowie zusätzlich für den Nanos- und Fitmore-Schaft in Relation zur Fallzahl und dem Nachuntersuchungszeitraum und projiziert zusätzlich die Abweichung der NICE-Benchmarks, die für die 10A-Kategorie ein 90 % und für die 10A*-Kategorie eine 95 % oder höhere Überlebensrate nach 10 Jahren impliziert (Abb. 37).

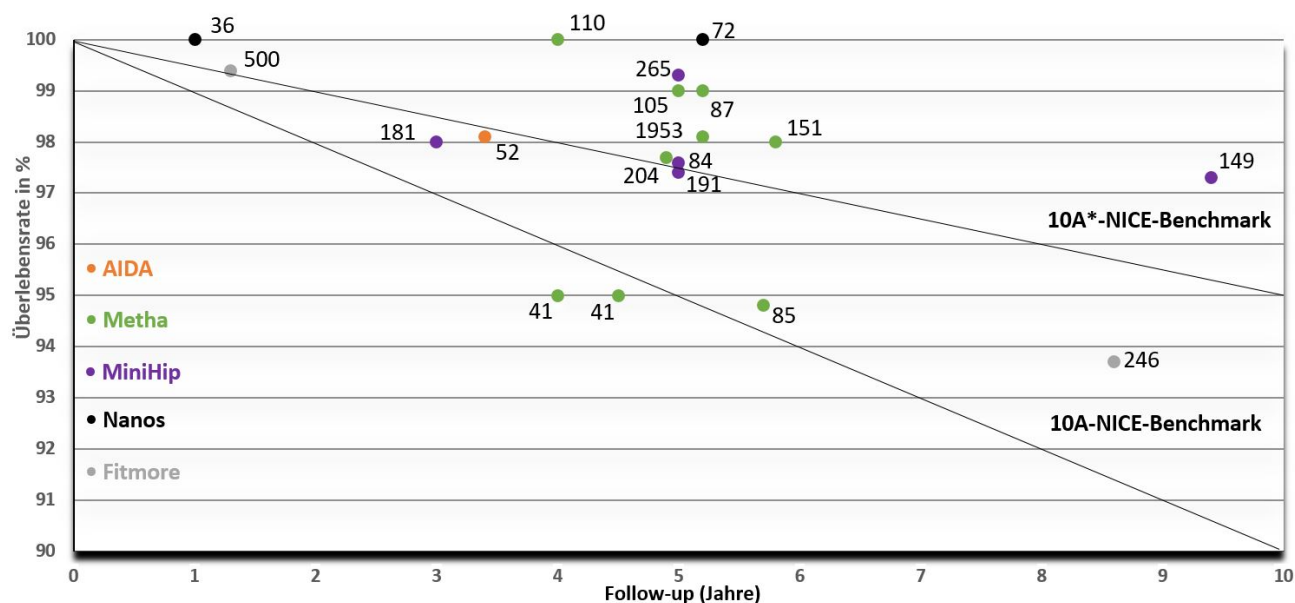


Abbildung 37: Überlebensraten der Kurzschaftsysteme aus den einzelnen Publikationen mit Angabe der Fallzahlen sowie 10A*- sowie 10A-NICE-Benchmark als projizierte Referenz

Die hier dargestellten Revisionsraten von Kurzschaftprothesen werden durch vorangegangene Übersichtsarbeiten gestützt und ergänzen diese insoweit, als dass für den Mini-Hip und dem Metha-Schaft die Zahl der mittelfristigen Ergebnisse in den vergangenen Jahren gestiegen ist (van Oldenrijk et al., 2014)

Der überwiegende Teil der einzelnen Ergebnisse liegt über dem NICE-Bezugswert von 95 % über 10 Jahre (10A*-Benchmark) und nur bei einer Vergleichsstudie zum Metha-Schaft zwischen adipösen und normalgewichtigen Patienten wurde der NICE-Bezugswert von 90 % über 10 Jahre unterschritten.

Bei dieser Studie zeigte sich in beiden Gruppen von jeweils 41 Patienten bei einem mittleren Follow-up von 4,5 und 4 Jahren eine gleich hohe Revisionshäufigkeit. Exklusive etwaiger Infektionen erfolgten in der Adipositas-Gruppe 2 Revisionseingriffe aufgrund eines im Sinne einer *Via Falsa* falsch eingebrachten Implantates und eines Impingements, während in der Kontrollgruppe eine aseptische Lockerung sowie eine Schaftmigration zur Revision führten (Chammaï and Brax, 2015). Dennoch weist das Metha-Kurzschaftsystem insgesamt ein sehr zufriedenstellendes mittelfristiges Abschneiden auf, da die überwiegende Mehrheit der Studienergebnisse oberhalb der postulierten 10A*-Benchmark liegt. Gruner und Heller berichten zwar in ihrer Studie von 7 Revisionseingriffen bei 1092 implantierten Metha-Prothesen (Überlebensrate 99,4 %), doch ihre publizierte Kohorte aus 110 Patienten in einem mittleren Follow-up von Jahren bedurfte keinerlei Revisionen (Überlebensrate 100 %) (Gruner and Heller, 2015).

Obwohl die Überlebensrate des AIDA-Schaft als schenkelhalsteilerhaltende Prothese unter der angestrebten 10-A*-NICE-Benchmark liegt (Abb. 37), sollte dies keinesfalls als Widerspruch zu den in unserer *in vitro*- Studie beobachteten stabilen Verankerungsverhalten gesehen werden, da bei der zitierten Studie mit einer Fallzahl von lediglich 52 Studienteilnehmern und einem mittleren Follow-up von nur 3,4 Jahren eine Revision bei periprothetischer Fraktur nach einem Sturzereignis erfolgte (Mumme et al., 2014).

Der MiniHip-Schaft zeigt ein überdurchschnittlich gutes mittelfristiges klinisches Outcome (Abb. 37). Von Engelhardt et al. berichten von Überlebensraten > 97 % bei 149 implantierten MiniHip-Prothesen bei einem mittleren Nachuntersuchungszeitraum von 9,4 Jahren. Lediglich aseptische Lockerungen sowie aufgetretene ektope Ossifikationen mit daraus resultierenden Hüftschmerzen waren Gründe für schaftspezifische Revisionseingriffe.

Die Autoren bewerten demnach den MiniHip-Kurzschafte als zuverlässige Schenkelhalsteilerhaltene Prothese sowohl für jüngere als auch ältere Patienten (von Engelhardt et al., 2018).

In einem größeren Patientenkollektiv mit 275 implantierten MiniHip-Schäften und einem mittleren Nachuntersuchungszeitraum von 3,1 Jahren führten 2 Schaftsinterungen zur Revision. Hierbei ist anzumerken, dass zusätzlich in 6,5 % (15 Patienten) Sinterungen der Schäfte beobachtet wurden, jedoch geringer als 2 mm und ohne klinische Relevanz. Es traten 9 intraoperative periprotetische Frakturen (IPPF) auf (3 %) ohne Indikation zur Revision (Teoh et al., 2016).

Die Zahl der IPPF steht im Widerspruch zu dem von den Herstellern suggerierten Verhalten des MiniHip-Schaftes, der aufgrund seines langen Setzpunktes die Rate an IPPF verringern soll. Auch anderen Autorengruppen berichten von einem vergleichbar hohen Auftreten IPPF mit 3 – 4 %. Dabei war eine valgische Implantatausrichtung mit einem tendenziell höherem IPPF-Risiko verbunden (Buttaro et al., 2019; Khemka et al., 2018).

Meta-Analysen und Übersichtsarbeiten zu Kurz- und Standardschaftprothesen belegen vergleichbar gute mittelfristige Ergebnisse der klinischen Funktionsscores sowie Überlebens- und Revisionsraten bezüglich des Auftretens aseptischer Lockerungen, periprotetischer und intraoperativer Frakturen (Giardina et al., 2018; Kim et al., 2016; Liang et al., 2018). Es ist anzumerken, dass dies lediglich als Tendenz bzw. Trend zu verstehen ist, da bei einer mittelfristigen Nachuntersuchung keine sicheren Schlüsse über das Langzeitverhalten von Kurzschafteprothesen gezogen werden können. Somit dürfen die Ergebnisse unserer Studie und vorhergegangener biomechanischer Untersuchungen nicht unberücksichtigt bleiben und müssen durch klinische Langzeitstudien von mehr als 10 Jahren auf Plausibilität überprüft werden.

Das zukünftige Bestreben sollte weiterhin darin bestehen, durch die Optimierung des Prothesendesigns ein noch knochensparenderes physiologischeres Verankerungsverhalten zu erzielen. Dadurch können Standzeiten verlängert, Revisionseingriffe leichter durchgeführt und eine von der Norm abweichende Implantatstellung besser kompensiert werden.

6.3 Einschränkungen und Fazit

Wie auch in Vorgängerstudien (Hamadouche et al., 2015; Jahnke et al., 2018, 2016; Jakubowitz et al., 2008; Thomsen et al., 2001), konnte bei dieser in-vitro Analyse durch den Gebrauch von Kunststoff-Femora ein hohes Maß an Standardisierung und Reproduzierbarkeit der Messungen erzielt und gleichzeitig die Größe der Messgruppen verhältnismäßig klein gestaltet werden. Der Einsatz humaner Femurpräparate als Implantationsmedium geht in der Regel mit einer höheren Variabilität durch eine Vielzahl von Einflussfaktoren einher.

Biologische Umbauprozesse, insbesondere Osteointegrationsvorgänge sowie der Einfluss physiologisch wirkender Drehmomente durch die Kräfte der gelenkumspannenden Hüftmuskulatur bleiben bei dieser Studie gänzlich unberücksichtigt. Somit ist der klinische Übertrag der dargestellten Verankerungsmuster nur eingeschränkt und indirekt möglich.

Die hier untersuchten Auswirkungen einer von der Norm abweichenden Implantatstellung auf die primäre Rotationsstabilität und des damit einhergehenden Verankerungsverhaltens, auch unter Einbeziehung der entsprechenden Querschnittsgeometrien, können bei der Weiterentwicklung moderner Hüftkurzschaftendoprothesen sinnvoll einbezogen werden.

Dazu wird es auch nötig sein, komplexere Versuchsmodelle zu entwickeln, um die Wirkung von Torsions- und Biegebelastungen auf das Implantatverhalten im knöchernen Verbund näher zu untersuchen und im Kontext klinischer Langzeitstudien zu betrachten.

7 Zusammenfassung

Die Implantation von Hüftgelenksendoprothesen zählt zu den häufigsten Operationen der Orthopädischen Chirurgie. Der Erfolg einer stabilen Verankerung zementfrei eingebrachter Prothesenschäfte ist maßgeblich von dem Ausmaß der Mikrorelativbewegungen an der Implantat-Knochen-Grenzfläche abhängig. Eine ausreichend vorhandene primäre Rotationsstabilität ist dabei ein wichtiger Prognosefaktor für eine erfolgreiche Osteointegration und Funktion. Ein epidemiologisch-demographisch bedingter Anstieg von Revisions- und Wechseloperationen führte in den vergangenen Jahren zu einer rasanten Weiterentwicklung und Nachfrage knochensparender Kurzschaftsysteme.

Ziel dieses Forschungsprojektes ist es daher, aktuell verwendete Hüftkurzschaftendoprothesen experimentell auf ihre Primärstabilität zu prüfen, sowie den Einfluss einer von der Norm abweichenden valgischen Implantatstellung auf das jeweilige Verankerungsverhalten zu untersuchen.

Drei Hüftkurzschaftsysteme (AIDA, Metha, MiniHip) wurden untersucht und dabei sowohl in neutraler als auch in valgischer Schaftposition nach einem standardisierten Protokoll in jeweils fünf Kunststoffemora implantiert. Anschließend erfolgte die Einleitung von rückwirkungsfreien Drehmomenten in stufenlosen Intervallen von $\pm 7\text{Nm}$ in die Implantate. Als zentrale statistische Methode wurden Varianzanalysen als gemischtes Modell bei einem auf $p < 0,05$ festgelegtem Signifikanzniveau angewandt. Die Hauptverankerungszone – frei von der Schaftposition – befindet sich bei allen Kurzschaftmodellen im meta-/diaphysären Übergangsbereich. Dennoch besitzen die Prothesen ein vorrangig proximales Verankerungsverhalten. Eine die Osteointegration gefährdende Überschreitung des kritischen Grenzwertes der Mikrorelativbewegungen von $150\ \mu\text{m}$ im Prothesen-Knochen-Verbund zeigte lediglich das valgisch implantierte MiniHip-Kurzschaftsystem.

Das Fehlen einer ausreichenden lateralen Schaftanlage in Verbindung mit einem ovalen Flächenquerschnitt verhindert eine suffiziente Primärstabilität. Bei der Weiterentwicklung von Kurzschaftsystemen sollte daher auf ein mehrkonisches, kurviertes Prothesendesign mit eher zirkulo-trapeziodalem Querschnitt und sich nach distal verjüngendem Schaft geachtet werden, um unphysiologisch hohe Bewegungen im distalen Prothesen-Knochenverbund zu verringern, und um eine von der Norm abweichende valgische Implantatstellung besser kompensieren zu können.

8 Abstract

The implantation of hip endoprostheses is one of the most common operations in orthopaedic surgery. The success of a stable anchorage of cementless prosthesis shafts largely depends on the extent of the micro-relative movements at the implant-bone interface. A sufficient primary rotational stability is an important prognostic factor for successful osteointegration and function. In recent years, the demographically induced increase in revision and replacement operations leads to a rapid development of and demand for bone-saving short shaft systems.

The aim of this project is to analyze short hip-stem prosthesis experimentally regarding to their primary stability. The project also investigates the influence of a deviating valgus implant position to the bending behaviour of the prosthesis models.

Three hip short shaft systems (AIDA®, Metha®, MiniHip™) were investigated and each prosthesis was implanted in five plastic femora in both neutral and valgus shaft stem position according to a standardized protocol. Subsequently torques were applied to the prosthesis at a stepless interval of $\pm 7\text{Nm}$. As the central statistical method of this study variance analyses are applied as a mixed model with a significance level fixed at $p < 0.05$.

The main anchoring zone - independent of the stem position - is located in the meta/diaphyseal transition area in all prosthesis-systems, but the prostheses still exhibit a mainly proximal anchoring behavior. Only the valgically implanted MiniHip™ exceeds the critical limit of microrelative movements of $150\ \mu\text{m}$ between prosthesis and bone, that endangered osteointegration.

A lack of lateral shaft contact in combination with an oval cross-sectional area prevents sufficient primary stability. In the further development of short shaft systems attention should therefore be paid to a multi-conical curved prosthesis design with a more circolotrapezoidal cross-sectional area and a shaft, that tapers distally to reduce unphysiologically high movements in the distal prosthesis-bone connection to compensate a deviating valgus implant position better.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Fallzahlen Hüftgelenkersatz in Deutschland (eigene Darstellung der Zahlen von Wengler et al. 2014).....	1
Abbildung 2: CUT®-Prothese mit periprothetischer Saumbildungen (*****) und hypertrophe Kortikalisreaktionen (+++) als Ausdruck eines Stress Shielding und Migrationsprozesses.....	3
Abbildung 3: Resektionsprinzip bei varisch, neutral und valgisch implantierter Prothese, die grüne Markierung zeigt den Anteil des Schenkelhalses, der erhalten bleibt.	5
Abbildung 4: a) Metha-Prothese in neutraler Schaftstellung mit flächiger distaler Abstützung (grüne Kreise) , b) valgische Schaftstellung mit weiter proximaler Anlage (rote Kreise)	6
Abbildung 5: Schematische Darstellung von optimaler (links) und mangelnder (rechts) Gesamtstabilität in Abhängigkeit von der Zeit (nach Bensmann 1990)	13
Abbildung 6: Einteilung eines Metha-Schaftes in die Zonen nach Gruen.....	14
Abbildung 7: Arbeitsplatz mit Messmaschine und Messsystem.....	15
Abbildung 8: Veranschaulichung der räumlichen Bewegung	16
Abbildung 9: Schematische Darstellung des Messsystems sowie Originalaufnahme während eines Messvorgangs.....	17
Abbildung 10: Schema der Anordnung der Messsensoren (S₁-S₆) in 3-2-1 Konfiguration	18
Abbildung 11: Schematische Darstellung der Interfacebewegungen.....	19
Abbildung 12: Schematische Darstellung des Kraftsystems in Neutralstellung(a) und bei Auslenkung (b)	20
Abbildung 13: Darstellung einer AIDA-Prothese.....	22
Abbildung 14: Darstellung einer Metha-Prothese.....	23
Abbildung 15: Darstellung einer MiniHip-Prothese	24
Abbildung 16: Rekonstruktion der Flächenquerschnittsgeometrie (hier: Metha®-Prothese).....	25
Abbildung 17: Synthetisches Femur nativ (links) und röntgenologisch (rechts)	26
Abbildung 18: Das Messprotokoll	28
Abbildung 19: Markraumaufbereitung und Einbettung der Prothese.....	29
Abbildung 20: Zustand nach Einbettung der Kunststoffemora.....	29
Abbildung 21: Materialprüfmaschine während eines Implantationsprozesses	30
Abbildung 22: Zustand nach kompletter Präparation.....	32
Abbildung 23: Schematische Darstellung der Befestigung der Messpins in der Knochenkortikalis (links) und am Implantat(rechts).....	33
Abbildung 24: Ausrichtung in der Messmaschine unter Kontrolle eines Linienlasers (Pfeil auf rot leuchtende Linie).....	33
Abbildung 25: Darstellung des Verteilungshistogramms der Urwerte der Mikrorelativbewegungen rm_x	36

Abbildung 26: Darstellung des Verteilungshistogramms der Urwerte nach Transformation mit dem In.....	36
Abbildung 27: Gemittelter Bewegungsgraph des AIDA®-Kurzschachtsystems in neutraler Schaftstellung.....	39
Abbildung 28: Gemittelter Bewegungsgraph des Metha®-Kurzschachtsystems in neutraler Schaftstellung.....	42
Abbildung 29: Gemittelter Bewegungsgraph des MiniHip™-Kurzschachtsystems in neutraler Schaftstellung	45
Abbildung 30: Gemittelter Bewegungsgraph des AIDA®-Kurzschachtsystems in valgischer Schaftstellung.....	48
Abbildung 31: Gemittelter Bewegungsgraph des Metha®-Kurzschachtsystems in valgischer Schaftstellung	51
Abbildung 32: Gemittelter Bewegungsgraph des MiniHip™-Kurzschachtsystems in valgischer Schaftstellung	54
Abbildung 33: Bewegungsgraphen der verschiedenen Prothesenmodelle in neutraler Stellung	57
Abbildung 34: Bewegungsgraphen der verschiedenen Prothesenmodelle in valgischer Stellung	58
Abbildung 35: Darstellung des Q-Q-Plots der Residuals.....	61
Abbildung 36: Flächenquerschnittsformen mit Flächenträgheitsmomenten an den verschiedenen Messpunkthöhen.....	62
Abbildung 37: Überlebensraten der Kurzschachtsysteme aus den einzelnen Publikationen mit Angabe der Fallzahlen sowie 10A*- sowie 10A-NICE-Benchmark als projizierte Referenz	75

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Versuchsmatrix.....	27
Tabelle 2 : Röntgenbilder der einzelnen Prothesenmodelle nach Implantation in die Kunststofffemora.....	31
Tabelle 3: Absolutwerte der Rotationsbewegung der neutral implantierten AIDA®-Prothese an den Messpunkten P₁-P₃ und Implantationstiefe Δh	37
Tabelle 4 : Absolutwerte der Rotationsbewegung an den Knochenpunkten B₁-B₄ bei neutral implantierter AIDA®-Prothese.....	38
Tabelle 5 : Relativbewegungen (rm_1, rm_2 und rm_3) und die mittlere Gesamtbewegung (rm_{1-3}) des AIDA®-Hüftkurzschaftsystems bei neutraler Schafstellung	38
Tabelle 6 : Absolutwerte der Rotationsbewegung der neutral implantierten Metha®-Prothese an den Messpunkten P₁-P₃ und Implantationstiefe Δh	40
Tabelle 7: Absolutwerte der Rotationsbewegung an den Knochenpunkten B₁-B₄ bei neutral implantierter Metha®-Prothese	40
Tabelle 8 : Relativbewegungen (rm_1, rm_2 und rm_3) und die mittlere Gesamtbewegung (rm_{1-3}) des Metha®-Hüftschafsystems bei neutraler Schafstellung	41
Tabelle 9: Absolutwerte der Rotationsbewegung der neutral implantierten MiniHip™-Prothese an den Messpunkten P₁-P₃ und Implantationstiefe Δh	43
Tabelle 10: Absolutwerte der Rotationsbewegung an den Knochenpunkten B₁-B₄ bei neutral implantierter MiniHip™-Prothese.....	43
Tabelle 11: Relativbewegungen (rm_1, rm_2 und rm_3) und die mittlere Gesamtbewegung (rm_{1-3}) des MiniHip™-Hüftschafsystems bei neutraler Schafstellung	44
Tabelle 12: Absolutwerte der Rotationsbewegung der valgisch implantierten AIDA®-Prothese an den Messpunkten P₁-P₃ und Implantationstiefe Δh	46
Tabelle 13: Absolutwerte der Rotationsbewegung an den Knochenpunkten B₁-B₄ bei valgisch implantierter AIDA®-Prothese	46
Tabelle 14: Relativbewegungen (rm_1, rm_2 und rm_3) und die mittlere Gesamtbewegung (rm_{1-3}) des AIDA®-Hüftschafsystems bei valgischer Schafstellung	47
Tabelle 15: Absolutwerte der Rotationsbewegung der valgisch implantierten Metha®-Prothese an den Messpunkten P₁-P₃ und Implantationstiefe Δh	49
Tabelle 16: Absolutwerte der Rotationsbewegung an den Knochenpunkten B₁-B₄ bei valgisch implantierter Metha®-Prothese.....	49
Tabelle 17: Relativbewegungen (rm_1, rm_2 und rm_3) und die mittlere Gesamtbewegung (rm_{1-3}) des Metha®-Hüftschafsystems bei valgischer Schafstellung	50
Tabelle 18: Absolutwerte der Rotationsbewegung der valgisch implantierten MiniHip™-Prothese an den Messpunkten P₁-P₃ und Implantationstiefe Δh	52
Tabelle 19: Absolutwerte der Rotationsbewegung an den Knochenpunkten B₁-B₄ bei valgisch implantierter MiniHip™-Prothese	52
Tabelle 20: Relativbewegungen (rm_1, rm_2 und rm_3) und die mittlere Gesamtbewegung (rm_{1-3}) des MiniHip™-Hüftschafsystems bei valgischer Schafstellung.....	53

Tabelle 21: Ergebnisse der Varianzanalysen	55
Tabelle 22: Ergebnisse der Varianzanalysen im paarweisen Vergleich der unterschiedlichen Prothesenmodelle in neutraler Ausrichtung in Abhängigkeit der Messposition	56
Tabelle 23: Ergebnisse der Varianzanalysen im paarweisen Vergleich der unterschiedlichen Prothesenmodelle in valgischer Ausrichtung in Abhängigkeit der Messposition	58
Tabelle 24: Schätzwerte der Varianzkomponenten des Modells	59
Tabelle 25: Darstellung der relativen Varianzkoeffizienten V_R in Abhängigkeit der Schaftstellung sowie des Prothesenmodells und der Messposition	60
Tabelle 26: Verbundbewegungen des AIDA[®]-Kurzschachtsystems	63
Tabelle 27: Verbundbewegungen des Metha[®]-Kurzschachtsystems	63
Tabelle 28: Verbundbewegungen des MiniHip[™]-Kurzschachtsystems	63
Tabelle 29: Mittelfristige Ergebnisse ausgewählter Publikationen (PB: prospektiv-beobachtende Kohortenstudie, RSP: Retrospektiv)	74

Symbolverzeichnis

Zeichen	Einheit	Bedeutung
<	-	kleiner als
>	-	größer als
=	-	gleich
°	-	Grad
μm		Mikrometer (Längenmaß)
mgrad	-	Milligrad
MW	-	Arithmetischer Mittelwert
n	-	Anzahl
Nm	-	Newtonmeter
∅		Durchschnitt
p	-	Signifikanzniveau
rm _x	μm	Relativbewegung
SD	-	Standardabweichung
α	mgrad/Nm	Normierter Drehwinkel
α%	-	Irrtumswahrscheinlichkeit
Δ	-	Differenz
T _z	Nm	Drehmoment um die z-Achse

Literaturverzeichnis

- [1.] Aesculap. Aesculap Patienteninformation Metha Kurzschaftprothesensystem 2016.
- [2.] Aldinger PR, Breusch SJ, Lukoschek M, Mau H, Ewerbeck V, Thomsen M. A ten- to 15-year follow-up of the cementless spotorno stem. *J Bone Joint Surg Br* 2003;85:209–14. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.85b2.13216>.
- [3.] Arno S, Fetto J, Nguyen NQ, Kinariwala N, Takemoto R, Oh C, et al. Evaluation of femoral strains with cementless proximal-fill femoral implants of varied stem length. *Clin Biomech* 2012;27:680–5. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.03.006>.
- [4.] Augustin L, Boller S, Bobach C, Jahnke A, Ahmed GA, Rickert M, et al. Development of periprosthetic bone mass density around the cementless Metha® short hip stem during three year follow up-a prospective radiological and clinical study. *Int Orthop* 2018. <https://doi.org/10.1007/s00264-018-4126-1>.
- [5.] Babisch J. Kann man mit Kurzschaftprothesen besser planen und rekonstruieren? In: Jerosch, J, editor. *Kurzschaftendoprothesen Hüfte*, Springer-Verlag GmbH Deutschland; 2017.
- [6.] Baroud G, Willmann G, Kreissig R. [Effect of prosthesis shaft coating on postoperative load bearing of the femur]. *Biomed Tech (Berl)* 1998;43:25–8. <https://doi.org/10.1515/bmte.1998.43.1-2.25>.
- [7.] Bause L. Short stem total hip arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis. *Orthopedics* 2015;38:S46-50. <https://doi.org/10.3928/01477447-20150215-56>.
- [8.] Bensmann G. [Cementless fixation of endoprotheses]. *Biomed Tech (Berl)* 1990;35 Suppl 3:44–7.
- [9.] Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J Biomech* 1993;26:969–90. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(93\)90058-M](https://doi.org/10.1016/0021-9290(93)90058-M).
- [10.] Bieger R, Ignatius A, Decking R, Claes L, Reichel H, Dürselen L. Primary stability and strain distribution of cementless hip stems as a function of implant design. *Clin Biomech Bristol Avon* 2012;27:158–64. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.08.004>.
- [11.] Boller S, Jahnke A, Augustin L, Ahmed G, Rickert M, Ishaque BA. Age-related osseointegration of a short hip stem: a clinical and radiological 24 months follow-up. *Arch Orthop Trauma Surg* 2019;139:405–10. <https://doi.org/10.1007/s00402-018-3082-y>.
- [12.] Breil-Wirth A. 5- bis 6-Jahres-Ergebnisse einer MiniHip Kurzschaftprothese 2016:6.
- [13.] Brinkmann V, Radetzki F, Delank KS, Wohlrab D, Zeh A. 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;16:237–43. <https://doi.org/10.1007/s10195-015-0335-1>.

- [14.] Brinkmann V, Radetzki F, Gutteck N, Delank S, Zeh A. Influence of varus/valgus positioning of the Nanos® and Metha® short-stemmed prostheses on stress shielding of metaphyseal bone. *Acta Orthop Belg* 2017;83:57–66.
- [15.] Burchard R, Braas S, Soost C, Graw JA, Schmitt J. Bone preserving level of osteotomy in short-stem total hip arthroplasty does not influence stress shielding dimensions – a comparing finite elements analysis. *BMC Musculoskelet Disord* 2017;18:343. <https://doi.org/10.1186/s12891-017-1702-2>.
- [16.] Buttaro MA, Slullitel PA, Oñativia JI, Nally F, Andreoli M, Salcedo R, et al. 4- to 8-year complication analysis of 2 “partial collum” femoral stems in primary THA. *Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther* 2019;1120700019879360. <https://doi.org/10.1177/1120700019879360>.
- [17.] Cameron HU, Pilliar RM, Macnab I. The effect of movement on the bonding of porous metal to bone. *J Biomed Mater Res* 1973;7:301–11. <https://doi.org/10.1002/jbm.820070404>.
- [18.] Chammaï Y, Brax M. Medium-term comparison of results in obese patients and non-obese hip prostheses with Metha® short stem. *Eur J Orthop Surg Traumatol* 2015;25:503–8. <https://doi.org/10.1007/s00590-014-1574-1>.
- [19.] Chen H-H, Morrey BF, An K-N, Luo Z-P. Bone Remodeling Characteristics of a Short-Stemmed Total Hip Replacement. *J Arthroplasty* 2009;24:945–50. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2008.07.014>.
- [20.] Corin Germany GmbH. MiniHip™ - Knochenerhaltendes Kurzschaft-Prothesensystem – Designprinzip 2012.
- [21.] Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, Toni A. Mechanical validation of whole bone composite femur models. *J Biomech* 1996;29:525–35. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00084-4](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00084-4).
- [22.] Dillon A. Review decision – April 2017 | Total hip replacement and resurfacing arthroplasty for end-stage arthritis of the hip | Guidance | NICE 2014. <https://www.nice.org.uk/guidance/ta304/evidence/review-decision-april-2017-4424252365?tab=evidence> (accessed April 18, 2020).
- [23.] Ducheyne P, De Meester P, Aernoudt E. Influence of a functional dynamic loading on bone ingrowth into surface pores of orthopedic implants. *J Biomed Mater Res* 1977;11:811–38. <https://doi.org/10.1002/jbm.820110603>.
- [24.] Ebbecke B. Theoretische und algorithmische Konzepte zur Beschreibung des beanspruchungsadaptiven Knochenwachstums. Institut für Baumechanik und Numerische Mechanik, Leibniz Universität Hannover, 2006.
- [25.] Ebbecke B, Nackenhorst U. Simulation of stress adaptive bone remodelling. *J Struct Mech* 2005;38:177–80.
- [26.] Eichinger S, Forst R, Kindervater M. Indikationen und Alternativen der endoprothetischen Versorgung beim jüngeren Patienten. *Orthop* 2007;36:311–24. <https://doi.org/10.1007/s00132-007-1067-6>.

- [27.] von Engelhardt LV, Breil-Wirth A, Kothny C, Seeger JB, Grasselli C, Jerosch J. Long-term results of an anatomically implanted hip arthroplasty with a short stem prosthesis (MiniHipTM). *World J Orthop* 2018;9:210–9. <https://doi.org/10.5312/wjo.v9.i10.210>.
- [28.] Engh CA, Bobyn JD. The influence of stem size and extent of porous coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1988;7–28.
- [29.] Ercan A, Sokkar SM, Schmid G, Filler TJ, Abdelkafy A, Jerosch J. Periprosthetic bone density changes after MiniHipTM cementless femoral short stem: one-year results of dual-energy X-ray absorptiometry study. *SICOT-J* 2016;2. <https://doi.org/10.1051/sicotj/2016033>.
- [30.] Ettinger M, Ettinger P, Lerch M, Radtke K, Budde S, Ezechieli M, et al. The NANOS short stem in total hip arthroplasty: a mid term follow-up. *Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther* 2011;21:583–6. <https://doi.org/10.5301/HIP.2011.8658>.
- [31.] Falez F, Casella F, Papalia M. Current concepts, classification, and results in short stem hip arthroplasty. *Orthopedics* 2015;38:S6-13. <https://doi.org/10.3928/01477447-20150215-50>.
- [32.] Feyen H, Shimmin AJ. Is the length of the femoral component important in primary total hip replacement? *Bone Jt J* 2014;96-B:442–8. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.96B4.33036>.
- [33.] Floerkemeier T, Gronewold J, Berner S, Olender G, Hurschler C, Windhagen H, et al. The influence of resection height on proximal femoral strain patterns after Metha short stem hip arthroplasty: an experimental study on composite femora. *Int Orthop* 2013;37:369–77. <https://doi.org/10.1007/s00264-012-1725-0>.
- [34.] Floerkemeier T, Tscheuschner N, Calliess T, Ezechieli M, Floerkemeier S, Budde S, et al. Cementless short stem hip arthroplasty METHA® as an encouraging option in adults with osteonecrosis of the femoral head. *Arch Orthop Trauma Surg* 2012;132:1125–31. <https://doi.org/10.1007/s00402-012-1524-5>.
- [35.] Fottner A, Schmid M, Birkenmaier C, Mazoochian F, Plitz W, Volkmar J. 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;24:429–34. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.02.007>.
- [36.] Gabarre S, Herrera A, Ibarz E, Mateo J, Gil-Albarova J, Gracia L. Comparative Analysis of the Biomechanical Behaviour of Two Cementless Short Stems for Hip Replacement: Linea Anatomic and Minihip. *PLoS ONE* 2016;11. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0158411>.
- [37.] Garellick G, Kärrholm J, Rogmark C, Rolfson O, Herberts P. Swedish Hip Arthroplasty Register 2011:136.
- [38.] Gebauer D, Refior HJ, Haake M. Micromotions in the primary fixation of cementless femoral stem prostheses. *Arch Orthop Trauma Surg* 1989;108:300–7. <https://doi.org/10.1007/BF00932320>.

- [39.] Giardina F, Castagnini F, Stea S, Bordini B, Montalti M, Toni A. Short Stems Versus Conventional Stems in Cementless Total Hip Arthroplasty: A Long-Term Registry Study. *J Arthroplasty* 2018;33:1794–9. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2018.01.005>.
- [40.] Görtz W, Nägerl UV, Nägerl H, Thomsen M. Spatial micromovements of uncemented femoral components after torsional loads. *J Biomech Eng* 2002;124:706–13. <https://doi.org/10.1115/1.1517565>.
- [41.] Götze C, Ehrenbrink J, Ehrenbrink H. Bleibt der Krafteinfluss der Kurzschaftprothese auf den methaphysären proximalen Femur begrenzt? Osteodensitometrische Analysen der NANOS®-Schaftendoprothese. *Z Für Orthop Unfallchirurgie* 2010;148:398–405. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1250151>.
- [42.] Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC. “ Modes of failure” of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop* 1979:17–27.
- [43.] Gruner A, Heller KD. Patient Selection for Shorter Femoral Stems. *Orthopedics* 2015;38:S27–32. <https://doi.org/10.3928/01477447-20150215-53>.
- [44.] Gustke K. Short stems for total hip arthroplasty: initial experience with the Fitmore stem. *J Bone Joint Surg Br* 2012;94:47–51. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.94B11.30677>.
- [45.] Hailer NP, Garellick G, Kärrholm J. Uncemented and cemented primary total hip arthroplasty in the Swedish Hip Arthroplasty Register. *Acta Orthop* 2010;81:34–41. <https://doi.org/10.3109/17453671003685400>.
- [46.] Hamadouche M, Jahnke A, Scemama C, Ishaque BA, Rickert M, Kerboull L, et al. Length of clinically proven cemented hip stems: state of the art or subject to improvement? *Int Orthop* 2015;39:411–6. <https://doi.org/10.1007/s00264-014-2522-8>.
- [47.] Harris WH, White REJ, Mccarthy JC, Walker PS, Weinberg EH. Bony Ingrowth Fixation of the Acetabular Component in Canine Hip Joint Arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1983;176:7.
- [48.] Horwood NJ, Nam D, Greco NJ, Lombardi AV, Clohisy JC, Lawrie CM, et al. Reduced Thigh Pain with Short Femoral Stem Design Following Direct Anterior Primary Total Hip Arthroplasty. *Surg Technol Int* 2019;34:437–44.
- [49.] Hua J, Walker PS. Relative motion of hip stems under load. An in vitro study of symmetrical, asymmetrical, and custom asymmetrical designs. *J Bone Joint Surg Am* 1994;76:95–103. <https://doi.org/10.2106/00004623-199401000-00012>.
- [50.] Huiskes R, Weinans H, Dalstra M. Adaptive bone remodeling and biomechanical design considerations for noncemented total hip arthroplasty. *Orthopedics* 1989;12:1255–67.
- [51.] Huiskes R, Weinans H, Grootenboer HJ, Dalstra M, Fudala B, Slooff TJ. Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis. *J Biomech* 1987;20:1135–50. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(87\)90030-3](https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90030-3).

- [52.] Huiskes R, Weinans H, van Rietbergen B. The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. *Clin Orthop* 1992;124–34.
- [53.] Innmann MM, Weishorn J, Bruckner T, Streit MR, Walker T, Gotterbarm T, et al. Fifty-six percent of proximal femoral cortical hypertrophies 6 to 10 years after Total hip arthroplasty with a short Cementless curved hip stem – a cause for concern? *BMC Musculoskelet Disord* 2019;20. <https://doi.org/10.1186/s12891-019-2645-6>.
- [54.] Ishaque BA, Donle E, Gils J, Wienbeck S, Basad E, Stürz H. [Eight-year results of the femoral neck prosthesis ESKA-CUT]. *Z Orthopadie Unfallchirurgie* 2009;147:158–65. <https://doi.org/10.1055/s-0029-1185527>.
- [55.] Jahnke A, Engl S, Altmeyer C, Jakubowitz E, Seeger JB, Rickert M, et al. Changes of periprosthetic bone density after a cementless short hip stem: a clinical and radiological analysis. *Int Orthop* 2014;38:2045–50. <https://doi.org/10.1007/s00264-014-2370-6>.
- [56.] Jahnke A, Engl S, Seeger JB, Basad E, Rickert M, Ishaque BA. Influences of fit and fill following hip arthroplasty using a cementless short-stem prosthesis. *Arch Orthop Trauma Surg* 2015;135:1609–14. <https://doi.org/10.1007/s00402-015-2302-y>.
- [57.] Jahnke A, Fonseca Ulloa CA, Seeger JB, Rickert M, Jahnke GW, Ahmed GA, et al. Analysis of the elastic bending characteristics of cementless short hip stems considering the valgus alignment of the prosthetic stem. *Clin Biomech Bristol Avon* 2018;52:49–56. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.01.006>.
- [58.] Jahnke A, Jakubowitz E, Ishaque BA, Rickert M, Bischel O. Influence of cerclages on primary stability of tumor megaprotheses subjected to distal femur defects. *Injury* 2016;47:453–9. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2015.10.031>.
- [59.] Jakubowitz E, Bitsch RG, Heisel C, Lee C, Kretzer JP, Thomsen MN. Primary rotational stability of cylindrical and conical revision hip stems as a function of femoral bone defects: an in vitro comparison. *J Biomech* 2008;41:3078–84. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.06.002>.
- [60.] Jakubowitz E, Seeger JB, Lee C, Heisel C, Kretzer JP, Thomsen MN. Do short-stemmed-protheses induce periprosthetic fractures earlier than standard hip stems? A biomechanical ex-vivo study of two different stem designs. *Arch Orthop Trauma Surg* 2009;129:849–55. <https://doi.org/10.1007/s00402-008-0676-9>.
- [61.] Jerosch J. *Kurzschafftendoprothesen: wo liegen die Unterschiede?* Köln: Deutscher Ärzteverlag; 2013.
- [62.] Jerosch J. *Kurzschafft ist nicht gleich Kurzschafft – Eine Klassifikation der Kurzschafftprothesen* 2012:9.
- [63.] Jerosch J, Glameyer H. Anatomische Anforderungen an ein Kurzschaffsystem (Mini-Hip). *Orthop Prax* 2009;45:74–81.
- [64.] Jerosch J, Grasselli C, Kothny C. Gibt es eine Indikation für ein schenkelhalsteilerhaltendes Kurzschaffsystem (MiniHip) bei Patienten mit avaskulärer Femurkopfnekrose? 2014:6.

- [65.] Jerosch J, Grasselli C, Kothny PC, Litzkow D, Hennecke T. Postoperative Veränderungen von Offset, CCD-Winkel und Beinlänge nach Implantation einer metadiaphysär fixierten Kurzschaftprothese – eine radiologische Untersuchung. *Z Für Orthop Unfallchirurgie* 2012;150:20–6. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1270965>.
- [66.] Jones LC, Hungerford DS. Cement disease. *Clin Orthop* 1987;192–206.
- [67.] Karachalios T, Tsatsaronis C, Efraimis G, Papadelis P, Lyritis G, Diakoumopoulos G. The long-term clinical relevance of calcar atrophy caused by stress shielding in total hip arthroplasty: A 10-year, prospective, randomized study1. *J Arthroplasty* 2004;19:469–75. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2003.12.081>.
- [68.] Khemka A, Mograby O, Lord SJ, Doyle Z, Al Muderis M. Total Hip Arthroplasty by the Direct Anterior Approach Using a Neck-preserving Stem: Safety, efficacy and learning curve. *Indian J Orthop* 2018;52:124–32. https://doi.org/10.4103/ortho.IJOrtho_314_16.
- [69.] Kim Y-H, Park J-W, Kim J-S. Ultrashort versus Conventional Anatomic Cementless Femoral Stems in the Same Patients Younger Than 55 Years. *Clin Orthop* 2016;474:2008–17. <https://doi.org/10.1007/s11999-016-4902-4>.
- [70.] Kranz C, Voorhoeve A, Ahrens U. 46 Experimentelle Untersuchung des Krafteinleitungsverhaltens verschiedener Hüftprothesentypen unter Verwendung eines reproduzierbaren Femurmodells. *Biomech Unteren Extrem Orthop Implant* 1983;46.
- [71.] Kummer B. [Biomechanical aspects of hip dislocation]. *Orthopade* 1988;17:452–62.
- [72.] Kurtz SM, Lau E, Ong K, Zhao K, Kelly M, Bozic KJ. Future young patient demand for primary and revision joint replacement: national projections from 2010 to 2030. *Clin Orthop* 2009;467:2606–12. <https://doi.org/10.1007/s11999-009-0834-6>.
- [73.] Kutzner KP, Freitag T, Donner S, Kovacevic MP, Bieger R. Outcome of extensive varus and valgus stem alignment in short-stem THA: clinical and radiological analysis using EBRA-FCA. *Arch Orthop Trauma Surg* 2017;137:431–9. <https://doi.org/10.1007/s00402-017-2640-z>.
- [74.] Lavernia C, D'Apuzzo M, Hernandez V, Lee D. Thigh pain in primary total hip arthroplasty: the effects of elastic moduli. *J Arthroplasty* 2004;19:10–6.
- [75.] Learmonth ID, Young C, Rorabeck C. The operation of the century: total hip replacement. *Lancet Lond Engl* 2007;370:1508–19. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(07\)60457-7](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(07)60457-7).
- [76.] Lerch M, Kurtz A, Stukenborg-Colsman C, Nolte I, Weigel N, Bouguecha A, 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 Off Publ Orthop Res Soc* 2012;30:1822–9. <https://doi.org/10.1002/jor.22120>

- [77.] Levadnyi I, Awrejcewicz J, Goethel MF, Loskutov A. Influence of the fixation region of a press-fit hip endoprosthesis on the stress-strain state of the “bone-implant” system. *Comput Biol Med* 2017;84:195–204. <https://doi.org/10.1016/j.compbio.2017.03.030>.
- [78.] von Lewinski G, Floerkemeier T. 10-year experience with short stem total hip arthroplasty. *Orthopedics* 2015;38:S51-56. <https://doi.org/10.3928/01477447-20150215-57>.
- [79.] Liang H-D, Yang W-Y, Pan J-K, Huang H-T, Luo M-H, Zeng L-F, 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. <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2018-021649>.
- [80.] Mäkelä KT, Matilainen M, Pulkkinen P, Fenstad AM, Havelin LI, Engesaeter L, et al. Countrywise results of total hip replacement. An analysis of 438,733 hips based on the Nordic Arthroplasty Register Association database. *Acta Orthop* 2014;85:107–16. <https://doi.org/10.3109/17453674.2014.893498>.
- [81.] Malchau H, Herberts P, Eisler T, Garellick G, Söderman P. The Swedish Total Hip Replacement Register. *J Bone Joint Surg Am* 2002;84-A Suppl 2:2–20. <https://doi.org/10.2106/00004623-200200002-00002>.
- [82.] McAuley J, Szuszczewicz E, Young A, Engh J Charles. Total Hip Arthroplasty in Patients 50 Years and Younger. *Clin Orthop* 2004;418:119–25. <https://doi.org/10.1097/00003086-200401000-00019>.
- [83.] McTighe T, Stulberg SD, Keppler L, Keggi J, Kennon R, Aram T, et al. A Classification System for Short Stem Uncemented Total Hip Arthroplasty. *Orthop Proc* 2013;95-B:260–260. https://doi.org/10.1302/1358-992X.95BSUPP_15.ISTA2012-260.
- [84.] Mihalko WM, Saleh KJ, Heller MO, Mollard B, König C, Kammerzell S. Femoral neck cut level affects positioning of modular short-stem implant. *Orthopedics* 2009;32:18–21. <https://doi.org/10.3928/01477447-20090915-53>.
- [85.] Mjöberg B. The theory of early loosening of hip prostheses. *Orthopedics* 1997;20:1169–75.
- [86.] Moga M, Pogarasteanu ME, Barbilian A. Theoretical and practical aspects in total uncemented hip arthroplasty by using short femoral stem prosthesis. *J Med Life* 2015;8:68–72.
- [87.] Morrey BF. Short-stemmed uncemented femoral component for primary hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1989:169–75.
- [88.] Mumme T. Aida. Kurzschaftendoprothesen Hüfte, Springer-Verlag GmbH; 2017.
- [89.] Mumme T, Friedrich MJ, Andereya S, Müller-Rath R, Gravius S. [Metaphyseal fitting short-stem prosthesis - preliminary results of a prospective single-surgeon series]. *Z Orthopadie Unfallchirurgie* 2014;152:504–9. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1383085>.
- [90.] Namba RS, Keyak JH, Kim AS, Vu LP, Skinner HB. Cementless implant composition and femoral stress. A finite element analysis. *Clin Orthop* 1998:261–7.

- [91.] Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, Yew DT, Granberry WM, Tullos HS. The anatomic basis of femoral component design. *Clin Orthop* 1988;148–65.
- [92.] van Oldenrijk J, Molleman J, Klaver M, Poolman RW, Haverkamp D. Revision rate after short-stem total hip arthroplasty. *Acta Orthop* 2014;85:250–8. <https://doi.org/10.3109/17453674.2014.908343>.
- [93.] Østbyhaug PO, Klaksvik J, Romundstad P, Aamodt A. Shortening of an anatomical stem, how short is short enough? An in vitro study of load transfer and primary stability. *Proc Inst Mech Eng [H]* 2013;227:481–9. <https://doi.org/10.1177/0954411912471779>.
- [94.] Otani T, Whiteside LA. Failure of cementless fixation of the femoral component in total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am* 1992;23:335–46.
- [95.] Panisello JJ, Herrero L, Herrera A, Canales V, Martinez A, Cuenca J. Bone remodelling after total hip arthroplasty using an uncemented anatomic femoral stem: a three-year prospective study using bone densitometry. *J Orthop Surg Hong Kong* 2006;14:32–7. <https://doi.org/10.1177/230949900601400108>.
- [96.] Patel RM, Smith MC, Woodward CC, Stulberg SD. Stable fixation of short-stem femoral implants in patients 70 years and older. *Clin Orthop* 2012;470:442–9. <https://doi.org/10.1007/s11999-011-2063-z>.
- [97.] Pepke W, Nadorf J, Ewerbeck V, Streit MR, Kinkel S, Gotterbarm T, et al. Primary stability of the Fitmore stem: biomechanical comparison. *Int Orthop* 2014;38:483–8. <https://doi.org/10.1007/s00264-013-2138-4>.
- [98.] Pilliar RM, Lee JM, Maniopoulos C. Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. *Clin Orthop* 1986:108–13.
- [99.] Plitz W. Biomechanik zementfreier Endoprothetik. *Z Für Orthop Ihre Grenzgeb* 1993;131:483–7. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1040058>.
- [100.] Plitz W. [Biomechanical aspects of loosening of hip prostheses]. *Orthopade* 1989;18:344–9.
- [101.] Pozowski A, Ścigała K, Kierzek A, Paprocka-Borowicz M, Kuciel-Lewandowska J. Analysis of the influence of a metha-type metaphysical stem on biomechanical parameters. *Acta Bioeng Biomech* 2013;15:13–21.
- [102.] Rajakulendran K, Field RE. Neck-Preserving Femoral Stems. *HSS J* 2012;8:295–303. <https://doi.org/10.1007/s11420-012-9302-z>.
- [103.] Reiter A, Sabo D, Simank HG, Büchner T, Seidel M, Lukoscsek M. Periprothetische Mineralisationsdichte zementfreier Hüftendoprothetik. *Z Für Orthop Ihre Grenzgeb* 1997;135:499–504. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1039735>.
- [104.] Roth A, Richartz G, Sander K, Sachse A, Fuhrmann R, Wagner A, et al. Verlauf der periprothetischen Knochendichte nach Hüfttotalendoprothesenimplantation. *Orthop* 2005;34:334–44. <https://doi.org/10.1007/s00132-005-0773-1>.

- [105.] Schäfer, W. Messung der räumlichen Mikrobewegung und Verbiegung des Femurschaftes von Hüft-Endo-Prothesen in Abhängigkeit eines räumlichen Kraftsystems. Georg-August-Universität zu Göttingen, 1995.
- [106.] Schmidutz F, Steinbrück A, Wanke-Jellinek L, Pietschmann M, Jansson V, Fottner A. The accuracy of digital templating: a comparison of short-stem total hip arthroplasty and conventional total hip arthroplasty. *Int Orthop* 2012;36:1767–72. <https://doi.org/10.1007/s00264-012-1532-7>.
- [107.] Schröder P, Boy O, Schleiz W, Dienst R, Reinert C, Sängler V, et al. [Determining the indication for primary total hip and knee replacement. Results of external quality assurance of over 270,000 primary total hip and knee replacements]. *Orthopade* 2008;37:1016–26. <https://doi.org/10.1007/s00132-008-1341-2>.
- [108.] Seeger JB, Stallman, Jerosch J. Short and medium-term results of cementless short-stem prosthesis MiniHipTM. DKOU, Berlin: 2015.
- [109.] Shishido T, Tateiwa T, Takahashi Y, Masaoka T, Ishida T, Yamamoto K. Effect of stem alignment on long-term outcomes of total hip arthroplasty with cementless Bi-Metric femoral components. *J Orthop* 2018;15:134–7. <https://doi.org/10.1016/j.jor.2018.01.008>.
- [110.] Skinner HB, Curlin FJ. Decreased pain with lower flexural rigidity of uncemented femoral prostheses. *Orthopedics* 1990;13:1223–8.
- [111.] Sköldenberg OG, Bodén HSG, Salemyr MOF, Ahl TE, Adolphson PY. Periprosthetic proximal bone loss after uncemented hip arthroplasty is related to stem size: DXA measurements in 138 patients followed for 2-7 years. *Acta Orthop* 2006;77:386–92. <https://doi.org/10.1080/17453670610046307>.
- [112.] Stulberg SD, Patel RM. The short stem: promises and pitfalls. *Bone Jt J* 2013;95-B:57–62. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.95B11.32936>.
- [113.] Sugiyama H, Whiteside LA, Engh CA. Torsional fixation of the femoral component in total hip arthroplasty. The effect of surgical press-fit technique. *Clin Orthop* 1992:187–93.
- [114.] Synder M, Krajewski K, Sibinski M, Drobniowski M. Periprosthetic bone remodeling around short stem. *Orthopedics* 2015;38:S40-45. <https://doi.org/10.3928/01477447-20150215-55>.
- [115.] Teoh KH, Lee PYF, Woodnutt DJ. Our early experience of the Corin Minihip prosthesis. *Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther* 2016;26:265–9. <https://doi.org/10.5301/hipint.5000343>.
- [116.] Thomsen M, Aldinger P, Görtz W, Lukoscsek M, Lahmer A, Honl M, et al. Die Bedeutung der Fräsbahngenerierung für die roboterassistierte Implantation von HüftendoprothesenschäftenVergleichende experimentelle Studie: Hand- vs. Roboterpräparation. *Unfallchirurg* 2001;104:692–9. <https://doi.org/10.1007/s001130170070>.
- [117.] Thomsen M, Görtz W, Nägerl H. Charakterisierung moderner Hüftendoprothesen. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 1999;137:A32.

- [118.] Thomsen M, Lee C. In-Vitro Rotational Stability of Cemented Stem Designs. In: Breusch S, Malchau H, editors. *Well-Cem. Total Hip Arthroplasty Theory Pract.*, Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2005, p. 196–205. https://doi.org/10.1007/3-540-28924-0_25.
- [119.] Thorey F, Hofer C, Abdi-Tabari N, Lerch M, Budde S, Windhagen H. Clinical Results of the Metha Short Hip Stem: A Perspective for Younger Patients? *Orthop Rev* 2013;5. <https://doi.org/10.4081/or.2013.e34>.
- [120.] Tomaszewski W, Kotela I, Kawik L, Bednarenko M, Lorkowski J, Kotela A. Quality of life of patients in the evaluation of outcomes of short stem hip arthroplasty for hip osteoarthritis. *Ortop Traumatol Rehabil* 2013;15:439–57. <https://doi.org/10.5604/15093492.1084359>.
- [121.] Troelsen A, Malchau E, Sillesen N, Malchau H. A Review of Current Fixation Use and Registry Outcomes in Total Hip Arthroplasty: The Uncemented Paradox. *Clin Orthop* 2013;471:2052–9. <https://doi.org/10.1007/s11999-013-2941-7>.
- [122.] Vresilovic EJ, Hozack WJ, Rothman RH. Incidence of thigh pain after uncemented total hip arthroplasty as a function of femoral stem size. *J Arthroplasty* 1996;11:304–11. [https://doi.org/10.1016/s0883-5403\(96\)80083-0](https://doi.org/10.1016/s0883-5403(96)80083-0).
- [123.] Wengler A, Nimptsch U, Mansky T. 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 Arzteblatt Int* 2014;111:407–16. <https://doi.org/10.3238/arztebl.2014.0407>.
- [124.] Whiteside LA, Easley JC. The effect of collar and distal stem fixation on micromotion of the femoral stem in uncemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1989;145–53.
- [125.] Whiteside LA, White SE, McCarthy DS. Effect of neck resection on torsional stability of cementless total hip replacement. *Am J Orthop Belle Mead NJ* 1995;24:766–70.
- [126.] Wilson LJ, Roe JA, Percy MJ, Crawford RW. Shortening Cemented Femoral Implants. *J Arthroplasty* 2012;27:934–9. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2011.10.012>.
- [127.] Windhagen H, Chincisan A, Choi HF, Thorey F. Soft-tissue balance in short and straight stem total hip arthroplasty. *Orthopedics* 2015;38:S14-20. <https://doi.org/10.3928/01477447-20150215-51>.
- [128.] Wirtz DC, Heller KD, Niethard FU. [Biomechanical aspects of load-bearing capacity after total endoprosthesis replacement of the hip joint. An evaluation of current knowledge and review of the literature]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 1998;136:310–6. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1053743>.
- [129.] Wittenberg RH, Steffen R. Comparative 5-year results of short hip total hip arthroplasty with Ti- or CoCr-neck adapters. *Orthopedics* 2015;38:S33-39. <https://doi.org/10.3928/01477447-20150215-54>.
- [130.] Wittenberg RH, Steffen R, Windhagen H, Bücking P, Wilcke A. Five-year results of a cementless short-hip-stem prosthesis. *Orthop Rev* 2013;5:e4. <https://doi.org/10.4081/or.2013.e4>.

- [131.] Wolf O, Mattsson P, Milbrink J, Larsson S, Mallmin H. Periprosthetic bone mineral density and fixation of the uncemented CLS stem related to different weight bearing regimes: A randomized study using DXA and RSA in 38 patients followed for 5 years. *Acta Orthop* 2010;81:286–91. <https://doi.org/10.3109/17453674.2010.487238>.
- [132.] Wolff J. *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. 1892.
- [133.] Wyatt M, Hooper G, Frampton C, Rothwell A. Survival outcomes of cemented compared to uncemented stems in primary total hip replacement. *World J Orthop* 2014;5:591–6. <https://doi.org/10.5312/wjo.v5.i5.591>.
- [134.] Yamaguchi K, Masuhara K, Ohzono K, Sugano N, Nishii T, Ochi T. Evaluation of periprosthetic bone-remodeling after cementless total hip arthroplasty. The influence of the extent of porous coating. *J Bone Joint Surg Am* 2000;82-A:1426–31.
- [135.] Yamako G., Chosa E, Totoribe K, Watanabe S, Sakamoto T. Trade-off between stress shielding and initial stability on an anatomical cementless stem shortening: in-vitro biomechanical study. *Med Eng Phys* 2015;37:820–5. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2015.05.017>.
- [136.] Yu H, Liu H, Jia M, Hu Y, Zhang Y. A comparison of a short versus a conventional femoral cementless stem in total hip arthroplasty in patients 70 years and older. *J Orthop Surg* 2016;11. <https://doi.org/10.1186/s13018-016-0367-0>.
- [137.] Zeh A, Weise A, Vasarhelyi A, Bach AG, Wohlrab D. [Medium-term results of the Mayo™ short-stem hip prosthesis after avascular necrosis of the femoral head]. *Z Orthopadie Unfallchirurgie* 2011;149:200–5. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1270710>.

Anhang

Publikationsverzeichnis

Die Publikationsschrift zu dieser Dissertation ist derzeit in Bearbeitung.

Fischer, Christian; Miska, Matthias; Jung, Andreas; Weber, Marc-André; Saure, Daniel;
Schmidmaier, Gerhard; **Weimer, Andreas**; Moghaddam, Arash; Doll, Julian

Posttraumatic perfusion analysis of quadriceps, patellar and Achilles tendon
regeneration with Dynamic Contrast-Enhanced Ultrasound (DCE-US) and
MRI (DCE-MRI): Preliminary Results
(Journal of Ultrasound in Medicine (JUM) 12. August 2020)

Vorträge

Weimer A, Miska, Jung, Weber, Saure, Schmidmaier, Moghaddam, Fischer

Analyse der posttraumatischen Mikroperfusion von Quadriceps-, Patella und
Achillessehnen mittels kontrastverstärktem Ultraschall (CEUS) und dynamischer
kontrastverstärkter MRT (DCE-MRT)
(Präsentationsvortrag am 17.10.2019 beim 3. Dreiländertreffen der DEGUM, ÖGUM,
SGUM vom 16.10.2019 - 19.10.2019 in Leipzig.)

Posterpräsentationen

Weimer A, Ahmed G, Ishaque B, Rickert M, Jahnke A

Analyse der primären Rotationsstabilität zementfreier Kurzschaftprothesen
(Postervortrag am 27.10.2016 beim Deutschen Kongress für Orthopädie und
Unfallchirurgie (DKOU) 2016 vom 25. – 28. Oktober 2016 in Berlin.)

Weitere Poster

Weimer J.M., Weinmann-Menke J., Strelow K.U., Hopf P., Buggenhagen, **Weimer A.**, Müller L.

Vergleich verschiedener Kursformate im Kontext des Kompetenzerwerbs in der studentischen Ultraschallausbildung
(Postervortrag am 17.10.2019 beim 3. Dreiländertreffen der DEGUM, ÖGUM, SGUM vom 16.10.2019-19.10.2019 in Leipzig.)

Müller L., Künzel J., Weinmann-Menke J., Strelow K.U., Hopf P., Buggenhagen H., **Weimer A.**, Weimer J.M.

Evaluation des Einsatzes von digitalen Lehrmethoden in der Ultraschall-Ausbildung
(Postervortrag am 17.10.2019 beim 3. Dreiländertreffen der DEGUM, ÖGUM, SGUM vom 16.10.2019-19.10.2019 in Leipzig.)

Müller L., **Weimer A.**, Kirchhoff F. P., Brčić A., Weinmann-Menke J., Buggenhagen H., Weimer J. M.

Einsatz digitaler Lehrmedien in der Ausbildung der „*Fokussierten Sonographie des Herzens*“ – Was bringt die Digitalisierung in der Kurspraxis?
(Postervortrag am 06.12.2019 beim 19. Kongress der Deutschen Interdisziplinären Vereinigung für Intensiv- und Notfallmedizin 04.12.2019-06.12.2019 in Hamburg.)

Eidesstattliche Erklärung

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

Ort, Datum

Unterschrift

Danksagung

Zunächst gebührt mein Dank allen Mitarbeitern des Labors für Biomechanik der JLU-Gießen für die freundliche Unterstützung bei dieser Studie.

Ich bedanke mich bei meinem Doktorvater Univ.- Prof. Dr. med. Markus Rickert, der mir die Möglichkeit bot, mein Forschungsprojekt durchzuführen.

Ein weiterer Dank geht an Herrn Dr. Balsler, der mir bei zahlreicher Operationen die Geometrie des Hüftgelenks nähergebracht und mein Interesse für die Thematik des endoprothetischen Gelenkersatzes geweckt hat.

Danken möchte ich auch Herrn Prof. Dr. med. Bernd Ishaque für die Hilfe bei der Durchführung dieser Studie.

Ein besonderer Dank geht an meinen Betreuer Herrn Dipl. Ing. Dr. Alexander Jahnke, den Leiter des Labors für Biomechanik der JLU Gießen, der immer ein offenes Ohr für Fragen und Probleme hatte und mir auch komplexere Biomechanische Zusammenhänge verständlich erklären konnte.

Außerdem möchte ich mich für das Korrekturlesen dieser Arbeit bei meiner Schwester herzlich bedanken.

Abschließend bedanke ich mich bei meinen Eltern, meiner Schwester und meinem Bruder sowie allen Freunden, die mir mein Studium durch Ihre Unterstützung ermöglicht und zu jeder Zeit an meinen Erfolg geglaubt haben.

Der Lebenslauf wurde aus der elektronischen Version der Arbeit entfernt.

The curriculum vitae was removed from the electronic version of the paper.