

**Analyse des elastischen Verformungsverhaltens
zementfreier Hüftkurzschaftprothesen unter
Berücksichtigung der Schaftvalgisierung**

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Grades eines Doctor biologiae hominis
des Fachbereichs Medizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Alexander Jahnke
aus Heidenheim an der Brenz

Gießen 2017

Aus dem Uniklinikum Gießen und Marburg GmbH, Klinik und Poliklinik
für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie Standort Gießen
der Justus-Liebig-Universität Gießen
Direktor: Prof. Dr. med. M. Rickert

Gutachter: Prof. Dr. med. Markus Rickert

Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Katrin Susanne Lips

Tag der Disputation: 24.04.2017

Inhaltsverzeichnis

INHALTSVERZEICHNIS	I
1 EINLEITUNG	1
1.1 HINTERGRUND	1
1.2 STAND DER FORSCHUNG	2
2 AUFGABENSTELLUNG	5
3 THEORETISCHE GRUNDLAGEN.....	6
3.1 INDIKATION ZUR PRIMÄREN HÜFTGELENKSENDOPROTHESE	6
3.2 PRINZIP DER PRIMÄRSTABILITÄT	7
3.3 ZEMENTFREIES VERANKERUNGSPRINZIP	8
4 MATERIAL UND METHODE	10
4.1 DIE MESSMASCHINE	10
4.2 PRINZIP DER PRIMÄRSTABILITÄTSMESSUNG	11
4.3 ROTATIONSMESSMASCHINE	11
4.3.1 <i>Das Messprinzip</i>	12
4.3.2 <i>Mathematischer Hintergrund des taktilen Messsystems</i>	14
4.4 NEUENTWICKLUNG „KIPPMESSUNG“	16
4.4.1 <i>Prinzip der Kippstabilitätsmessung</i>	16
4.4.2 <i>Validierung der Messmethode</i>	21
4.4.3 <i>Determinierung des Drehmoments</i>	23
4.4.4 <i>Das neu entwickelte Messsystem</i>	27
4.4.5 <i>Validierung des neues Messsystems</i>	32
4.4.6 <i>Vergleich der Messsysteme</i>	35
4.5 PROTHESEN.....	38
4.5.1 <i>AIDA®</i>	38
4.5.2 <i>Metha®</i>	39
4.5.3 <i>MiniHip™</i>	40
4.6 DAS AXIALE FLÄCHENTRÄGHEITSMOMENT	42
4.7 DAS KUNSTSTOFF-FEMUR	42
4.8 ENTWICKLUNG DES VERSUCHSPROTOKOLLS	44
4.8.1 <i>Die Versuchsmatrix</i>	44
4.8.2 <i>OP-Planung</i>	44
4.8.3 <i>Messprotokoll</i>	46
4.8.4 <i>Präparation der Prothesen</i>	47
4.8.5 <i>Resektion</i>	47
4.8.6 <i>Markraumvorbereitung</i>	47
4.8.7 <i>Implantation</i>	48
4.8.8 <i>Röntgenkontrolle</i>	49
4.8.9 <i>Aufbau und Einbettung der Kunststoff-Femora</i>	49
4.9 STATISTISCHE METHODEN.....	50
4.9.1 <i>Explorative Datenanalyse</i>	50
4.9.2 <i>Analyse der Verankerungscharakteristika</i>	51

4.9.3	<i>Analyse der Relativbewegungen in Abhängigkeit der Messhöhe</i>	51
4.9.4	<i>Analyse der Aussteifung des Femurs</i>	51
4.9.5	<i>Analyse der Prothesen innerhalb einer Schaftstellung</i>	52
4.9.6	<i>Analyse der Prothesen in Abhängigkeit der Schaftstellung</i>	52
5	ERGEBNISSE	53
5.1	ERGEBNISDARSTELLUNG	53
5.2	EXPLORATIVE DATENANALYSE	55
5.2.1	<i>Mikrorelativbewegungen $rm_1 - rm_6$</i>	55
5.2.2	<i>Femuraussteifung ΔF_8</i>	56
5.3	NEUTRALE SCHAFTSTELLUNG	56
5.3.1	<i>AIDA</i>	56
5.3.2	<i>Metha</i>	59
5.3.3	<i>MiniHip</i>	62
5.4	VERGLEICH ALLER PROTHESEN IN NEUTRALER SCHAFTSTELLUNG.....	65
5.5	VALGISCHE SCHAFTSTELLUNG	67
5.5.1	<i>AIDA</i>	67
5.5.2	<i>Metha</i>	70
5.5.3	<i>MiniHip</i>	73
5.6	VERGLEICH ALLER PROTHESEN IN VALGISCHER SCHAFTSTELLUNG	76
5.7	ERGEBNISSE AUS DER VARIANZANALYSE	78
5.8	FEMUR AUSSTEIFUNG	79
5.9	VERGLEICH DER FLÄCHENTRÄGHEITSMOMENTE	80
5.10	PROTHESEN-KNOCHEN-VERBUNDBEWEGUNG UND KRAFTSPITZEN	81
6	DISKUSSION	83
6.1	BETRACHTUNG DER EINZELNEN PROTHESENMODELLE	84
6.1.1	<i>AIDA-Prothese</i>	84
6.1.2	<i>Metha-Prothese</i>	86
6.1.3	<i>MiniHip</i>	89
6.2	KLINISCHER TRANSFER UND RELEVANZ DER ERGEBNISSE	91
6.3	LIMITATIONEN UND AUSBLICK	95
7	ZUSAMMENFASSUNG	96
8	ABSTRACT	97
	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	I
	TABELLENVERZEICHNIS	IV
	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	V
	SYMBOLVERZEICHNIS	VII
	LITERATURVERZEICHNIS	X
	ANHANG	A
	RÖNTGENBILDER	A
	TECHNISCHE ZEICHNUNGEN	G
	PUBLIKATIONSVERZEICHNIS	Q

ERKLÄRUNG ZUR DISSERTATION.....	T
DANKSAGUNG.....	U

1 Einleitung

1.1 Hintergrund

Die resultierende Hüftkraft fällt nicht mit der Schenkelhals- und der Diaphysenachse des Femurs zusammen, so dass ein Drehmoment im Varussinn auf das Femur wirkt [Rohlmann et al. 1983]. Schenkelhals und Diaphyse erfahren dabei in der Frontalebene eine Biegebeanspruchung. Im medialen Anteil, also im Bereich des Calcar femoris, treten Druckspannungen auf, während im lateralen Anteil, also im Bereich des Trochanter majoris, kleinere Zugspannungen herrschen im Vergleich zur Druckspannung. Die Hauptmasse des Knochengewebes liegt dementsprechend in diesen Bereichen, was durch ein gerichtetes trabekuläres System gekennzeichnet ist [Pauwels 1973]. Der Ersatz des Hüftgelenks durch eine zementfreie Hüftendoprothese verändert diesen Beanspruchungsmechanismus. Das Varusdrehmoment, das nun über den Prothesenschaft in das Femur eingeleitet wird, muss von einem Querkräftepaar kompensiert werden (Abb. 1) [Lavernia et al. 2004, Otani et al. 1993]. Während des Gehens erzeugt die resultierende Gelenkkraft F_R ein Varusdrehmoment M_x . Dieses Moment presst den proximalen Anteil der Prothese gegen die mediale Kortikalis und den distalen Anteil gegen die laterale Kortikalis. Im Bereich der beiden Querkräfte F_{Qp} und F_{Qd} entstehen erhöhte Spannungskonzentrationen. Je nach Länge variieren Drehpunkt und Hebelarme des Prothesenschafts. Es wirken verschieden große Querkräfte, wie in Abbildung 1 exemplarisch für die CLS[®]- (a) und die Metha[®]-Prothese (b) eingezeichnet.

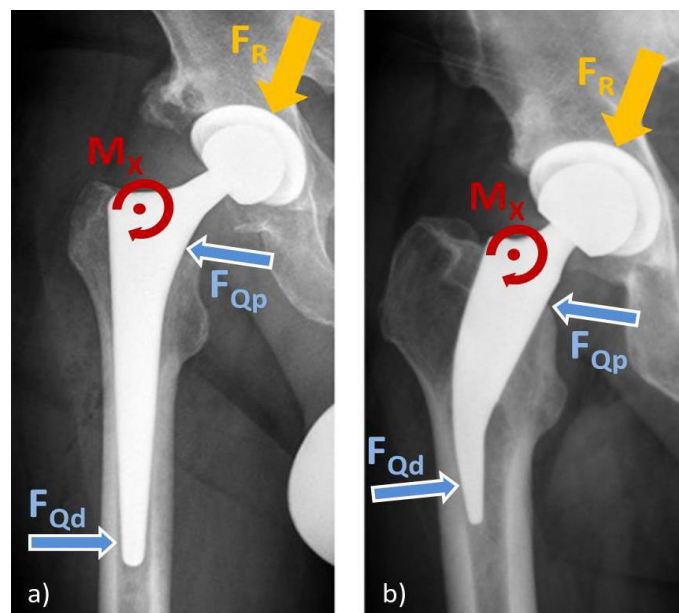


Abbildung 1: Schematische Darstellung der Querkräfte der CLS- (a) und der Metha-Prothese (b).

Dieses Querkräftepaar wirkt am proximalen Ende der Prothese medial und am distalen Ende lateral [Effenberger et al. 2005]. Weil der Prothesenschaft jedoch deutlich weniger flexibel ist als der Knochen (Vergleich der E-Module: Ti-Al6-V4 \approx 110 GPa; Knochen \approx 18 GPa), wird das Femur zwischen den beiden Querkräften, also über die gesamte Prothesenlänge, innerlich ausgesteift [Dujovne et al. 1993]. Die mechanischen Spannungen in der Metaphyse werden durch das Einbringen einer Endprothese enorm verringert (Spannungsabschirmung), während sie im Bereich der Prothesenspitze vervielfacht werden können (Spannungskonzentration) [Dujovne et al. 1993, Otani et al. 1993, Rohlmann et al. 1983, Vresilovic et al. 1996]. Klinisch drückt sich dieses Phänomen sehr häufig durch proximale Knochenresorptionen und durch Hypertrophien an der Prothesenspitze aus [Dujovne et al. 1993, Effenberger et al. 2005, Gulow et al. 2007, Otani et al. 1993].

Mit dem Ziel, diesen Knochen-Umbauprozessen entgegenzuwirken, waren in den letzten Jahren mehrere Entwicklungen in der Hüftendoprothetik zu beobachten. Im Vordergrund stand dabei, durch das Implantat so wenig wie möglich in die physiologische Spannungsverteilung des Femurs einzugreifen [Fottner et al. 2009, Huiskes et al. 1986, Jakobowitz et al. 2009]. Inzwischen scheint sich in diesem Zusammenhang die zementfreie Versorgung mit kurzen, den Schenkelhals zumindest partiell erhaltenden Prothesen immer stärker durchzusetzen [Effenberger et al. 2005, Gulow et al. 2007]. Die Theorie hinter diesen Kurzschaftprothesen ist eine möglichst proximale Verankerung, wobei unter Belassung des trabekulären Systems das Varusdrehmoment entlang der physiologischen Spannungslinien des Calcars femoralis und des lateralen Femurs nach distal in die Diaphyse geleitet werden soll [Huiskes et al. 1986, Jakobowitz et al. 2009, Rohrl et al. 2006].

1.2 Stand der Forschung

Vor allem Kurzschaftprothesen müssen durch ein Querkräftepaar im Gleichgewicht gehalten werden (Abb. 1), um nicht aus dem Knochenlager zu „kippen“. Im Vergleich zu Standardprothesen besteht jedoch ein Unterschied hinsichtlich der Hebelverhältnisse. Der Hebelarm zwischen der distalen Querkraft und dem Drehpunkt des Prothesenschaftes ist kleiner, obwohl der Drehpunkt einer Kurzschaftprothese durch die weiter proximal gelegene Verankerung höher liegt [Jakobowitz et al. 2009]. Die distale Querkraft muss also größer als bei Standardprothesen sein, womit die Gefahr der eigentlich unerwünschten radialen Spannungskonzentration in der lateralen Kortikalis entsteht [Dujovne et al. 1993, Otani et al. 1993, Rohlmann et al. 1983, Vresilovic et al. 1996]. Die Prothesenspitze sollte zur Vermeidung dieses Problems großflächig zur Anlage kommen [Effenberger et al. 2005]. Zugleich muss sie sich elastisch verformen können, um die physiologische Varusbiegung des Femurs zumindest teilweise zuzulassen und um somit

für Spannungen im Knochenmaterial des Femurs zu sorgen [Huiskes et al. 1992]. Im Jahr 2004 analysierte Thomsen [Thomsen 2004] erstmals das Kippverhalten verschiedener Kurzschaftprothesen. In Form von Balkendiagrammen konnte er die elastische Verformung an der Prothesenschulter und an der Prothesenspitze der Schäfte bei Einleitung eines medio-lateralen Drehmoments darstellen. Dabei zog er die Rotation der beiden prothetischen Messpunkte um den femoralen Referenzpunkt „Trochanter minor“ als Indikator für die elastische Schaftverformung heran. War dieser an beiden Messpunkten positiv, so folgte die Prothese gewissermaßen der Verbiegung des Femurs und deutete auf den Vollzug des sog. „Gegenschwungs“ hin. Dieses Verhalten konnte in unterschiedlichen Ausprägungen für die Systeme CFP® (Waldemar Link GmbH & Co. KG, Hamburg), Mayo® (Zimmer, Warsaw, USA) und Metha® (Aesculap AG, Tuttlingen) nachgewiesen werden. Wurde hingegen am distalen Messpunkt an der Prothesenspitze ein negativer Wert erfasst, so konnte die Aussage getroffen werden, dass die Prothese sich entgegengesetzt zur Verbiegung des Femurs verhält und somit „kippt“. Nur das System CUT® (Eska Implants, Lübeck) zeigte seinerzeit diese gegensätzliche Reaktion (Abb. 2).



Abbildung 2: Aseptische Lockerung einer CUT®-Prothese (links): Die Spannungsabschirmung, provoziert durch die erhöhte Biegesteifigkeit und die zunehmende Integration der Schaftspitze, bewirkt periprosthetische Saumbildungen am proximalen, lateralen Schaftbereich (blaue Umrandung) und enorme Kortikalishypertrophien im Bereich der distalen Schaftspitze (rote Umrandung), welche das Kippverhalten der CUT®-Prothese deutlich machen. Die Gegenseite zeigt die Versorgung mit einer Metha-Prothese ohne Anzeichen einer Lockerung oder eines Kippverhaltens der Prothese (rechts).

Aus mechanischer Sicht hängt es daher maßgeblich von der Biegesteifigkeit des distalen Schaftbereichs ab, ob eine Hüftprothese unter dem eingeleiteten Varusdrehmoment die Varusbiegung des Femurs zum Teil zulässt [Namba et al. 1998, Skinner und Curlin 1990, Vresilovic et al. 1996]. Die Biegesteifigkeit wiederum wird sowohl durch die Querschnittsform (axiales Flächenträgheitsmoment) als auch durch das Material des Prothesenschafts beeinflusst. Diese Faktoren werden als primäre Ätiologie für Oberschenkel Schmerzen angesehen [Lavernia et al. 2004, Vresilovic et al. 1996]. Aus Sicht

des Herstellers resultieren daraus mehrere Optionen, die Biegesteifigkeit des distalen Schaftbereichs möglichst klein zu halten. So hat man z.B. erkennen müssen, dass sich die Biegesteifigkeit von Prothesen aus CoCrMo-Legierungen – so wie die im Experiment „kippende“ CUT[®]-Prothese [Thomsen 2004] – allein schon durch das Material (E-Modul ≈ 230 GPa) enorm erhöht. Bei gleichem Querschnitt besitzt eine Prothese aus CoCrMo eine mehr als doppelt so große Biegesteifigkeit wie eine Prothese aus TiAlV.

Die andere Option ist die Herabsetzung des Flächenträgheitsmoments. Aufgrund der im Vergleich zu Standardschaftprothesen kurzen Strecke, die zwischen dem Drehpunkt und der Schaftspitze in die Biegung gezwungen werden muss, wird der distale Schaftanteil einer Kurzschaftprothese zumeist auch nicht „markraumfüllend“ ausgeführt [Effenberger et al. 2005]. Die Mehrzahl der Hersteller gestalten ihren Kurzschaft deshalb so, dass er sich nach distal im Querschnitt stark verjüngt. Neben diesen für die Hersteller wichtigen Parameter stehen die vom Operateur beeinflussbaren geometrischen Verhältnisse im Bereich des Schenkelhalses in engem Zusammenhang mit der elastischen Verformung des Schaftes, womit die Implantationsstellung des Prothesenschaftes gemeint ist (z.B. Offset und CCD-Winkel) [Effenberger et al. 2005]. So nutzt eine neutral eingebrachte Prothese alle Vorteile aus einer flächigen lateralen Kortikalisanlage und der vollen, ihr gegebenen distalen Hebellänge aus (Abb. 3a). Demgegenüber kommen bei einem valgisch eingebrachten Prothesenschaft ein größerer Schaftquerschnitt und ein kleinerer Hebelarm zum Tragen (Abb. 3b): neutrale Schaftstellung (links) bei flächiger Abstützung der Prothese mit dem distalen Schaftende (a) und valgisch eingebrachter Schaft (rechts) ohne flächige Abstützung des distalen Schaftendes (b). Durch die fehlende Abstützung des valgisch stehenden Schaftes kommt es zu einer weiter proximal gelegenen Anlage der Prothese an den Knochen (vergl. Abb. 3b mit Abb. 2a). Der wirkliche Hebelarm verkürzt sich und der Schaftquerschnitt erhöht sich.

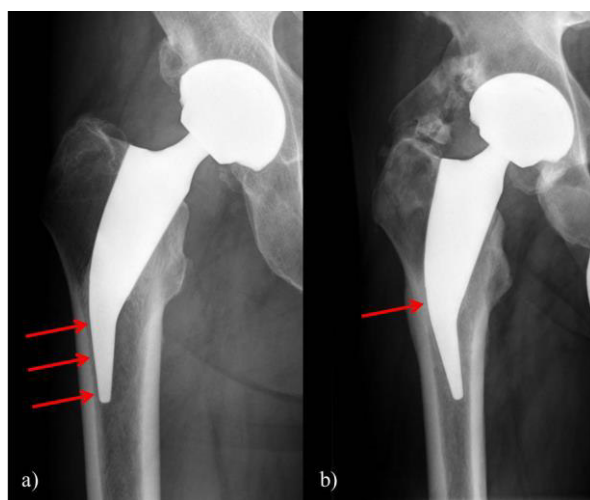


Abbildung 3: Unterschiedlich eingebrachte Metha-Prothesen: Neutrale Schaftstellung (a) und valgisch eingebrachter Schaft (b).

2 Aufgabenstellung

Das vorliegende Forschungsprojekt hat zum Ziel, aktuell auf dem Markt befindliche Kurzschaftprothesen experimentell auf ihr elastisches Verformungsverhalten unter Berücksichtigung der Schaftvalgisierung hin zu analysieren. Das Hauptaugenmerk zur Beurteilung der biomechanischen Eigenschaften der jeweiligen Prothese liegt hierbei auf der Verankerungscharakteristik und der Primärstabilität an sich. Bei dem vorliegenden Projekt handelt es sich daher um ein interdisziplinäres in-vitro Projekt im Bereich der orthopädischen Endoprothetikforschung. Folgende Fragestellungen sollen in diesem Zusammenhang geklärt werden:

1. Welches prinzipielle Verformungsverhalten liegt bei derzeitig eingesetzten femoralen Kurzschaftprothesen vor? Inwiefern unterscheiden sich diesbezüglich die verschiedenen Modelle?
2. Welchen Einfluss hat eine von den Hersteller-Vorgaben abweichende Implantatstellung (insbesondere die valgische) auf das elastische Verformungsverhalten? Worin unterscheiden sich hier die verschiedenen Modelle?

3 Theoretische Grundlagen

In den nachfolgenden Kapiteln werden die theoretischen Grundlagen der Primärendoprothetik des Hüftgelenks, die biologischen Reaktionen auf Endoprothesen als auch das allgemeine Prinzip der zementfreien Endoprothetik eingehend beschrieben.

3.1 Indikation zur primären Hüftgelenksendoprothese

Zu den vielversprechendsten und häufigsten Operationen in der orthopädischen Chirurgie zählt aktuell die Implantation von Hüftendoprothesen [Aldinger et al. 2003, Breusch et al. 2000, Diehl et al. 2010, Duffy et al. 2005, Plitz 1993]. Jedes Jahr werden allein in Deutschland über 230.000 primäre Hüftendoprothesen implantiert, eine Anzahl, die analog zu dem Anstieg der immer älter werdenden Bevölkerung, in den letzten Jahrzehnten stetig angestiegen ist [OECD 2013]. Die Indikationen für eine primäre Hüftendoprothese sind hierbei allerdings sehr vielfältig. Meistens wird die Indikation für eine Hüftendoprothese gestellt, wenn sich eine fortschreitende, schmerzhaft und therapiereisistente Coxarthrose – die als primäre Arthrose definiert wird – im fortgeschrittenen Lebensalter manifestiert hat. Der Leidensdruck, der durch Schmerzen und funktionelle Einschränkungen entsteht, erfordert dann einen partiellen, meist aber auch kompletten Ersatz eines oder beider Hüftgelenke. Weitere Indikationen, die zu einer sekundären Arthrose führen können und demnach Ursache für eine Hüftendoprothese sind, sind u.a. die rheumatische Arthritis und die rheumatische Polyarthrit, inflammatorische Gelenkschädigungen durch Autoimmunerkrankungen, wie z.B. ein systemischer Lupus erythematodes, aseptische Hüftkopfnekrosen im Erwachsenenalter, Femurfrakturen, Trümmerfrakturen von Kopf und Pfanne, Epiphyseolysis capitis femoris, Tumore und unbehandelte angeborene Hüftdysplasien [Diehl et al. 2010, Eichinger et al. 2007, Schröder et al. 2008].

Durch den operativen Einsatz eines künstlichen Gelenks kann den Patienten postoperativ eine sofortige schmerzfreie Mobilisation gewährleistet werden. Hierbei muss allerdings berücksichtigt werden, dass gerade Patienten mit einer sekundären Arthrose meist zu den jüngeren Patienten gehören, die eine entsprechend hohe Lebenserwartung und einen entsprechend hohen Aktivitätsgrad haben. Die Möglichkeit, einen Prothesenwechsel durchzuführen, sollte daher unbedingt gegeben sein [Münst 2002, Plitz 1989]. Aufgrund des geringfügigeren intraoperativen Knochendefekts stellen Kurzschafftprothesen also eine möglichst gute Ausgangssituation dar.

3.2 Prinzip der Primärstabilität

Die Primärstabilität ist die wichtigste Voraussetzung für eine beständige Fixierung und eine sichere Integration einer Hüftendoprothese im menschlichen Körper [Boy et al. 2008]. Nur ein ausreichend verankerter Prothesenschaft kann demnach diese Zielsetzung erfüllen [Jakubowitz 2007]. Die dauerhafte Verankerung einer Gelenkendoprothese im Knochen wird in erheblichem Maße durch die Reaktion des Knochens auf biomechanische Einflüsse bestimmt [Kummer 1988].

Mit dem Ziel, diesen Knochen-Umbauprozessen entgegenzuwirken, sind in den letzten Jahren mehrere Entwicklungen in der Hüftendoprothetik zu beobachten gewesen. Im Vordergrund stand dabei, durch das Implantat so wenig wie möglich in die physiologische Spannungsverteilung des Femurs einzugreifen [Kummer 1988, Plitz 1993]. Nach der Implantation einer Hüftendoprothese werden aufgrund der Entfernung des Oberschenkelkopfes und des Oberschenkelhalses die physiologischen Belastungen von der Prothese übernommen und in den Knochen übertragen. Bei den längeren Standardschäften werden diese Belastungen über den Prothesenschaft überwiegend nach distal in die Diaphyse des Femurs geleitet. Dort kann es aufgrund der distalen Krafteinleitung zu kortikalen Abstützreaktionen in Form von Periostverdickungen des Röhrenknochens kommen. Diese Reaktion ist auf das Wolffsche Transformationsgesetz [Wolff 1892] zurückzuführen, das besagt, dass der Knochen sich permanent nach mechanischen Belastungen ausrichtet. Der Knochen ist demzufolge ein dynamisches Gewebe, das über regulierte Interaktionen zwischen Osteozyten und Osteoklasten/-blasten einem ständigen Umbau unterliegt.

Das Knochengestüt muss demzufolge belastet werden, um sich optimal den mechanischen Kräften anzupassen, die auf ihn einwirken. Im Umkehrschluss bedeutet das, dass es nach der Implantation einer, im Vergleich zum Knochen wesentlich steiferen, Prothese zu einer sogenannten „Spannungs-Abschirmung“ kommen kann, wobei das Kraftflussgefüge des Knochens gestört und der Knochen nicht mehr physiologisch belastet wird. Durch die vermehrt distale Krafteinleitung und die Abstützreaktion von Standardschäften kommt es daher zu einer proximalen entlastungsbedingten „Spannungs-Abschirmung“ und folglich zum reaktiven Knochenabbau [Birkenhauer et al. 2004, Mjöberg 1997].

Die weniger distal verankernden Kurzschaftprothesen mit ihren geringeren Längen- und Querschnittsdimensionierungen bewirken demgegenüber eine physiologischere und weitestgehend proximale Krafteinleitung im Vergleich zu Standardschäften und sollen dem reaktiven Knochenabbau im proximalen Femur entgegenwirken. Es ist daher nicht verwunderlich, dass die Entwicklung der Hüftendoprothetik in den letzten Jahrzehnten dementsprechend viele Erneuerungen hervorgerufen hat. So wurde sowohl der demo-

grafische Wandel als auch das Prothesendesign berücksichtigt, was zu einem aktuellen Trend führte, die zementfreie Implantation zu präferieren und die Prothesenschäfte für eine möglichst proximale und physiologischere Verankerung in ihren Ausmaßen zu verkleinern. Zudem liegt ein Hauptaugenmerk auf dem Erhalt von möglichst viel Knochensubstanz und dem Erhalt des Schenkelhalses, um möglichst hohe Standzeiten der Schäfte zu erreichen und eine gute Ausgangsposition für die doch sehr hohe Wahrscheinlichkeit einer Wechseloperation gewährleisten zu können [Jerosch et al. 2012].

3.3 Zementfreies Verankerungsprinzip

Die Fixierung zementfreier Prothesenschäfte erfordert gewisse Grundvoraussetzungen und einen gewissen Aufwand [Niethard und Pfeil 1997, Plitz 1993, Witt et al. 1980] und wird erreicht, indem die Schäfte in ein möglichst optimal aufgeraspeltes Knochenbett eingepresst und verklemmt werden. Es muss also ein möglichst guter Form- und Kraftschluss zwischen Implantat und Knochen hergestellt werden [Bensmann et al. 1989, Breusch et al. 2000, Jahnke et al. 2015, Niethard und Pfeil 1997, Wirtz et al. 1998]. Grundsätzlich muss hierfür eine gute Passgenauigkeit zwischen Instrumentarium wie z.B. den Markraumraspeln und dem Implantat bestehen [Plitz 1993].

Bei der zementfreien Implantation wird das Implantationsinstrumentarium mit etwas geringeren Dimensionen als das endgültige Implantat angefertigt, um beim Einschlagen des Implantats benötigte Druckspannungen im Prothesen-Knochen-Verbund zu erzeugen. Diese führen wiederum zu einem festen Sitz der Prothese. Es kommt allerdings vor, dass die Geometrie des Markraumkanals durch das Raspeln nicht exakt der Prothesengeometrie entspricht. Hierdurch kommt es dann zu punktuellen Kraftübertragungen, also einem punktuellen Form- und Kraftschluss. Der Formschluss der Prothese ist somit nicht exakt gewährleistet. Die Klemmung an sich macht letztendlich die Primärstabilität einer Prothese aus. Ist diese Primärstabilität ausreichend vorhanden, kann der Knochen an die Prothese heranwachsen und bildet einen sogenannten sekundären Formschluss. Dieser Zustand wird als Sekundärstabilität bezeichnet [Huiskes et al. 1986]. Allerdings unterliegt das Heranwachsen des Knochens biologischen Umbauprozessen gemäß dem Wolffschen Transformationsgesetz [Wolff 1892]. Bei einem zu festen primären Sitz der Prothese, der durch die postoperativen Druckspannungen zwischen Implantat und Knochenlager hervorgerufen wird, kommt es zunächst zur Resorption des Knochens und die Primärstabilität geht sukzessive verloren [Boenick 1988].

Optimale Bedingungen für das Heranwachsen des Knochens an eine zementfreie Prothese werden u.a. durch eine mittlere Oberflächenrauigkeit der Prothese von ca. $R_a = 50 - 300 \mu\text{m}$ gewährleistet [Baroud et al. 1998, Mittelmeier et al. 1999]. Zudem spielen die Mikrorelativbewegungen im Prothesen-Knochen-Verbund eine sehr wichtige Rolle. Mikrorelativbewegungen zwischen $28 - 150 \mu\text{m}$ gelten nach Pilliar et al. [Pilliar et al.

1986] als optimal, um das Heranwachsen des Knochens an das Implantat zu fördern. Liegen diese Relativbewegungen unterhalb von $28\ \mu\text{m}$, erfährt der Knochen keinen mechanischen Anreiz an das Implantat heranzuwachsen. Er erfährt eine sogenannte „Spannungs-Abschirmung“ und resorbiert sukzessiv, was dem Knochen letztendlich durch die vermehrt größer werdenden periprothetischen Lysesäume die Möglichkeit der Osteointegration der Prothese nimmt. Zu große Mikrorelativbewegungen über $150\ \mu\text{m}$ führen dahingegen zu einem permanenten Abreißen der Trabekel [Boenick 1988]. Die Prothese wird in eine bindegewebsartige Schicht eingehüllt und es kommt zu keiner sekundären knöchernen Stabilität [Pilliar et al. 1986]. In der Literatur gilt die postoperative Dauer bis zum Aufbau der Sekundärstabilität nach neueren Erkenntnissen nach 12 Monaten als abgeschlossen [Wolf et al. 2010].

Um jedoch eine dauerhafte Stabilität der Prothese gewährleisten zu können, wächst der Knochen zeitgleich an die mikroporöse und raue Oberflächenstruktur der Prothese heran und sichert somit die Sekundärstabilität des Implantats. Resorbiert der Knochen allerdings schneller als er an das Implantat heranwächst, geht die Primärstabilität verloren, ohne dass sich eine Sekundärstabilität aufbauen kann und sich der Prothesenschaft lockert [Bensmann et al. 1989] (Abb. 4).

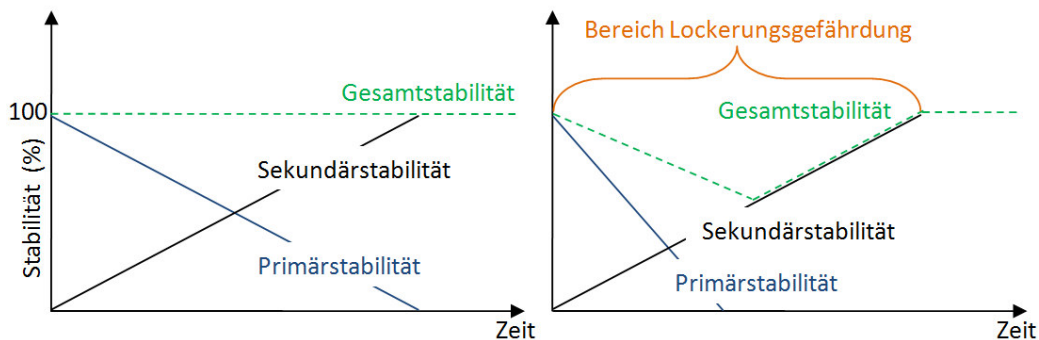


Abbildung 4: Schematische Darstellung der optimalen Gesamtstabilität (links) und der unzureichenden Gesamtstabilität (rechts) in Abhängigkeit der Zeit [Bensmann et al. 1989].

Es besteht daher ein klarer Zusammenhang zwischen Knochendichteverlust und frühzeitiger Prothesenlockerung, der bereits von Okano et al. 2002 beschrieben wurde [Okano et al. 2002]. Die dauerhafte Verankerung einer Gelenkendoprothese im Knochen wird also in erheblichem Maße durch die Reaktion des Knochens auf biomechanische Einflüsse bestimmt [Jakubowitz 2007]. Die dauerhafte Fixierung einer Endoprothese im menschlichen Körper ist demzufolge immens von ihrer Primärstabilität abhängig [Görtz et al. 2002, Ungethüm & Blömer 1987]. Über die Bestimmung der Mikrorelativbewegungen im Prothesen-Knochen-Verbund können somit quantitativ die primäre Verankerungsstabilität der Prothese beschrieben und präklinische Aussagen über eine mögliche Osteointegration der Prothese getroffen werden.

4 Material und Methode

In den folgenden Kapiteln werden die verwendeten Materialien und die eingesetzte Messtechnik mitsamt den mathematischen Hintergründen detailliert dargelegt.

4.1 Die Messmaschine

Für die experimentelle Analyse der primären Kippstabilität der Kurzschaftprothesen wird ein etabliertes Messverfahren [Hamadouche et al. 2015, Jahnke et al. 2016, Jakubowitz et al. 2008, Thomsen et al. 2001, Kinkel et al. 2015] zur Bestimmung der Primärstabilität von Implantaten herangezogen. Die hierfür benötigte Messmaschine als auch das Messverfahren an sich werden für die Arbeit modifiziert und das bestehende Messsystem durch ein neues Messsystem ersetzt und validiert (Abb. 5). Der bisherige Zustand der Messmaschine sowie der Modifikations- und Optimierungsprozess wird in den folgenden Kapiteln beschrieben.

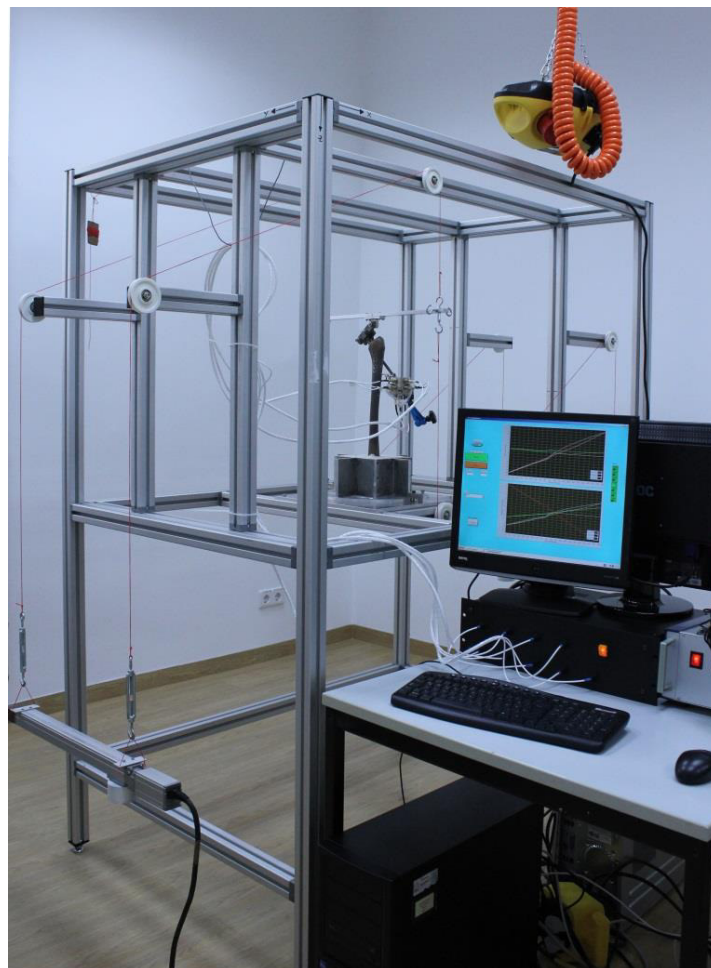


Abbildung 5: Darstellung der für die Kippmessung modifizierten Messmaschine mitsamt neuem Messsystem.

4.2 Prinzip der Primärstabilitätsmessung

Im Jahre 1993 konnten Bergmann et al. mit Hilfe von instrumentierten Hüftprothesen nachweisen, dass die alltäglich in vivo auftretenden Belastungen hohe Torsionsmomente von bis zu 40 Nm [Bergmann et al. 1996] auf den Prothesenschaft ausüben. Diese Torsionsmomente werden von der Prothese auf das Femur übertragen, sodass es zu einer Torsionsbelastung des Femurs kommt. Je nach Formschluss und Presspassung des Implantats sollte es bei erhöhter Primärstabilität also zu besseren Drehmomentübertragungen im jeweiligen Schaftbereich kommen. Dies hätte zur Folge, dass die Mikrorelativbewegungen, die an der Kontaktfläche zwischen Implantat und Knochen wirken, kleiner sind als in Bereichen, wo die Presspassung und die daraus resultierende Primärstabilität geringer sind. Vor diesem Hintergrund entwickelten und validierten Thomsen et al. [Thomsen et al. 1999] eine Messmethode, mit der die Verankerungscharakteristik zementfreier Prothesenschäfte unter Torsionsbelastung bezüglich ihrer Primärstabilität analysiert werden konnten. Hierfür konstruierten sie eine Messmaschine, mit der die Mikrobewegungen von Prothesenschäften relativ zu der Bewegung von standardisierten Kunststoff-Femora gemessen werden konnten. Unter Verwendung dieser Kunststoff-Femora und eines definierten Implantationsprotokolls konnte eine hohe Reproduzierbarkeit der Messergebnisse und eine hohe Standardisierung, nachgewiesen durch eine sehr geringe Standardabweichung, geschaffen werden [Görtz et al. 2002, Thomsen et al. 2001]. Im nachfolgenden Kapitel wird die Rotationsmessmaschine mitsamt dem taktilen Messprinzip im bisherigen Zustand näher beschrieben.

4.3 Rotationsmessmaschine

Die von Thomsen et al. [Thomsen et al. 1999] entwickelte Rotationsmessmaschine gilt als etabliertes und validiertes Messverfahren, das bereits in verschiedenen Studien angewandt und publiziert wurde [Hamadouche et al. 2015, Jahnke et al. 2016, Jakubowitz et al. 2008, Thomsen et al. 2001, Kinkel et al. 2015]. Das Messprinzip beruht auf insgesamt drei großen Bereichen: Kraft- und Belastungseinheit, der taktilen Messsensorik und dem mathematischen Auswertungsalgorithmus zur Berechnung der Mikrorelativbewegungen. An dieser Stelle muss erwähnt werden, dass die bisherige Messmaschine mitsamt der taktilen Messtechnik hauptsächlich für Rotationsbelastungen konzipiert war und dass sowohl die Messmaschine als auch das taktile Messsystem und der Rechenalgorithmus für dieses Studienvorhaben modifiziert und optimiert werden musste. Auf die Neuentwicklung des Messsystems und die damit verbundene Optimierung der Messmaschine wird, wie bereits erwähnt, im späteren Verlauf dieser Arbeit noch detailliert eingegangen.

4.3.1 Das Messprinzip

Bei der Reaktion eines Messobjekts – in diesem Fall der Prothese und des Femurs – auf eine Belastung in Form von Drehmomenten jeglicher Art handelt es sich um dreidimensionale Bewegungen. Um diese Bewegungen erfassen zu können, muss vorab angenommen werden, dass das jeweilige Messobjekt einen starren Körper in Form eines Volumensegments darstellt und dass daher jeder beliebige Messpunkt des Messobjekts während einer Verformung eine identische Bewegung vollzieht, wie jeder andere beliebige Messpunkt eines ausgewählten Volumensegments.

Nach diesem Prinzip kann man willkürlich einen Punkt #1 aus dem Messobjekt auswählen, der insgesamt drei Freiheitsgrade besitzt. Hierbei handelt es sich um die drei translatorischen Bewegungen in X-, Y- und Z-Richtung. Ein weiterer Punkt #2 kann dann durch eine kugelförmige Bewegung um Punkt #1, der als Mittelpunkt definiert ist, beschrieben werden, da die relative Distanz zwischen Punkt #1 und Punkt #2 im Inneren des starren Messobjekts als konstant angenommen werden kann. Da sich der Messpunkt #2 um zwei Achsen um den Punkt #1 drehen kann, besitzt dieser demnach zwei Freiheitsgrade. Auf der Verbindungslinie zwischen Punkt #1 und Punkt #2 kann sich ein weiterer Punkt #3 auf einer Kreisbahn bewegen. Dieser Messpunkt #3 besitzt nur noch einen Freiheitsgrad (Abb. 6).

Alle weiteren Punkte können durch die drei dargestellten Punkte bestimmt werden. Demzufolge kann die Messobjektbewegung an jedem willkürlich gewählten Messpunkt mit insgesamt sechs Variablen beschrieben werden. Da es sich bei den Prothesen als auch den Knochen tatsächlich nicht um starre Messobjekte handelt, muss die elastische Verformung des jeweiligen Messkörpers berücksichtigt werden. Hierfür werden mehrere einzelne räumliche Bewegungen an verschiedenen Teilbereichen des Messobjekts herangezogen, mit deren Hilfe die tatsächliche elastische Verformung des Messkörpers angenähert werden kann. Jeder Teilbereich stellt wiederum ein idealisiertes und starres Volumenelement dar und spiegelt durch eine Aneinanderreihung die elastische Verformung des gesamten Messobjekts wider [Görtz et al. 2002, Jakobowitz 2007].

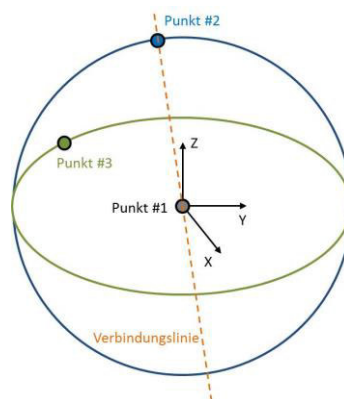


Abbildung 6: Schematische Darstellung der räumlichen Bewegung.

Hierfür wird jeder Messpunkt des Messobjekts nacheinander mit einem starr fixierten Messkoordinatensystem verbunden, das durch einen Messwürfel K_W dargestellt wird. Die Bewegung aller sechs Freiheitsgraden von K_W wird mit Hilfe eines zusätzlichen raumfesten Koordinatensystems K_R erfasst, das durch einen Messrahmen definiert wird.

Zu Beginn der Messung sind K_W und K_R identisch und die Koordinaten bekannt. Während der Messung kann dann die relative Bewegung von K_W zu K_R detektiert werden. Da K_W jeweils mit lediglich jeweils einem einzelnen Volumenelement verbunden ist, wird die Bewegung des Messobjekts unabhängig von der Eigenverdrehung des Messobjekts erfasst. K_R legt gleichzeitig das äußere Kraftsystem fest. Alle aufgebrachten Kräfte verlaufen durch den Mittelpunkt von K_R , daher kann jeder translatorischen und rotatorischen Bewegung ein Drehmoment als auch eine Kraft zugeordnet werden. Aus diesem Grund ist es notwendig, dass das Mess-Koordinatensystem K_W unabhängig vom krafteinleitenden System ist. Dies bedeutet, dass beide Systeme voneinander entkoppelt agieren.

Um die räumliche und die relative Bewegung eines Messpunkts von K_W in Bezug zum raumfesten Koordinatensystem K_M mit ihren sechs Freiheitsgraden erfassen zu können, sind demzufolge insgesamt mindestens sechs unabhängige Messtaster notwendig, welche das taktile Messsystem repräsentieren. Diese taktilen Messtaster werden in das Koordinatensystem K_R des Messrahmens integriert. Bei diesen Messsensoren handelt es sich um induktive Wegaufnehmer mit einer Auflösung von $0,1 \mu\text{m}$ (Typ P2010, Mahr GmbH, Göttingen, Deutschland). Diese Wegaufnehmer werden so in dem Messrahmen montiert, dass sie reproduzierbar die drei orthogonalen X-, Y- und Z-Achsen mitsamt den Raumebenen des Messwürfels aufspannen und erfassen können, der sich orthogonal zum Messrahmen ausgerichtet, innerhalb des Messrahmens befindet (Abb. 7).

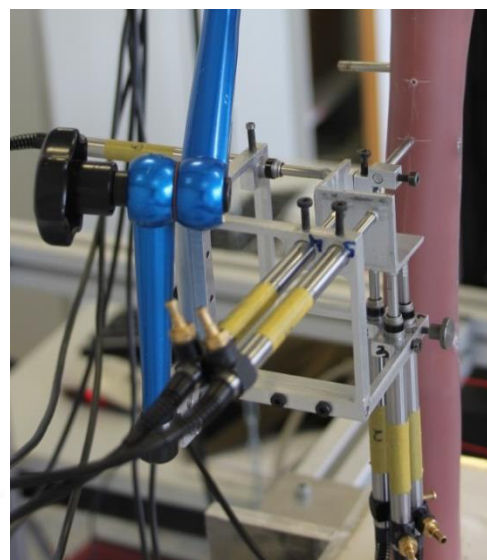
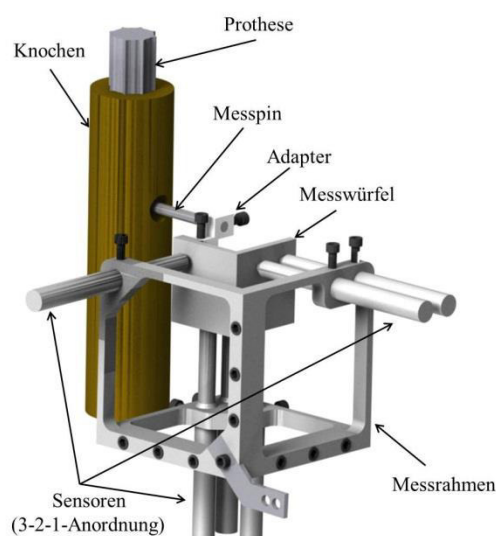


Abbildung 7: Schematische Darstellung des taktilen Messsystems (links) und Originalaufnahme des taktilen Messsystems während einer Messung (rechts).

Der Messwürfel wird über einen Messpin starr mit dem Messobjekt verbunden und lotrecht gekoppelt. In der lateral ausgerichteten Grundposition (Abb. 7, rechts) befinden sich die Sensoren S_1 , S_2 und S_3 in Richtung der Z-Achse, die Sensoren S_4 und S_5 in Richtung der Y-Achse und der Sensor S_6 in Richtung der X-Achse. Werden z.B. translatorische Bewegungen von Sensor S_1 in Z-Richtung erfasst, so kann Sensor S_2 relativ zu Sensor S_1 die rotatorische Bewegung des Messwürfels um die Y-Achse und Sensor S_3 relativ zu Sensor S_1 die rotatorische Bewegung um die X-Achse erfassen, da die X-Y-Ebene mit drei Freiheitsgraden erfasst werden kann. Sensor S_4 und Sensor S_5 erfassen zeitgleich die translatorische Bewegung des Messwürfels orthogonal zur X-Z-Ebene, sprich in Richtung der Y-Achse. Relativ zueinander, erfassen die Sensoren die rotatorische Bewegung des Messwürfels um die Z-Achse, da diese mit zwei Freiheitsgraden erfasst werden kann. Zuletzt erfasst Sensor S_6 die translatorische Bewegung der Y-Z-Ebene in Richtung der X-Achse, da diese Ebene mit einem Freiheitsgrad erfasst werden kann. Mit Hilfe dieser 6 Sensoren in einer 3-2-1-Anordnung (Abb. 7) können demnach die 6 verschiedenen Freiheitsgrade eines starrer Messkörpers während einer räumlichen Bewegung anschließend berechnet werden [Görtz, et al. 2002, Kinzel et al. 1972].

4.3.2 Mathematischer Hintergrund des taktilen Messsystems

In der Studie von Görtz et al. [Görtz et al. 2002] wird eine detaillierte Abhandlung der mathematischen Berechnung beschrieben. Im Folgenden soll die Berechnung des taktilen Messprinzips beschrieben werden. Wie bereits erwähnt, werden der Knochen als auch die Prothese als starre Körper betrachtet, die sich relativ zueinander im Raum bewegen. Um diese relative Bewegung beschreiben zu können, ist es notwendig, das Anfangskoordinatensystem als Startpunkt zu ermitteln. Die relative Stellung des während der Messung bewegten Koordinatensystems kann anschließend über die Ortsvektoren der Berührungspunkte der taktilen Messtaster berechnet werden. Durch die Bestimmung der Normalvektoren \vec{N}_1 und der absoluten Abstände b_i zum Ursprung des Koordinatensystems, kann anschließend jede einzelne Ebene definiert werden und der Translationsvektor \vec{Y} der einzelnen Ebenen bestimmt werden. Bei einer 3-2-1-Sensoranordnung erfolgt dies für die X-Y-Ebene über ein Kreuzprodukt der Sensoren S_1 , S_2 und S_3 .

$$\vec{N}_1 = (S_2 - S_1) \times (S_3 - S_1) \quad (1)$$

Anschließend kann der absolute Abstand b_Z in Z-Richtung bestimmt werden:

$$b_Z = \vec{N}_1 \cdot S_1 \quad (2)$$

Die X-Z-Ebene wird unter Verwendung des Normalvektors \vec{N}_1 und den Sensoren S_4 und S_5 berechnet:

$$\vec{N}_2 = (S_5 - S_4) \times (\vec{N}_1) \quad (3)$$

Anschließend kann wiederum der absolute Abstand b_Y in Y-Richtung bestimmt werden:

$$b_Y = \vec{N}_2 \cdot S_4 \quad (4)$$

Zuletzt kann die Y-Z-Ebene aus dem Kreuzprodukt der vorangehend berechneten Normalvektoren \vec{N}_1 und \vec{N}_2 ermittelt werden:

$$\vec{N}_3 = (\vec{N}_2) \times (\vec{N}_1) \quad (5)$$

Anschließend wird ebenfalls der Abstand b_X in X-Richtung determiniert:

$$b_3 = \vec{N}_3 \cdot S_6 \quad (6)$$

Danach kann der Translationsvektor \vec{Y} anhand eines linearabhängigen Variablensystem berechnet werden:

$$\begin{pmatrix} N'_1 \\ N'_2 \\ N'_3 \end{pmatrix} \cdot \vec{Y} - \begin{pmatrix} b_1 \\ b_2 \\ b_3 \end{pmatrix} = 0 \quad (7)$$

Der Rotationsvektor $\vec{\Omega}$ wird anhand der Einheitsvektoren \vec{e}_i bestimmt. Diese Einheitsvektoren sind richtungsabhängig und erfahren je nach Anbringung des Messsystems einen Vorzeichenwechsel. Die Einheitsvektoren der einzelnen Ebenen werden wie folgt berechnet:

$$\vec{e}_x = \frac{\vec{N}_2}{|\vec{N}_2|}, \quad \vec{e}_y = \frac{\vec{N}_3}{|\vec{N}_3|} \quad \text{und} \quad \vec{e}_z = \frac{\vec{N}_1}{|\vec{N}_1|} \quad (8)$$

Aufgrund der sehr kleinen Drehwinkel, werden die Einheitsvektoren aus der Differenz der Rotationsmatrixkomponenten berechnet. Diese Differenzen bilden letztendlich den Rotationsvektor $\vec{\Omega}$ bzw. Drehwinkel α ab.

$$\vec{\Omega} = \begin{pmatrix} \vec{e}_{y3} - \vec{e}_{z2} \\ \vec{e}_{z1} - \vec{e}_{x3} \\ \vec{e}_{x2} - \vec{e}_{y1} \end{pmatrix} \quad (9)$$

Der Drehwinkel α stellt schlussendlich die Messgröße dar, die für die für die weitere Auswertung benötigt wird. Der Drehwinkel wird abschließend durch eine Drehmoment-Inkrementenanzahl normiert und für die deskriptive Darstellung der Gesamtbewegung des Prothesen-Knochen-Verbunds herangezogen. Die Berechnung des normierten Drehwinkels α und des normierten Translationsvektors \vec{Y} wird über eine von Görtz et al. [Görtz et al. 2002] erstellte Pascal[®]-Software durchgeführt. Allerdings handelt es sich hierbei um eine proprietäre Software mit einem veralteten und unzugänglichen Quellcode, der das Nachvollziehen des mathematischen Algorithmus deutlich erschwert. Ein weiterer Nachteil des bisher verwendeten taktilen Messsystems liegt in der systematischen Fehlerfortpflanzung, die aufgrund der 3-2-1-Anordnung der Sensoren besteht und

in der Federrückstellkraft der einzelnen Sensoren, die die Bewegung des Messwürfels fehlerbehaftet sein lässt. Vor diesem Hintergrund war es notwendig, ein eigenes Auswertungsprogramm zu entwickeln. Zusätzlich galt es ein neues Messsystem zu entwickeln, das unter Verwendung von drei Sensoren in jeder Ebene die Bestimmung der Normalvektoren N_i , unabhängig von der vorausgehenden Berechnung eines Normalvektors einer anderen Ebene, berührungslos realisieren kann und somit den systematischen Fehler minimiert.

4.4 Neuentwicklung „Kippmessung“

In den nachfolgenden Kapiteln wird die Neuentwicklung der Messmethode und die Validierung der Kippmessung, die Entwicklung und Validierung des neuen Messsystems mitsamt dem mathematischen Algorithmus der Auswertungssoftware als auch die Modifikation der bisher verwendeten Rotationsmessmaschine beschrieben.

4.4.1 Prinzip der Kippstabilitätsmessung

Bisher wurden für die meisten biomechanischen Primärstabilitätsanalysen hauptsächlich die Torsionsbelastungen um die Z-Achse analysiert, da die Rotationsmomente, insbesondere beim Treppensteigen, bisher als klinisch relevanter für die primäre Verankerung angesehen wurden [Bergmann et al. 2007]. Allerdings sind die Kippmomente M_x um die ventro-dorsale Achse X wesentlich höher als die Torsionsmomente in der longitudinalen Achse Z, werden aber über die laterale Prothesenschaftlänge mit distaler Verlängerung des Hebelarms, wie bereits in Kapitel 1.1 und 1.2 erläutert, minimiert. Das maximale Kippmoment wirkt demnach lediglich um einen fiktiven und proximalen Drehpunkt an der Prothesenschulter (Abb. 8).

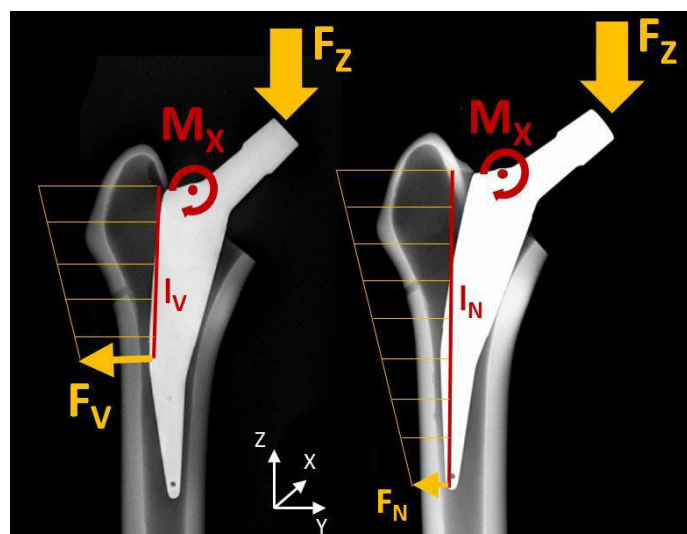


Abbildung 8: Schematische Darstellung des Einflusses der wirkenden Hebelarmlänge des Prothesenschaftes in

Abhängigkeit der Schaftstellung und den daraus resultierenden Kraftspitzen an der distalen Prothesenspitze.

Die distalen Kraftspitzen sind daher abhängig von der Schaftstellung: bei der valgischen Schaftstellung ist die auf die laterale Kortikalis wirkende Kraft F_V (Abb. 8, links) deutlich größer als die Kraftspitze F_N der neutral eingebrachten Prothese (Abb. 8, rechts).

Für die Berechnung der wirkenden Kraftspitzen und der Prothesen-Knochen-Verbundbewegung, jeweils in Abhängigkeit von der Schaftstellung, wird das maximal wirkende Moment M_X auf die jeweils wirkende Hebelarmlänge der einzelnen Prothesenmodelle aufgebracht. Somit können unter Verwendung der folgenden Formel die angenäherten Kraftspitzen an der distalen Schaftanlage berechnet werden:

$$M_X = F_i \times l_i \quad (10)$$

Der Index i steht hierbei für die jeweils wirkende Hebelarmlänge l_i der valgisch bzw. der neutral eingebrachten Prothese und resultiert in der jeweils wirkenden Kraftspitze F_i . Unter Berücksichtigung des maximal wirkenden Moments M_X und normierten Relativbewegungen an den jeweiligen Messpunkten, kann anschließend die absolute Prothesen-Knochen-Verbundbewegung an den einzelnen Messpunkten ermittelt werden. Zuletzt kann anhand der berechneten Relativbewegungen unter physiologischer Belastung überprüft werden, ob sich die Prothesen-Knochen-Verbundbewegung sich unterhalb des postulierten Grenzwerts von $150 \mu\text{m}$ befindet [Pilliar et al. 1986].

4.4.1.1 Ermittlung physiologischer Kippmomente

Um die maximal wirkenden Kippmomente die während des Gangzyklus in die Prothese eingeleitet werden zu ermitteln, wurden publizierte Messdaten der Forschergruppe um Bergmann et al. aus der Charité in Berlin herangezogen [Orthoload 2016]. Diese Forschergruppe hat es sich zum Ziel gemacht, mit Hilfe von instrumentierten Prothesen, die in vivo auftretenden Kräfte an verschiedenen Probanden unter verschiedenen Alltagsbedingungen zu messen und die Daten in einer frei zugänglichen Datenbank der Wissenschaft zur Verfügung zu stellen.

Für die Ermittlung des maximal wirkenden medio-lateralen Kippmoments wurden die Messdaten aus den Untersuchungen von insgesamt 10 Probanden (8 männlich, 2 weiblich) mit einem mittleren Gewicht von $850,0 \pm 72,4 \text{ N}$ und einem durchschnittlichen Prothesen-Offset von 3 cm während des freien Gehens in der Ebene in Betracht gezogen und analysiert. Hierfür wurde die senkrecht auf den Hüftkopf wirkende Kraft F_Z in prozentualer Abhängigkeit des Körpergewichts [N %BW] aller Probanden aus der Datenbank ausgelesen und mit der jeweiligen Gewichtskraft der einzelnen Probanden multipliziert. Anschließend wurde ein mittleres Prothesenhals-Offset von 3 cm gewählt, was dem tatsächlich wirkenden Hebelarm entspricht. Unter Verwendung der Formel (10)

konnten dann anschließend medio-laterale Kippmomente M_X von $64,8 \pm 9,6$ Nm der 10 Probanden berechnet werden und letztendlich als Mittelwert mit zugehöriger Standardabweichung in dieser Forschungsarbeit verwendet werden (Tab. 1).

Tabelle 1: Darstellung der berechneten physiologisch auftretenden Kippmomente M_X [Orthoload 2016].

Patient	F_Z [N %BW]	Gewicht [N]	Kippmoment M_X [Nm]	Geschlecht
#1	233,7	760,0	53,3	m
#2	271,0	767,0	62,4	m
#3	243,3	897,2	65,5	m
#4	247,3	796,0	59,1	m
#5	302,7	855,0	77,6	w
#6	245,3	815,0	60,0	m
#7	295,0	916,0	81,1	m
#8	272,7	863,0	70,6	m
#9	253,3	836,0	63,5	m
#10	208,0	995,0	55,0	w
MW	257,2	850,0	64,8	8 m / 2 w
SD	28,9	72,4	9,6	-

4.4.1.2 Festlegung des rückwirkungsfreien Drehmoments

Für die Vorversuche, die Validierung der Messmethode als auch für die eigentliche Forschungsarbeit wurde, wie bei bereits publizierten Studien [Hamadouche et al. 2015, Pepke et al. 2014], ein medio-laterales Kippmoment M_X von $\pm 3,5$ Nm durch das Kraftsystem über den Prothesenhals auf die Prothese rückwirkungsfrei aufgebracht. Rückwirkungsfrei bedeutet einerseits, dass die Mikrobewegungen des Prothesen-Knochen-Verbunds keinen Einfluss auf das Kraftsystem zur Erzeugung des Drehmoments haben und andererseits sich der Verbund seine Drehachse selbst sucht, also eine ungeführte Momenteinleitung realisiert wird. Es wurde ein Kippmoment im nicht zerstörerischen Bereich von $\pm 3,5$ Nm ausgewählt, da die Simulation der zuvor berechneten physiologisch auftretenden Kippmomente (Tab. 1), die auf den Prothesenschaft wirken, in einem Bereich liegen, der viel zu große Auslenkungen des Kraftangriffpunktes am Prothesen-Knochen-Verbund verursachen würden. Dies hätte zudem zur Folge, dass erhebliche Rückwirkungen vom Prothesen-Knochen-Verbund auf das Kraftsystem wirken würden. Letztendlich können für die Erfassung von Mikrorelativbewegungen geringe Drehmomente in das Messobjekt eingeleitet werden, da diese im linearen Zusammenhang stehen und normiert werden können. Aus diesem normierten und linearen Zusammenhang können anschließend die tatsächlichen Mikrorelativbewegungen des Prothesen-Knochen-Verbundes an der jeweiligen Messhöhe, wie bereits erwähnt, mit tatsächlichen Belastungen individualisiert berechnet werden.

4.4.1.3 Messung eines „Leerfemurs“

Im Vorfeld wurde ein Leerfemur (Typ #3406, Fourth Generation, Sawbone, Malmö, Schweden) hierfür an mehreren Messpunkten auf verschiedenen Messhöhen untersucht. Nach der Methodik von Thomsen [Thomsen 2004] wurde über die Drehrichtung in Bezug zum Referenzpunkt am Trochanter minor, an dem der Messrahmen fixiert wurde, das Kippverhalten der Prothese im Prothesen-Knochen-Verbund analysiert, ohne jedoch die Verformung des Femurs und den Einfluss der Prothese auf diese Verformung zu berücksichtigen. Für die Optimierung dieser Methode wurde daher zunächst der Leerfemur mit einem medio-lateralen Drehmoment $M_x \pm 3,5 \text{ Nm}$ belastet und die Relativbewegung des Femurs auf verschiedenen Messhöhen erfasst. Unter Belastung des medio-lateralen Drehmoments wurde eine elastische Verformung oberhalb als auch unterhalb des Trochanter minors nach medial erkennbar, die der physiologischen Krümmung des Femurs unverfälscht nachempfunden ist (Abb. 9).

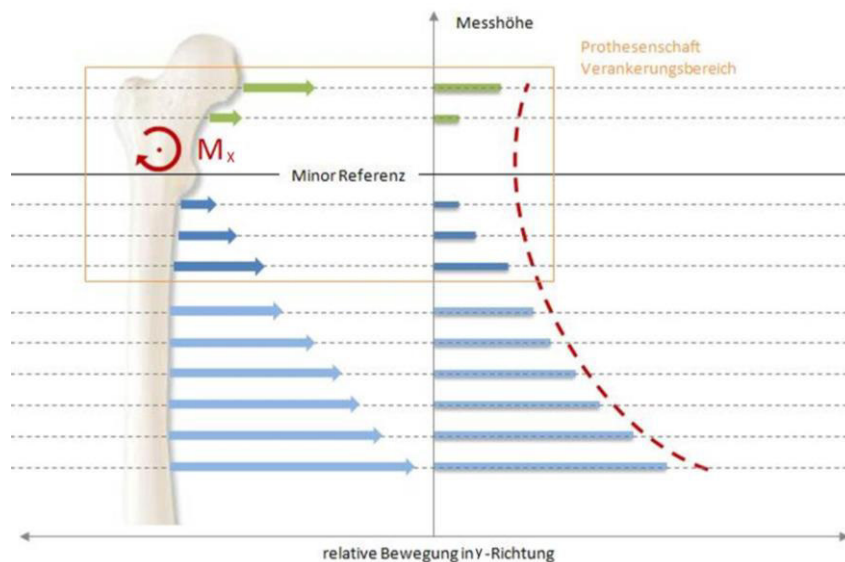


Abbildung 9: Reaktion des Kunststoff-Femurs auf ein medio-laterales Varusdrehmoment.

4.4.1.4 Messung eines Femurs mit Prothese

Anschließend wurde eine Prothese in den Femurschaft eingebracht. Durch die wesentlich höhere Steifigkeit (vergl. E-Moduln Knochen vs. Prothese Kapitel 1.1), wurde die Krümmung des Knochens negativ beeinflusst – sprich eine distale Krafteinleitung in den Femurschaft verursacht und demnach das Kraftflussgefüge gemäß dem Wolffschen Transformationsgesetz [Wolff 1892] negativ beeinflusst. Zudem konnte nachgewiesen werden, dass je nach Verankerungscharakteristik als auch elastischer Verformung der Prothese, die Prothese der Krümmung des Femurs entweder folgt oder innerhalb des Knochenbettes ein Kippverhalten aufweist. Nach Thomsen [Thomsen 2004] bedeutet das, dass die Prothese der Krümmung des Femurs folgt – also einen Gegenschwung vollzieht – sobald die Bewegungen proximal als auch distal zum Trochanter minor in

die gleiche Richtung gehen, sprich, eine nach medial gerichtete Richtungsänderung vollziehen. In diesem Fall konnte davon ausgegangen werden, dass die Spannungskonzentration gegenüber einem rigidem Schaft auf das distale Implantatlager reduziert ist (Abb. 10) [Dujovne et al. 1993, Otani et al. 1993, Rohlmann et al. 1983, Vresilovic et al. 1996].

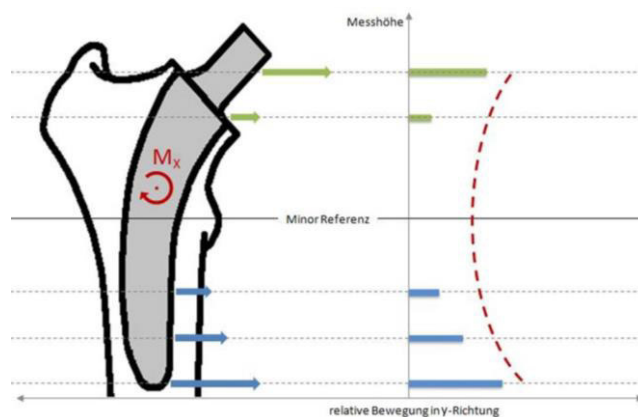


Abbildung 10: Reaktion des Prothesenschaftes auf ein Varusdrehmoment M_x . Die Prothese zeigt einen deutlichen Gegenschwung.

Wenn die Prothese allerdings im distalen Bereich einen gegensätzlichen Bewegungsausschlag ausüben sollte, musste davon ausgegangen werden, dass das Implantat im Femur wie ein „starrer Körper“ kippt. In diesem Fall folgt die Prothese nicht der Krümmung des Femurs, sondern bewegt sich in eine gegensätzliche relative Bewegung in Bezug zum Femur (Abb. 11). Dies kann zu einer klinisch relevanten Erhöhung der Spannungskonzentration an der lateralen Schaftanlage der femoralen Kortikalis führen [Effenberger et al. 2005, Dujovne et al. 1993, Otani et al. 1993, Rohlmann et al. 1983, Vresilovic et al. 1996], was sich in der Klinik oftmals als Oberschenkel schmerz manifestiert [Lavernia et al. 2004, Vresilovic et al. 1996].

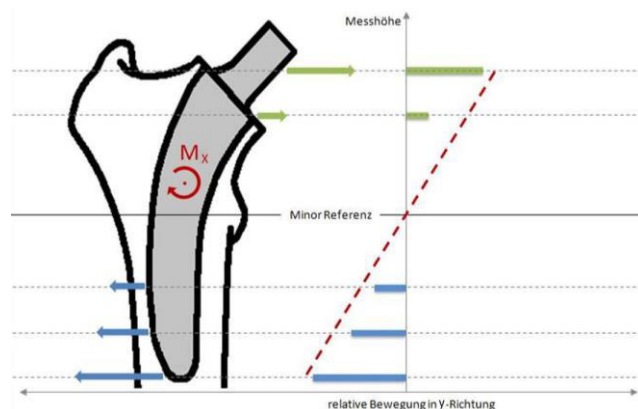


Abbildung 11: Reaktion des Kurzschäftes auf ein Varusdrehmoment. Die Prothese kippt wie ein „starrer Körper“.

4.4.2 Validierung der Messmethode

Zur Validierung der in Kapitel 4.4.1.3 und 4.4.1.4 beschriebenen Messmethode wurde ebenfalls im Vorfeld zu den Messungen der Kurzschaftprothesen, das Verformungsverhalten eines Leerfemurs (Typ #3406, Fourth Generation, Sawbone, Malmö, Schweden) und das eines Femurs mit einer implantierten Standardschaftprothese (CLS®, Zimmer, Warsaw, USA) unter Verwendung des bisherigen Messsystems erfasst (s. Kapitel 4.3.1). Die CLS-Prothese wurde dabei zunächst in ihrer ursprünglichen Originallänge belassen, so dass sicher davon auszugehen war, dass sich die Prothese, aufgrund des voll wirkenden Hebelarms, elastisch verformt und einen Gegenschwung in Varusrichtung vollzieht und der Krümmung des Femurs somit folgt. Die schwarze Linie bildet das Verformungsverhalten des Leerfemurs ab. Die blaue durchgezogene Linie stellt die Krümmung des Femurs mit implantierter CLS-Prothese dar, die gestrichelte blaue Linie kennzeichnet die Prothese. In der ungekürzten Version folgt der Prothesenschaft der Verformung des Femurs, wobei diese im Vergleich zum „Leerfemur“ besonders proximal schwächer ausfällt. Dies wird durch die negative Steigung der Bewegungskurve der Prothese zwischen P₃ und P₆ verdeutlicht. Lediglich die nicht anliegende Prothesenspitze vollzieht eine Richtungsänderung und folgt nicht mehr der Femurkrümmung (vergl. Abb. 12).

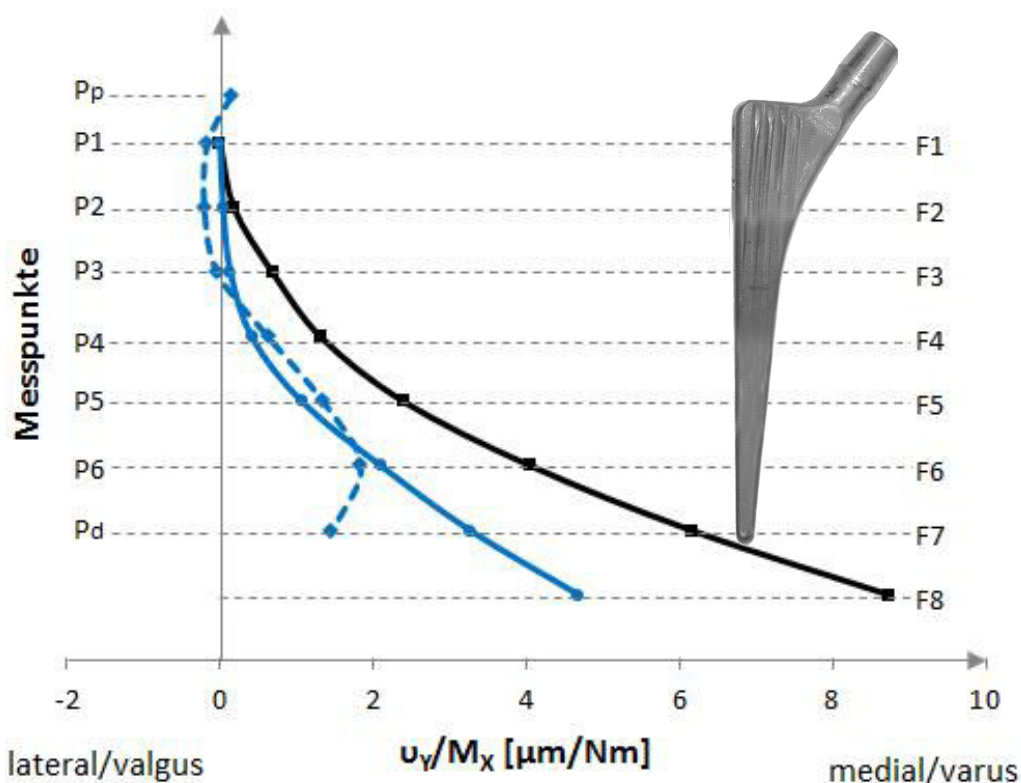


Abbildung 12: Ergebnis der Validierungsmessungen mit einem ungekürzten CLS-Prothesenschaft.

Anschließend wurde die Prothese sukzessive gekürzt, bis sie sich in einem sogenannten Grenzzustand befand. Hierbei reagierte sie zwar mit einer Varusbiegung, jedoch zeigte die distale Prothesenspitze im Vergleich zum Femur keinen Bewegungsausschlag in Varusrichtung mehr. Die schwarze Linie bildet wiederum das Verformungsverhalten des Leerfemurs ab. Die grüne durchgezogene Linie stellt die Krümmung des Femurs mit implantierter, gekürzter CLS-Prothese dar, die gestrichelte grüne Linie kennzeichnet abermals die Prothese (vergl. Abb. 13).

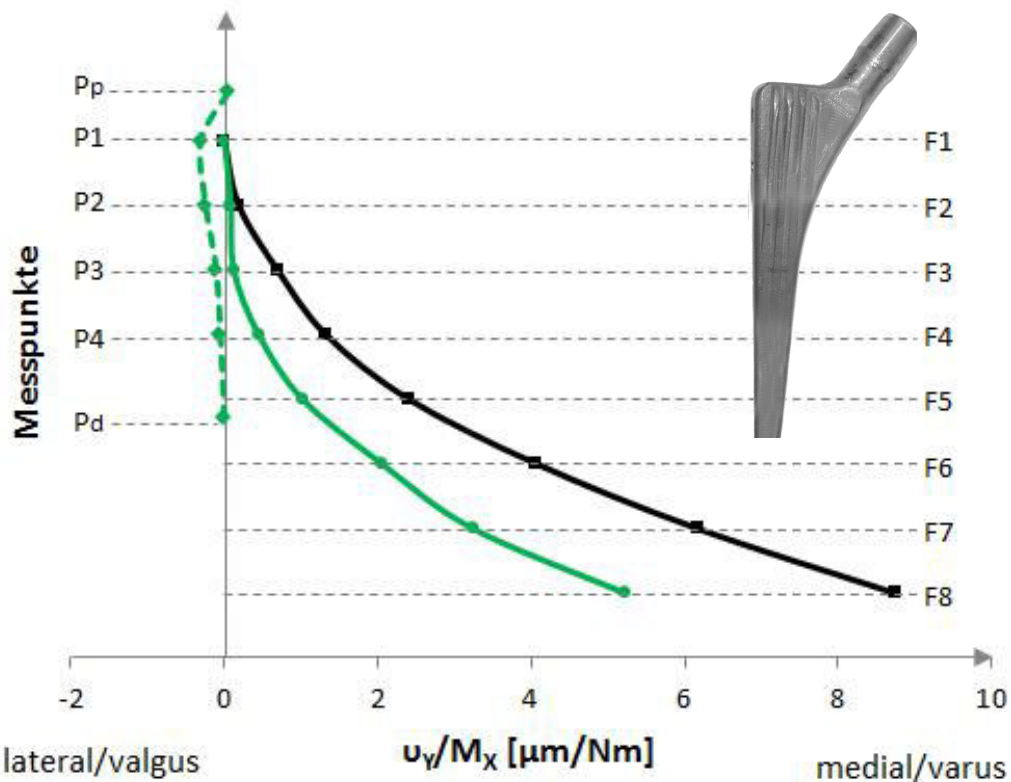


Abbildung 13: Der Prothesenschaft im Grenzbereich zwischen Kippung und Verformung.

Fortführend wurde die Prothese bis zu der Länge gekürzt, bei der sie, aufgrund der fehlenden Hebelarmlänge wie ein „rigider Block“ agierte und ein eindeutiges und unerwünschtes Kippverhalten aufzeigte. Im Gegensatz zur negativen Steigung der Messpunktlinie des Femurs wies die Prothesenkurve in diesem Fall eine positive Steigung auf. Die schwarze Linie bildet das Verformungsverhalten des Leerfemurs ab. Die rote durchgezogene Linie stellt die Krümmung des Femurs mit enorm gekürzter CLS-Prothese dar, die gestrichelte rote Linie kennzeichnet die gekürzte Prothese (Abb. 14).

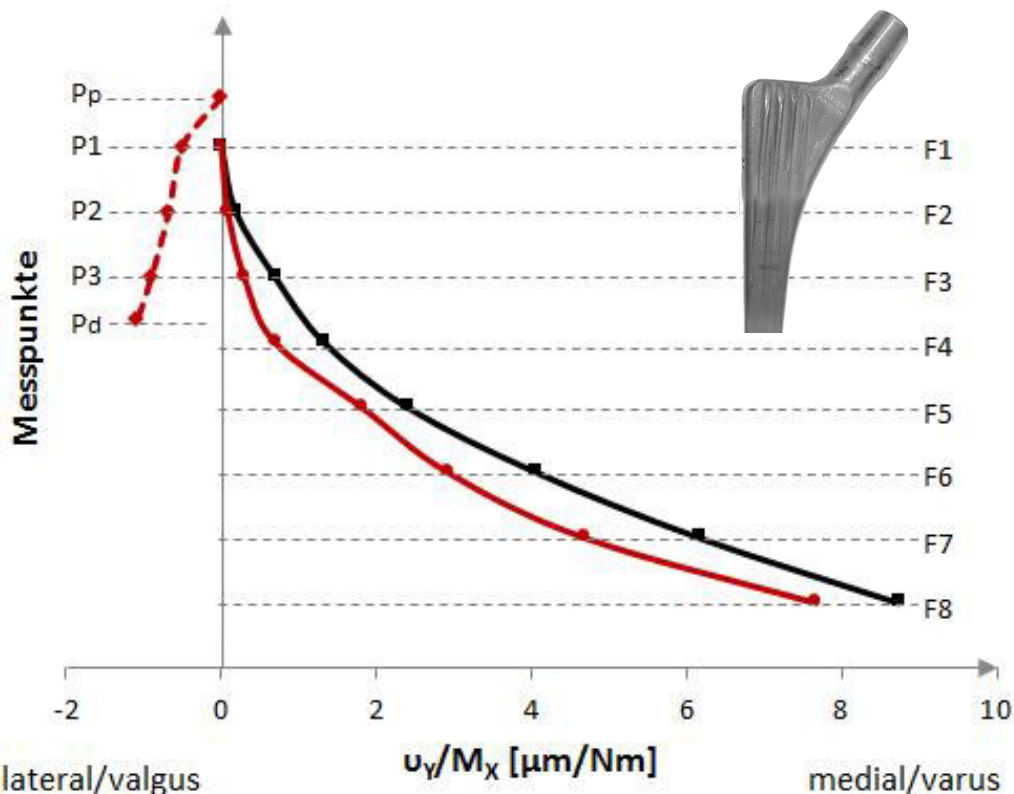


Abbildung 14: Der Prothesenschaft zeigt ein provoziertes Kippverhalten.

Obwohl die Prothesenschulter in Richtung der Femurbewegung tendiert, gelingt der Prothesenspitze kein positiver Bewegungsausschlag mehr. Das Femur ist unter dieser Bedingung nicht mehr in der Lage, das Implantat in eine Varusbiegung zu zwingen, so dass es kippt und sich die Prothesenspitze dabei punktuell an die laterale Kortikalis presst. Allerdings nähert sich mit zunehmender Kürzung der Prothese die Verformungskurve des Femurs wieder an die des Leerfemurs an (vergl. Abb. 12 – 14).

4.4.3 Determinierung des Drehmoments

Durch die Einwirkung von äußeren Kräften zur Erzeugung von Drehmomenten werden in dem Prothesen-Knochen-Verbund Bewegungen verursacht. Diese Bewegungen entstehen innerhalb des Verbundes, also der Kontaktfläche zwischen Prothese und Knochen und werden daher als Relativbewegungen bezeichnet. Diese Relativbewegungen werden durch die vorübergehende linear-elastische Formänderung des jeweiligen Mess-

objekts hervorgerufen. Durch diese elastische Verformung des Messobjektes ändert sich während der Krafteinwirkung zwangsläufig auch die Lage der Kraftangriffspunkte am Messobjekt. Diese Lageabweichung erzeugt im Umkehrschluss eine Rückwirkung auf das Kraftsystem und bewirkt somit einen systematischen Fehler, den es konstruktiv zu vermeiden bzw. zu minimieren gilt. In den Studien von Görtz et al. [Görtz et al. 2002] und Thomsen et al. [Thomsen et al. 1999, Thomsen et al. 2001, Thomsen et al. 2004] wurde das Messobjekt und das Kraftsystem daher unabhängig voneinander in der Messmaschine angeordnet und über Seilzüge und Umlenkrollen miteinander verbunden (Abb. 15).

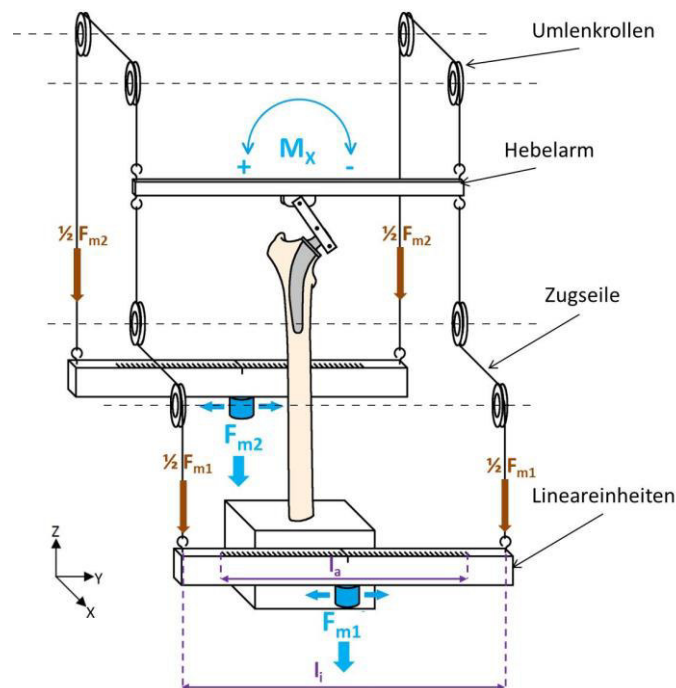


Abbildung 15: Schema der neutralen Ausgangsposition.

Dieses Prinzip gilt als bewährt und wird daher übernommen. Der Kraftangriffspunkt am Messobjekt kann somit frei und ungeführt an seinem jeweiligen Drehpunkt rückwirkungsfrei wirken. Mit einem ausreichend großen Abstand zwischen dem jeweiligen Kraftangriffspunkt und der Umlenkung kann die Rückwirkung auf das Kraftsystem reduziert werden [Schäfer 1995]. Das Kraftsystem wurde durch die Verwendung von frei hängenden Lineareinheiten (RCA-SA4C, IGAS Industrieroboter GmbH, Schwalbach, Deutschland) die einem Verfahrweg von $l_v = 400$ mm aufweisen und einer Reproduzierbarkeit der Position der Vorschubeinheit von $\Delta l_v = \pm 0,02$ mm [IGAS 2015] realisiert. Dieser Verfahrweg wird als äußere Hebellänge l_a des Kraftsystems definiert. Die Aufhängbreite beträgt 472 mm und entspricht der tatsächlichen inneren Hebellänge l_i des reaktiven Angriffspunktes an der Prothese. An diesen Lineareinheiten werden entsprechende Gewichte angebracht, die dann reziprok parallel zueinander verfahren werden, um das entsprechende Drehmoment inkremental über die Seilzüge an den Kraftangriffspunkt zu übertragen. Hierfür ist ein möglichst präzises Verfahren der Gewichte

unabdingbar, was allerdings durch das höchst präzise und spielfreie System der Lineareinheiten über einen Kugelgewindenvorschub mit einer Kugelgewindesteigung von $P = 5$ mm gewährleistet wird. Zudem ist es für die Generierung unverfälschter Drehmomente enorm wichtig, dass Kraftangriffspunkt und Krafteinleitung exakt übereinstimmen. Das bedeutet, dass die Ausrichtung des Kraftsystems als auch der Krafteinleitung in die Prothese in der X-Y-Ebene als auch in der X-Z-Ebene exakt gefluchtet sein müssen.

Um die Berechnung der aufzubringenden Gewichtskräfte für die Erzeugung des benötigten medio-lateralen Kippmoments M_X zu verdeutlichen, werden lediglich zwei Zustände des Kraftsystems betrachtet: Der erste Zustand beschreibt die neutrale Ausgangsposition, in der sich die identischen Gewichtskräfte F_{m1} und F_{m2} in der neutralen Mittelstellung befinden und sich somit gegenseitig aufheben. Die Eigengewichte der Lineareinheiten heben sich sowohl in der Ausgangsposition als auch während der diametralen Verschiebung der Gewichtskräfte F_{m1} und F_{m2} gegenseitig auf, wirken deshalb nicht an der Erzeugung der Drehmomente mit und werden daher nicht weiter in die Berechnungen mit einbezogen. In dieser Ausgangsposition wird somit das reaktive innere Drehmoment M_{innen} , das an der Prothese dem Drehmoment des äußeren Kraftsystems $M_{außen}$ entgegenwirkt, in ein statisches Gleichgewicht gebracht (vergl. Abb. 15):

$$\sum F = F_{m1} + F_{m2} = 0 \quad (11)$$

$$\sum M_X = M_{innen} + M_{außen} = 0 \quad (12)$$

Die Gewichtskräfte F_{m1} und F_{m2} teilen sich gleichförmig auf vier Zugseile auf (vergl. Abb. 15). Da die Hebelarme l_a und l_i in der Mittelposition jeweils gleich Null sind, bleiben die Drehmomente in der Ausgangsposition ebenfalls gleich Null. Das System befindet sich in einem statischen Gleichgewicht ohne wirkende Kräfte bzw. Drehmomente. Der zweite Zustand besteht während der Messungen, sobald ein Drehmoment mit Hilfe der variabel verfahrbaren Gewichte m_1 und m_2 erzeugt wird. Die Gewichte werden hierfür reziprok zueinander verfahren und erzeugen somit diametral aufgebrachte Zugkräfte F_{m1} und F_{m2} , die durch die unsymmetrische Verteilung ein wiederum berechenbares Kippmoment M_X um die ventro-dorsale X-Achse erzeugen:

$$\sum M_X = 0 = M_{innen} + M_{außen} \quad (13)$$

wobei gilt:

$$-M_{innen} = M_{außen} = \frac{1}{2}(F_{m1}) * l_a + \frac{1}{2}(F_{m2}) * l_a \quad (14)$$

und

$$F_{m1} = F_{m2} \quad (15)$$

Aus Formel (14) wird ersichtlich, dass mit jedem Inkrement des Hebelarms l_a um die Strecke Δl_i der Betrag des inneren als auch des äußeren Kippmoments entsprechend größer wird. Für die Determinierung der benötigten Gewichte m_1 und m_2 des maximal aufzubringenden Drehmoments wird daher das benötigte medio-laterales Kippmoment von $\pm 3,5 \text{ Nm}$ bei maximaler Auslenkung betrachtet. Dies kann unter Berücksichtigung der Normalfallbeschleunigung $g = 9,806 \text{ m/s}^2$ [Paland 2002] mit folgender Berechnung ermittelt werden:

$$M_{\text{außen}} = (F_{m_1}) * l_a = 3,5 \text{ Nm} \quad (16)$$

$$M_{\text{außen}} = m_1 * g * l_a \quad (17)$$

$$m_1 = \frac{M_{\text{außen}}}{g * l_a} = \frac{3,5 \text{ Nm} * \text{s}^2}{9,806 * 0,4 \text{ m}} = 0,892 \text{ kg} \quad (18)$$

Werden nun zyklisch positive als auch negative Kippmomente von $\pm 3,5 \text{ Nm}$ in die Prothese eingeleitet, ergibt sich eine reaktive Bewegung des Prothesen-Knochen-Verbundes in positive und negative Auslenkung (Abb. 16), die durch die Wiederholung der Messzyklen in Abhängigkeit der eingeleiteten Kippmomente eine Hysteresekurve abbildet.

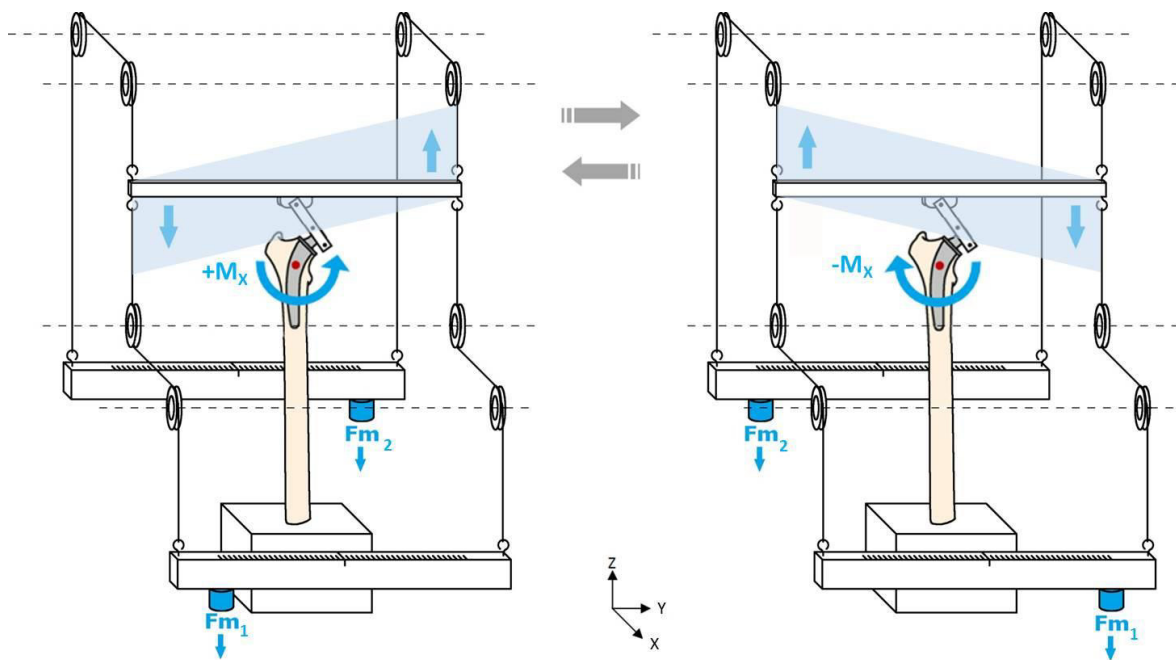


Abbildung 16: Schema der maximalen negativen Drehmomenteinleitung (links) und der maximalen positiven Drehmomenteinleitung (rechts).

Um die Reproduzierbarkeit der Hysterese zu überprüfen und etwaige Messfehler zu entlarven, werden daher $n =$ drei Messzyklen für jeden Messpunkt analysiert. Wenn diese Hysteresekurven sich decken bzw. identische Messergebnisse liefern, kann davon ausgegangen werden, dass der systematische Fehler minimiert wurde. Aus dieser Hysteresekurve wird anschließend über eine Regressionsanalyse die normierte Steigung des

Rotationsvektors $\vec{\Omega}$ bzw. des Drehwinkels α als auch des Translationsvektors \vec{Y} berechnet und die Genauigkeit der Regression über das Bestimmtheitsmaß R^2 quantifiziert.

4.4.4 Das neu entwickelte Messsystem

Für das neu entwickelte Messsystem wurden berührungslose Wirbelstromsensoren (Typ NCDT 3010-S2, Micro-Epsilon Messtechnik GmbH & Co. KG, Ortenburg, Deutschland) mit einer Auflösung von $0,1 \mu\text{m}$ eingesetzt, die eine Reproduzierbarkeit der Messwerte von $0,2 \mu\text{m}$ und einem absoluten Messbereich von 2 mm aufweisen, wobei der minimale Abstand zum Messobjekt $0,2 \text{ mm}$ betragen muss. Die Sensoren werden demnach so eingestellt, dass sich deren Nullpunkt optimal in einem Messabstand von $1,2 \text{ mm}$ befindet, damit ein maximaler positiver und negativer Messbereich von $\pm 1 \text{ mm}$ realisiert werden kann.

Das Messprinzip der Wirbelstromtechnik basiert auf der abstandslosen und zerstörungsfreien Werkstoffprüfung. Aus diesem Grund sind diese Sensoren besonders unempfindlich gegenüber Störsignalen und Querkräften [Hoenicka 2011]. In den Sensoren wird mit Hilfe einer Spule ein hochfrequentes elektromagnetisches Wechselfeld aufgebaut, das die sogenannten Wirbelströme generiert. Diese Wirbelströme werden vom leitfähigen Messobjekt – in diesem Fall dem Messwürfel aus Aluminium – beeinflusst. Sobald sich das Messobjekt also im Wechselfeld des Wirbelstromsensors befindet und eine Bewegung erfährt, wird die Induktivität der Spule beeinflusst und erzeugt eine Spannungsänderung, welche proportional zum Abstand des Messobjekts ist und daher direkt in einen Abstandswert umgewandelt werden kann.

4.4.4.1 Aufbau des Messsystems

Wie bereits in Kapitel 4.3.2 erwähnt, soll verbesserte Genauigkeit, die auf der Anzahl der Sensoren in der jeweiligen Ebene und dem berührungslosen Messen beruht, durch eine Minimierung der systematischen Fehlerfortpflanzung realisiert werden. Dies soll durch eine 3-3-3-Anordnung der Wirbelstromsensoren, also drei Sensoren je Ebene, gewährleistet werden. Hierfür war es notwendig, ein neues Messsystem auf Basis des bisherigen Messprinzips (s. Kapitel 4.3.2) zu entwickeln. Nachfolgend wird der Aufbau beschrieben. Die detaillierte Darstellung des neuen Messsystems mitsamt allen Spezifikationen ist im Anhang unter dem Kapitel Technische Zeichnungen beigefügt (Anhang G-P).

Der Messrahmen, in dem die Sensoren fest integriert werden, wurde zur Gewichtsreduktion aus Polyetheretherketon (PEEK) angefertigt. Drei Sensoren werden je Ebene ortsfest über M10 Innenfeingewinde eingeschraubt und bündig abschließend im Messrahmen über Kontermuttern fixiert. Über ein Einschraubgewinde kann der Messrahmen unter Verwendung eines Stativarms (3-D-Gelenkarm, 34075100-125, Atorn,

HAHN+KOLB Werkzeuge GmbH, Ludwigsburg) an einem fixen Referenzpunkt – in diesem Fall am Trochanter minor – lotrecht ausgerichtet und starr befestigt werden. Zuerst wird der aus Aluminium bestehende Messwürfel, gleich dem bisherigen Messprinzip, an dem jeweiligen Messobjekt über einen starr fixierten Messspin und einen Adapter, der eine Ausrichtung in der Z-Achse sowie um die Y-Achse zulässt, lotrecht ausgerichtet. Anschließend werden in allen drei Ebenen Abstandshalterplatten aus Edelstahl mit einer Dicke von 1,2 mm und einer Planparallelität von $0,02 \mu\text{m}$ mit einer Vakuumpumpe (Value VE125N, ALLWEILER GmbH, Radolfzell) über die Vakuumwirkung im Messrahmen fixiert und am orthogonal ausgerichteten Messwürfel gekoppelt. Über die Abstandshalter werden die exakte Orthogonalität zwischen Messrahmen und Messwürfel und der Nullpunkt des Messbereichs der Sensoren realisiert.

Sobald der Messrahmen mitsamt den Abstandshaltern positioniert und starr fixiert ist, können die Vakuumpumpe abgestellt und die Abstandshalter querkraftfrei zwischen Messrahmen und Messwürfel entfernt werden. Der Messrahmen verbleibt demnach in einer orthogonal ausgerichteten Grundstellung mit einem Abstand von 1,2 mm zwischen Messrahmen und Messwürfel in allen drei Ebenen (Abb. 15). Über ein neu entwickeltes Mess- und Steuerungsprogramm (LabVIEW 2012, 64-bit, National Instruments, Austin, Texas) wird der tatsächliche Abstand jedes Messsensors nach dem Ausrichten erfasst und überprüft. Im Falle einer zu hohen Abweichung der Nullpunkte der einzelnen Sensoren wird eine Warnung mit dem Hinweis auf erneutes Ausrichten der Messeinheit, bestehend aus Messwürfel und Messrahmen, ausgegeben. Sobald die Messeinheit ordnungsgemäß und orthogonal ausgerichtet ist, kann die Messung gestartet werden.

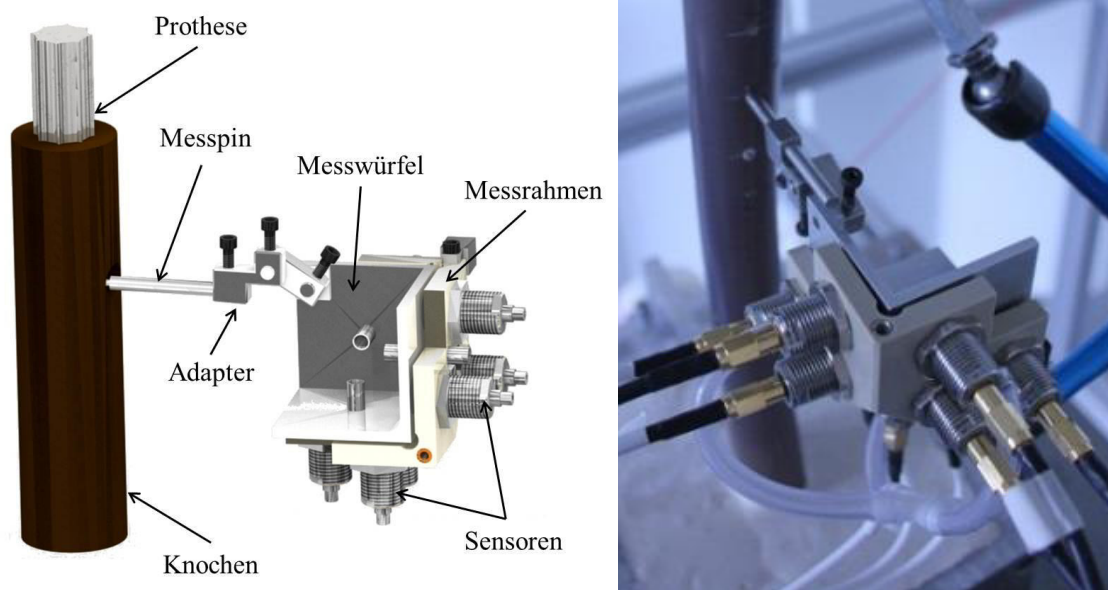


Abbildung 17: Schematische Darstellung des neuen Messsystems (links) und im Originalaufbau (rechts).

4.4.4.2 Mathematischer Hintergrund des neuen Messsystems

Die mathematischen Hintergründe des modifizierten Systems basieren auf den Grundlagen des mathematischen Algorithmus des bisherigen Messsystems aus Kapitel 4.3.2. Allerdings unterscheiden sich die mathematischen Hintergründe des neuen Messsystems aufgrund der neu eingesetzten, berührungslosen Messtechnik, der Verwendung von insgesamt neun Sensoren und der daraus resultierenden 3-3-3-Anordnung im Vergleich zu bisher in der Literatur verwendeten Messtechniken [Görtz et al. 2002]. In Abbildung 18 ist die Anordnung der Sensoren des neuen Messsystems der einzelnen Ebenen abgebildet.

Ortsvektor	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]	
\vec{R}_1	30	11	$0 + \Delta Z_1$	
\vec{R}_2	11	11	$0 + \Delta Z_2$	
\vec{R}_3	11	30	$0 + \Delta Z_3$	
\vec{R}_4	30	$0 + \Delta Y_4$	11	
\vec{R}_5	11	$0 + \Delta Y_5$	11	
\vec{R}_6	11	$0 + \Delta Y_6$	30	
\vec{R}_7	$0 + \Delta X_7$	30	11	
\vec{R}_8	$0 + \Delta X_8$	11	11	
\vec{R}_9	$0 + \Delta X_9$	11	30	

Abbildung 18: Anordnung der Sensoren des neuen Messsystems.

In der Ausgangsposition – nach Entfernen der Abstandshalter – werden die Positionen der Sensoren und die jeweiligen Ortsvektoren bestimmt. Da die Sensoren an fest definierten Punkten in den Messrahmen integriert sind (Abb. 16) und somit einen gleichmäßigen Abstand zum Mittelpunkt des Messrahmens haben, sind die Ortsvektoren R_i aller Sensoren S_n über die konstanten Abstände d_i zum Ursprungspunkt $P(0,0,0)$ des Messwürfelkoordinatensystems und die Sensorwerte über folgende Formel berechenbar:

$$\overrightarrow{R_{zSn}} = \begin{pmatrix} d_i \\ d_i \\ 0 + \Delta Z \end{pmatrix}, \quad \overrightarrow{R_{ySn}} = \begin{pmatrix} d_i \\ 0 + \Delta Y \\ d_i \end{pmatrix}, \quad \overrightarrow{R_{xSn}} = \begin{pmatrix} 0 + \Delta X \\ d_i \\ d_i \end{pmatrix} \quad (19)$$

Hierbei definiert n die Anzahl der Sensoren pro Ebene. Die konstanten Abstände d_i in X-, Y- und Z-Richtung sind abhängig von der Lage des jeweiligen Sensors. Demnach beträgt der Index i jeweils entweder 11 mm bzw. 30 mm (Abb. 18). Da die Position der einzelnen Sensoren ortsfest ist und sich lediglich die Abstände ΔX , ΔY und ΔZ zwischen den Sensoren und dem Messwürfel bei Belastung stetig ändern, kann mit jedem Belastungssinkrement ein neuer Ortsvektor für jeden Sensor ermittelt werden. Um die einzelnen Ebenen zuordnen zu können, werden mit nachfolgender Formel anschließend die Normalvektoren N_i der einzelnen Ebenen bestimmt:

$$\vec{N}_z = (\vec{R}_{S1} - \vec{R}_{S2}) \times (\vec{R}_{S3} - \vec{R}_{S2}) \quad (20)$$

$$\vec{N}_y = (\vec{R}_{S4} - \vec{R}_{S5}) \times (\vec{R}_{S6} - \vec{R}_{S5}) \quad (21)$$

$$\vec{N}_x = (\vec{R}_{S7} - \vec{R}_{S8}) \times (\vec{R}_{S9} - \vec{R}_{S8}) \quad (22)$$

Die Bewegung der Ebenen im Raum wird über die Translationsvektoren \vec{Y} und die Rotationsvektoren $\vec{\Omega}$ dargestellt. Die Translation der einzelnen Ebenen wird über die Bestimmung der Ortsvektoren und der daraus resultierenden Normalvektoren ermittelt. Aus dem linearen Zusammenhang der Bewegung der Ebenen und der Normalvektoren können die Ebenenabstände b_x , b_y und b_z zum ursprünglichen Koordinatenursprung $P(0,0,0)$ berechnet werden:

$$b_x = \vec{N}_x \cdot \vec{R}_{xS8}, \quad b_y = \vec{N}_y \cdot \vec{R}_{yS5}, \quad b_z = \vec{N}_z \cdot \vec{R}_{zS2} \quad (23)$$

Die mathematische Berechnung des Translationsvektors \vec{Y} entspricht der Berechnung aus Kapitel 4.3.2 und wird daher übernommen. Hierfür werden jeweils die durch eine Bewegung veränderten abgebildeten Normalvektoren N' der einzelnen Ebenen berücksichtigt.

$$\begin{pmatrix} N'_1 \\ N'_2 \\ N'_3 \end{pmatrix} \cdot \vec{Y} - \begin{pmatrix} b_1 \\ b_2 \\ b_3 \end{pmatrix} = 0 \quad (24)$$

Der Rotationsvektor $\vec{\Omega}$ wird auf Grundlage der Berechnungen nach Bockermann et al. [Bockermann 2004] ermittelt. Da bei dem neuen Messsystem eine 3-3-3-Anordnung der Sensoren verwendet wird, kann jeder Rotationsvektor $\vec{\Omega}_i$ um einen Punkt über die orthogonal ausgerichteten Sensoren S_i von zwei Ebenen über eben diese zwei Ebenen bestimmt und dadurch die Reproduzierbarkeit der Rotationsvektoren jeder Ebene zusätzlich überprüft werden.

Der jeweilige Rotationsvektor $\vec{\Omega}$ um jede Achse wird daher als arithmetischer Mittelwert der Rotationsvektoren aus jeweils zwei Ebenen ausgegeben:

$$\Omega_{x1} = \frac{S_{z2} - S_{z1}}{d_{z1} - d_{z2}}, \quad \Omega_{x2} = \frac{S_{y2} - S_{y1}}{d_{y1} - d_{y2}} \quad (25)$$

$$\Omega_{y1} = \frac{S_{z2} - S_{z1}}{d_{z1} - d_{z2}}, \quad \Omega_{y2} = \frac{S_{x2} - S_{x1}}{d_{x1} - d_{x2}} \quad (26)$$

$$\Omega_{z1} = \frac{S_{x2} - S_{x1}}{d_{x1} - d_{x2}}, \quad \Omega_{z2} = \frac{S_{y2} - S_{y1}}{d_{y1} - d_{y2}} \quad (27)$$

Die Differenz der Variablen d_i entspricht jeweils dem Abstand zwischen den äußeren Sensoren und dem Sensor in der Mitte. Aufgrund der symmetrischen Bauweise des Messwürfels beträgt dieser Abstand immer 19 mm.

$$\begin{pmatrix} \Omega_x \\ \Omega_y \\ \Omega_z \end{pmatrix} = \tan^{-1} \begin{pmatrix} \frac{(\Omega_{x1} + \Omega_{x2})}{2} \\ \frac{(\Omega_{y1} + \Omega_{y2})}{2} \\ \frac{(\Omega_{z1} + \Omega_{z2})}{2} \end{pmatrix} \quad (28)$$

4.4.4.3 Berechnung und Auswertung der Mikrorelativbewegungen

Die Mikrorelativbewegungen werden mit dem bereits erwähnten LabVIEW-Programm aus Kapitel 4.4.4.1, das für die Ansteuerung der Motoren und die Datenaquirierung zuständig ist, erfasst und mit einem MATLAB-Programm (Version 2012b, The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, USA), das den Rechenalgorithmus und somit die Auswertung der Rohwerte vollzieht, berechnet. Die Translationsvektoren \vec{Y} als auch die Rotationsvektor $\vec{\Omega}$ werden in jeder Ebene in Form einer Hystereskurve abgebildet. Die Steigung dieser Hystereskurven entspricht den normierten Translationsbewegungen v in $\mu\text{m}/\text{Nm}$ und den normierten Drehwinkeln α in mgrad/Nm [Fonseca 2014].

Für die Betrachtung der Kippstabilität wurde innerhalb dieser Arbeit lediglich die normierte Translationsbewegung v in Richtung der Y-Achse berücksichtigt und ausgewertet.

4.4.5 Validierung des neues Messsystems

Vor Beginn der Messungen muss der Nachweis erbracht werden, dass das neue Messsystem den notwendigen Anforderungen bezüglich der Messgenauigkeit und der Reproduzierbarkeit entspricht und dass auftretende Messabweichungen tolerierbar gering ausfallen. Zudem sollte nachgewiesen werden, dass die relativen Messabweichungen des neuen Messsystems (Wirbelstromsensoren) geringer bzw. nicht höher ausfallen als die des bisherigen (Induktionstaster) und bereits etablierten Systems.

Je nach Ausmaß der Messabweichung müssen mögliche Störgrößen, die zu einem Messfehler führen bzw. die relative Messabweichung zu einer nicht tolerierbaren Größe heranwachsen lassen, gefunden und eliminiert werden. Eine solche Fehlersuche stellt aufgrund des komplexen Messaufbaus einen zeitintensiven und erheblichen Aufwand dar. Vorab können jedoch mögliche Störgrößen, wie z.B. Aufbaufehler, Implantationsfehler und Fehler bei der Erzeugung des Drehmoments, berücksichtigt werden. An dieser Stelle kann die Hypothese aufgestellt werden, dass zumindest die Fehlerquelle, die durch die Rückstellkraft des bisherigen induktiven, taktilen Messsystems hervorgerufen wurde, durch den Einsatz von berührungslosen Sensoren in dem neuen Messsystem minimiert sein sollte.

Mit Hilfe der Validierung soll in diesem Fall ein Vergleich zwischen den beiden Messsystemen erfolgen, um etwaige Verbesserungen/Verschlechterungen aufzuzeigen. Allerdings können hierfür keine realen Messergebnisse des bisherigen Messsystems herangezogen werden, da diese ebenfalls fehlerbehaftet sein können und eine Messabweichung des neuen Systems daher unentdeckt bleiben würde. Es bietet sich somit an, ein definiertes Messobjekt unter gleichen Bedingungen zu messen, um die Messsysteme hierüber zu vergleichen und die jeweilige Messabweichung aufzuzeigen. Hierbei gilt es, ein geeignetes Material mit bekannter Materialkonstante zu finden.

An dieser Stelle bietet es sich an, dass metallische Messobjekte eingesetzt werden, da sich diese unter Belastung linear-elastisch verhalten und somit über das Hookesche Gesetz definiert werden können. Betrachtet man allerdings die Spannbreite bekannter Materialkonstanten (z.B. E-Modul von Aluminium-Legierungen: 59 – 78 kN/mm² [Paland 2002]), wird es schwierig, einen definitiven Wert einzugrenzen. Aus diesem Grund wurde eine eigens entwickelte Validierungsmethode herangezogen, bei der die Materialwertkonstante irrelevant ist und daher keine nennenswerte Störgröße darstellt. Bei dieser Methode wurden zwei Laserpointer (EN60825-1:2007, Klasse 2, Wellenlänge 650 nm, Laserfuchs Picotronic GmbH, Koblenz, Deutschland) in Kombination mit dem jeweiligen Messsystem an unterschiedlichen Messhöhen an einem Aluminiumrohr befestigt und das Rohr einem Rotationsmoment ($M_Z \pm 7,0 \text{ Nm}$) und einem medio-lateralen Kippmoment ($M_X \pm 3,5 \text{ Nm}$) ausgesetzt.

Wird ein Rohr mit einem symmetrischen Querschnitt einer Torsions- als auch einer Biegebelastung ausgesetzt, werden Spannungen und Dehnungen erzeugt, die sich gleichmäßig über den Kreisquerschnitt bzw. über die Rohrlänge verteilen. Dadurch können in Abhängigkeit von der Rohrlänge die Rotationswinkel α_Z als auch die Kippwinkel α_X mit dem jeweiligen Messsystem proportional bestimmt werden.

Das Rohr wurde hierfür lotrecht in Gips eingebettet und mit Lasteinleitungselementen versehen, sodass ein Hebelarm, über den die Drehmomenteinleitung erfolgt, angebracht werden konnte. Anschließend wurde das eingebettete Aluminiumrohr in die Messmaschine integriert. Die Stativhalterung des Messrahmens wurde direkt an einen fixen Referenzpunkt an dem Aluminiumrohr befestigt, an dem zudem der obere Laserpointer starr fixiert wurde. Der Messwürfel wurde analog zu bisherigen Primärstabilitätsmessungen auf definierten Höhen unter Verwendung einer Rohrklemmschelle und einem orthogonal aufgeschweißten Messpin adaptiert. An dieser Rohrklemmschelle wurde der untere Laserpointer ausgerichtet und fixiert (Abb. 19).

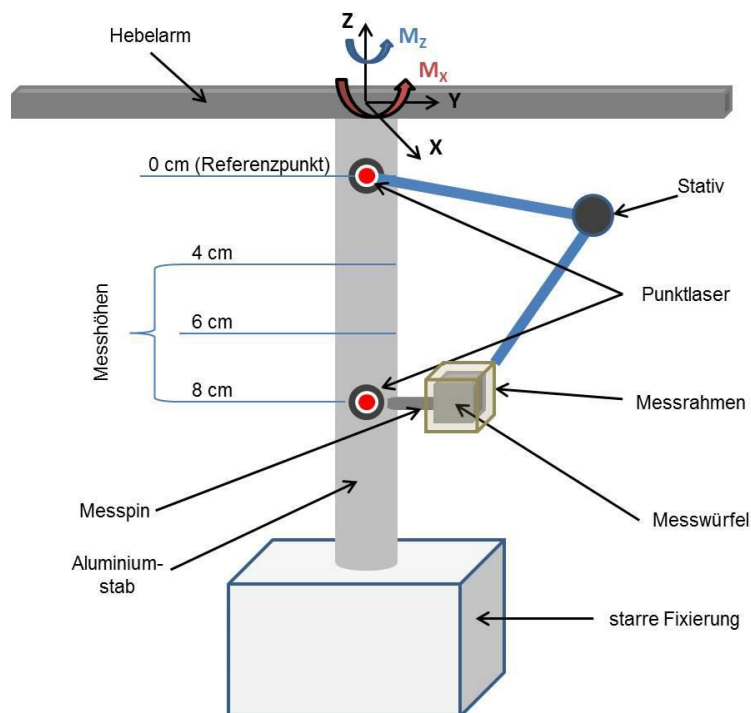


Abbildung 19: Schematische Darstellung des Validierungsaufbaus [Fonseca 2014].

Die Abmessungen der Messpunkthöhen wurde mit einem Universal-Höhenmess- und Anreißgerät (500mm, Vogel Germany GmbH & Co. KG, Kevelaer) mit einer Messgenauigkeit von 0,02 mm realisiert. Selbstverständlich ist hierbei trotz der hohen Auflösung mit einem geringen systematischen Fehler zu rechnen. Um diesen Fehler zu minimieren, wurde die jeweilige Messung mehrfach an unterschiedlichen Messhöhen wiederholt, was eine Verlängerung des tordierten bzw. gebogenen Aluminiumrohrs und

somit einen größeren Messwert mit sich zog. Mit verlängerter Strecke zwischen Referenzpunkt und Messpunkt sollte der relative systematische Fehler daher weniger ins Gewicht fallen. Während der Drehmomenteinleitung wurden die Laserpunkte der Rotationsbelastung an eine Wand mit Abstand $b = 11,657$ m und bei der Kippbelastung an eine Wand mit Abstand $b = 3,220$ m auf ein kariertes Blatt Papier mit einem Rasterquadrat mit 25 mm Kantenlänge projiziert. Die Auslenkung der Laserpunkte konnte über die Strecke s bei der jeweiligen Maximalauslenkung bei maximaler positiver und negativer Drehmomentbelastung mit einer Kamera (Typ EOS 550D, Canon, Tokio, Japan) festgehalten werden (Abb. 20). Unter Verwendung der Bildbearbeitungssoftware GIMP (Version 2.8.4, GNU Image Manipulation Program) erfolgte anschließend eine Kalibrierung der Bilder über die Vermessung der im Rasterquadrat befindlichen Pixel und dem realen Durchmesser des Rasterquadrats. Ferner wurde über die Bestimmung des Lasermittelpunktes die jeweilige Auslenkung s beider Laserpunkte in positiver und negativer maximaler Auslenkung bestimmt.

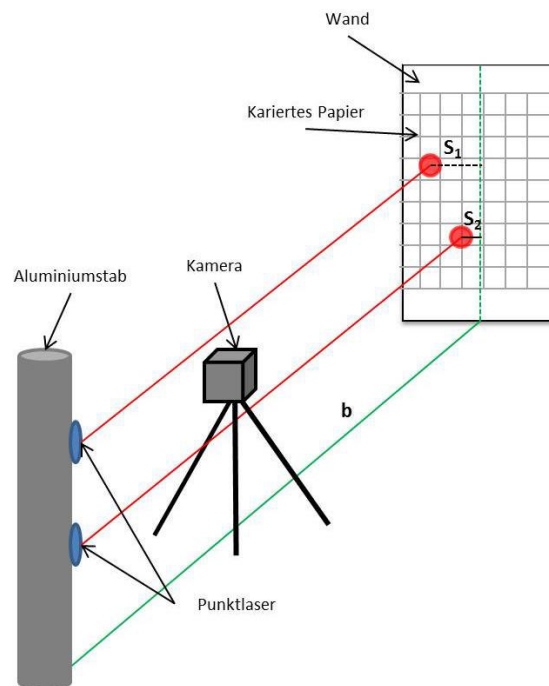


Abbildung 20: Schematische Darstellung der Laserauslenkungsmethode [Fonseca 2014, Fölsch et al. 2016].

Über die nachfolgende Formel konnte dann der Torsions- als auch der Kippwinkel berechnet und mit den normierten Steigungen [mgrad/Nm] des jeweiligen Messsystems verglichen werden.

$$\alpha = \tan^{-1} \frac{s}{b} \quad (29)$$

Dies hatte den Vorteil, dass sowohl die Messsysteme miteinander verglichen als auch die Auslenkung der Laserpointer als Referenz für etwaige Abweichung herangezogen werden konnten.

4.4.6 Vergleich der Messsysteme

In Abbildung 21 sind die Messwertpaare des bisherigen und des neuen Messsystems mit den dazugehörigen Messwerten der Laserauslenkung während der Rotationsbelastung abgebildet. Es fällt auf, dass beide Systeme vergleichbare und parallele Steigungen mit lediglich geringfügigen Abweichungen bei den Laserauslenkungen haben und eine eindeutige Linearität aufweisen, die zudem über das Bestimmtheitsmaß R^2 (Tab. 2) eindeutig nachgewiesen werden kann. Zusätzlich kann man erkennen, dass mit Verlängerung des tordierten bzw. gebogenen Aluminiumrohrs (Abb. 19) die Messabweichung beider Systeme herabgesetzt und der Messfehler geringer wird, was über die relative Abweichung der Systeme in Tabelle 2 ebenfalls nachgewiesen werden kann und lediglich einen minimalen Unterschied beider Messsysteme bei der Rotationsbelastung ausmacht.

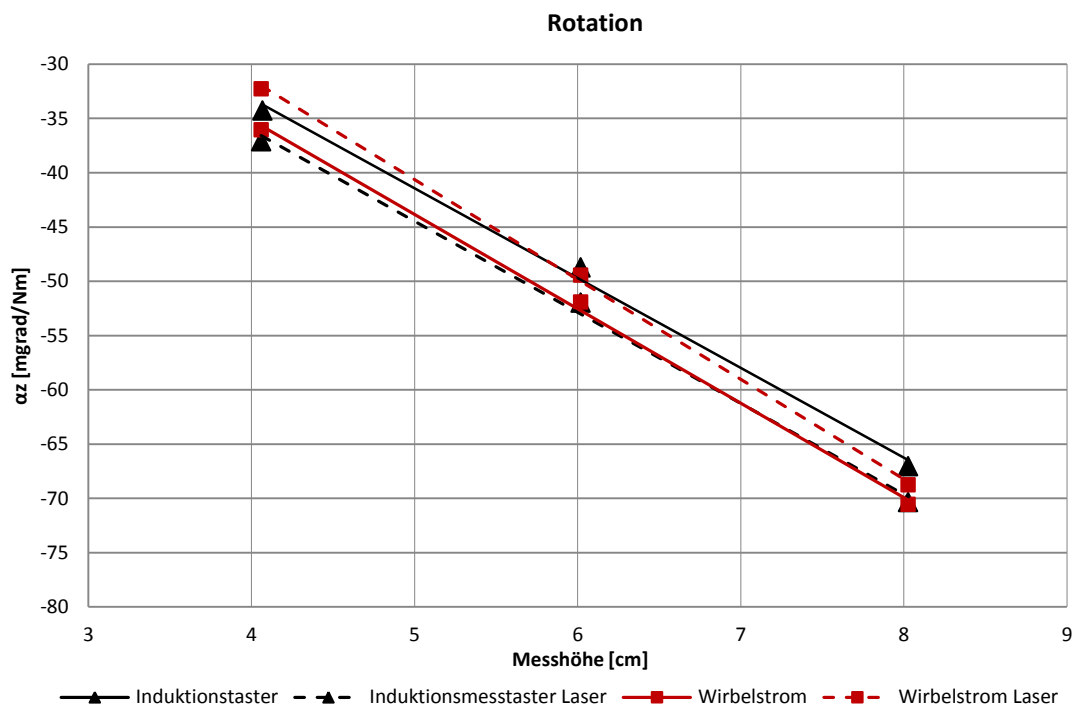


Abbildung 21: Vergleich der Regressionsgeraden bei der Rotationsmessung.

In Abbildung 22 sind die Messwertpaare der Induktionstaster sowie der Wirbelstromsensoren mit den dazugehörigen Messwerten der Laserauslenkung während der Kippbelastung abgebildet. Es ist deutlich erkennbar, dass die Linearität der Systeme ebenfalls wieder vorhanden ist und die Laserauslenkungen identischer verlaufen als bei der Rotationsbelastung. Allerdings weicht die Steigung der Induktionstaster bei einer Kippbelastung wesentlich von der Steigung der Laserauslenkung ab, so dass nicht von einer Parallelität ausgegangen werden kann. Für die Messung von Kippbelastungen scheint das bisherige Messsystem mit den Induktionstastern daher nicht geeignet zu sein.

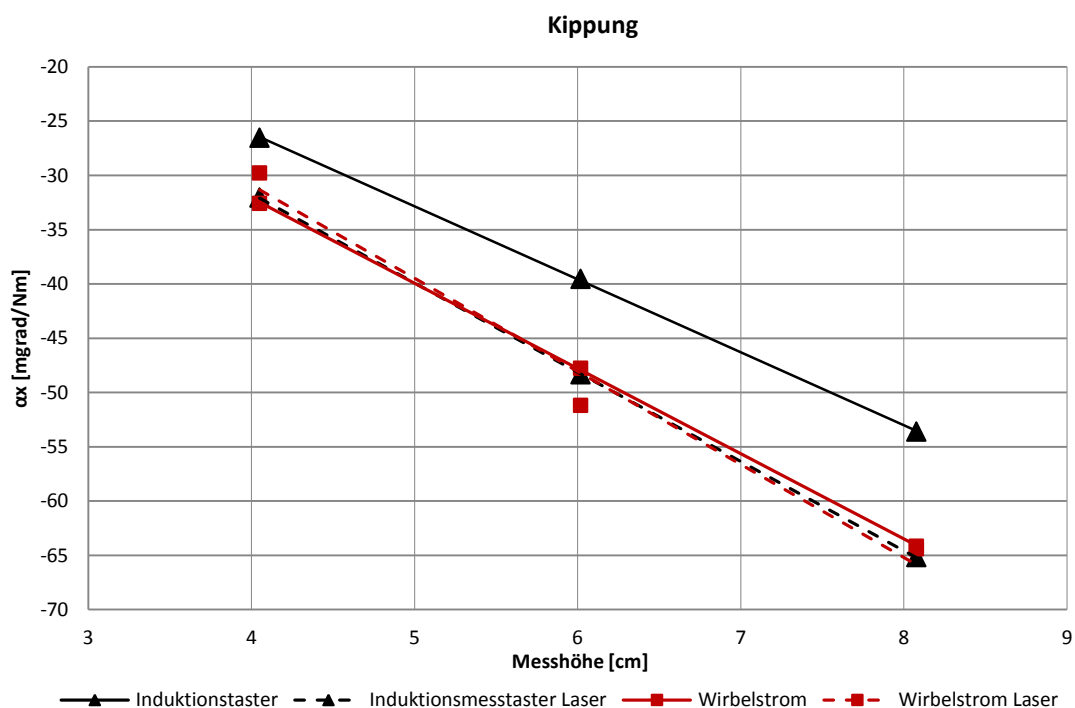


Abbildung 22: Vergleich der Regressionsgeraden bei der Kippmessung.

In der nachfolgenden Tabelle (Tab. 2) ist der Vergleich beider Messsysteme über die jeweilige Steigung, sprich den normierten Drehwinkel [mgrad/Nm], dargestellt. Wie bereits erwähnt, wird hier die Analogie beider Messsysteme über die vergleichbaren Steigungen und auch über die Genauigkeit des Bestimmtheitsmaßes verdeutlicht. Bei der Kippmessung weicht die Steigung der Induktionstaster, trotz sehr hohem Bestimmtheitsmaß und sehr hoher Linearität, deutlich von den anderen Steigungen ab.

Tabelle 2: Vergleich der Steigungen und der Bestimmtheitsmaße.

Messung	Kippung		Rotation	
	Steigung [mgrad/Nm]	R ²	Steigung [mgrad/Nm]	R ²
Wirbelstrom	7.88	0.9833	8.81	0.9984
Wirbelstrom Laser	7.87	0.9998	8.54	0.9991
Induktionsmesstaster	6.94	0.9998	8.60	0.9979
Induktionsmesstaster Laser	8.14	0.9996	8.23	0.9957

In Tabelle 3 ist die relative Abweichung $\Delta\alpha_Y$ und $\Delta\alpha_Z$ zwischen den Messsystemen und der jeweiligen Laserberechnung dargestellt. Den Sollwert dieser relativen Abweichung stellt die Laserberechnung nach folgender Formel dar:

$$\Delta\alpha = \frac{(|\alpha_{Laser} - \alpha_{Mess}|)}{\alpha_{Laser}} * 100\% \quad (30)$$

Tabelle 3: Relative Abweichung der verschiedenen Messsysteme von den Absolutwerten der Laserauslenkung.

Messabstand [cm]	Kippung $\Delta\alpha_x$ [%]		Rotation $\Delta\alpha_z$ [%]	
	Wirbelstrom	Induktionstaster	Wirbelstrom	Induktionstaster
4	-9	-17	1	-12
6	7	-18	-5	-6
8	0	-18	-3	-5
MW	5,3	17,7	3,0	7,7
SD	4,7	0,6	2,0	3,8

Es wird noch einmal veranschaulicht, dass die Verlängerung des Aluminiumrohrs eine Erhöhung der Genauigkeit der Messsysteme verursacht. Lediglich die Abweichung der Induktionstaster fällt mit einer nahezu konstanten relativen Abweichung von durchschnittlich $\Delta\alpha_x = 17,7 \pm 0,6 \%$ ins Gewicht. Zusammenfassend wird deutlich, dass die Messabweichungen des Wirbelstrommesssystems mit einer durchschnittlichen relativen Abweichung $\Delta\alpha_z = 3,0 \pm 2,0$ bei Rotationsbelastung und $\Delta\alpha_x = 5,3 \pm 4,7$ bei Kippbelastung weniger störanfällig sind und daher für das Messvorhaben als geeignet betrachtet werden können [Fonseca 2014].

Grundsätzlich stellen die Validierungsmessungen ausschließlich Vorversuche zur Überprüfung des Gesamtsystems und als Vergleich der Messsysteme dar, allerdings scheint das Wirbelstromsystem aufgrund der geringfügigen Messabweichungen bei der Rotationsbelastung und insbesondere der Kippbelastung für das Studienvorhaben geeignet zu sein. Der Fehler bei Kippbelastung von $\Delta\alpha_x = 5,3 \pm 4,7 \%$ fließt daher in die Messergebnisse der Studie mit ein. Von einer weiteren Fehlerbetrachtung kann somit Abstand genommen werden.

4.5 Prothesen

Die Auswahl der in dieser Studie untersuchten Implantate erfolgte unter Berücksichtigung der Marktsituation aktueller Kurzschaftprothesen. Ebenso erfolgte die Auswahl der Implantate unabhängig von der Einsatzhäufigkeit der einzelnen Kurzschaftprothesen im klinischen Alltag und den eventuell daraus resultierenden klinischen Ergebnissen.

4.5.1 AIDA[®]

Das AIDA-Kurzschaftsystem der Firma implantcast (implantcast GmbH, Buxtehude) ist eine schenkelhalserhaltende und zementfreie Hüftkurzschaftprothese. Die Verankerung erfolgt daher überwiegend proximal metaphysär und auch im Bereich des erhaltenen Schenkelhalses. Hierbei ist darauf zu achten, dass ein geschlossener zirkulärer kortikaler Ring bei der Absetzung des Femurhalses bestehen bleibt, um eine ausreichende Primärstabilität zu realisieren. Das Implantat besteht aus einer implatan[®] TiAl₆V₄-Schmiedelegerung (DIN ISO-Norm 5832/3). Das AIDA-Kurzschaftsystem weist in seinen proximalen zwei Dritteln sowohl eine implaFix[®] HA- (Hydroxylapatit, DIN ISO-Norm 5832/2) als auch eine implaFix[®] cpTi (Reintitan) -Beschichtung auf (Mittenrauigkeit: Ra = 340 µm). Letztere wird in einem Titan-Plasma-Spritz-Verfahren auf das Implantat aufgebracht. Das distale Drittel des AIDA-Kurzschaftsystems ist poliert (Mittenrauwert: Ra = 0,4 µm) und dient der rein intramedullären Führung des Implantats bei der Implantation und zur lateralen Schaftanlage an der Femurkortikalis. Eine Osteointegration des AIDA-Kurzschaftsystems ist am distalen Schaftbereich demnach gänzlich

unerwünscht. Der AIDA-Kurzschafft hat eine doppelkonische, nach distal verjüngende Form und einen trapezförmigen Querschnitt, welcher u.a. der Primärstabilität zugutekommen soll und an allen Kanten abgerundet ist (Abb. 23).



Abbildung 23: Darstellung der AIDA-Prothese.

Die medio-laterale Ausdehnung der Prothese ist maximiert, während die anteroposteriore Ausdehnung minimiert ist. Dies ist der anatomischen Form des Femurs nachempfunden. Zusätzlich zu der polierten Oberfläche der distalen Schaftspitze, ist das Schaftende abgerundet und breitflächig, so dass einer iatrogenen Perforation der Femurkortikalis vorgebeugt wird. Die AIDA-Kurzschafftprothese wird in insgesamt neun verschiedenen Größen (0-8) als Monoblockvariante mit einem 12/14-Eurokonus und in zwei verschiedenen Varianten angeboten. Die standardisierte Variante weist einen CCD-Winkel von 130° und die lateralisierte Variante einen CCD-Winkel von 125° auf [Mumme 2012]. Für die hier beschriebene Studie wurde die lateralisierte Variante mit einem CCD-Winkel von 125° in Größe 1 eingesetzt und getestet.

4.5.2 Metha[®]

Bei der Metha-Kurzschafftprothese der Firma Aesculap (BB.Braun Melsungen AG, Melsungen, Tuttlingen) handelt es sich um eine knochensparende, schenkelhalserhaltende und zementfreie Hüftkurzschafftprothese. Die Metha-Prothese weist ihre Hauptverankerungszone im metaphysären Bereich auf. Der Name „Metha“ ist daher eine Art Akronym der englischen Bezeichnung „metaphyseal total hip arthroplasty“. Diese Prothese hat ein keilförmiges, nach distal verjüngendes Schaftdesign, was eine primärstabile Verankerung im Femur begünstigen soll. Das Implantat ist in den oberen zwei Dritteln mit einer mikroporösen Reintitanbeschichtung (Plasmapore[®]) und mit Hilfe eines elektrochemischen Verfahrens zusätzlich mit einer $20\ \mu\text{m}$ dünnen Schicht Dicalciumphosphat-Dihydrat umgeben. Diese Beschichtung soll die Sekundärstabilität des Im-

plantats begünstigen. Die distale Schaftspitze ist leicht gekrümmt und glatt poliert und soll nach der Implantation im Femur an der lateralen Kortikalis anliegen (Abb. 24).



Abbildung 24: Darstellung der Metha-Prothese

Eine Kraftübertragung bzw. eine Osteointegration ist hier nicht erwünscht. Die Metha-Prothese wird über den Schenkelhalsstumpf in das Femur eingebracht und soll auch bereits hier verankern. Als ein zusätzlicher Anlagepunkt dient der Metha-Prothese der Calcar femoris. Der Metha-Schaft wird in acht verschiedenen Schaftgrößen vertrieben und weist insgesamt drei verschiedene CCD-Winkel auf [Bücking und Wittenberg 2012, Aesculap 2016]. In der vorliegenden Studie wurde eine Monoblockvariante in Größe 1 mit einem CCD-Winkel von 130° verwendet und analysiert.

4.5.3 MiniHip™

Die schenkelhalserhaltende MiniHip-Prothese der Firma Corin (Corin Group PLC, Cirencester, Großbritannien) ist eine zementfreie Hüftkurzschaftprothese, die laut Hersteller unter Verwendung von CT-Daten von humanen Femora entwickelt wurde, um möglichst gering in die Physiologie des Patienten einzugreifen. Die Verankerung der MiniHip-Prothese erfolgt zu 80% über eine proximale „mid-neck“-Resektion. Hierfür ist ein geschlossener kortikaler und zirkulärer Femurhals notwendig. Die MiniHip-Prothese besteht aus einer Titanlegierung, die die Biokompatibilität des Implantats erhöhen soll. Die Prothese weist in ihren proximalen drei Vierteln eine „Bi-coat“-Beschichtung auf, die über die Erhöhung des Reibungsfaktors für eine ausreichende Primärstabilität sorgen und über die osteokonduktive Beschichtung die Sekundärstabilität beschleunigen soll.

Zudem verfügt die MiniHip-Prothese über ventrale und dorsale Antirotationsfinnen am proximalen Viertel des Schaftes, die ebenfalls die Rotationsstabilität erhöhen sollen (Abb. 25).



Abbildung 25: Darstellung der MiniHip-Prothese

Die distale Spitze des Implantats ist unbeschichtet und soll daher keinerlei Kraftübertragung realisieren. Eine Osteointegration des Implantats am distalen Ende sollte vermieden werden. Die MiniHip-Prothese hat eine durchgehend ovaläre, nach distal verjüngende Form und einen polierten, schlanken Hals, der einen antero-posterioren verjüngten Querschnitt aufweist. Hierdurch soll der Bewegungsumfang des Implantats maximiert werden, ohne dass es zu einem Anstoßen des Implantats an der Hüftpfanne kommt. Die MiniHip-Kurzschafthprothese wird in neun verschiedenen Größen als Monoblockvariante mit einem 12/14-Eurokonus vertrieben [Jerosch 2012, Jerosch et al. 2012, Jerosch und Glameyer 2009, Corin 2012]. Für die hier beschriebene Studie wurde die MiniHip-Prothese mit einem CCD-Winkel von 130° in Größe 3 eingesetzt und analysiert.

4.6 Das axiale Flächenträgheitsmoment

Um das axiale Flächenträgheitsmoment I_Y der Prothesenmodelle an der entsprechenden Messpunkthöhe zu berechnen, wurden die Flächenquerschnitte auf Höhe der einzelnen Messpunkte unter Verwendung eines digitalen Messschiebers (PMS 150, Conrad Electronic, Hirschau) mit einem Messbereich von 0 – 150 mm und einer Auflösung von 0,01 mm vermessen. Anschließend wurden die einzelnen Flächenquerschnitte mit einer 3D-CAD-Software (Autodesk Inventor Professional 2012, Autodesk, San Rafael, CA, USA) konstruiert und das Flächenträgheitsmoment I_Y in der Y-Achse, welches der Biegung der Prothese unter Varusbelastung entgegenwirkt, berechnet (Abb. 26).

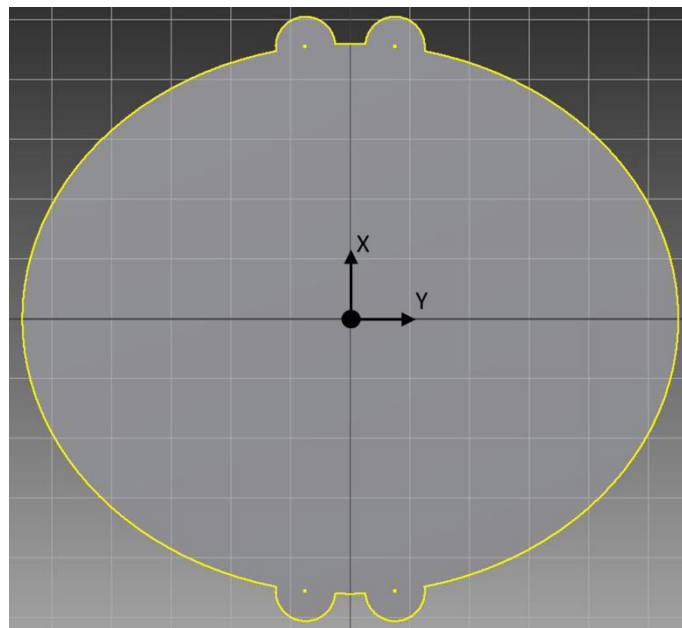


Abbildung 26: Rekonstruktion des Flächenquerschnitts eines Prothesenmodells (hier: MiniHip-Prothese).

4.7 Das Kunststoff-Femur

Viele experimentelle Studien verwenden standardisierte Kunststoffmodelle, um den primärstabilen postoperativen Zustand, z.B. nach Hüftarthroplastik, simulieren und analysieren zu können [Hamadouche et al. 2015, Jahnke et al. 2016, Jakobowitz et al. 2008, Kinkel et al. 2015, Thomsen et al. 2001]. Entscheidende Vorteile bei der Verwendung solcher Kunststoffmodelle sind u.a. die schnelle Verfügbarkeit, die geringe Variabilität zwischen den jeweiligen Modellen und die hygienische Untersuchungsmöglichkeit im Labor [Christofilini et al. 1996]. Die in dieser Studie verwendeten Kunststoff-Femora wurden 1983 von Kranz et al. [Kranz et al. 1983] entwickelt und werden seither von der Firma Sawbone (Sawbones Europe AB, Malmö, Schweden) vertrieben und weiterentwickelt. Christofilini et al. untersuchten 1993 mit unterschiedlichen Belastungstest die Biomechanik der Kunststoff-Femora der 2. Generation und verglichen diese mit huma-

nen getrockneten und eingefrorenen Femora. Sie konnten zeigen, dass keine signifikanten Unterschiede zwischen den humanen und den synthetischen Femora bestanden. Darüber hinaus konnten sie nachweisen, dass die Intervariabilität der Kunststoff-Femora eine Varianz von lediglich 2% aufwies, gegenüber einer Varianz bei den getrockneten Präparate von 95% und bei den gefrorenen von 84% [Cristofolini et al. 1996]. Schlussendlich kann unter Verwendung der Kunststoff-Femora eine Standardisierung der vorliegenden Studie erreicht werden und geringe Unterschiede zwischen den Gruppen als statistisch signifikant erachtet werden, ohne dass eine enorme Gruppengröße notwendig ist.

Die in dieser Studie verwendeten Kunststoff-Femora gehören mittlerweile zur 4. Generation. Sie bestehen aus einem Glasfaser-Epoxidharz-Laminat, das die Kortikalis darstellt und in ihren Dimensionen humanen Knochen nachempfunden ist. Der Markraum ist mit einem PU-Schaum ausgefüllt, der die Spongiosastruktur darstellen und die Implantation von Endoprothesen realitätsgetreu gewährleisten soll. Das gewählte Modell entspricht einer mittleren Größe mit einem CCD-Winkel von 135° (Typ #3403, Size: medium, Sawbone, Malmö, Schweden) (Abb. 27).



Abbildung 27: Synthetischer Kunststoff-Femur von anterior (links) und von medial (rechts).

4.8 Entwicklung des Versuchsprotokolls

Für die Schaffung vergleichbarer Daten für die statistische Analyse und die anschließende Bewertung der Resultate, ist es notwendig, ein einheitliches Versuchsprotokoll zu verwenden. Dies beinhaltet, dass alle Schritte zur Erstellung der Messobjekte – von der Resektion über die Implantation und die Erfassung der Relativbewegung – nach standardisierten und reproduzierbaren Verfahren durchgeführt werden und dass die erforderlichen Messpunkte zur Erfassung der Relativbewegung des Prothesen-Knochen-Interfaces vorab auf definierten Messhöhen festgelegt wurden.

4.8.1 Die Versuchsmatrix

Nach der Versuchsmatrix in Tabelle 4 sollte jede Kurzschaftprothese für jede der beiden Implantatstellungen (neutral und valgisch) in fünf biomechanische Testfemora (Typ #3403, Sawbones Europe, Malmö, Schweden) implantiert werden. Im nachfolgenden Kapitel wird die genaue Vorgehensweise zur Realisierung der Vorgaben beschrieben.

Tabelle 4: Versuchsmatrix

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

4.8.2 OP-Planung

Für eine genaue Planung wurden vorab Röntgenbilder der zu verwendeten Kunststoff-Femora mit den Ansichten anterior-posterior (A-P) und medio-lateral (M-L) angefertigt und in die digitale Planungssoftware mediCAD (Version 2.20.5, Hectec GmbH, Altdorf) eingepflegt. Die Röntgenbilder wurden mit einem definierten Tischabstand von 110 cm, einer Referenzkugel mit einem Durchmesser von 25 mm sowie einer festgelegten Spannung von 60 kV und einer Ladungsmenge von 1,8 mAs aufgenommen. Mit der Software konnten anschließend, unter Verwendung herstellereigener Prothesenschablonen, die geeignete Prothesengröße des jeweiligen Herstellers als auch die Messpunkthöhen für das definitive Messprotokoll anhand prominenter Orientierungspunkte, wie z.B. dem Trochanter minor oder der Oberkante des Trochanter major, ermittelt werden.

Die digitale Planung als auch die Resektion mitsamt der Markraumaufbereitung aller Prothesen wurde durch einen erfahrenen Oberarzt, Herrn PD Dr. med. Bernd Ishaque, durchgeführt. Die neutrale Schaftstellung der Kurzschafthprothesen wurde mit einer flächigen lateralen Anlage an der Femurkortikalis verwirklicht. Die valgische Schaftstellung wurde so reproduziert, dass die Kurzschafthprothesen nur punktuell und nicht flächig mit dem Schaftende an der Femurkortikalis abgestützt werden (Abb. 28).

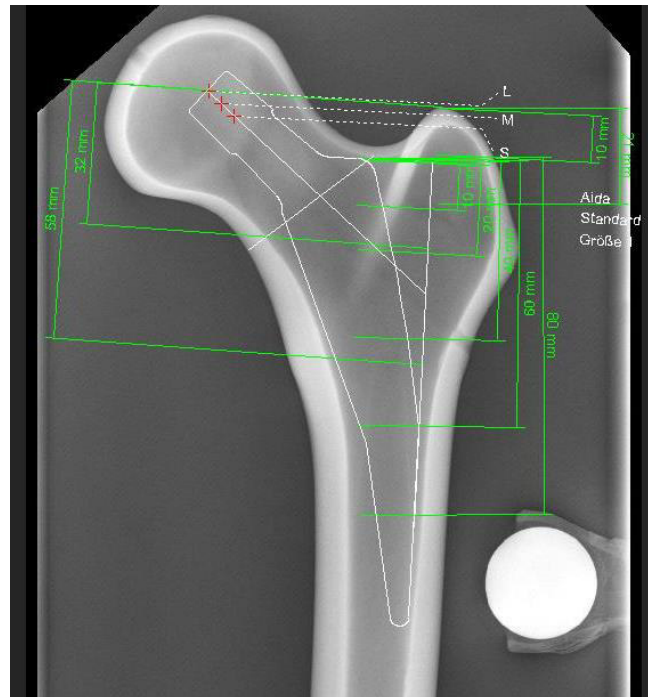


Abbildung 28: OP-Planung einer in neutraler Schaftstellung eingebrachten Kurzschafthprothese (hier: AIDA) mit zugehöriger Messpunktplanung.

4.8.3 Messprotokoll

Anhand der Orientierungspunkte aus der digitalen Planung wurden die absoluten Messpunkthöhen festgelegt. An diesen werden in Abhängigkeit der Kippmomente die räumlichen Mikrobewegungen sowohl des Femurs ($F_1 - F_8$) als auch die der Prothese ($P_P - P_D$) in Bezug zum Referenzpunkt F_1 am Trochanter major gemessen (Abb. 29). Durch die Wahl dieses Referenzpunktes am Trochanter major wird, unabhängig von der Schaftstellung, das gesamte Verformungsverhalten der Prothese und des Femurs in diesem Bereich erfasst. Da sich die Messpunkte – abgesehen von P_P und P_D – nicht am Implantat orientieren, sondern definierte Punkte am Femur sind, wird ein statistischer Ergebnisvergleich der Implantate sichergestellt. Die Messpunkte am Femur ($F_1 - F_8$) befinden sich in der AP-Ansicht. In der lateralen Ansicht sind die Prothesenmesspunkte ($P_1 - P_4$) verteilt. Sie korrespondieren mit $F_1 - F_4$. Aufgrund variierender Dimensionen und Eindringtiefen zwischen den verschiedenen Kurzschaftmodellen sind der proximale Prothesenmesspunkt (P_P) und der distale Prothesenmesspunkt (P_D) variabel angeordnet, sodass sie sich nicht auf gleicher Höhe mit einem Femurmesspunkt befinden müssen. Der proximalste Femurmesspunkt am Trochanter major (F_1) diene als Messreferenz. Relativ zu ihm wurden die Mikrobewegungen aller anderen Messpunkte gemessen. Unabhängig hiervon, wurde der Messrahmen bei allen Messungen auf der Höhe des Trochantor minor (TM) angebracht [Hamadouche et al. 2015, Pepke et al. 2014, Thomsen 2004].

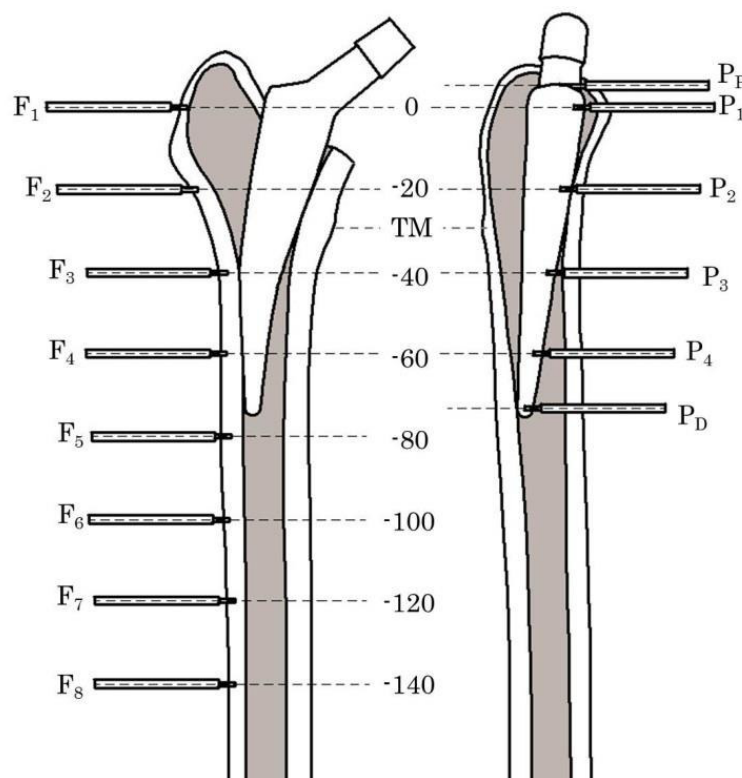


Abbildung 29: Messprotokoll der Kurzschaftprothesen.

4.8.4 Präparation der Prothesen

Nach Festlegung der definierten Messhöhen aus dem Messprotokoll konnten alle Prothesen für die Messung vorbereitet werden. Für die Adaption des Messspins war es notwendig, dass die Prothesen mit einem Bohrer mit 1,9 mm Durchmesser (DIN 338, HSSE 0012610163, Atorn, HAHN+KOLB Werkzeuge GmbH, Ludwigsburg) mit einer Bohrmaschine (BE 1100, Metabo, Nürtingen) angebohrt wurden. In diese Bohrlöcher konnten anschließend die benötigten Messspins gesteckt und mit einem Spezial-Sekundenkleber (Klebfix, Cyanacrylat-Konstruktionskleber, Würth, Künzelsau) fixiert werden.

4.8.5 Resektion

Die Resektionslinie am Femurhals wurde in Abhängigkeit der Schaftstellung des jeweiligen Prothesenmodells gemäß der digitalen OP-Planung auf den Knochen übertragen. Unter Verwendung einer oszillierenden Säge (FMT 250 SL, C. & E. Fein GmbH, Schwäbisch Gmünd-Bargau) wurden anschließend die Hüftköpfe entlang der ermittelten Resektionslinie abgesetzt.

4.8.6 Markraumvorbereitung

Die Markraumeröffnung erfolgte mit dem jeweiligen herstellerspezifischen Instrumentarium nach implantatspezifischer Operationsanleitung unter Beaufsichtigung zumindest eines Firmenvertreters des jeweiligen Prothesenschäfts. Zuerst wurde die intramedulläre Eröffnung des proximalen Femurs über eine abgerundete Ahle vorgenommen. Anschließend wurde der Markraum sukzessive – von der kleinsten bis zur geplanten Prothesengröße – mit Hilfe von Verdichtern des jeweiligen Prothesenmodells geweitet (Abb. 30).



Abbildung 30: Exemplarische Darstellung einer Ahle (oben) und eines Verdichters (unten) der MiniHip-Prothese.

4.8.7 Implantation

Vor der eigentlichen Implantation mussten die Knochen kippstabil in Gips eingebettet werden. Hierfür wurden die Prothesen in den eröffneten Markraum eingefügt und durch leichtes Hämmern fixiert. Anschließend konnten die Prothesen an den Konen über eine Einklemmvorrichtung an dem Hebelarm fixiert und mitsamt dem Kunststoff-Femur lotrecht ausgerichtet werden. Danach wurden die Kunststoff-Femora in einer Eingusswanne aus Aluminium zentriert und mit Gips (Bau- und Elektrikergips, Knauf, Iphofen) in einem Mischungsverhältnis von 1 : 1,5 (Wasser : Gips) rigide fixiert. Nach frühestens sechs Stunden Aushärtungszeit wurden die Prothesen anschließend endgültig in die Kunststoff-Femora eingebracht. Für die Gewährleistung vergleichbarer Ausgangssituationen und einer hohen Standardisierung wurden die Implantate hierfür mit einer Zug-Druck-Universalprüfmaschine zyklisch in die Kunststoff-Femora implantiert (Inspekt table blue 20 kN, Hegewald & Peschke, Nossen) (Abb. 29). Die Kurzschaftprothesen wurden hierbei schrittweise in 25 Zyklen mit einer Einpresskraft von $F = 2000 \text{ N}$ und anschließend in ebenfalls 25 Zyklen mit einer Einpresskraft von $F = 4000 \text{ N}$ in den jeweiligen präparierten Kunststoff-Femur gepresst [Görtz et al. 2002, Hamadouche et al. 2015, Jahnke et al. 2016, Jakubowitz 2007, Kinkel et al. 2015, Thomsen et al. 2001]. Hierbei wurde darauf geachtet, dass die lotrecht fixierten Kunststoff-Femora mit einer physiologischen 6° -Adduktionsstellung – beziehend auf die anatomische Femurachse und die mechanische Achse (Mikulicz-Traglinie) – in der Frontalebene in die Maschine implementiert und belastet wurden [Schünke et al. 2005]. Dies wurde mit einem 6° - Keil unterhalb der Gipseinbettung realisiert. Die Implantationskräfte wurden an die intraoperativ auftretenden Einschlagkräfte [Schmidbauer et al. 1993] und die anschließend auftretenden in-vivo Kräfte beim Gehen in der Ebene [Bergmann et al. 1996], bei denen sich die Prothese setzen kann, angelehnt (Abb. 31).

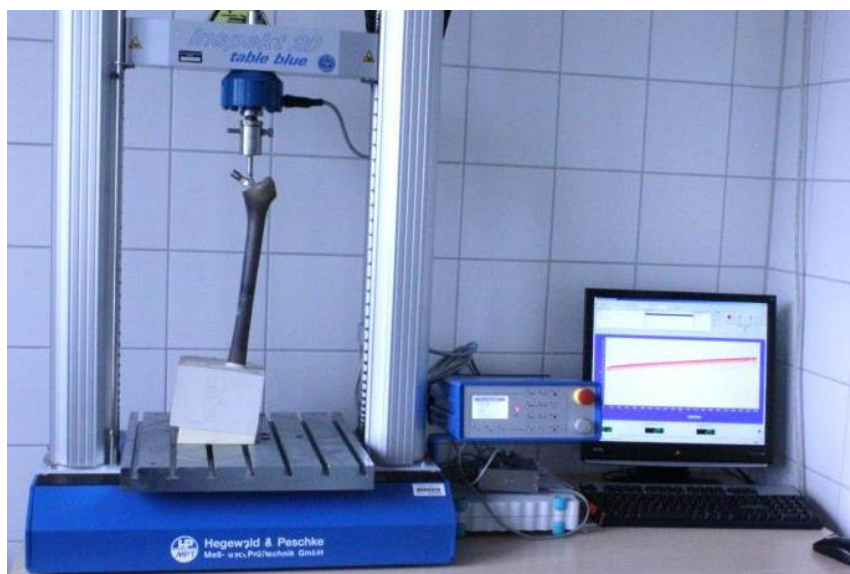


Abbildung 31: Implantation einer Kurzschaftprothese.

4.8.8 Röntgenkontrolle

Anschließend wurde eine Kontrolle der Implantationsergebnisse, gleich dem beschriebenen Röntgenprotokoll aus Kapitel 4.7.2, für jeden Prothesenschaft vorgenommen. Die Röntgenbilder aller Prothesen in den Ansichten A-P und M-L befinden sich im Anhang (Anhang A-F).

4.8.9 Aufbau und Einbettung der Kunststoff-Femora

Vor dem Einbau des Prothesen-Knochen-Verbundes in die Messmaschine, mussten die Prothesenmesspunkte freigelegt und die Knochenmesspunkte entsprechend den festgelegten Messpunkthöhen aus Kapitel 4.7.3 präpariert werden. Die Knochenmesspunkte $F_1 - F_8$ wurden mithilfe des Höhenanreißers, relativ zum Referenzpunkt am Trochanter minor als Fixpunkt, an der lateralen Kortikalis angerissen und die Prothesenmesspunkte $P_1 - P_4$ als auch P_P und P_D gemäß dem Messprotokoll nach ventral übertragen. Die lateralen Knochenmesspunkte wurden ebenfalls wie die Prothese für die anschließende Fixierung der Messpins mit einem 1,9 mm Bohrer angebohrt. Die Prothesenmesspunkte wurden mit einer Schablone der jeweiligen Prothese, auf der die Messpunkte angezeichnet wurden, auf die ventrale Kortikalis übertragen und sukzessive bis zu einem maximalen Bohrdurchmesser von 8 mm aufgebohrt. Der Einbau der Messobjekte in die Messmaschine wurde unter Berücksichtigung des Messmaschinen-Koordinatensystems vorgenommen (Abb. 32).

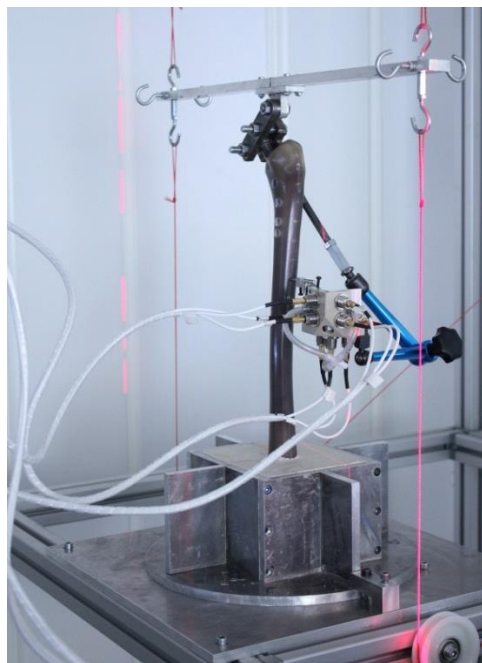


Abbildung 32: Ausrichtung des Messobjekts in der Messmaschine. Die Ausrichtung jedes Objekts wurde anhand eines Linienlasers (leuchtende Linie) überprüft.

Die Diaphyse der Kunststoffemora als auch die darin implantierte Schaftachse entsprach der Z-Achse, die Y-Achse entsprach der Achse des Prothesenhalses, sodass das medio-laterale Varusmoment um die X-Achse aufgebracht werden konnte. Die Ausrichtung des gesamten Messobjekts wurde unter Verwendung eines selbstnivellierenden Laserlots (BALS01B, Timbertech JAGO AG, Stuttgart, Deutschland) exakt ausgerichtet und das Messsystem über den beweglichen Stativarm am Trochanter minor fixiert.

4.9 Statistische Methoden

Um die einzelnen Faktoren, wie das jeweilige Prothesenmodell oder die Schaftstellung der Prothesen und deren Beeinflussung auf die Verankerungscharakteristik der Prothesen analysieren zu können, müssen die einzelnen Mikrorelativbewegungen $rm_1 - rm_6$ im Prothesen-Knochen-Verbund statistisch analysiert werden. Alle statistischen Analysen werden unter Verwendung der Software SPSS® für Windows (Version 22.0, SPSS Inc., Chicago, USA) durchgeführt.

4.9.1 Explorative Datenanalyse

Um eine grafische Darstellung der univariaten Messdaten zu realisieren und die Verteilungsform der Mikrorelativbewegungen $rm_1 - rm_6$ und von ΔF_8 darzustellen, werden die Daten vorerst explorativ analysiert. Hierbei werden zunächst sämtliche Mikrorelativbewegung aller Prothesen, unabhängig von der jeweiligen Schaftstellung, in die Grundgesamtheit mit einbezogen, sodass ein Datensatz von $n = 180$ Werten untersucht wird. Unabhängig zu dieser Analyse werden alle Messwerte ΔF_8 , unabhängig des Prothesenmodells und der tatsächlichen Schaftstellung, auf ihre Verteilungsform hin analysiert. Der Datensatz für die quantitative Beschreibung der Femurkrümmung besteht daher aus $n = 30$ Daten. An dieser Stelle muss erwähnt werden, dass die Mikrorelativbewegungen des Prothesen-Knochen-Verbundes aus unterschiedlichen Messhöhen und verschiedenen Schaftstellungen resultieren und somit gewissermaßen nicht als univariat, sondern als multivariat betrachtet werden müssten. Daher kann davon ausgegangen werden, dass sich zumindest die Verteilung der Mikrorelativbewegungen, schief oder exponentiell darstellt. Die Verteilungsform von ΔF_8 könnte aufgrund der gleichen Messpunkthöhen normalverteilt sein. Im Falle einer schiefen oder exponentiellen Verteilungsform werden die Urwerte durch eine natürliche Logarithmierung transformiert. Dieses statistisch gängige Prinzip ändert lediglich den Maßstab der Urwerte, behält aber die Reihenfolge bei und vermindert zudem den statistisch relevanten Einfluss von Ausreißern einer Varianzanalyse. Im Falle einer Datentransformierung werden die statistischen Analysen zunächst mit den Urwerten durchgeführt und anschließend mit den logarithmierten Werten. Hierüber kann die Robustheit der statistischen Modelle, im Falle gleicher Resultate, bewiesen werden.

4.9.2 Analyse der Verankerungscharakteristika

Die meisten parametrischen Testverfahren setzen eine Normalverteilung der Urwerte voraus [Bender]. Aufgrund des geringen Messwertumfangs von insgesamt sechs verbundenen Messwerten jeder Prothese bei der jeweiligen Schaftstellung, kann diese Voraussetzung als nicht gegeben angenommen werden. Aus diesem Grund wird zur Überprüfung der Verankerungscharakteristik auf den nicht parametrischen zweifaktoriellen Friedman-Test zurückgegriffen. Dieser Test basiert auf einer Rangbildung der Mikrorelativbewegungen $rm_1 - rm_6$ innerhalb der Messwiederholung jeder Prothese und schließt somit eine zufällige Variabilität zwischen den Messwiederholungen aus. Bei Bestätigung der Nullhypothese wird die Verteilung der Rangsummen der Mikrorelativbewegungen als zufällig angenommen und das Prinzip einer Systematik verworfen. Dies würde konkret bedeuten, dass die Prothesen keinem Verankerungsmuster folgen. Im Gegensatz hierzu steht die Alternativhypothese, welche eine eindeutige und einheitliche Verankerungscharakteristik der Prothesen beschreibt. Das Friedman-Test wird mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha = 5\%$ angewendet.

4.9.3 Analyse der Relativbewegungen in Abhängigkeit der Messhöhe

Um Unterschiede zwischen den Prothesen in Abhängigkeit der Messhöhe analysieren zu können, wird ebenfalls ein nicht-parametrisches Testverfahren verwendet, da auch bei diesen Urwerten die Vermutung einer nicht normalverteilten Verteilung nahe liegt. Aufgrund der verschiedenen Prothesenmodelle besteht hierbei die Eventualität, dass die Messwerte zwischen den Prothesenmodellen stark differieren. Für diese statistische Analyse bietet sich daher der Kruskal-Wallis-Test an, der wiederum eine Varianzanalyse mit Messwiederholungen bei der unabhängigen Betrachtung der einzelnen Messpunkte aller Prothesen zulässt. Hierzu werden die Rangsummen aller Relativbewegungen von allen Prothesen berechnet und über ihre Rangverteilung in eine Reihenfolge gebracht. Die Nullhypothese wird in diesem Fall widerlegt, wenn statistisch signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Prothesen auf der jeweiligen Messhöhe bestehen. Der Kruskal-Wallis-Test wird gleich dem Friedman-Test mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha = 5\%$ angewendet.

4.9.4 Analyse der Aussteifung des Femurs

Der Einfluss der Prothesen auf die elastische Verformung des Femurs wird unter Berücksichtigung des Prothesenmodells und der Schaftstellung über die tatsächliche Abweichung ΔF_8 des Messpunktes F_8 der untersuchten Femora in Bezug zum Messpunkt F_8 des Leerfemurs analysiert und beurteilt. Da die Messwerte bei allen Knochen auf denselben Messhöhen liegen und lediglich die Schaftstellung und das jeweilige Prothesenmodell Einfluss auf die Messwerte nehmen können, kann im Falle der Abweichung

ΔF_8 von einer Normalverteilung der Urwerte ausgegangen werden. Im Falle einer Normalverteilung werden die Urwerte mit einer zweifaktoriellen Varianzanalyse mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha = 5\%$ durchgeführt. Um die tatsächlichen Haupteffekte bei gegebener Signifikanz aufzudecken, wird ein LSD (least significant difference) Post-Hoc-Test durchgeführt.

4.9.5 Analyse der Prothesen innerhalb einer Schaftstellung

Anschließend werden zwei Varianzanalysen vollzogen. Die erste Varianzanalyse soll Unterschiede zwischen den jeweiligen Prothesenmodellen unter Berücksichtigung aller Mikrorelativbewegungen innerhalb der jeweiligen Schaftstellung detektieren. Das bedeutet, dass Interaktionen zwischen dem jeweiligen Prothesenmodell und den Messpunkthöhen auf die Mikrorelativbewegungen $rm_1 - rm_6$ aufgedeckt werden sollen und ob diese einen linearen Effekt auf die Mikrorelativbewegungen haben. Zudem soll ermittelt werden, ob sich die Mikrorelativbewegungen zwischen den Prothesenmodellen statistisch signifikant voneinander unterscheiden. Hierfür wird ebenfalls auf eine zweifaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha = 5\%$ zurückgegriffen. Der Haupteffekt wird bei gegebenen signifikanten Unterschieden ebenso mit einem LSD Post-Hoc-Test durchgeführt.

4.9.6 Analyse der Prothesen in Abhängigkeit der Schaftstellung

Abschließend muss eine erneute zweifaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung durchgeführt werden, um den Einfluss der jeweiligen Schaftstellung auf die Mikrorelativbewegungen der jeweiligen Prothesenmodelle zu analysieren. Die Irrtumswahrscheinlichkeit wird wiederum mit $\alpha = 5\%$ angegeben. Der Haupteffekt wird wiederum mit einem LSD Post-Hoc-Test deutlich gemacht.

5 Ergebnisse

5.1 Ergebnisdarstellung

Aufgrund der enormen Vielfalt der Messdaten aus den Mikrorelativbewegungsmessungen bietet sich eine strukturierte Ergebnisdarstellung an. Zuerst werden die Ergebnisse aus der explorativen Datenanalyse und die daraus gewonnenen Resultate dargestellt. Anschließend werden die absoluten Bewegungen der Knochen und der Prothesenmodelle und die daraus errechnete Mikrorelativbewegung rm_X des Prothesen-Knochen-Verbundes für alle Prothesenmodelle zunächst in neutraler Schaftstellung tabellarisch dargestellt. Die Mikrorelativbewegungen rm_X ergeben sich aus der Differenz der Prothesenmesspunkte P_X in Bezug zu den Knochenmesspunkten F_X . Da nur die Messpunkte $P_1 - P_4$ mit den Messpunkten $F_1 - F_4$ korrespondieren, können $rm_2 - rm_5$ direkt kalkuliert werden. Aufgrund der variablen Höhen des proximalen Prothesenmesspunkts P_P und des distalen Prothesenmesspunkts P_D werden die korrespondierenden Mikrorelativbewegungen rm_1 und rm_6 unter Berücksichtigung der Steigung der Knochenbiegeline inter- bzw. extrapoliert. Für die Berechnung von rm_1 wird daher die Steigung zwischen den Knochenmesspunkten F_1 und F_2 ermittelt und die fiktive Bewegung des Knochens auf Höhe von P_P extrapoliert. Das gleiche Verfahren wird für die Berechnung von rm_6 angewendet, nur dass hier die Steigung zwischen den Knochenmesspunkten F_5 und F_6 herangezogen wird und die Messhöhe von P_D dementsprechend interpoliert wird. Die einzelnen Mikrorelativbewegungen rm_X entsprechen folgenden Messpunkten: $rm_1 =$ Prothesenschulter (P_P) – extrapolierter Knochenmesspunkt Trochanter major, $rm_2 = P_1 -$ Trochanter major (F_1), $rm_3 = P_2 - F_2$, $rm_4 = P_3 - F_3$; $rm_5 = P_4 - F_4$ und $rm_6 =$ Prothesenspitze (P_D) und interpolierter Knochenmesspunkt zwischen F_4 und F_5 bzw. F_5 und F_6 . Die einzelnen Messwerte werden als Mittelwert aus der zyklischen Belastung von $n = 3$ Messwiederholungen angegeben und ergeben einen Gesamtmittelwert (MW) mit zugehöriger Standardabweichung (SD). Im Anschluss der Ergebnisse jedes Prothesenmodells erfolgt zusätzlich eine grafische Darstellung der gemittelten Bewegungskurven aus allen fünf Messwiederholungen, als auch das Ergebnis des Friedmann-Tests zur Überprüfung der Reproduzierbarkeit des Verankerungsmusters. Am Ende der Ergebnisdarstellung aller Prothesenmodelle in der neutralen Schaftstellung werden alle Prothesen für einen besseren Vergleich in einem Bewegungsgraphen dargestellt. Alle Bewegungsgraphen sind so aufgebaut, dass die Abszisse die einzelnen Messhöhen wiedergibt und die Ordinate die normierte translatorische Mikrorelativbewegung v_Y in Abhängigkeit des eingebrachten Kippmoments M_X in $\mu\text{m}/\text{Nm}$ darstellt. Zusätzlich werden die einzelnen Standardabweichungen mit horizontalen roten Fehlerbalken veranschaulicht. Die Prothesenmodelle sind farblich gemäß ihrer Firmenzugehörigkeit codiert. Die Bewe-

gungskurven der Prothesenmodelle werden mit einer gestrichelten Linie, die Bewegungskurven des Femurs mit durchgezogenen Linien dargestellt. Als Referenz, wird in jedem Bewegungsgraphen die Verformung des Leerfemurs mit einer grauen und durchgezogenen Linie abgebildet. Die Differenz zwischen Prothesenbewegungskurve und Bewegungskurve des zugehörigen Femurs gibt letztendlich die tatsächliche Mikrorelativbewegung des Prothesen-Knochen-Verbundes wider. Zudem kann der Einfluss der Prothesenmodelle auf die Verformung bzw. Aussteifung des Femurs in Bezug zu der Referenz-Leerfemur-Bewegungskurve deutlich gemacht werden. Für den Vergleich aller Prothesenmodelle und die Illustration des elastischen Verformungsverhaltens gleich der Darstellung der Validierungsmessung aus Kapitel 4.4.2, wurden die Prothesen auf den Messpunkt P_1 referenziert. Dies hat zur Folge, dass die quantitative Bewertung der Prothesen unberücksichtigt bleibt und die Prothesen anhand des positiven bzw. negativen Achsenabschnitts der Abszisse bewertet werden können.

Anschließend wird die Aussteifung der Femora unter Berücksichtigung des jeweiligen Schaftmodells anhand der berechneten Abweichung von ΔF_8 tabellarisch aufgeführt und statistisch signifikante Auswirkungen aufgezeigt. Daraufhin erfolgt die Ergebnisdarstellung der valgisch eingebrachten Prothesen in der identischen Reihenfolge.

Zuletzt werden Flächenträgheitsmomente in Abhängigkeit der Flächengeometrie an den einzelnen Messpunkthöhen, die berechneten Prothesen-Knochen-Verbundbewegungen und die am distalen Hebelarmende wirkenden Kraftspitzen der Prothesenmodelle unter Berücksichtigung der Schaftstellung und des tatsächlich wirkenden Hebelarms bei maximaler Kippbelastung berechnet und tabellarisch aufgeführt.

5.2 Explorative Datenanalyse

5.2.1 Mikrorelativbewegungen $rm_1 - rm_6$

Nach Prüfung der $n = 180$ Messdaten aller Mikrorelativbewegungen auf Normalverteilung ergab sich ein leicht linksschiefes Verteilungshistogramm (Abb. 33, links) mit einem Mittelwert von $\Delta v_Y/M_X = 6,52 \mu\text{m}/\text{Nm}$ und einer Standardabweichung von $\Delta v_Y/M_X = 4,46 \mu\text{m}/\text{Nm}$. Im Q-Q-Plot (Abb. 33, rechts) kann man ebenso eine deutliche Abweichung der Messerwerte von der Normalverteilungsregressionslinie erkennen. Aufgrund der Abweichung der Relativbewegungen von einer Normalverteilung wird eine Datentransformation der Urwerte angewandt und die Verwendung nichtparametrischer Analysen gerechtfertigt.

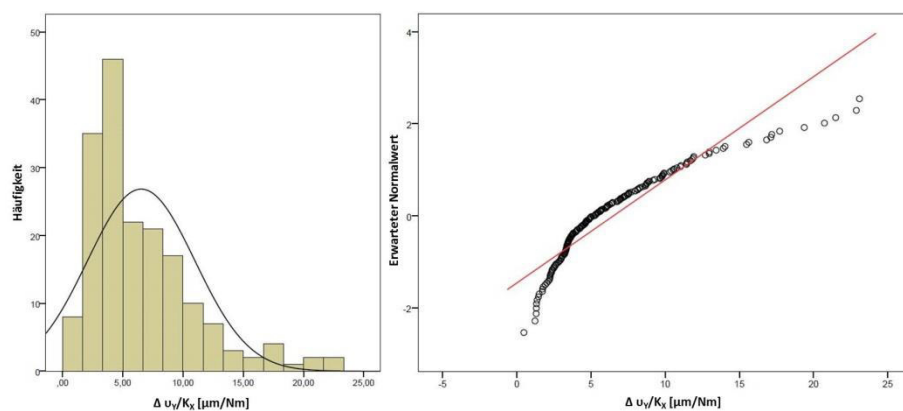


Abbildung 33: Darstellung des Normalverteilungshistogramms (links) und des Q-Q-Plots der Urwerte (rechts).

Über die Datentransformation der Urwerte durch eine natürliche Logarithmierung konnte eine angenäherte Normalverteilung erreicht werden (Abb. 34, links). Der Mittelwert beträgt hierbei $\Delta v_Y/M_X = 1,66 \mu\text{m}/\text{Nm}$ mit einer Standardabweichung von $\Delta v_Y/M_X = 0,67 \mu\text{m}/\text{Nm}$. Im Q-Q-Plot (Abb. 34, rechts) fällt eine geringe Abweichung der Messerwerte von der Normalverteilungsregressionslinie auf.

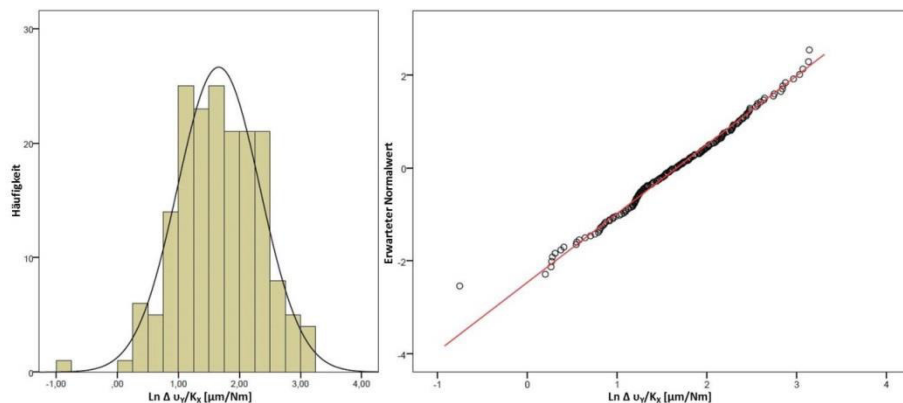


Abbildung 34: Darstellung des Normalverteilungshistogramms (links) und des Q-Q-Plots der transformierten Urwerte (rechts).

5.2.2 Femoraussteifung ΔF_8

Nach Prüfung der $n = 30$ Messwerte von ΔF_8 auf Normalverteilung konnte eine normale Verteilung mit einem Mittelwert von $\Delta v_Y/M_X = 6,59 \mu\text{m/Nm}$ und einer Standardabweichung von $\Delta v_Y/M_X = 4,07 \mu\text{m/Nm}$ im Histogramm als auch im Q-Q-Plot (Abb. 35) dargestellt werden. Eine Datentransformierung der Urwerte muss im diesem Fall nicht angewendet werden. Die statistische Analyse wird dementsprechend unter Verwendung einer zweifaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholungen durchgeführt.

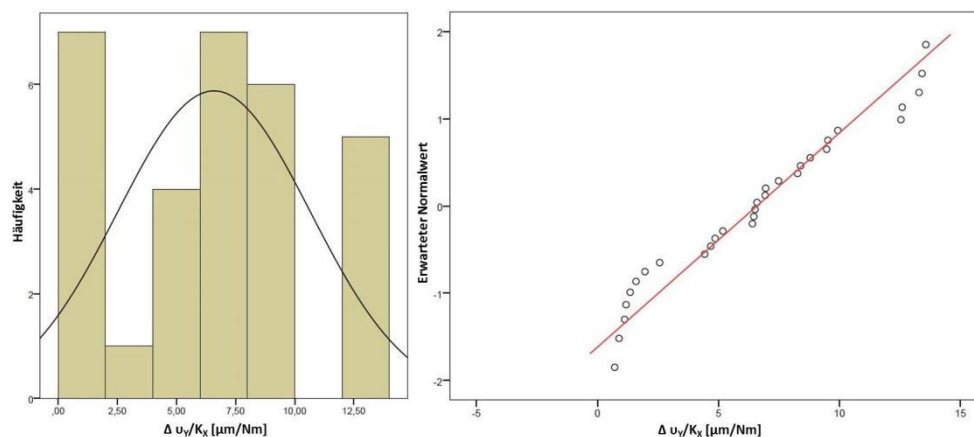


Abbildung 35: Darstellung des Normalverteilungshistogramms (links) und des Q-Q-Plots von ΔF_8 (rechts).

5.3 Neutrale Schaftstellung

Nachfolgend werden alle Ergebnisse aus den Messungen der Prothesen in neutraler Schaftstellung tabellarisch, als auch graphisch dargestellt.

5.3.1 AIDA

Die Messungen des AIDA-Kurzschafstsystems ergaben folgende absolute Werte.

Tabelle 5: Absolute Werte der Kippbewegung der Prothesen an den Messpunkten P_P - P_D .

Prothesenbewegung						
Nr.	P_P	P_1	P_2	P_3	P_4	P_D
	v_Y/M_X [$\mu\text{m/Nm}$]	v_Y/M_X [$\mu\text{m/Nm}$]	v_Y/M_X [$\mu\text{m/Nm}$]	v_Y/M_X [$\mu\text{m/Nm}$]	v_Y/M_X [$\mu\text{m/Nm}$]	v_Y/M_X [$\mu\text{m/Nm}$]
#1	-1,67	-1,90	-3,63	-2,69	-2,38	-0,60
#2	-2,55	-3,25	-4,10	-3,96	-2,72	-1,97
#3	-2,68	-2,85	-1,58	-4,34	-2,34	-2,09
#4	-2,46	-4,34	-3,42	-3,20	-2,79	-0,80
#5	-1,88	-2,49	-2,88	-3,02	-1,54	-1,29
MW	-2,25	-2,97	-3,12	-3,44	-2,35	-1,35
SD	0,45	0,92	0,97	0,69	0,50	0,67

Tabelle 6: Absolute Werte der Kippbewegung der Knochen an den Messpunkten F₁-F₈.

Knochenbewegung								
Nr.	F ₁	F ₂	F ₃	F ₄	F ₅	F ₆	F ₇	F ₈
	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]
#1	0,00	0,45	0,55	2,80	6,44	13,54	20,35	28,41
#2	0,00	0,25	-0,34	0,78	5,82	10,33	20,26	28,12
#3	0,00	0,61	-0,34	1,05	6,34	11,35	20,26	24,87
#4	0,00	0,15	-0,61	0,74	4,85	9,57	16,35	22,79
#5	0,00	0,84	0,06	1,77	5,79	11,60	21,28	26,73
MW	0,00	0,46	-0,13	1,43	5,85	11,28	19,70	26,19
SD	0,00	0,28	0,45	0,87	0,63	1,51	1,92	2,36

Die Berechnung der Relativbewegungen aus den absoluten Messwerten der Prothesen P_X und der Knochen F_X (Tabelle 5 und 6) ergab folgende Ergebnisse:

Tabelle 7: Relativbewegungen (rm₁ – rm₆) des AIDA-Kurzschafsystems.

Relativbewegung						
Nr.	rm ₁	rm ₂	rm ₃	rm ₄	rm ₅	rm ₆
	$\Delta v_Y/M_X$ [μm/Nm]	$\Delta v_Y/M_X$ [μm/Nm]	$\Delta v_Y/M_X$ [μm/Nm]	$\Delta v_Y/M_X$ [μm/Nm]	$\Delta v_Y/M_X$ [μm/Nm]	$\Delta v_Y/M_X$ [μm/Nm]
#1	1,36	1,90	4,08	3,24	5,18	7,34
#2	2,39	3,25	4,35	3,62	3,50	9,67
#3	2,30	2,85	2,20	4,00	3,40	10,54
#4	2,36	4,34	3,57	2,60	3,53	8,30
#5	1,31	2,49	3,72	3,08	3,32	8,25
MW	1,95	2,97	3,58	3,31	3,78	8,82
SD	0,56	0,92	0,83	0,54	0,78	1,27

Die AIDA-Prothese zeigt bei der Messung in neutraler Schaftstellung eine eindeutige Bewegung in Varusrichtung der Prothesenschulter (P_P) (Abb. 36). Vergleicht man die Steigungen des Femurs mit der Steigung der Prothese, fällt auf, dass die Prothese im weiteren Verlauf der Krümmung des Femurs bis zum Punkt P_3 folgt und sich im Grenz-zustand zwischen Kippung und Gegenschwung befindet. Ab P_4 verändert sich die Steigung der Prothese geringfügig, sodass es zwischen P_3 und P_D zu einem leichten Abdriften der distalen Prothesenspitze nach lateral kommt. Die Verformung des Femurs im Vergleich zum Leerfemur wird durch die AIDA-Prothese nur geringfügig beeinflusst, was unter anderem durch die geringe Abweichung am Punkt F_8 beider Kunststoff-Femora verdeutlicht wird. Das Verankerungsmuster des AIDA-Kurzschafsystems weist unter Verwendung des Friedman-Tests eine eindeutige Reproduzierbarkeit auf. Die Reihenfolge von der größten zur geringsten Relativbewegung ist rm_1 - rm_2 - rm_4 - rm_3 - rm_5 - rm_6 ($p < 0,01$) (vergl. Tab. 7).

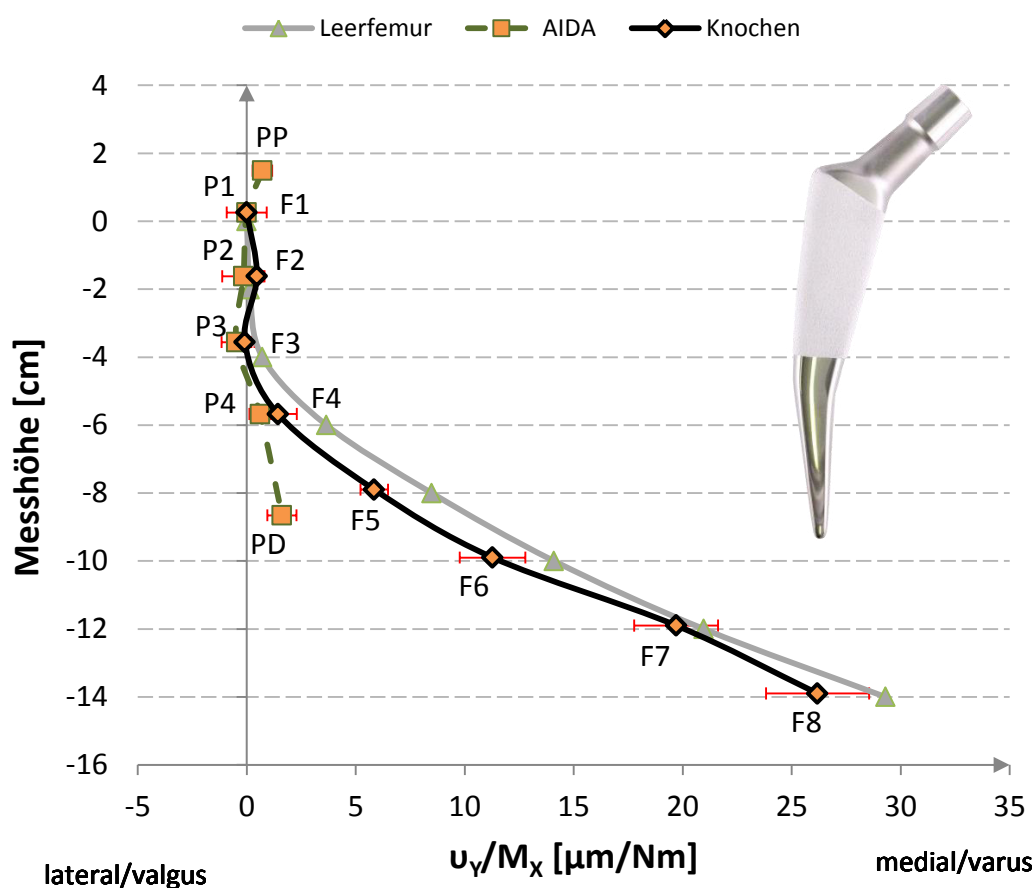


Abbildung 36: Bewegungskurven der AIDA-Prothese in neutraler Schaftstellung.

5.3.2 Metha

Nachfolgend sind alle Messwerte der Metha-Kurzschafftprothese dargestellt.

Tabelle 8: Absolute Werte der Kippbewegung der Prothesen an den Messpunkten P_P-P_D.

Prothesenbewegung						
Nr.	P _P	P ₁	P ₂	P ₃	P ₄	P _D
	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]
#1	-0,91	-3,30	-1,44	-2,00	-1,37	-3,92
#2	-1,93	-2,50	-1,61	-1,45	-0,42	-4,07
#3	-2,36	-3,81	-3,36	-3,90	-3,97	-4,31
#4	-1,87	-3,29	-3,33	-3,53	-2,83	-2,88
#5	-2,97	-3,00	-3,48	-3,41	-3,28	-3,83
MW	-2,01	-3,18	-2,64	-2,86	-2,37	-3,80
SD	0,75	0,48	1,03	1,07	1,45	0,55

Tabelle 9: Absolute Werte der Kippbewegung der Knochen an den Messpunkten F₁-F₈.

Knochenbewegung								
Nr.	F ₁	F ₂	F ₃	F ₄	F ₅	F ₆	F ₇	F ₈
	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]
#1	0,00	0,80	-0,28	1,22	4,87	9,35	13,76	20,37
#2	0,00	0,73	-0,13	0,88	5,52	7,33	11,99	16,19
#3	0,00	0,26	-0,13	2,26	5,90	11,86	18,95	27,73
#4	0,00	0,17	-0,55	1,82	4,29	7,08	12,89	18,04
#5	0,00	0,52	-0,43	1,36	4,59	9,70	15,56	21,88
MW	0,00	0,50	-0,30	1,51	5,03	9,06	14,63	20,84
SD	0,00	0,28	0,19	0,54	0,66	1,95	2,75	4,42

Die Berechnung der Relativbewegungen aus den absoluten Messwerten der Prothesen und der Knochen des Metha-Kurzschafsystem (Tabelle 8 und 9) ergab folgende Relativbewegungen des Prothesen-Knochen-Verbundes:

Tabelle 10: Relativbewegungen (rm_1 – rm_6) des Metha-Kurzschafsystem.

Relativbewegung						
Nr.	rm_1	rm_2	rm_3	rm_4	rm_5	rm_6
	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu m/Nm$]	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu m/Nm$]	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu m/Nm$]	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu m/Nm$]	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu m/Nm$]	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu m/Nm$]
#1	0,47	3,30	2,24	1,72	2,59	7,23
#2	1,50	2,50	2,34	1,32	1,30	7,56
#3	2,23	3,81	3,62	3,77	6,23	8,75
#4	1,78	3,29	3,50	2,98	4,65	6,02
#5	2,68	3,00	4,00	2,98	4,64	7,22
MW	1,73	3,18	3,14	2,55	3,88	7,36
SD	0,84	0,48	0,80	1,01	1,94	0,97

Die Metha-Prothese folgt in neutraler Schaftstellung der Femurkrümmung im proximalen Bereich nach medial und weist somit einen eindeutigen Gegenschwung auf (Abb. 37). An der Prothesenschulter (P_P) kommt es zunächst zu einer deutlichen Bewegung nach medial. Die Bewegungslinie von $P_1 - P_4$ korreliert nahezu identisch mit der Bewegung des Femurs. Zwischen P_4 und P_D kommt es zu einer Steigungsänderung der Bewegungslinie der Prothese im Vergleich zu der Femurbewegung, sodass die distale Prothesenspitze eine deutliche Abweichung nach lateral erfährt und somit ein Kippverhalten aufzeigt. Bis auf die distale Schaftspitze befindet sich die Metha-Prothese im Grenz-zustand zwischen Kippung und Gegenschwung. Die Verformung des Femurs im Vergleich zum Leerfemur wird durch die Metha-Prothese deutlich erkennbar beeinflusst. Das Verankerungsmuster der Metha-Kurzschafthprothese weist eine eindeutige Verankerungscharakteristik auf. Die Reihenfolge von der größten zur geringsten Relativbewegung war $rm_1-rm_4-rm_3-rm_2-rm_5-rm_6$ ($p < 0,01$) (vergl. Tab. 10).

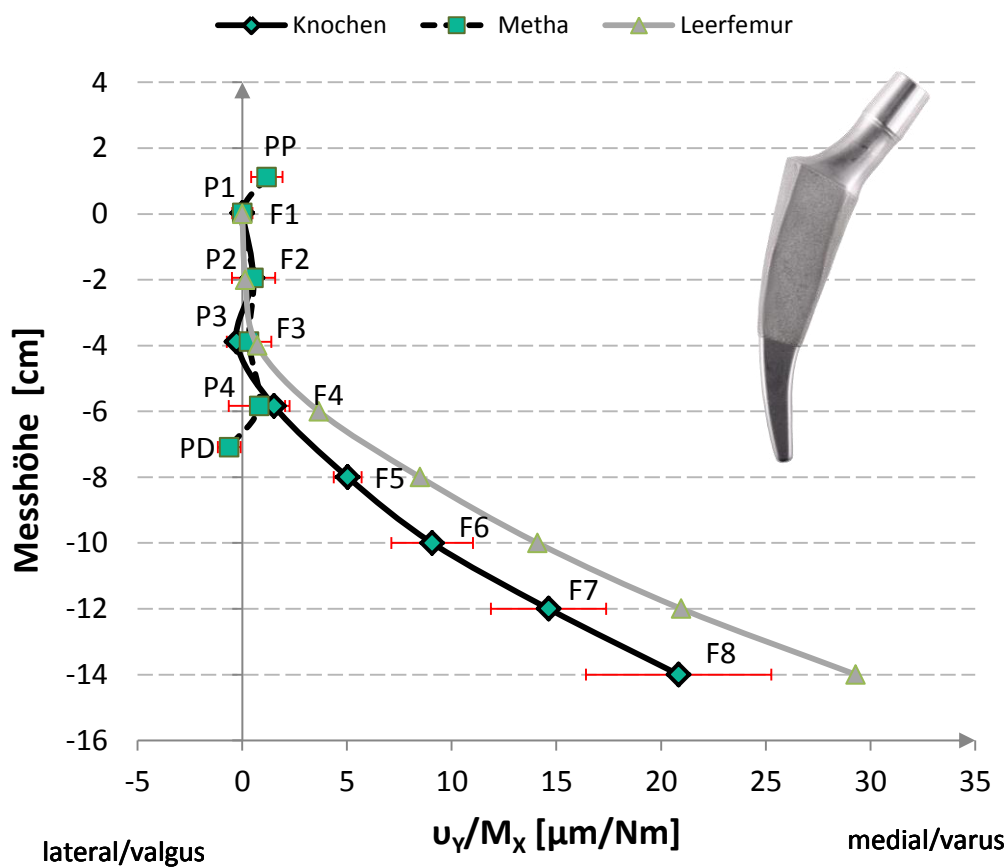


Abbildung 37: Bewegungskurven der Metha-Prothese in neutraler Schaftstellung.

5.3.3 MiniHip

Nachstehend sind die Messwerte der MiniHip-Prothese tabellarisch aufgeführt.

Tabelle 11: Absolute Werte der Kippbewegung der Prothesen an den Messpunkten P_P-P_D.

Prothesenbewegung						
Nr.	P _P	P ₁	P ₂	P ₃	P ₄	P _D
	v_Y/M_X [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	v_Y/M_X [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	v_Y/M_X [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	v_Y/M_X [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	v_Y/M_X [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	v_Y/M_X [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]
#1	-3,80	-5,49	-5,49	-5,00	-5,25	-5,66
#2	-5,68	-7,13	-7,13	-8,06	-8,24	-9,50
#3	-5,59	-6,95	-6,26	-6,54	-7,35	-7,33
#4	-1,66	-3,36	-7,85	-8,53	-8,66	-10,97
#5	-5,04	-9,89	-10,44	-11,99	-12,79	-15,00
MW	-4,36	-6,56	-7,43	-8,03	-8,46	-9,69
SD	1,68	2,40	1,90	2,62	2,76	3,60

Tabelle 12: Absolute Werte der Kippbewegung der Knochen an den Messpunkten F₁-F₈.

Knochenbewegung								
Nr.	F ₁	F ₂	F ₃	F ₄	F ₅	F ₆	F ₇	F ₈
	v_Y/M_X [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	v_Y/M_X [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	v_Y/M_X [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	v_Y/M_X [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	v_Y/M_X [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	v_Y/M_X [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	v_Y/M_X [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	v_Y/M_X [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]
#1	0,00	0,62	0,64	3,21	6,67	10,37	15,17	19,97
#2	0,00	0,41	-0,09	1,53	4,80	9,76	14,56	16,44
#3	0,00	0,51	-0,09	1,43	4,53	7,26	14,22	23,73
#4	0,00	0,81	1,27	3,03	8,13	11,56	16,71	23,41
#5	0,00	0,98	-0,07	2,69	7,53	12,36	17,09	20,81
MW	0,00	0,67	0,33	2,38	6,33	10,26	15,55	20,87
SD	0,00	0,23	0,61	0,84	1,61	1,96	1,29	2,96

In der nachfolgenden Tabelle sind die berechneten Relativbewegungen aus den absoluten Messwerten der Prothesen und der Knochen des MiniHip-Kurzschafsystem (Tabelle 11 und 12) dargestellt.

Tabelle 13: Relativbewegungen (rm_1 – rm_6) des MiniHip-Kurzschafsystem.

Relativbewegung						
Nr.	rm_1	rm_2	rm_3	rm_4	rm_5	rm_6
	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]
#1	3,43	5,49	6,10	5,65	8,47	10,79
#2	5,44	7,13	7,54	7,97	9,77	12,96
#3	5,28	6,95	6,76	6,45	8,78	10,40
#4	1,22	3,36	8,66	9,80	11,70	17,18
#5	4,41	9,89	11,43	11,92	15,48	20,73
MW	3,96	6,56	8,10	8,36	10,84	14,41
SD	1,73	2,40	2,09	2,55	2,89	4,44

Die MiniHip-Prothese weist bei der Messung in neutraler Schaftstellung eine deutliche Tendenz des Kippens auf (Abb. 38). An der proximalen Prothesenschulter kommt es zu einer Bewegung nach medial. Vergleicht man den Verlauf der Prothesenmesspunkte $P_1 - P_3$ mit dem Verlauf des Femurs, fällt auf, dass die MiniHip-Prothese der Femurkrümmung lediglich geringfügig folgt und es im Allgemeinen zu einem Kippen der Prothese nach lateral kommt. Das Verankerungsmuster der MiniHip-Prothese weist eine reproduzierbare Verankerungscharakteristik auf. Die Reihenfolge von der größten zur geringsten Mikrorelativbewegung im Prothesen-Knochen-Verbund war bei allen Messungen $rm_1 - rm_2 - rm_3 - rm_4 - rm_5 - rm_6$ ($p < 0,001$) (vergl. Tab. 13).

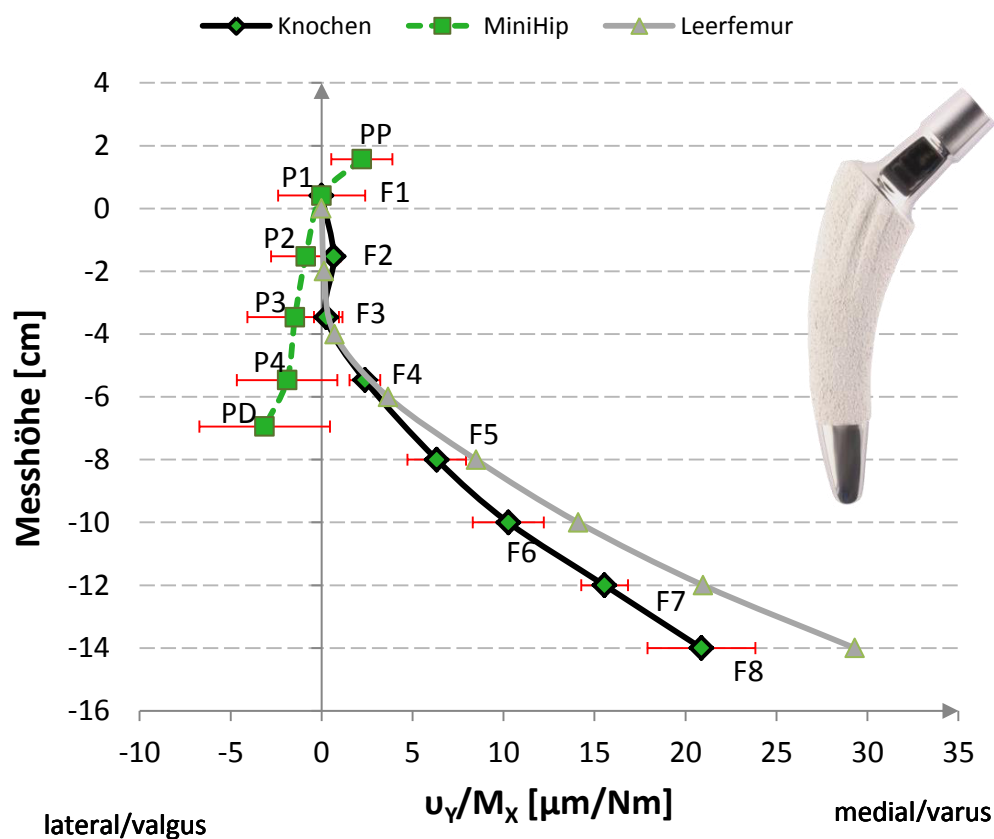


Abbildung 38: Bewegungskurven der MiniHip-Prothese in neutraler Schaftstellung.

5.4 Vergleich aller Prothesen in neutraler Schaftstellung

Beim Vergleich aller Prothesen fällt auf, dass die Prothesenmodelle AIDA und Metha eine nahezu identische Bewegungskurve von $P_P - P_4$ aufweisen (Abb. 39). Der distale Prothesenmesspunkt der AIDA-Prothese folgt weiterhin der Femurkrümmung, währenddessen die distale Prothesenspitze der Metha-Prothese nach lateral kippt. Die MiniHip-Prothese zeigt im Vergleich zu den beiden anderen Modellen eine eindeutige Tendenz des Kippens nach lateral und bewegt sich lediglich an der Prothesenschulter in Varusrichtung.

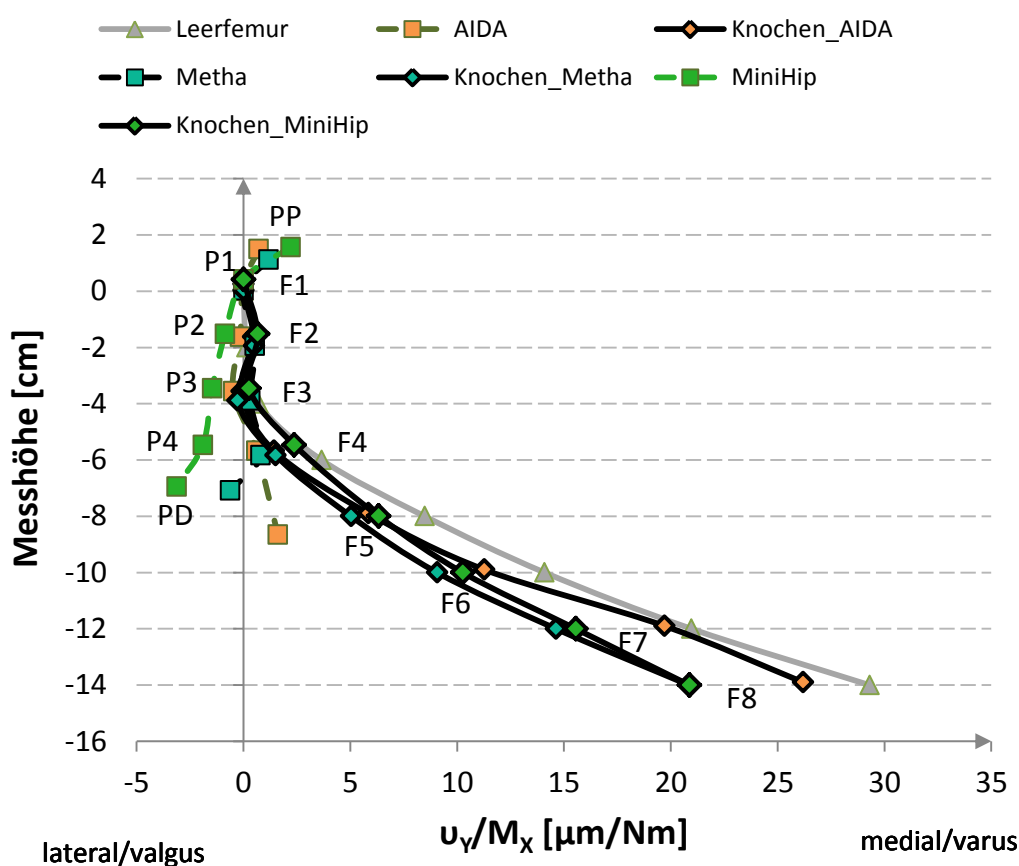


Abbildung 39: Bewegungskurven aller Prothesen in neutraler Schaftstellung im Vergleich.

Ein Vergleich der verschiedenen Prothesenmesspunkte über die einzelnen Mikrorelativbewegungen $rm_1 - rm_6$ der verschiedenen Messpunkte unter Verwendung des Kruskal-Wallis-Tests konnte signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) bei allen Messpunkten bis auf Punkt P_P ausfindig machen. Hierfür ausschlaggebend sind höchstwahrscheinlich die großen Mikrorelativbewegungen der MiniHip-Prothese im Vergleich zu der Metha- und der AIDA-Prothese im Bereich von $P_1 - P_4$. Zwischen den letztgenannten Prothesenmodellen konnten bis auf den distalen Messpunkt P_D keine signifikanten Unterschiede in der neutralen Schaftstellung gefunden werden. Es ist deutlich erkennbar, dass die mittleren Ränge der AIDA- und der Metha-Prothese bei den Messpunkten $P_P - P_4$ nah beieinander liegen.

inander liegen und lediglich die mittleren Ränge der MiniHip-Prothese von den beiden anderen Prothesen abweicht. Trotz der relativ großen Differenzen zwischen den mittleren Rängen der Prothesenmodelle am Punkt P_P , können die Bewegungen der einzelnen Prothesenmodelle an der Prothesenschulter nicht statistisch signifikant unterschieden werden. Im Gegensatz hierzu kommt es an der distalen Prothesenspitze P_D wiederum zu einer signifikant größeren Abweichung der Prothesenspitze der MiniHip-Prothese im Vergleich zu den anderen Schaftmodellen (Tab. 14).

Tabelle 14: Statistische Analyse nach Kruskal-Wallis der Messpunkte P_P - P_D in neutraler Schaftstellung in Abhängigkeit der Prothesenmodelle.

Prothese	Messpunkt	Ø Rang	χ^2	p	Messpunkt	Ø Rang	χ^2	p
AIDA	P_P	6,80	3,92	0,141	P_1	4,80	8,34	0,015
Metha		6,00				6,60		
MiniHip		11,20				12,60		
AIDA	P_2	6,40	9,78	0,008	P_3	6,80	10,24	0,006
Metha		4,60				4,20		
MiniHip		13,00				13,00		
AIDA	P_4	5,40	9,38	0,009	P_D	7,40	10,26	0,006
Metha		5,60				3,80		
MiniHip		13,00				12,80		

Die Unempfindlichkeit des hier verwendeten statistischen Modells wurde unter Berücksichtigung der transformierten Urwerte im Vergleich zu den Urwerten bewiesen. Beide Tests lieferten die gleichen Ergebnisse.

5.5 Valgische Schaftstellung

Nach den Ergebnissen der Messungen in der neutralen Schaftstellung, werden nachfolgend alle Ergebnisse aus den Messungen der Prothesen in valgischer Schaftstellung tabellarisch, als auch graphisch dargestellt.

5.5.1 AIDA

In den nachfolgenden Tabellen sind die Messwerte aus der Kippbelastung der Prothesen und der zugehörigen Knochen dargestellt.

Tabelle 15: Absolute Werte der Kippbewegung der Prothesen an den Messpunkten P_P-P_D.

Prothesenbewegung						
Nr.	P _P	P ₁	P ₂	P ₃	P ₄	P _D
	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]
#1	-2,86	-3,68	-4,91	-4,86	-3,98	-1,35
#2	-3,54	-4,60	-4,66	-4,68	-3,35	-2,51
#3	-1,65	-3,08	-3,46	-2,20	-2,37	-1,03
#4	-2,12	-2,12	-3,09	-3,43	-3,15	-2,34
#5	-1,74	-2,92	-2,92	-3,11	-2,23	-0,43
MW	-2,38	-3,28	-3,81	-3,66	-3,02	-1,53
SD	0,80	0,92	0,92	1,11	0,72	0,88

Tabelle 16: Absolute Werte der Kippbewegung der Knochen an den Messpunkten F₁-F₈.

Knochenbewegung								
Nr.	F ₁	F ₂	F ₃	F ₄	F ₅	F ₆	F ₇	F ₈
	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]
#1	0,00	0,09	0,84	2,81	7,90	13,85	21,75	30,89
#2	0,00	0,33	0,05	1,94	7,06	12,80	19,22	28,59
#3	0,00	-0,12	0,05	2,14	6,91	11,80	18,82	24,44
#4	0,00	0,15	0,82	1,79	6,28	11,98	19,32	27,34
#5	0,00	0,43	0,34	2,02	6,95	14,34	23,63	30,42
MW	0,00	0,18	0,42	2,14	7,02	12,95	20,55	28,34
SD	0,00	0,22	0,39	0,40	0,58	1,12	2,07	2,60

Die Berechnung der Relativbewegungen $rm_1 - rm_6$ aus den Messwerten der Prothesen und der Knochen der AIDA-Prothese (Tabelle 15 und 16) ergab folgende Mikrorelativbewegungen des Prothesen-Knochen-Verbundes:

Tabelle 17: Relativbewegungen ($rm_1 - rm_6$) der AIDA-Prothese.

Relativbewegung						
Nr.	rm_1	rm_2	rm_3	rm_4	rm_5	rm_6
	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]
#1	2,79	3,68	5,00	5,71	6,79	11,02
#2	3,31	4,60	4,99	4,73	5,29	11,06
#3	1,73	3,08	3,35	2,26	4,51	9,82
#4	2,02	2,12	3,23	4,25	4,94	10,31
#5	1,45	2,92	3,36	3,45	4,25	9,18
MW	2,26	3,28	3,99	4,08	5,16	10,28
SD	0,77	0,92	0,92	1,31	0,99	0,80

Bei der Messung in valgischer Schaftstellung, zeigt die AIDA-Prothese einen relativ gleichmäßigen Krümmungsverlauf von proximal nach distal auf (Abb. 40). Es kommt zu einer deutlichen Bewegung der Prothesenschulter PP nach medial. Im weiteren Verlauf kommt es von $P_1 - P_3$ zu einer geringfügigen Bewegung nach lateral, welche sich im weiter distalen Verlauf von $P_4 - P_D$ wieder zu einem Gegenschwung der Prothese nach medial umkehrt. Die Verformung des Femurs im Vergleich zum Leerfemur mit- samt der implantierten AIDA-Prothese wird durch den Prothesenschaft nur unwesentlich verändert. Das Verankerungsmuster des AIDA-Kurzschafsystems weist unter Verwendung des Friedmann-Tests eine deutliche Reproduzierbarkeit auf. Die Reihenfolge von der größten zur geringsten Kippmomentübertragung ist $rm_1-rm_2-rm_3-rm_4-rm_5-rm_6$ ($p < 0,001$) (vergl. Tab. 17).

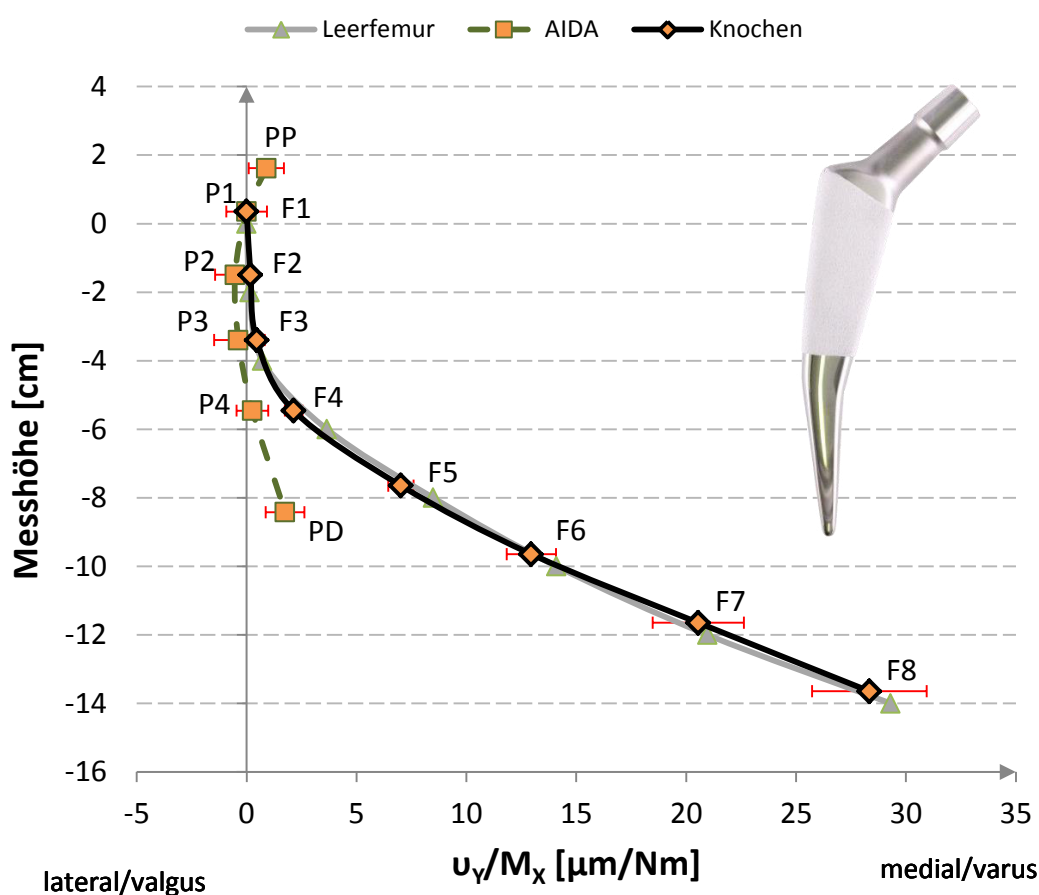


Abbildung 40: Bewegungskurven der AIDA-Prothese in valgischer Schaftstellung.

5.5.2 Metha

Nachfolgend sind die Tabellen mitsamt den Messwerten aus der Kippbelastung der Metha-Prothesen und der zugehörigen Knochen dargestellt.

Tabelle 18: Absolute Werte der Kippbewegung der Prothesen an den Messpunkten P_P-P_D.

Prothesenbewegung						
Nr.	P _P	P ₁	P ₂	P ₃	P ₄	P _D
	v_Y/M_X [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	v_Y/M_X [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	v_Y/M_X [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	v_Y/M_X [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	v_Y/M_X [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	v_Y/M_X [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]
#1	-3,61	-3,64	-2,98	-2,53	-1,26	-1,02
#2	-5,13	-6,23	-6,50	-3,10	-4,42	-4,71
#3	-3,60	-4,68	-5,05	-5,22	-4,74	-5,57
#4	-4,23	-5,82	-5,37	-5,86	-4,73	-4,97
#5	-3,78	-4,87	-5,61	-5,40	-6,09	-6,07
MW	-4,07	-5,05	-5,10	-4,42	-4,25	-4,47
SD	0,65	1,02	1,30	1,50	1,79	2,00

Tabelle 19: Absolute Werte der Kippbewegung der Knochen an den Messpunkten F₁-F₈.

Knochenbewegung								
Nr.	F ₁	F ₂	F ₃	F ₄	F ₅	F ₆	F ₇	F ₈
	v_Y/M_X [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	v_Y/M_X [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	v_Y/M_X [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	v_Y/M_X [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	v_Y/M_X [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	v_Y/M_X [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	v_Y/M_X [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	v_Y/M_X [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]
#1	0,00	0,38	0,65	2,79	6,29	9,99	13,65	19,72
#2	0,00	0,46	0,86	1,92	4,56	12,69	20,05	22,30
#3	0,00	0,27	0,86	2,97	4,78	8,81	12,37	16,01
#4	0,00	-0,53	0,10	1,31	4,39	8,60	13,14	20,99
#5	0,00	0,00	0,00	2,05	4,10	8,64	12,68	15,73
MW	0,00	0,12	0,49	2,21	4,82	9,74	14,38	18,95
SD	0,00	0,40	0,41	0,68	0,86	1,74	3,21	2,96

Die Berechnung der Relativbewegungen aus den absoluten Messwerten der Prothesen und der Knochen des Metha-Kurzschachtsystems (Tabelle 18 und 19) ergab folgende Relativbewegungen des Prothesen-Knochen-Verbundes:

Tabelle 20: Relativbewegungen (rm_1 – rm_6) des Metha®-Kurzschachtsystems.

Relativbewegung						
Nr.	rm_1	rm_2	rm_3	rm_4	rm_5	rm_6
	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]
#1	3,42	3,64	3,36	3,18	4,05	5,64
#2	4,89	6,23	6,97	3,95	6,35	7,97
#3	3,47	4,68	5,32	6,08	7,71	9,63
#4	4,50	5,82	4,84	5,96	6,04	8,14
#5	3,78	4,87	5,61	5,40	8,15	9,30
MW	4,01	5,05	5,22	4,91	6,46	8,14
SD	0,66	1,02	1,31	1,29	1,61	1,57

Die Metha-Prothese zeigt in valgischer Schaftstellung eine geringfügige Bewegung der Prothesenschulter nach medial (Abb. 41). Von $P_1 - P_3$ folgt die Prothesenbewegung der Femurkrümmung, bis es distal zu $P_3 - P_D$ zu einer geringfügigen Gegenbewegung der Prothese in eine Kippbewegung nach lateral kommt. Dennoch vollzieht die gesamte Prothese einen Gegenschwung zum Femur. Ein Kippen der Prothese nach lateral ist demnach nicht auffindbar. Die Verformung des Femurs im Vergleich zum Leerfemur wird durch die Metha-Prothese nur geringfügig beeinflusst. Das Verankerungsmuster des Metha-Kurzschafsystems weist unter Verwendung des Friedmann-Tests eine Reproduzierbarkeit auf. Die Reihenfolge von der größten zur geringsten Kippmomentübertragung war $rm_1-rm_4-rm_2-rm_3-rm_5-rm_6$ ($p < 0,01$) (vergl. Tab. 20).

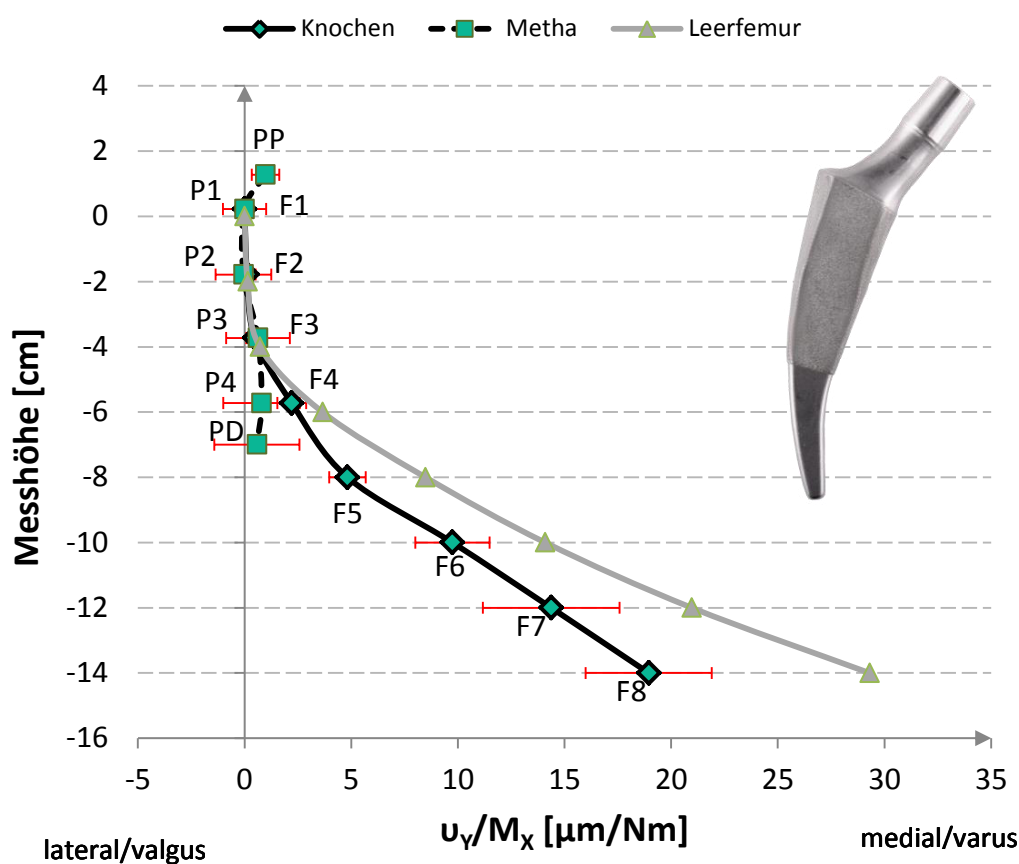


Abbildung 41: Bewegungskurven der Metha-Prothese in valgischer Schaftstellung.

5.5.3 MiniHip

Abschließend sind die Messwerte der Kippbelastung der Mini-Hip-Prothesen und der zugehörigen Knochen dargestellt.

Tabelle 21: Absolute Werte der Kippbewegung der Prothesen an den Messpunkten P_P-P_D.

Prothesenbewegung						
Nr.	P _P	P ₁	P ₂	P ₃	P ₄	P _D
	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]
#1	-6,92	-9,92	-11,92	-12,70	-15,11	-17,45
#2	-9,22	-13,43	-13,43	-15,71	-17,71	-19,40
#3	-5,26	-7,00	-8,17	-7,53	-7,67	-7,81
#4	-7,11	-8,92	-11,47	-12,20	-13,49	-15,25
#5	-4,67	-7,51	-9,77	-12,31	-15,16	-19,59
MW	-6,64	-9,36	-10,95	-12,09	-13,83	-15,90
SD	1,79	2,55	2,03	2,93	3,76	4,85

Tabelle 22: Absolute Werte der Kippbewegung der Knochen an den Messpunkten F₁-F₈.

Knochenbewegung								
Nr.	F ₁	F ₂	F ₃	F ₄	F ₅	F ₆	F ₇	F ₈
	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]	v_Y/M_X [μm/Nm]
#1	0,00	1,06	0,01	1,71	5,13	6,81	13,67	21,38
#2	0,00	0,61	-0,08	1,65	4,36	7,90	13,05	14,61
#3	0,00	0,52	-0,08	1,03	5,50	10,32	13,58	22,07
#4	0,00	0,41	-0,77	0,42	3,19	5,55	12,34	18,01
#5	0,00	0,82	-0,50	1,96	4,23	8,93	15,13	19,25
MW	0,00	0,69	-0,28	1,36	4,48	7,90	13,55	19,06
SD	0,00	0,26	0,34	0,62	0,89	1,84	1,03	2,97

Die Berechnung der Relativbewegungen aus den absoluten Messwerten der Prothesen und der Knochen des MiniHip-Kurzschafsystem (Tabelle 21 und 22) ergab folgende Relativbewegungen des Prothesen-Knochen-Verbundes:

Tabelle 23: Relativbewegungen (rm_1 – rm_6) des MiniHip-Hüftschafsystem.

Relativbewegung						
Nr.	rm_1	rm_2	rm_3	rm_4	rm_5	rm_6
	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]
#1	6,42	9,92	12,97	12,70	16,83	21,49
#2	8,87	13,43	14,03	15,63	19,37	22,88
#3	4,62	7,00	8,70	7,45	8,70	11,49
#4	6,87	8,92	11,89	11,44	13,91	17,71
#5	4,21	7,51	10,59	11,81	17,12	23,09
MW	6,20	9,36	11,64	11,81	15,19	19,33
SD	1,87	2,55	2,08	2,94	4,11	4,88

Die MiniHip-Prothese weist bei der Messung in valgischer Schaftstellung ein eindeutiges Kippverhalten in Valgusrichtung auf (Abb. 42). Lediglich die proximale Prothesenschulter P_P folgt der eingebrachten Varusbelastung nach medial. Ab dem Referenzpunkt P_1 bis zum distalen Messpunkt P_D folgt die Prothese nicht mehr der Femurkrümmung und kippt nach lateral weg. Es kommt zudem zu einer deutlichen Aussteifung des Femurs im Vergleich zum Leerfemur. Unter Verwendung des Friedmann-Tests konnte ein eindeutiges und reproduzierbares Verankerungsmuster der MiniHip-Prothese ermittelt werden. Die Reihenfolge von der größten zur geringsten Kippmomentübertragung war rm_1 - rm_2 - rm_4 - rm_3 - rm_5 - rm_6 ($p < 0,001$) (vergl. Tab. 23).

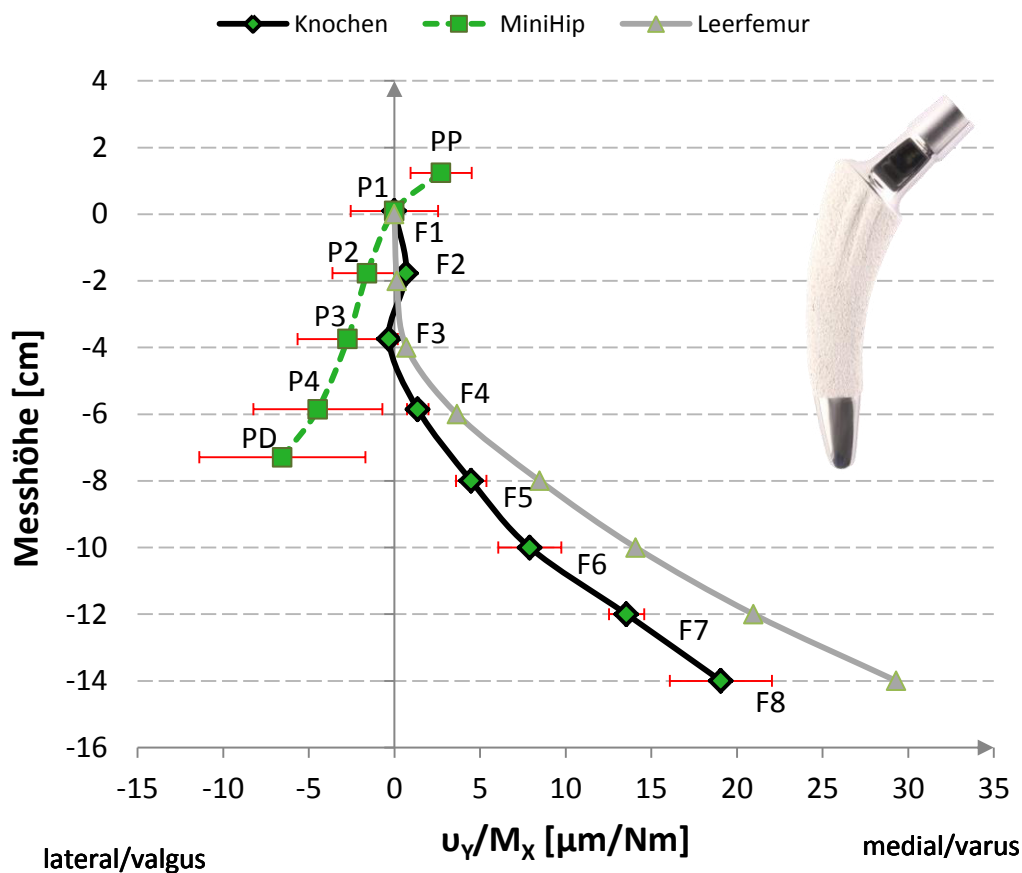


Abbildung 42: Bewegungskurven der MiniHip-Prothese in valgischer Schaftstellung.

5.6 Vergleich aller Prothesen in valgischer Schafstellung

Gleich der Verankerungscharakteristik der Prothesen in neutraler Schafstellung, weisen die Prothesenmodelle AIDA und Metha ein ähnliches Verformungsverhalten auf. Beide Prothesen befinden sich nahe dem Grenzzustand zwischen Gegenschwung und Kippung der Prothesen, folgen allerdings der Femurkrümmung. Die AIDA-Prothese steift das Femur wesentlich weniger aus, als die Metha-Prothese. Hierbei zeigt die Metha-Prothese einen ähnlich negativen Einfluss auf das elastische Verformungsverhalten, wie die MiniHip-Prothese. Im Vergleich zu der AIDA- und der Metha-Prothese zeigt die MiniHip-Prothese jedoch ein deutliches Kippverhalten, was durch eine ausgeprägte Translation im distalen Bereich in laterale Richtung bemerkbar wird (Abb. 43).

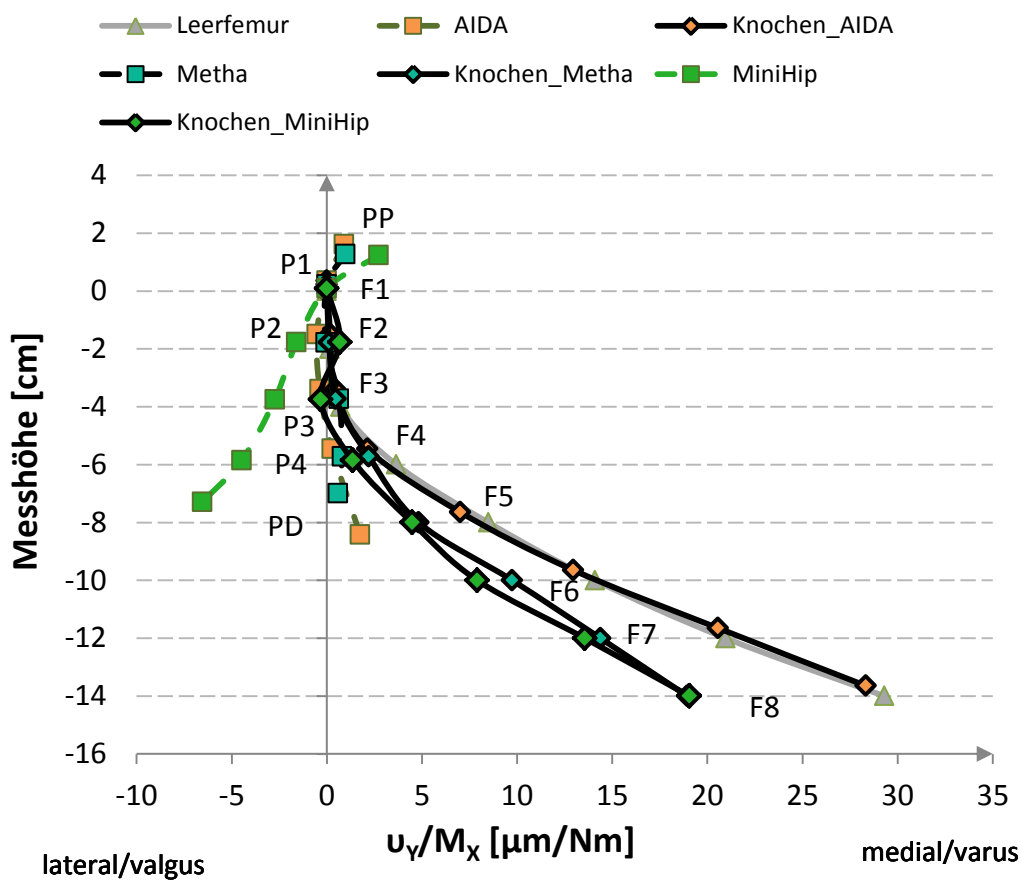


Abbildung 43: Bewegungskurven aller Prothesen in valgischer Schafstellung im Vergleich.

Unter Verwendung des nicht-parametrischen Kruskal-Wallis-tests, konnten im Gegensatz zu der neutralen Schafstellung an allen Messpunkten im Vergleich aller Mikrorelativbewegungen $rm_1 - rm_6$ hoch signifikante Unterschiede ($p < 0,01$) zwischen den Prothesenmodellen festgestellt werden. Auch bei der valgischen Schafstellung waren hierfür höchstwahrscheinlich die großen Relativbewegungen im Prothesen-Knochen-Verbund der MiniHip-Prothese im Gegensatz zu den anderen beiden Schafstmodellen ausschlaggebend. Die mittleren Ränge der AIDA- und der Metha-Prothese liegen bei

sämtlichen Messpunkten $P_P - P_D$ nah beieinander und weichen daher deutlich von den mittleren Rängen der MiniHip-Prothese ab (Tab. 24).

Tabelle 24: Statistische Analyse nach Kruskal-Wallis der Messpunkte $P_P - P_D$ in valgischer Schaffstellung in Abhängigkeit der Prothesenmodelle.

Prothese	Messpunkt	Ø Rang	x^2	p	Messpunkt	Ø Rang	x^2	p
AIDA	P_P	3,00	11,18	0,004	P_1	3,40	11,58	0,003
Metha		8,60				7,60		
MiniHip		12,40				13,00		
AIDA	P_2	3,90	10,67	0,005	P_3	4,60	9,78	0,008
Metha		7,10				6,40		
MiniHip		13,00				13,00		
AIDA	P_4	4,40	9,98	0,007	P_D	7,60	11,58	0,003
Metha		6,60				3,40		
MiniHip		13,00				13,00		

Die Ergebnisse dieser statistischen Untersuchung mit den Urwerten wurden ebenfalls mit den logarithmierten Urwerten verglichen und konnten die statistische Unempfindlichkeit des gewählten statistischen Modells durch gleiche Ergebnisse validieren.

5.7 Ergebnisse aus der Varianzanalyse

Die bisherigen Ergebnisse konnten unter Verwendung der Varianzanalysen bestätigt werden (Tab. 25). Hierbei wird ersichtlich, dass sich die verschiedenen Prothesenmodelle in der Ausprägung ihrer Mikrorelativbewegung hoch signifikant ($p < 0,001$) voneinander unterscheiden. Zusätzlich wird noch einmal verdeutlicht, dass die unterschiedlichen Schaftstellungen ebenfalls einen signifikanten Einfluss ($p < 0,05$) und die unterschiedlichen Messpunkte $P_P - P_D$ einen hoch signifikanten Einfluss ($p < 0,001$) auf die Relativbewegung der einzelnen Prothesen im Prothesen-Knochen-Verbund haben. Zudem ist eine hoch signifikante Interaktion zwischen den einzelnen Prothesenmodellen und den einzelnen Messpunkten ersichtlich ($p < 0,001$). Die zweifaktoriellen Varianzanalysen auf eine mögliche Interaktion zwischen Prothesenmodell und der neutralen bzw. valgischen Schaftstellung, als auch einer möglichen Interaktion zwischen der neutralen bzw. valgischen Schaftstellung und den Messpunkten können allerdings als nicht signifikant erachtet werden ($p > 0,05$). Gleich den Ergebnissen aus den nicht-parametrischen Tests, ergeben sich für die Validierung dieses statistischen Modells, die gleichen Ergebnisse zwischen den Urwerten und den logarithmierten Urwerten.

Tabelle 25: Ergebnisse aus der Varianzanalyse.

Testobjekt	Quadratsumme	df	Quadratischer Mittelwert	F	p
Prothesenmodell	1409,21	2	706,61	36,85	< 0,001
Schaftstellung	199,12	1	199,12	10,66	0,031
Messpunkte	1131,96	5	226,39	149,62	< 0,001
Prothesenmodell * Schaftstellung	58,07	2	29,034	2,99	0,107
Prothesenmodell * Messpunkt	188,07	5,79	13,39	7,53	< 0,001
Schaftstellung * Messpunkt	7,30	5	1,46	2,14	0,102

5.8 Femoraussteifung

Im Vergleich zur AIDA-Prothese, steifen die MiniHip-Prothese, als auch die Metha-Prothese das Femur unabhängig von der neutralen oder der valgischen Schaftstellung wesentlich mehr aus, da diese eine deutlich höhere Abweichung der absoluten Femurbewegung von ΔF_8 aufzeigen (Tab. 26).

Tabelle 26: Abweichung von ΔF_8 der einzelnen Kunststoff-Femora mitsamt den implantierten Prothesenmodellen in Bezug zum Leerfemur unter Berücksichtigung der Schaftstellung.

Nr.	AIDA		Metha		MiniHip	
	neutral	valgisch	neutral	valgisch	neutral	valgisch
	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]	$\Delta v_Y/M_X$ [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]
#1	0,89	1,59	8,27	9,47	8,79	6,93
#2	1,18	0,71	12,59	6,59	12,54	13,41
#3	4,43	4,86	1,35	13,29	4,68	6,46
y#4	6,51	1,96	9,93	6,95	5,18	9,52
#5	2,57	1,12	6,40	13,57	7,48	8,39
MW	3,12	2,05	7,71	9,97	7,73	8,94
SD	2,36	1,64	4,22	3,35	3,17	2,78

Diese Erkenntnis kann unter Verwendung der Varianzanalyse bestätigt werden (Tab. 27). So ist deutlich ersichtlich, dass sich das Prothesenmodell AIDA, unabhängig von der Schaftstellung, hochsignifikant von den Prothesenmodellen Metha und MiniHip unterscheidet und die Femurkrümmung daher wesentlich geringer beeinträchtigt ($p < 0,001$). Es fällt zudem auf, dass weder die jeweilige Schaftstellung noch das Prothesenmodell in Abhängigkeit der Schaftstellung einen signifikanten Einfluss auf die Femoraussteifung nimmt.



















Tabelle 27: Ergebnisse der Varianzanalyse der Femoraussteifung.

Testobjekt	Quadratsumme	df	Quadratischer Mittelwert	F	p
Prothesenmodell	241,87	2	120,93	12,26	0,004
Schaftstellung	4,82	1	4,82	0,45	0,539
Prothesenmodell * Schaftstellung	14,51	8	7,26	0,70	0,526

5.9 Vergleich der Flächenträgheitsmomente

In der nachfolgenden Tabelle sind die aus der Flächenquerschnittsgeometrie berechneten Flächenträgheitsmomente der einzelnen Prothesen in Abhängigkeit der einzelnen Messpunkthöhen dargestellt (Tab. 28). Die einzelnen Flächenträgheitsmomente I_Y wirken hierbei der Verbiegung der Prothesenschäfte durch das aufgebrachte Varusmoment um die ventro-dorsale X-Achse in Y-Richtung – also gegen eine Verbiegung von lateral nach medial – entgegen. Bei der einzelnen Betrachtung der Flächenträgheitsmomente in Abhängigkeit der Messpunkthöhe fällt das deutlich geringere Flächenträgheitsmoment der MiniHip-Prothese am Punkt P_P im Vergleich zu der AIDA- und der Metha-Prothese auf. Von P_1 bis P_3 weist die AIDA-Prothese durchschnittlich größere Flächenträgheitsmomente im Vergleich zu den anderen beiden Prothesenmodellen auf. Am distalen Prothesenmesspunkt P_D fällt das ca. 5-fach größere Flächenträgheitsmoment der MiniHip-Prothese im Vergleich zu der AIDA- und der Metha-Prothese ins Gewicht.

Tabelle 28: Flächenquerschnittsgeometrie und entsprechende Flächenträgheitsmomente.

Messpunkt	AIDA		Metha		MiniHip	
	Geometrie	I_Y [mm ⁴]	Geometrie	I_Y [mm ⁴]	Geometrie	I_Y [mm ⁴]
P_P		6508,12		6365,41		3990,44
P_1		8231,70		6254,47		7307,64
P_2		4915,07		1832,45		2711,62
P_3		1993,80		440,65		1265,77
P_4		534,43		120,54		463,62
P_D		33,57		35,72		177,71

5.10 Prothesen-Knochen-Verbundbewegung und Kraftspitzen

In den nachfolgenden Tabellen sind die angenähert berechneten Absolutwerte der Prothesen-Knochen-Verbundbewegung und die Kraftspitzen an der distalen kortikalen Schaftanlage für die jeweilige Schafstellung der einzelnen Implantate aufgeführt (Tab. 29 – 31). Die einzelnen Werte lassen sich über die angenähert wirkende Hebelarmlänge der jeweiligen Schafstellung unter Berücksichtigung des maximal wirkenden Varusmoments M_X von $64,8 \pm 9,6$ Nm [Orthoload 2016] an den einzelnen Messpunkthöhen $P_P - P_D$ nachvollziehen. Bei den valgisch eingebrachten Prothesenmodellen kommt aufgrund des verkürzten Hebelarms nicht mehr die gesamte Hebelarmlänge zur Wirkung. Daraus resultiert, dass distal zum letzten Prothesenmesspunkt mit Kontakt zur lateralen Femurkortikalis keine Kraft und somit auch kein Kippmoment auf den kortikalen Femurschaft übertragen werden. Diese Prothesen-Knochen-Verbund-Bewegung ist somit im Falle zu großer Bewegungen nicht als kritisch einzustufen.

Bei der neutral implantierten AIDA-Prothese fällt auf, dass die absoluten Verbundbewegungen den postulierten Grenzwert von $150 \mu\text{m}$ [Pilliar et al. 1986] fast im gesamten Schaftbereich ($P_1 - P_D$) überschreiten. Lediglich die proximale Schaftspitze P_P zeigt eine geringe Prothesen-Knochen-Verbundbewegung auf. Bei der valgisch eingebrachten AIDA-Prothese fällt auf, dass, gleich der neutral eingebrachten Prothese, der Grenzwert von $150 \mu\text{m}$ im proximalen Schaftbereich von ($P_1 - P_D$) überschritten wird. Lediglich an der proximalen Prothesenschulter P_P wird dieser Grenzwert unterschritten. Bei der Betrachtung der Kraftspitzen am distalen Anlagepunkt fällt auf, dass die Kraftspitze der valgisch eingebrachten Prothese mit insgesamt $1080,00$ N deutlich größer ausfällt (Faktor $\approx 1,75$) als bei der neutral eingebrachten Prothese mit $617,14$ N (vergl. Tab. 29).

Tabelle 29: Prothesen-Knochen-Verbundbewegung und Kraftspitzen der AIDA-Prothese.

neutrale Hebelarmlänge 10,5 [cm]	rmx [$\mu\text{m}/\text{Nm}$]		Verbundbewegung [μm]		Kraftspitze [N]	
valgische Hebelarmlänge 6,0 [cm]	neutral	valgisch	neutral	valgisch	neutral	valgisch
P_P	1,95	2,26	126,12	146,41	617,14	1080,00
P_1	2,97	3,28	192,14	212,70		
P_2	3,58	3,99	232,10	258,26		
P_3	3,31	4,08	214,40	264,30		
P_4	3,78	5,16	245,11	334,05		
P_D	8,82	10,28	571,51	666,06		

Die neutral implantierte Metha-Prothese weist ebenfalls im nahezu gesamten Schaftbereich ($P_1 - P_D$) eine zu hohe Verbundbewegung auf. Gleich der AIDA-Prothese zeigt lediglich die proximale Prothesenschulter P_P zeigt eine ausreichend niedrige Relativbewegung auf. Die valgisch eingebrachte Metha-Prothese weist im gesamt Kraftübertragenden Schaftbereich eine erhöhte Prothesen-Knochen-Verbundbewegung auf. Vergleicht man die Kraftspitze der valgisch eingebrachten mit der neutral eingebrachten Prothese, weist die valgische Prothese eine ca. 1,76-fach größere Kraftspitze auf. (Tab. 30).

Tabelle 30: Prothesen-Knochen-Verbundbewegung und Kraftspitzen der Metha-Prothese.

neutrale Hebelarmlänge 8,8 [cm]	rmx [μm]		Verbundbewegung [μm]		Kraftspitze [N]	
neutrale Hebelarmlänge 5,0 [cm]	neutral	valgisch	neutral	valgisch	neutral	valgisch
P_P	1,73	4,01	112,16	259,93	736,36	1296,00
P_1	3,18	5,05	206,05	327,22		
P_2	3,14	5,22	203,42	338,16		
P_3	2,55	4,91	165,52	318,39		
P_4	3,88	6,46	251,64	418,49		
P_D	7,36	8,14	476,65	527,17		

Betrachtet man die Relativbewegungen im Prothesen-Knochen-Verbund der MiniHip-Prothese bei neutraler Schaftstellung, fällt gleich den anderen Prothesenmodellen auf, dass die Verbundbewegungen bei der neutralen und bei der valgischen Schaftstellung im gesamten Schaftbereich ($P_P - P_D$) der Prothese deutlich höher als 150 μm ausfallen. Die distalen Kraftspitzen fallen bei der neutral eingebrachten MiniHip-Prothese 1,6-fach geringer aus, als bei der valgisch eingebrachten Prothese (Tab. 31).

Tabelle 31: Prothesen-Knochen-Verbundbewegung und Kraftspitzen der MiniHip-Prothese.

neutrale Hebelarmlänge 8,8 [cm]	rmx [μm]		Verbundbewegung [μm]		Kraftspitze [N]	
neutrale Hebelarmlänge 5,5 [cm]	neutral	valgisch	neutral	valgisch	neutral	valgisch
P_P	3,96	6,20	256,35	401,46	736,36	1178,18
P_1	6,56	9,36	425,39	606,28		
P_2	8,10	11,64	524,79	754,01		
P_3	8,36	11,81	541,49	765,04		
P_4	10,84	15,19	702,35	984,07		
P_D	14,41	19,33	934,02	1252,63		

6 Diskussion

Um die physiologischen Spannungsverteilungen und die daraus resultierenden Knochen-Umbauprozesse des Femurs bei Biegebeanspruchung in der Frontalebene möglichst geringfügig zu beeinflussen [Flörkemeier et al. 2013, Fottner et al. 2009, Huiskes et al. 1986, Jakobowitz et al. 2009], konnten in den letzten Jahrzehnten diverse Entwicklungen in der Hüftendoprothetik beobachtet werden. So wurden proximal verankernde, zementfreie Kurzschaftprothesen entwickelt, die eine möglichst realitätsnahe Lasteinleitung entlang der physiologischen Spannungslinien in das Femur realisieren [Huiskes et al. 1986, Jakobowitz et al. 2009, Rohrl et al. 2006] und den zu resezierenden Schenkelhals für die Gewährleistung einer proximalen Verankerung erhalten [Effenberger et al. 2005, Gulow et al. 2007]. Zahlreiche klinische, experimentelle Studien und Finite-Elemente-Methode-Analysen wurden bereits durchgeführt, um die Vor- und Nachteile dieser zementfreien Kurzschaftprothesen zu untersuchen [Bieger et al. 2013, Flörkemeier et al. 2013, Fottner et al. 2009, Jahnke et al. 2014, Jahnke et al. 2015, Jerosch et al. 2012, Laborbericht 2007, Pepke et al. 2014, Pozowski et al. 2013, Rohrl et al. 2006].

Es gibt allerdings nur wenige Studien, die das tatsächliche Kippverhalten bzw. die Auswirkung auf die Spannungsverteilung auf das Femur von Hüftendoprothesen in der Frontalebene untersucht haben [Bieger et al. 2013, Fottner et al. 2009, Hamdouche et al. 2015, Pepke et al. 2014]. In einigen dieser Studien wurde allerdings lediglich der normierte Drehwinkel der Prothesen betrachtet, welcher stark von dem axialen Flächenträgheitsmoment abhängt und die tatsächliche translative Bewegung der Prothese im Prothesen-Knochen-Verbund nicht berücksichtigt [Hamadouche et al. 2015, Pepke et al. 2014]. Der biomechanische Einfluss von Endoprothesen auf die elastische Verformung des Femurs wurde in diversen experimentellen Studien und Finite-Elemente-Methode-Analysen daher zwar bereits untersucht [Bieger et al. 2013, Flörkemeier et al. 2013, Fottner et al. 2009], der Einfluss verschiedener Schaftstellungen auf das elastische Verformungsverhalten der Prothesen und auf das Femur blieb hingegen bisher gänzlich unberücksichtigt.

Aus diesem Grund war es notwendig, unter der Berücksichtigung von normierten Randbedingungen, ein standardisiertes Messprotokoll zu entwickeln, mit dem man den Einfluss von zementfreien Kurzschaftprothesen auf die elastische Verformung des Femurs als auch die elastische Verformung der Prothesen an sich unter Biegebelastung analysieren kann. Für diesen Zweck wurde ein bereits etabliertes Messverfahren [Hamdouche et al. 2015, Jahnke et al. 2016, Jakobowitz et al. 2008, Thomsen et al. 2001, Kinkel et al. 2015] durch ein berührungsloses Wirbelstrommesssystem ersetzt

und die bestehende Rotationsmessmaschine im Labor für Biomechanik der Justus-Liebig-Universität Gießen für die Kippmessung modifiziert. Die vorliegende Arbeit stellt somit eine neue experimentelle Methode zur Beurteilung des Einflusses von Prothesensystemen und deren unterschiedlichen Schaftstellungen auf die Physiologie des Femurs unter Kippbelastung dar und ist daher von besonders klinischer Relevanz.

6.1 Betrachtung der einzelnen Prothesenmodelle

Bei der Beurteilung der Ergebnisse werden die Prothesenmodelle unter Berücksichtigung der jeweils eingebrachten Schaftstellung und die möglichen Auswirkungen der dadurch veränderten Physiologie auf das Femur detailliert beschrieben.

6.1.1 AIDA-Prothese

Die AIDA-Prothese wurde so konzipiert, dass sie der anatomischen Femuranatomie folgt und in ihren Dimensionen dementsprechend angepasst sein soll. Das Verankerungskonzept der AIDA-Prothese sieht vor, dass das Implantat im Sinne einer Presspassung im proximal metaphysären Bereich eine breitflächige Abstützung am Calcar femoris sowie im Schenkelhalsbereich erfährt und in diesen Bereichen osteointegriert. Für das letztgenannte Areal ist ein geschlossener kortikaler Ring des Femurhalses unabdingbar. Die distale, polierte Schaftspitze soll zur Anlage an der lateralen Kortikalis zu liegen kommen und keine Osteointegration erfahren. Bei der Konstruktion der AIDA-Prothese orientierten sich die Entwickler an dem bewährten Schaftdesign der Mayo-Prothese (Zimmer, Warsaw, USA) [Mumme 2012] und optimierten die Geometrie des Prothesenschafts unter Verwendung der finite Elemente-Methode (FEM) [Ebbecke 2006].

Unabhängig von der jeweiligen Schaftstellung konnte für die AIDA-Prothese in unseren Versuchen nachgewiesen werden, dass die Hauptverankerungszone der Prothese im beschichteten proximalen Bereich ($P_P - P_3$) am stärksten ist. Bei der neutralen Schaftstellung, bei der die AIDA-Prothese eine flächige Anlage an der lateralen Femurkortikalis als auch am Calcar femoris aufwies (vergl. Röntgenbilder Anhang A-B), wurde das Varusmoment über die volle Hebelarmlänge auf das Femur übertragen. Wie in Abbildung 36 deutlich zu erkennen ist, folgte die AIDA-Prothese von $P_P - P_3$ der Femurkrümmung. Distal zu P_3 , also im Bereich der polierten Schaftspitze, die maßgeblich nur als Anlagefläche an der lateralen Kortikalis dienen soll, folgte die Prothese nicht mehr der Femurkrümmung, befand sich allerdings in einem Grenzzustand zwischen Kippen und Gegenschwung. Dieser Verankerungsmechanismus spiegelt sich in der Femoraussteifung wider. Durch die proximale Verankerung der AIDA-Prothese im Schenkelhals und der Metaphyse, kommt es zu einer nahezu physiologischen Krafteinleitung in das Femur, so dass dieses in seiner physiologischen Krümmung nur geringfü-

gig ausgesteift wird. Die distale Schaftspitze der AIDA scheint trotz der Anlage an der Femurkortikalis demnach keine unphysiologisch großen Kräfte nach distal in die Diaphyse zu leiten bzw. das Femur in diesem Bereich auszusteifen und ungewollte radiäre Spannungskonzentrationen im Übergangsbereich der distalen Schaftspitze zu generieren [Dujovne et al. 1993, Otani et al. 1993, Rohlmann et al. 1983, Vresilovic et al. 1996]. Dies könnte durch den geringen Flächenquerschnitt und das daraus geringe Flächenträgheitsmoment der distalen Prothesenspitze der AIDA-Prothese zu erklären sein, wodurch, trotz größerem E-Modul der Prothese gegenüber dem Knochen, die Steifigkeit der Prothese im distalen Schaftanteil herabgesetzt wird und die Prothese „elastischer“ wird. Diese Erkenntnisse decken sich mit den Ergebnissen verschiedener Studien. So konnte u.a. mit Hilfe von Langzeit-FEM-Analysen die Auswirkung der AIDA-Prothese auf die Dichteverteilung im proximalen Femur simuliert werden [Laborbericht 2007, Mumme 2012]. Die Studien kamen zu dem Ergebnis, dass es 10 Jahre postoperativ zu geringfügigen Abstützreaktionen an der lateralen Femurkortikalis an der Prothesenspitze und es lediglich zur minimalen Knochendichteabnahme am Trochanter major kommt. Eine vernachlässigbar geringe Spannungsabschirmung des proximalen Femurs konnte dennoch ausgeschlossen werden, so dass davon auszugehen ist, dass die AIDA-Prothese das Femur lediglich geringfügig aussteift. Klinische Langzeitstudien, die diese Ergebnisse bestätigen könnten, stehen allerdings noch aus.

Bei der den Herstellervorgaben abweichenden valgisch eingebrachten AIDA-Prothese konnte ebenfalls eine hauptsächlich proximale Verankerung der Prothese festgestellt werden (vergl. Abb. 40). Allerdings kam es hier zu einer weiter proximal gelegenen Presspassung der Prothese im Bereich der Prothesenschulter ($P_P - P_1$). Bei den Prothesenmesspunkten $P_1 - P_3$ kam es zu einer geringfügigen Kippbewegung der Prothese nach lateral, wobei sich die Prothese ab $P_3 - P_D$ wieder nach medial neigte und der Krümmung des Femurs wieder annähernd folgte. Letztendlich kam es zu einer gleichförmigeren Biegekurve der valgisch eingebrachten im Vergleich zur neutral implantierten AIDA-Prothese. Diese Biegelinie lässt sich durch die weiter proximal gelegene Schaftanlage der Prothese an der lateralen Femurkortikalis erklären. Die distale und verjüngte Prothesenspitze liegt nicht an dem Femur an, somit wird hier keinerlei Kraft auf das Femur übertragen. Die Kraftübertragung in das Femur erfolgt somit im proximal gelegenen und beschichteten Anteil der Prothese. Durch diese maximal proximale Krafteinleitung wird das Femur nahezu physiologisch belastet, ohne dass die distale Schaftspitze auch nur geringfügige Kräfte nach distal in den Femurschaft leiten kann und das Femur in diesem Bereich somit von den gewollten mechanischen Spannungen abschirmt. Die physiologische Femurkrümmung bei der valgischen Schaftstellung der AIDA-Prothese lässt sich daher so erklären, dass das Femur im distalen Schaftbereich die Krümmung nach medial vollziehen kann, da hier keine Schaftspitze das Femur aus-

steift und keine Spannungskonzentrationen im Übergang der distalen Prothesenspitze auf den Knochen entstehen können [Dujovne et al. 1993, Otani et al. 1993, Rohlmann et al. 1983, Vresilovic et al. 1996]. Im Falle der AIDA-Prothese könnte im Hinblick auf die Femoraussteifung somit die Überlegung, die Prothese in valgischer Schaftstellung zu implantieren, paradoxerweise präferiert werden. Dies könnte die Abstützreaktion an der lateralen Femurkortikalis bei gleichzeitig physiologischer Lasteinleitung in das Femur begünstigen und somit ein rein proximal verankerndes Prothesensystem realisieren.

6.1.2 Metha-Prothese

Das Verankerungskonzept der Metha-Prothese gleicht dem der AIDA-Prothese. Die Formgebung des Metha-Prothesenmodells wurde daher so gestaltet, dass sie ihre Hauptverankerungszone über eine Presspassung in der Metaphyse erfährt und mit ihrer distalen und polierten Schaftspitze eine laterale Anlage an der Femurkortikalis realisiert. Das Implantat soll sich somit ebenfalls am Calcar femoris breitflächig abstützen und an der distalen, leicht gekrümmten Prothesenspitze am lateralen Femurschaft anliegen, wobei es zu keiner Osteointegration der distalen Prothesenspitze kommen soll. Für die optimale Implantatverankerung ist es zudem erforderlich, dass der Schenkelhals ebenfalls nur teilweise reseziert wird und ein geschlossener kortikaler Ring bestehen bleibt, in dem sich die Prothese verkeilen und eine proximale Lasteinleitung gewährleisten kann [Aesculap 2016, Bücking und Wittenberg 2012, Flörkemeier et al. 2013].

Betrachtet man die Verankerungscharakteristik der Metha-Prothese, so fällt der ungleichmäßige Verlauf bei der neutralen Schaftstellung im proximalen Schaftbereich auf (vergl. Abb. 37). Die Prothese verankert hauptsächlich im proximalen Anteil ($P_P - P_2$) und folgt hier der physiologischen Femurkrümmung. Ab dem Prothesenpunkt P_2 nach distal, kommt es am Prothesenmesspunkt P_3 zunächst zu einer geringen Abweichung der Prothese nach lateral, wobei sich auch dieses Verhalten im Grenzbereich zwischen Kippen und Gegenschwung der Prothese befindet und daher nicht als Kippen der Prothese gedeutet werden kann. Allerdings kann dies auf eine Inkongruenz der Prothese im Prothesenlager hindeuten, so dass die Prothese hier über etwas Freiraum zur lateralen Femurschaftanlage verfügt und somit eine geringfügige Bewegung nach lateral vollziehen kann. Dies würde sich mit den Ergebnissen der Studie von Pozowski et al. decken. Sie konnten nachweisen, dass die Metha-Prothese eine hauptsächlich metaphysäre Lasteinleitung gewährleistet und im Falle einer nicht korrekten Implantatstellung zu einem Einsinken der Prothese neigt [Pozowski et al. 2013], was zudem auf einen geringfügigen Zwischenraum zwischen Prothese und Femurkortikalis hindeuten könnte und ein flächiges Abstützen der Prothese nicht gewährleistet.

Vergleicht man die Röntgenbilder aus Anhang C-D, so fällt hier ebenfalls deutlich auf, dass der Prothesenmesspunkt P_3 tatsächlich dem erstmalig lateral kortikalen Kontakt-

punkt der Metha-Prothese entspricht und dieser durch die Krümmung der distalen Prothesenspitze nach medial eher punktuell ist. Sollte daher an diesem Kontaktpunkt ein geringer Abstand zwischen Prothese und Femurkortikalis vorhanden sein, würde dies eine geringfügige Bewegung der Prothesenspitze nach lateral begünstigen und das angesprochene Verhalten begründen. Dieses Phänomen würde zudem die direkte Umkehrung der Prothesenbewegung nach medial am Prothesenmesspunkt P_4 erklären. Durch die eher punktuelle laterale Abstützung der Prothese am Punkt P_3 , wird eine Gegenkraft auf die Prothese aufgebracht, die wiederum eine elastische Verformung der distalen Prothesenspitze nach medial erzwingt. Diese elastische Verformung der Prothesenspitze kann gleich dem AIDA-Schaft auf die verjüngte Prothesenspitze und das daraus geringe Flächenträgheitsmoment der Metha-Prothese zurückzuführen sein. Gleichzeitig fällt bei der Betrachtung der Femurkrümmung auf, dass es zu einer abrupt flacheren Steigung des Femurs ab dem Übergang von $P_3 - F_3$ kommt, was darauf zurückzuführen ist, dass die Metha-Prothese proximal zu P_3 innerhalb des Femurs starr verankert und das Femur in diesem Bereich aussteift.

Diese Erkenntnisse werden durch eine vorangegangene Studie gestützt [Jahnke et al. 2014]. Die Arbeitsgruppe untersuchte die periprothetische Knochendichteveränderung nach Implantation der Metha-Prothese innerhalb von 12 Monaten unter Verwendung von DXA-Messungen. Die Ergebnisse konnten zeigen, dass es zu einer proximalen Knochendichteabnahme in den Grün-Zonen [Grün et al. 1979] 1 und 7 und zu Knochenanbauprozessen in den distalen Grün-Zonen 2, 3, 5 und 6 kam [Jahnke et al. 2014]. Ähnliche Studien berichten ebenso über proximale Knochenabbauprozesse am Trochanter major nach Implantation einer Metha-Prothese [Lerch et al. 2012, Pozowski et al. 2013]. Über den lateralen Anlagepunkt P_3 wird das frontal wirkende Varusmoment in das Femur eingeleitet und verursacht daher in diesem Punkt eine Spannungskonzentration [Dujovne et al. 1993, Otani et al. 1993, Rohlmann et al. 1983, Vresilovic et al. 1996].

Eine weitere Auffälligkeit der Bewegungskurve ist an der distalen Prothesenspitze P_D aufzufinden. Diese folgt trotz der mutmaßlich elastischen Verformung des distalen Schaftbereichs nicht mehr der Femurkrümmung, sondern bewegt sich nach lateral. Dies könnte über den Vergleich der Verankerungscharakteristik der valgisch implantierten AIDA-Prothese und aufgrund der bereits erwähnten besonderen Prothesenspitzengeometrie der Metha-Prothese zu erklären sein. Die Prothesenspitze der Metha-Prothese weist im Vergleich zu der AIDA-Prothese eine etwas stärkere Krümmung der Prothesenspitze nach medial auf und liegt somit bei neutraler Schaftstellung nicht exakt an der lateralen Femurkontaktfläche an. Dies hätte zur Ursache, dass hier keine Kraft von der Prothese auf den Knochen übertragen wird und das Femur sich somit, durch die proximale Lasteinleitung, die durch die Metha-Prothese realisiert wird, um die Prothese ver-

formen kann und die Prothesenspitze augenscheinlich eine Bewegung nach lateral erfährt. Trotz der vergleichbaren Relativbewegungen (vergl. Tab. 7 und 10) der Schaftsysteme AIDA und Metha und der daraus vergleichbaren proximalen Verankerung der Metha-Prothese wird das Femur bei neutral eingebrachter Implantatstellung deutlich mehr ausgesteift als bei der AIDA-Prothese (vergl. Tab. 26). Dies könnte eventuell über die geringere mediale Auflagefläche am Calcar femoris im proximalen Schaftbereich ($P_1 - P_3$) gegenüber dem AIDA-Schaftsystem, zu erklären sein. Durch die geringere Auflagefläche werden durch das Varusmoment entstehende Druckkräfte nach medial vielmehr punktförmig auf das Femur übertragen, was zu ungewollten Druckspitzen führt und die physiologische Femurkrümmung vermindert.

Bei der valgisch eingebrachten Metha-Prothese fallen die gleichen Einflüsse wie bei der valgisch implantierten AIDA-Prothese auf. So kommt es zu einem insgesamt gleichmäßigeren Biegeverlauf der Metha-Prothese im Vergleich zu der neutral eingebrachten Prothese (vergl. Abb. 44). Allerdings kommt es bei der Metha-Prothese zu keinem Bewegungsverhalten nach lateral. Die Prothese folgt im proximalen Schaftbereich ($P_P - P_3$) der Femurkrümmung und es kommt lediglich an der distalen und unbeschichteten Prothesenspitze ($P_4 - P_D$) zu einem geringfügigen Trend einer Bewegung nach lateral. Dennoch scheint die Metha-Prothese nicht zu kippen und sich in einem stabilen Grenz-zustand zu befinden. Die gleichförmigere Biegelinie lässt sich wiederum durch die proximale Verankerung der Prothese und die ausbleibende laterale Schaftanlage erklären. So kommt es zu einer nahezu physiologischen Kraftübertragung im proximalen Femur, die das Femur unter der Biegebelastung nach medial krümmt. Durch die fehlende distale Schaftabstützung wird die Biegung des Femurs in diesem Bereich nicht gehemmt, so dass das Femur sich, gleich dem valgisch implantierten AIDA-Prothesenmodell, ungehindert um die distale Schaftspitze nach medial krümmen kann. Daher ergibt sich auch keine abrupte Steigungsänderung der Femurbiegelinie, was auf eine gleichförmige Femurkrümmung zurückzuführen ist. Die etwas steifere Prothesenspitze, im Vergleich zum Femur, krümmt sich weniger stark, sodass es auch hier paradoxerweise zu einer Bewegung der Prothese nach lateral kommt. Dennoch bleibt eine physiologischere Femurkrümmung (vergl. Tab. 26), wie bei der valgisch eingebrachten AIDA-Prothese, bei der valgisch implantierten Metha-Prothese aus. Dies könnte trotz der vergleichbaren Relativbewegungen der beiden Prothesensysteme (vergl. Tab. 17 und 20) durch die geringfügig geringere Kraftübertragung über einen kleineren medialen Schaftbereich im Vergleich zu der AIDA-Prothese zurückzuführen sein.

6.1.3 MiniHip

Die Geometrie der MiniHip-Prothese wurde unter Berücksichtigung einer umfassenden CT-Auswertung entwickelt [Jerosch und Glameyer 2006]. Hierdurch soll die mediale Krümmung der Prothese der medialen Krümmung des Calcar femoris folgen und einen anatomischen Sitz im proximal metaphysären Femurbereich gewährleisten. Durch die Antirotationsfinnen im oberen Viertel des Prothesenschaftes, soll zudem die Rotationsstabilität sichergestellt werden [Lewis 2008, Plitz 2008]. Die polierte distale Schaftspitze liegt bei der neutral eingebrachten MiniHip-Prothese an der lateralen Kortikalis an [Parsons 2008], soll aber nicht osteointegriert werden und somit Oberschenkelschmerzen verhindern [Lewis 2008]. Je nach Resektionshöhe des Schenkelhalses, soll die MiniHip-Prothese im Vergleich zu den anderen beiden Schaftmodellen jedoch zusätzlich zu der neutralen Schaftstellung varisch als auch valgisch einzubringen sein und somit geometrische Hüftanatomie-Parameter (Offset/CCD-Winkel/Beinlänge) besser reproduzieren können [Effenberger 2005]. Klinische Langzeitergebnisse dieser Studie stehen allerdings noch aus [Jerosch et al. 2012].

Gleich den Prothesenmodellen AIDA und Metha konnte bei der MiniHip-Prothese unabhängig der valgischen oder neutralen Schaftstellung eine hauptsächlich proximale Verankerung ermittelt werden. Allerdings konnte die Hauptverankerungszone der MiniHip-Prothese auf den Bereich mit den Antirotationsfinnen im proximalen Viertel des Prothesenschafts ($P_P - P_1$) festgemacht werden. Unabhängig von der Schaftstellung konnte daher in diesem Bereich unter Varusbelastung eine tendenzielle Bewegung nach medial ermittelt werden. Distal zu P_1 zeigte die MiniHip-Prothese bei beiden Schaftstellungen ein deutliches Kippverhalten der Prothese nach lateral und verhielt sich nahezu wie ein starrer Körper (vergl. Abb. 38 und 42). Dieses Verhalten wird durch die relativ gerade Bewegungskurve der MiniHip-Prothese bei beiden Schaftstellungen sichtbar und führte dazu, dass sich die MiniHip-Prothese bei der neutralen Schaftstellung bis auf den proximalen Prothesenmesspunkt P_P in allen Messpunkten signifikant von der AIDA- und der Metha-Prothese unterschied (vergl. Tab. 14).

Bei der valgischen Bewegungsanalyse kam es an allen Prothesenmesspunkten zu signifikant größeren Mikrorelativbewegungen im Prothesen-Knochen-Verbund der MiniHip-Prothese im Vergleich zur AIDA- und zur Metha-Prothese (vergl. Tab. 24). Der beschichtete Schaftbereich an den Prothesenmesspunkten $P_2 - P_3$ konnte somit keinen nennenswerten Einfluss auf die Kippstabilität des Implantats nehmen. Trotz flächiger Anlage der MiniHip-Prothesenspitze bei der neutralen Schaftstellung an der lateralen Kortikalis (vergl. Röntgenbilder Anhang E-F) und der voll wirksamen Hebelarmlänge, kam es dennoch zu einem Kippen der Prothese nach lateral. Dies könnte sich durch die punktuelle Presspassung im proximalen Schaftbereich an den Antirotationsfinnen und durch die Flächenquerschnittsgeometrie der MiniHip-Prothese erklären lassen. Durch

die anteriore und posteriore Finnenstruktur, die dem Verlauf der Femurkrümmung von proximal nach distal nachempfunden sind, kommt es zu einer einkerbenden Verklebung und daher zu einer propagierten Rotationsstabilität [Corin 2012] die Kippstabilität wird dadurch scheinbar nicht zwangsläufig optimiert.

Durch den zusätzlich runden Flächenquerschnitt der gesamten Prothese werden die mediale und die laterale Kontaktfläche für die Übertragung der Varusmomente minimiert. Es kommt daher zu großen punktuellen Druckbelastungen entlang der medialen und der lateralen Prothesenkontur auf das Femur. Eine großflächige Übertragung der Kräfte auf den Calcar femoris und in den lateralen Femurkortex bleibt daher aus. Die Prothese verkeilt sich zwar im proximalen Schaftbereich, was wiederum die physiologische Kraftübertragung in das Femur begünstigt, hindert die Prothese aber daran, eine großflächige laterale Anlage an der Femurkortikalis zu realisieren und droht somit in der primärstabilen Phase zu kippen. Dieses Verhalten wird ebenfalls durch die abrupte Steigungsänderung der Femurkrümmung im Punkt P_3 veranschaulicht (vergl. Abb. 38).

Dieses Phänomen wird bei der valgischen Schaftstellung enorm verdeutlicht. Durch die punktuelle Verklebung der Prothese an den Antirotationsfinnen und der offensichtlich fehlenden großflächigen lateralen Anlage (vergl. Röntgenbilder Anhang E-F), wird die Prothese im proximalen Schaftbereich nach medial bewegt und kippt im distalen Schaftbereich nach lateral, ohne dass das Femur die Prothese in eine physiologische Krümmung nach medial zwingen kann. Auch hier fällt der abrupte Steigungsabfall der Femurkrümmung ab dem Prothesenmesspunkt P_3 deutlich auf (vergl. Abb. 40), was als eine Spannungskonzentration in der lateralen Femurkortikalis zu deuten ist [Dujovne et al. 1993, Otani et al. 1993, Rohlmann et al. 1983, Vresilovic et al. 1996].

Gleich der AIDA- und der Metha- kommt es bei der MiniHip-Prothese zu einer proximal einleitenden Kraftübertragung in das Femur. Allerdings überwiegt die eher punktuelle Verklebung an den Antirotationsfinnen, was zu den relativ großen Mikrorelativbewegungen der Prothese im weiter distalen beschichteten Anteil der MiniHip im Vergleich zu den anderen beiden Prothesenmodellen führt. Dennoch ist die durch die MiniHip verursachte Femurkrümmung mit der Femurkrümmung der Metha-Prothese zu vergleichen. Die MiniHip-Prothese zeigt im Vergleich zur AIDA- und zur Metha-Prothese keine so starke Verjüngung der distalen Prothesenspitze und weist eine eher markraumfüllende Geometrie auf. Dies kann dazu führen, dass die Prothesen sich im distalen Bereich verkleben und eine proximale Spannungs-Abschirmung verursachen [Jahnke et al. 2015], was zudem zu einer proximalen Knochenresorption führen würde [Brinkmann et al. 2015, Jahnke et al. 2014, Pozowski et al. 2013, Synder et al. 2015]. Zudem verursacht das größere Flächenträgheitsmoment der MiniHip-Prothese im Bereich der distalen Schaftspitze wiederum das bereits erwähnte rigide Verhalten der Prothese (vergl. Tab. 28). Selbst bei neutraler Schaftstellung und vorhandener lateraler

Schaftanlage, kommt es zu einer Aussteifung des Femurs im proximalen Prothesenbereich von $P_P - P_3$ und zu einer zusätzlichen Bewegung der Prothesenspitze $P_4 - P_D$ nach lateral in Bezug zum Femur. Das Femur erfährt eine proximale Krafteinleitung und wird dann um die Prothesenspitze gebogen. Es kommt bei der MiniHip-Prothese somit zwar zu einer vergleichbaren Femuraussteifung wie bei der Metha-Prothese, allerdings unterscheiden sich beide letztgenannten Modelle signifikant von der geringen Femuraussteifung der AIDA-Prothese unabhängig von der jeweiligen Schaftstellung (vergl. Tab. 26). Dies könnte durch das größere Flächenträgheitsmoment der AIDA-Prothese gegenüber der Metha- und der MiniHip-Prothese im proximalen Schaftbereich zu erklären sein (vergl. Abb. 26). Durch die steifere Prothesenschulter der AIDA kommt es zu einer maximalen Varusmomentübertragung in den Prothesenschaft und keiner Kraftübertragungsverluste durch eine elastische Verformung. Im Umkehrschluss könnte dies für die Metha- und die MiniHip-Prothese bedeuten, dass diese einen wesentlichen Anteil der aufgebrachten Varusmomente bereits an der proximalen Prothesenschulter im Übergangsbereich zwischen Prothesenhals und Prothesenschaft aufgrund elastischer Verformung „verbrauchen“ und dass die Kräfte, die notwendig wären, um das Femur in eine physiologische Femurkrümmung zu zwingen, zu gering sind.

6.2 Klinischer Transfer und Relevanz der Ergebnisse

Unter Verwendung von synthetischen Kunststoff-Femora kann über die Ermittlung von Bewegungsgraphen zwar eine hohe Standardisierung erreicht werden, der Transfer der gewonnenen Resultate muss allerdings kritisch hinterfragt werden und sollte lediglich als Indikator gelten. Vor diesem Hintergrund sollte zudem die Betrachtung der angenäherten Kraftspitzen der einzelnen Prothesenmodelle unter gleichen Bedingungen und in Abhängigkeit verschiedener Implantatstellungen betrachtet werden.

Betrachtet man die Verankerungscharakteristika aller Prothesenmodelle bei valgischer und neutraler Schaftstellung, so fällt auf, dass alle Prothesenmodelle – unabhängig von der Schaftstellung – hauptsächlich proximal verankern. Dennoch kommt es aufgrund der unterschiedlichen Schaftstellungen zu einer Veränderung der Relativbewegung der Prothesenmodelle und zu abweichenden Verankerungscharakteristika. Analysiert man die distal angenäherten Kraftspitzen (vergl. Tab. 29 – 31), die sich auf die laterale Femurkortikalis in Abhängigkeit von der Schaftstellung übertragen, kommt es durch die Verkürzung des wirkenden Hebelarms der valgisch eingebrachten AIDA-Prothese zu einer ca. 1,75-fach größeren Kraftspitze im Vergleich zur neutral eingebrachten AIDA-Prothese. Ähnlich größere distale Kraftspitzen können durch den verkürzten Hebelarm aufgrund der valgischen Schaftstellung bei den Prothesenmodellen Metha (Faktor: 1,76) und MiniHip (Faktor: 1,60) ermittelt werden. Diese deutlich größeren Kraftspitzen verursachen enorme Spannungskonzentrationen, die wiederum zu kortikalen Knochenhy-

perthrophien an der lateralen Femurkortikalis führen können [Dujovne et al. 1993, Effenberger et al. 2005, Gulow et al. 2007, Otani et al. 1993]. Klinisch würde sich dieses Phänomen durch Knochenanbauten an der lateralen Femurkortikalis und durch eventuell subjektiv empfundene Oberschenkelschmerzen manifestieren [Lavernia et al. 2004, Vresilovic et al. 1996]. Gleichzeitig konnte man bei allen Prothesenmodellen beobachten, dass die Implantate einen Einfluss auf die Femurkrümmung nehmen und das Femur offensichtlich innerlich aussteifen. Dies wird hauptsächlich durch die verschiedenen E-Moduln zwischen Prothese und Knochen verursacht, wobei die wesentlich steiferen Prothesenmodelle das Femur im Verankerungsbereich innerlich aussteifen und somit Spannungskonzentrationen im Übergangsbereich der distalen Anlagepunkte an der lateralen Kortikalis erzeugen [Dujovne et al. 1993]. Da die untersuchten Prothesenmodelle aus der gleichen TiAlV-Legierung bestehen und somit gleiche E-Moduln aufweisen, können unterschiedliche Verankerungscharakteristika und signifikante Unterschiede der Prothesen-Knochen-Verbundbewegung der Prothesenmodelle u.a. auf die verschiedenen Flächenquerschnittsgeometrien und die daraus resultierenden Flächenträgheitsmomente zurückgeführt werden.

So weist die MiniHip-Prothese im Vergleich zur AIDA- und zur Metha-Prothese im Bereich der Prothesenschulter ein wesentlich geringeres Flächenträgheitsmoment auf, was in der Klinik dazu führen könnte, dass das Varusmoment bei Belastung der MiniHip-Prothese in diesem Bereich durch elastische Verformung „verbraucht“ wird und die restliche Prothese eine geringere Krafteinwirkung zur elastischen Verformung erfährt, als die AIDA- oder die Metha-Prothese (vergl. Tab. 28). So verhält sich die AIDA-Prothese im proximalen Schaftbereich aufgrund größerer Flächenträgheitsmomente durchschnittlich steifer als die Metha- oder die MiniHip-Prothese und leitet somit das Varusmoment zudem über eine große mediale Anlagefläche in den metaphysären Femurschaft ein, weist aber im distalen Bereich vergleichbare Querschnittseigenschaften wie die Metha-Prothese auf und lässt somit eine elastische Verformung des Femurs im distalen Schaftbereich zu [Huiskes et al. 1992, Namba et al. 1998, Skinner und Curlin 1990, Vresilovic et al. 1996]. Im Falle der valgisch implantierten AIDA-Prothese scheint sich die Schaftstellung paradoxerweise nicht negativ auf die Femurkrümmung auszuwirken, sondern verursacht eine leicht verbesserte Femurkrümmung. Dies könnte durch eine komplett proximal eingeleitete Kraft und die fehlende distale laterale Anlage an der Femurkortikalis zu erklären sein. Das Femur erfährt proximal eine physiologische Lasteinleitung und kann die Krümmung scheinbar nahezu physiologisch vollziehen (vergl. Tab. 26).

Die Metha-Prothese steift das Femur bei beiden Schaftstellungen, trotz vergleichbarer Relativbewegungen und vergleichbarer Verankerungscharakteristik wie die AIDA-Prothese deutlich mehr aus verhält sich aber unabhängig von der Schaftstellung analog.

Dies könnte, wie bereits erwähnt, durch die geringere mediale Kontaktfläche im proximalen Schaftbereich und die dadurch eher punktuelle Kraftübertragung in das Femur erklärbar sein. Trotz Kippverhalten der MiniHip-Prothese bei beiden Schaftstellungen, wobei dieses Verhalten durch die valgische Schaftstellung und die fehlende laterale Schaftanlage verstärkt wird, weist die MiniHip-Prothese eine vergleichbare Femuraussteifung wie die Metha-Prothese auf. Diese Erkenntnis lässt ebenfalls darauf schließen, dass die MiniHip-Prothese, trotz hauptsächlich proximaler Verankerung im Femur, die Varusmomente eher punktuell als großflächig auf das Femur überträgt und somit Biegekraft verloren geht. Letztendlich scheint sich die Schaftstellung bei allen Prothesenmodellen eher geringfügig auf die Femurkrümmung auszuwirken. Allein das jeweilige Prothesenmodell scheint hier der beeinflussende Faktor für die Femuraussteifung zu sein und sollte daher berücksichtigt werden.

Im Wesentlichen decken sich die in dieser Arbeit gewonnenen Ergebnisse mit den Ergebnissen aus bereits publizierten Studien [Hamadouche et al. 2015, Pepke et al. 2014]. Hamadouche et al. [Hamadouche et al. 2015] untersuchten die zementierte AMIS-K-Prothese im standardisierten Femurmodell auf ihr Kippverhalten unter Berücksichtigung der Mikrorelativbewegungen der Schaftspitze und der Prothesenschulter. Die Prothese wurde, ausgehend von ihrer Ursprungslänge, sukzessive gekürzt, bis sie ein eindeutiges und provoziertes Kippverhalten zeigte. Pepke et al. [Pepke et al. 2014] untersuchten ebenfalls das Verformungsverhalten des Fitmore-Kurzschafte und des CLS-Standardchafts. Sie konnten nachweisen, dass der CLS-Schaft, entsprechend den Ergebnissen aus der Validierungsmessung der hier verwendeten Messmethode, gewissermaßen der Verformung des Femurs folgte. Der Fitmore-Schaft zeigte ein Grenzverhalten zwischen Kippung und Verformung. In beiden Studien wurde lediglich das Kippverhalten der proximalen Prothesenschulter als auch der distalen Schaftspitze anhand der Drehrichtung des Messsystems unter Berücksichtigung des normierten Drehwinkels berücksichtigt, um Aussagen über das elastische Verformungsverhalten der Prothesen zu treffen. Die translative Bewegung unter Biegebelastung und der Einfluss des Verformungsverhaltens der Prothesen auf das Femur blieb bei beiden Studien gänzlich unberücksichtigt. Dieser Einfluss auf das Verformungsverhalten kann daher wesentlich genauer durch die in dieser Arbeit validierte Messmethode erreicht werden.

Bei der Betrachtung der errechneten Relativbewegungen im Prothesen-Knochen-Verbund bei allen Prothesenmodellen und unabhängig der Schaftstellung, fällt auf, dass die physiologisch aufgebrachtten Varusmomente M_x von $64,8 \pm 9,6$ Nm an nahezu allen Messpunkten, Relativbewegungen erzeugen, die den kritischen Grenzwert von $150 \mu\text{m}$ übersteigen und die Prothesenmodelle somit nicht osteointegriert werden dürften. Zwar verursacht die valgische Implantation bei allen Prothesen eine deutliche Steigerung aller Relativbewegungen und sollte daher tunlichst vermieden werden, letztendlich sollte

aber an dieser Stelle die Hauptursache für diese großen Relativbewegungen untersucht werden. Eine biomechanische Studie konnte bereits Mikrorelativbewegungen von Kurzschaftprothesen unter Varusbelastung quantitativ beschreiben und verwies dabei für das Metha-Prothesenmodell auf Mikrorelativbewegungen an allen Messpunkten unterhalb des Grenzwerts von 150 μm [Fottner et al. 2009].

Die in dieser Arbeit erzielten Ergebnisse, dass so gut wie alle Relativbewegungen aller Prothesenmodelle bei Varusbelastung über 150 μm liegen, führt trotz hervorragender klinischer Ergebnisse von Kurzschaftprothesen [Diehl et al. 2010, Gulow et al. 2007, Jahnke et al. 2014, Jahnke et al. 2015, Jerosch et al. 2012, Jerosch 2012, Lerch et al. 2012, Rohrl et al. 2006, Roth et al. 2005], zu folgender These:

Die physiologische Belastung von Endoprothesen resultiert nicht aus einer simplen Bewegung, sondern verhält sich bekannterweise dreidimensional. Diverse biomechanische Studien konnten bereits den Nachweis der Primärstabilität von Endoprothesensystemen unter physiologisch wesentlich geringeren Torsionsbelastungen im Vergleich zu der Kippbelastung nachweisen [Hamadouche et al. 2015, Jakobowitz et al. 2008, Plitz 2008]. Daher liegt die Vermutung nahe, dass Endoprothesen zunächst über die mechanischen Reize der Torsionsbelastung primärstabil verankern. Die wesentlich höheren Varusbelastungen erzeugen zunächst zu viel Stress auf das trabekuläre System und führen dazu, dass die Prothese unter Varusbelastung nicht osteointegriert. Nachdem sich eine ausreichende Torsionsstabilität im trabekulären System aufgebaut hat und die Prothese sekundärstabil ist, kommt es zu einer Verminderung des Varusstress und es kann sich eine tertiäre physiologische Ausrichtung im periprothetischen trabekulären System in Zug- und Druckbelastung in Abhängigkeit der eingeleiteten Varusmomente aufbauen.

Diese Überlegungen sollten in weiteren Studien ausgiebig analysiert und auf Plausibilität überprüft werden. Um das Verankerungsverhalten bzw. das elastische Verformungsverhalten von Hüftkurzschaften zu verbessern, sollten diese „elastischer“ gemacht werden, d.h. in ihrer Flächenquerschnittsgeometrie anders gestaltet werden. Das würde dazu führen, dass die Prothesen die Verformung des Femurs nicht aussteifen würden, sondern mit einem sogenannten Gegenschwung der physiologischen Femurkrümmung folgen. Dies würde höchstwahrscheinlich auch die großen Mikrorelativbewegungen unter Varusstress minimieren und ein schnelleres Anwachsen des Knochens an das Implantat begünstigen.

6.3 Limitationen und Ausblick

Die Verwendung humaner Präparate bei experimentellen Untersuchungen beinhaltet aufgrund der hoher Variabilität immer eine Vielzahl komplexer Einflussfaktoren, sodass bei experimentellen in-vitro Analysen oftmals biomechanische Kunststoff-Femora verwendet werden, um eine hohe Reproduzierbarkeit und eine notwendige Standardisierung der Messmethode zu realisieren und um die Gruppengrößen vertretbar gering zu halten [Christofilini et al. 1996, Hamadouche et al. 2015, Jahnke et al. 2016, Jakobowitz et al. 2008, Kinkel et al. 2015, Thomsen et al. 2001].

Aussagen über biologische Prozesse, z.B. den Aufbau einer sekundären Stabilität aufgrund von Osteointegration der Prothese, können nicht getroffen werden. Ein direkter klinischer Transfer der mit synthetischen Femora ermittelten Verankerungscharakteristika ist daher nur sehr bedingt möglich, zumal physiologisch wirkende Muskelkräfte und die daraus resultierenden Kraftvektoren, die in dieser Arbeit berechneten Varusmomente deutlich kompensieren und demnach vermindern könnten. Die hier aufgeführten Vergleiche der verschiedenen Prothesenmodelle unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Schaftstellungen sind daher als rein qualitativ und indikativ anzusehen. Allerdings kann über die hohe Reproduzierbarkeit in dieser und ähnlichen biomechanischen Vorgängerstudien [Hamadouche et al. 2015, Jahnke et al. 2016, Jakobowitz et al. 2008, Kinkel et al. 2015, Thomsen et al. 2001] die Zuverlässigkeit der hier gewonnenen Daten als valide angenommen werden. Wie bereits erwähnt, wurden die Prothesen nur auf eine Belastung hin analysiert, was zu einer neuen Betrachtungsweise der Ausrichtung der periprothetischen Struktur geführt hat, das es allerdings in zukünftigen Studien zu beleuchten gilt. Die Notwendigkeit einer zweidimensionalen Biegebelastung in der Frontalebene und die Auswirkung verschiedener Schaftstellungen auf die elastische Verformung der Prothesen und auf die daraus resultierende elastische Femurkrümmung ließen einen komplexeren Versuchsaufbau und komplexere Belastungen auf den Prothesen-Knochen-Verbund nicht zu.

Wie bereits beschrieben, sollten Hüftkurzschäfte elastischere Eigenschaften unter Biegebelastung aufweisen, um den Knochen nicht innerlich auszusteifen und eine schnellere Osteointegration zu erfahren. Neuartige Prothesendesigns, die sowohl eine ausreichende primäre Torsionsstabilität als auch eine bessere elastische Verformbarkeit in der Frontalebene unter Biegebelastung aufweisen, würden somit sicherlich zur weiteren Entwicklung in der Hüftendoprothetik beitragen.

7 Zusammenfassung

Die resultierende Hüftkraft fällt nicht mit der Schenkelhals- und der Diaphysenachse des Femurs zusammen, so dass ein Drehmoment im Varussinn auf das Femur wirkt. Das Varusdrehmoment muss von einem Querkräftepaar, welches abhängig von der Schaftstellung der Prothese ist, kompensiert werden. Da der Prothesenschaft jedoch deutlich weniger flexibel ist, als der Knochen, wird das Femur zwischen den beiden Querkraften, also über die gesamte Prothesenlänge, innerlich ausgesteift.

Das vorliegende Forschungsprojekt hat daher zum Ziel, Kurzschaftprothesen experimentell auf ihr elastisches Verformungsverhalten unter Berücksichtigung der Schaftvalgisierung zu analysieren.

Es wurden jeweils fünf Kurzschaftprothesen (AIDA[®], Metha[®], MiniHip[™]) in neutraler und valgischer Schaftstellung standardisiert in Kunststoffemora implantiert. Mikrobewegungen der Prothesen und der Knochen wurden unter Einleitung eines axialen Kippmoments M_X von $\pm 3,5$ Nm in medio-lateraler Richtung berührungslos durch ein optimiertes System aus 9 Präzisionswegsensoren erfasst. Als statistische Methoden kamen Varianz-Analysen und der Friedmann-Test zur Anwendung. Ein p-Wert $<0,05$ wurde als statistisch signifikant erachtet.

Alle Prothesenmodelle weisen – unabhängig der Schaftstellung – eine hauptsächlich proximale Verankerung auf. Die Schaftstellung wirkt sich hierbei nur geringfügig auf die Femoraussteifung aus. Bei der Betrachtung der errechneten Relativbewegung im Prothesen-Knochen-Verbund bei allen Prothesenmodellen und unabhängig der Schaftstellung, fällt auf, dass an nahezu allen Messpunkten, Relativbewegung vorhanden sind, die den kritischen Grenzwert von 150 μm übersteigen und die Prothesenmodelle somit nicht osteointegriert werden dürften.

Dies führt zu der These, dass Endoprothesen zunächst über die mechanischen Reize der Torsionsbelastung primärstabil verankern. Nachdem sich eine ausreichende sekundäre Torsionsstabilität im trabekulären System aufgebaut hat, kommt es zu einer Verminderung des Varusstresses und es kann sich eine tertiäre physiologische Ausrichtung im periprothetischen trabekulären System in Zug- und Druckbelastung in Abhängigkeit der eingeleiteten Varusmomente aufbauen. Um das Verankerungsverhalten bzw. das elastische Verformungsverhalten von Hüftkurzschaften zu verbessern, sollten diese elastischer gemacht werden. Das würde dazu führen, dass die Prothesen die Verformung des Femurs nicht aussteifen würden, sondern mit einem sogenannten Gegenschwung der physiologischen Femurkrümmung folgen würden.

8 Abstract

The resultant hip force does not coincide with the femoral neck axis and the diaphyseal axis of the femur so that a varus torque acts on the femur. The varus torque must be compensated by a shear force couple depending on the shaft position of the prosthesis. However, since the prosthesis stem is significantly less flexible than the bone, the interior of the femur is stiffened between two shear forces over the entire prosthesis length.

The present research project thus aims at analyzing the short-stem prosthesis experimentally for its elastic bending characteristics under consideration of the inappropriate prosthetic stem's valgus alignment.

Five short stem prostheses (AIDA[®], Metha[®], MiniHip[™]) were implanted each in plastic femora in a standardized manner in neutral and valgus stem positions. Micromovements of the prosthesis and the bone were recorded applying an axial tilting moment M_x of ± 3.5 Nm in medio-lateral direction by an optimized system consisting of 9 high-precision eddy current sensors. Variance analysis and Friedman test were the statistical methods used for this investigation. A p value <0.05 was considered statistically significant.

Irrespective of the stem position, all prosthetic samples showed predominantly proximal anchorage. The stem position had only slight effects on the femur bending. Considering the calculated relative movement in the prosthesis-bone interface of all prosthetic samples, irrespective of the stem position, it is of special interest that there were relative movements exceeding the critical limit of 150 μm at almost each measuring point, which showed that the prosthesis would not get osteointegrated.

This leads to the hypothesis that endoprostheses first get anchored by mechanical torsional stimuli causing primary stability. After build-up of sufficient secondary torsional stability in the trabecular system, there will be a reduction of the varus stress facilitating a tertiary physiological alignment in the periprosthetic trabecular system under tension and pressure loads as a function of the applied varus moments. In order to improve the anchoring or elastic bending characteristics of short hip stems, the elasticity of the stem design should be increased. That would mean the prosthesis would not stiffen the femur, but rather follow the physiological femur curvature in the shape of a so called counter-swing.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematische Darstellung der Querkräfte der CLS- (a) und der Metha-Prothese (b).	1
Abbildung 2: Aseptische Lockerung einer CUT [®] -Prothese (links): Die Spannungsabschirmung, provoziert durch die erhöhte Biegesteifigkeit und die zunehmende Integration der Schaftspitze, bewirkt periprothetische Saumbildungen am proximalen, lateralen Schaftbereich (blaue Umrandung) und enorme Kortikalishypertrophien im Bereich der distalen Schaftspitze (rote Umrandung), welche das Kippverhalten der CUT [®] -Prothese deutlich machen. Die Gegenseite zeigt die Versorgung mit einer Metha-Prothese ohne Anzeichen einer Lockerung oder eines Kippverhaltens der Prothese (rechts).	3
Abbildung 3: Unterschiedlich eingebrachte Metha-Prothesen: Neutrale Schaftstellung (a) und valgisch eingebrachter Schaft (b).	4
Abbildung 4: Schematische Darstellung der optimalen Gesamtstabilität (links) und der unzureichenden Gesamtstabilität (rechts) in Abhängigkeit der Zeit [Bensmann et al. 1989].	9
Abbildung 5: Darstellung der für die Kippmessung modifizierten Messmaschine mitsamt neuem Messsystem.	10
Abbildung 6: Schematische Darstellung der räumlichen Bewegung.....	12
Abbildung 7: Schematische Darstellung des taktilen Messsystems (links) und Originalaufnahme des taktilen Messsystems während einer Messung (rechts).	13
Abbildung 8: Schematische Darstellung des Einflusses der wirkenden Hebelarmlänge des Prothesenschaftes in Abhängigkeit der Schaftstellung und den daraus resultierenden Kraftspitzen an der distalen Prothesenspitze.	16
Abbildung 9: Reaktion des Kunststoff-Femurs auf ein medio-laterales Varusdrehmoment.	19
Abbildung 10: Reaktion des Prothesenschaftes auf ein Varusdrehmoment M_x . Die Prothese zeigt einen deutlichen Gegenschwung.	20
Abbildung 11: Reaktion des Kurzschaftes auf ein Varusdrehmoment. Die Prothese kippt wie ein „starrer Körper“.	20
Abbildung 12: Ergebnis der Validierungsmessungen mit einem ungekürzten CLS-Prothesenschaft.	21
Abbildung 13: Der Prothesenschaft im Grenzbereich zwischen Kippung und Verformung.....	22
Abbildung 14: Der Prothesenschaft zeigt ein provoziertes Kippverhalten.....	23
Abbildung 15: Schema der neutralen Ausgangsposition.	24
Abbildung 16: Schema der maximalen negativen Drehmomenteinleitung (links) und der maximalen positiven Drehmomenteinleitung (rechts).	26
Abbildung 17: Schematische Darstellung des neuen Messsystems (links) und im Originalaufbau (rechts).	28
Abbildung 18: Anordnung der Sensoren des neuen Messsystems.	29
Abbildung 19: Schematische Darstellung des Validierungsaufbaus [Fonseca 2014].	33
Abbildung 20: Schematische Darstellung der Laserauslenkungsmethode [Fonseca 2014, Fölsch et al. 2016].	34
Abbildung 21: Vergleich der Regressionsgeraden bei der Rotationsmessung.	35
Abbildung 22: Vergleich der Regressionsgeraden bei der Kippmessung.....	36
Abbildung 23: Darstellung der AIDA-Prothese.	39
Abbildung 24: Darstellung der Metha-Prothese	40
Abbildung 25: Darstellung der MiniHip-Prothese.....	41
Abbildung 26: Rekonstruktion des Flächenquerschnitts eines Prothesenmodells (hier: MiniHip-Prothese).	42

Abbildung 27: Synthetischer Kunststoff-Femur von anterior (links) und von medial (rechts)	43
Abbildung 28: OP-Planung einer in neutraler Schaftstellung eingebrachten Kurzschaftprothese (hier: AIDA) mit zugehöriger Messpunktplanung	45
Abbildung 29: Messprotokoll der Kurzschaftprothesen	46
Abbildung 30: Exemplarische Darstellung einer Ahle (oben) und eines Verdichters (unten) der MiniHip-Prothese	47
Abbildung 31: Implantation einer Kurzschaftprothese	48
Abbildung 32: Ausrichtung des Messobjekts in der Messmaschine. Die Ausrichtung jedes Objekts wurde anhand eines Linienlasers (leuchtende Linie) überprüft.	49
Abbildung 33: Darstellung des Normalverteilungshistogramms (links) und des Q-Q-Plots der Urwerte (rechts)	55
Abbildung 34: Darstellung des Normalverteilungshistogramms (links) und des Q-Q-Plots der transformierten Urwerte (rechts)	55
Abbildung 35: Darstellung des Normalverteilungshistogramms (links) und des Q-Q-Plots von ΔF_8 (rechts)	56
Abbildung 36: Bewegungskurven der AIDA-Prothese in neutraler Schaftstellung	58
Abbildung 37: Bewegungskurven der Metha-Prothese in neutraler Schaftstellung	61
Abbildung 38: Bewegungskurven der MiniHip-Prothese in neutraler Schaftstellung	64
Abbildung 39: Bewegungskurven aller Prothesen in neutraler Schaftstellung im Vergleich	65
Abbildung 40: Bewegungskurven der AIDA-Prothese in valgischer Schaftstellung	69
Abbildung 41: Bewegungskurven der Metha-Prothese in valgischer Schaftstellung	72
Abbildung 42: Bewegungskurven der MiniHip-Prothese in valgischer Schaftstellung	75
Abbildung 43: Bewegungskurven aller Prothesen in valgischer Schaftstellung im Vergleich	76
Abbildung A44: Röntgenbild des AIDA-Kurzschaftsystems in AP-Ansicht bei neutraler Schaftstellung.	A
Abbildung A45: Röntgenbild des AIDA-Kurzschaftsystems in ML-Ansicht bei neutraler Schaftstellung. ..	A
Abbildung B46: Röntgenbild des AIDA-Kurzschaftsystems in AP-Ansicht bei valgischer Schaftstellung. .	B
Abbildung B47: Röntgenbild des AIDA-Kurzschaftsystems in ML-Ansicht bei valgischer Schaftstellung. .	B
Abbildung C48: Röntgenbild des Metha-Kurzschaftsystems in AP-Ansicht bei neutraler Schaftstellung. .	C
Abbildung C49: Röntgenbild des Metha-Kurzschaftsystems in ML-Ansicht bei neutraler Schaftstellung. .	C
Abbildung D50: Röntgenbild des Metha-Kurzschaftsystems in AP-Ansicht bei valgischer Schaftstellung.	D
Abbildung D51: Röntgenbild des Metha-Kurzschaftsystems in ML-Ansicht bei valgischer Schaftstellung.	D
Abbildung E52: Röntgenbild des MiniHip-Kurzschaftsystems in AP-Ansicht bei neutraler Schaftstellung.	E
Abbildung E53: Röntgenbild des MiniHip-Kurzschaftsystems in ML-Ansicht bei neutraler Schaftstellung.	E
Abbildung F54: Röntgenbild des MiniHip-Kurzschaftsystems in AP-Ansicht bei valgischer Schaftstellung.	F
Abbildung F55: Röntgenbild des MiniHip-Kurzschaftsystems in ML-Ansicht bei valgischer Schaftstellung.	F
Abbildung G56: Explosionszeichnung des gesamten Messsystems	G
Abbildung H57: Vorderansicht des Messrahmens	H
Abbildung I58: Seitenansicht von rechts des Messrahmens	I
Abbildung J59: Draufsicht des Messrahmens	J
Abbildung K60: Schrägansicht des Messrahmens	K
Abbildung L61: Explosionszeichnung des Abstandshalters	L

<i>Abbildung M62: Abbildung des Abstandshalterblechs.....</i>	<i>M</i>
<i>Abbildung N63: Halterung des Abstandshalterblechs.....</i>	<i>N</i>
<i>Abbildung O64: Darstellung des Messwürfels.....</i>	<i>O</i>
<i>Abbildung P65: Darstellung der Kalibrierplatte zur Abstandseinstellung der Sensoren.....</i>	<i>P</i>

Tabellenverzeichnis

<i>Tabelle 1: Darstellung der berechneten physiologisch auftretenden Kippmomente M_X [Orthoload 2016].</i>	18
<i>Tabelle 2: Vergleich der Steigungen und der Bestimmtheitsmaße.</i>	37
<i>Tabelle 3: Relative Abweichung der verschiedenen Messsysteme von den Absolutwerten der Laserauslenkung.</i>	37
<i>Tabelle 4: Versuchsmatrix</i>	44
<i>Tabelle 5: Absolute Werte der Kippbewegung der Prothesen an den Messpunkten P_P-P_D.</i>	56
<i>Tabelle 6: Absolute Werte der Kippbewegung der Knochen an den Messpunkten F_1-F_8.</i>	57
<i>Tabelle 7: Relativbewegungen ($rm_1 - rm_6$) des AIDA-Kurzschafsystems.</i>	57
<i>Tabelle 8: Absolute Werte der Kippbewegung der Prothesen an den Messpunkten P_P-P_D.</i>	59
<i>Tabelle 9: Absolute Werte der Kippbewegung der Knochen an den Messpunkten F_1-F_8.</i>	59
<i>Tabelle 10: Relativbewegungen ($rm_1 - rm_6$) des Metha-Kurzschafsystems.</i>	60
<i>Tabelle 11: Absolute Werte der Kippbewegung der Prothesen an den Messpunkten P_P-P_D.</i>	62
<i>Tabelle 12: Absolute Werte der Kippbewegung der Knochen an den Messpunkten F_1-F_8.</i>	62
<i>Tabelle 13: Relativbewegungen ($rm_1 - rm_6$) des MiniHip-Kurzschafsystems.</i>	63
<i>Tabelle 14: Statistische Analyse nach Kruskal-Wallis der Messpunkte $P_P - P_D$ in neutraler Schafstellung in Abhängigkeit der Prothesenmodelle.</i>	66
<i>Tabelle 15: Absolute Werte der Kippbewegung der Prothesen an den Messpunkten P_P-P_D.</i>	67
<i>Tabelle 16: Absolute Werte der Kippbewegung der Knochen an den Messpunkten F_1-F_8.</i>	67
<i>Tabelle 17: Relativbewegungen ($rm_1 - rm_6$) der AIDA-Prothese.</i>	68
<i>Tabelle 18: Absolute Werte der Kippbewegung der Prothesen an den Messpunkten P_P-P_D.</i>	70
<i>Tabelle 19: Absolute Werte der Kippbewegung der Knochen an den Messpunkten F_1-F_8.</i>	70
<i>Tabelle 20: Relativbewegungen ($rm_1 - rm_6$) des Metha®-Kurzschafsystems.</i>	71
<i>Tabelle 21: Absolute Werte der Kippbewegung der Prothesen an den Messpunkten P_P-P_D.</i>	73
<i>Tabelle 22: Absolute Werte der Kippbewegung der Knochen an den Messpunkten F_1-F_8.</i>	73
<i>Tabelle 23: Relativbewegungen ($rm_1 - rm_6$) des MiniHip-Hüftschafsystems.</i>	74
<i>Tabelle 24: Statistische Analyse nach Kruskal-Wallis der Messpunkte $P_P - P_D$ in valgischer Schafstellung in Abhängigkeit der Prothesenmodelle.</i>	77
<i>Tabelle 25: Ergebnisse aus der Varianzanalyse.</i>	78
<i>Tabelle 26: Abweichung von ΔF_8 der einzelnen Kunststoff-Femora mitsamt den implantierten Prothesenmodellen in Bezug zum Leerfemur unter Berücksichtigung der Schafstellung.</i>	79
<i>Tabelle 27: Ergebnisse der Varianzanalyse der Femoraussteifung.</i>	79
<i>Tabelle 28: Flächenquerschnittsgeometrie und entsprechende Flächenträgheitsmomente.</i>	80
<i>Tabelle 29: Prothesen-Knochen-Verbundbewegung und Kraftspitzen der AIDA-Prothese.</i>	81
<i>Tabelle 30: Prothesen-Knochen-Verbundbewegung und Kraftspitzen der Metha-Prothese.</i>	82
<i>Tabelle 31: Prothesen-Knochen-Verbundbewegung und Kraftspitzen der MiniHip-Prothese.</i>	82

Abkürzungsverzeichnis

Abkürzung	Bedeutung
3-D	dreidimensional
Abb.	Abbildung
Al	Aluminium
A-P	Anterior-posterior
CCD-Winkel	Centrum-Collum-Diaphysenwinkel
Co	Cobalt
Cr	Chrom
DIN	Deutsche Institut für Normung
F ₁ -F ₈	Femurmesspunkte 1 bis 8
F _{QD}	Querkraft distal
F _{QP}	Querkraft proximal
K _R	Koordinatensystem Messrahmen
K _W	Koordinatensystem Messwürfel
LabVIEW	Software-Eigenname: Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench
Ln	natürlicher Logarithmus
m	männlich
M10	metrisches Gewinde
MATLAB	Software-Eigenname: matrix laboratory
M-L	medio-lateral
Mo	Molybdän
P ₁ -P ₄	Prothesenmesspunkte 1 - 4

P _D	Intrapolierter Prothesenmesspunkt Prothesenspitze
PEEK	Polyetheretherketon/ Kunststoff
P _P	Extrapolierter Prothesenmesspunkt Prothesenschulter
Q-Q-Plot	Quantile-Quantile-Plot (statistisches Werkzeug)
R	Resultierende Gelenkkraft
S ₁ -S ₆	Sensor 1 bis 6 (Induktionstaster)
S ₁ -S ₉	Sensor 1 bis 9 (Wirbelstromsensoren)
SPSS®	Software-Eigenname: SPSS® Statistical Package for the Social Sciences
Tab.	Tabelle
Ti	Titan
TM	Trochanter minor
V	Vanadium
vergl.	vergleiche
w	weiblich
X	Raumachse des kartesischen Koordinatensystems
Y	Raumachse des kartesischen Koordinatensystems
Z	Raumachse des kartesischen Koordinatensystems

Symbolverzeichnis

Zeichen	Einheit	Bedeutung
<	-	kleiner als
>	-	größer als
Σ	-	Summe
\approx	-	ungefähr, circa
	-	Betrag
°	-	Grad
μm	-	Mikrometer (Längenmaß)
b_i	mm	Abstände zum Ursprung (bisheriges Messsystem)
d_i	mm	Abstände zum Ursprungspunkt (neues Messsystem)
e_i	-	Einheitsvektor
E-Modul	N/m ²	Elastizitätsmodul
F_N	kgm/s ²	Kraftspitze bei neutraler Schaftstellung
F_V	kgm/s ²	Kraftspitze bei valgischer Schaftstellung
FZ	kgm/s ²	Senkrechte Hüftkraft
g	m/s ²	Normalfallbeschleunigung
GPa	N/m ²	Gigapascal/ Kraft pro Fläche
I	-	Index/ Platzhalter
IY	mm ⁴	Flächenträgheitsmoment
k	-	Tausend
kV	-	Kilovolt
l_a	cm	Äußerer Hebelarm

li	mm	Hebelarmlänge
l_i	cm	Innerer Hebelarm
LSD		Least significant difference
IV	mm	Verfahrweg
m	kg	Masse
mAS	-	Milliamperesekunden
mgrad	-	Milligrad
MW	-	arithmetischer Mittelwert
MX	kgm^2/s^2	Kippmoment um die X-Achse
N	kgm/s^2	Gewichtskraft
n		Anzahl
N'	-	abgebildeten Normalvektoren
N_i	-	Normalenvektor
Nm		Drehmoment
nm	-	Nanometer (Längenmaß)
Nm		Newtonmeter
\emptyset	-	Durchschnitt, arithmetisches Mittel
P	mm	Kugelgewindesteigung
P	-	Ursprungspunkt
p	-	Signifikanzniveau (statistisch)
R	-	Ortsvektor
R^2	-	Bestimmtheitsmaß
Ra	μm	mittlere Oberflächenrauigkeit
rmx	μm	Relativbewegung

s	mm	Strecke
SD	-	Standardabweichung
tan	-	Tangens (trigometrische Funktion)
χ^2		Chi-Quadrat (statistisches Werkzeug)
α	mgrad/Nm	normierter Drehwinkel
$\alpha\%$	-	Irrtumswahrscheinlichkeit (statistisches Werkzeug)
Δ	-	Differenz
Δl_v	mm	Genauigkeit der Gewindesteigung
υ	-	kleines Epsilon/ griechischer Buchstabe
$\upsilon_{Y/MX}$	$\mu\text{m}/\text{Nm}$	normierte translatorische Mikrorelativbewegung in Y-Richtung in Abhängigkeit des aufbrachten Kippmoments
\vec{Y}	$\mu\text{m}/\text{Nm}$	Translationsvektor/ großes Epsilon
$\vec{\Omega}$	mgrad	Rotationsvektor/ großes Omega

Literaturverzeichnis

- [1] Aesculap (2016) Division Patienteninformation Metha® Kurzschaftprothesensystem
- [2] Aldinger PR, Breusch SJ, Lukoschek M, Mau H, Ewerbeck V, Thomsen M. (2003). A ten- to 15-year follow-up of the cementless spotorno stem. *J Bone Joint Surg Br.* 2003 Mar;85(2):209-14.
- [3] Baroud G, Willmann G, Kreissig R (1998). Der Einfluß der Prothesenbeschichtung und die postoperativen Beanspruchungsverhältnisse des Femur. *Biomed Tech (Berl)* 43: 25-8
- [4] Bender R, Lange S, Ziegler A (2002) Wichtige Signifikanztests. *Dtsch Med Wochenschr* 127: T1-T3
- [5] Bensmann G, Krahl H, Quack G (1989). Überlegungen zum Problem der zementlosen Fixation von Endoprothesen. *Tech Mitteil Krupp* 1: 37-42
- [6] Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A (1996). Die Belastung des Hüftgelenks - Ein Überblick. *Med Orth Tech* 116: 143-50
- [7] Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A, Westerhoff P, Bender A, Gabel U, Heinlein B (2007). Die Belastung orthopädischer Implantate - Messungen und praktische Anwendungen. *Orthopäde.* 36:195–204
- [8] Bieger R, Ignatius A, Reichel H, Dürselen L (2013). Biomechanics of a short stem: In vitro primary stability and stress shielding of a conservative cementless hip stem. *J Orthop Res.* 2013 Aug;31(8):1180-6. doi: 10.1002/jor.22349. Epub 2013 Mar 28.
- [9] Birkenhauer B, Kistmacher H, Ries J (2004). Zementfreie Schenkelhalsschraubenprothese Typ Spiron, Konzept und erste klinische Ergebnisse. *Orthopäde* 33: 1259-1266
- [10] Bockermann V (2004). Kinematik des Halswirbelsäulen-Segments C5/6 Biomechanische Analyse seines Bewegungsmusters bei physiologischen Standardbelastungen. Dissertationsschrift, Biomechanische Arbeitsgruppe Greifswald-Göttingen der Medizinischen Fakultät der Ernst-Moritz-Arndt-Universität Greifswald

- [11] Boenick U (1988) Biomedizinische Technik Bd. 2, Forschungsberichte für die Praxis, Kranz C: Beitrag zur Entwicklung eines elastisch angepaßten Hüftendoprothesenschaftes 1. Aufl. Schiele und Schön, Berlin
- [12] Boy O, Hahn S, Kociemba E (2008). BQS-Fachgruppe Orthopädie und Unfallchirurgie. Hüft-Endoprothesen-Erstimplantation. BQS-Qualitätsreport: 146-153
- [13] Breusch SJ, Aldinger PR, Thomsen M, Ewerbeck V, Lukoschek M (2000). Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik. Teil I: Prothesenstiel. Unfallchirurg 103: 1017-31
- [14] Brinkmann V, Radetzki F, Delank KS, Wohlrab D, Zeh A (2015). 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. Sep;16(3):237-43. doi: 10.1007/s10195-015-0335-1. Epub 2015 Feb 11.
- [15] Bücking PK, Wittenberg RH (2012). Metha. In: Jerosch J (Hrsg.): Kurzschaftendoprothesen: Wo liegen die Unterschiede? Deutscher Ärzte-Verlag
- [16] Corin Germany GmbH Produktionformation (2012): MiniHip™ - Knochenerhaltendes Kurzschaft-Prothesensystem – Designprinzip
- [17] Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, Toni A (1996). Mechanical validation of whole bone composite femur models. J Biomech 29: 525-35
- [18] Diehl P, Haenle M, Bergschmidt P, Gollwitzer H, Schauwecker J, Bader R, Mittelmeier W (2010). [Cementless total hip arthroplasty: a review]. [Article in German] Biomed Tech (Berl). Oct;55(5):251-64. doi: 10.1515/BMT.2010.037.
- [19] Duffy PJ, Masri BA, Garbuz DS, Duncan CP (2005). Evaluation of patients with pain following total hip replacement. J Bone Joint Surg Am. Nov;87(11):2566-75.
- [20] Dujovne AR, Bobyn JD, Krygier JJ, Miller JE, Brooks CE (1993). Mechanical compatibility of noncemented hip prostheses with the human femur. J Arthroplasty. Feb;8(1):7-22.
- [21] Ebbecke B (2006). Theoretische und algorithmische Konzepte zur Beschreibung des beanspruchungsadaptiven Knochenwachstums. Dissertationsschrift, Leibniz Universität Hannover, Institut für Biomechanik und Numerische Mechanik

- [22] Effenberger H, Imhof M, Witzel U, Rehart S (2005). Zementfreie Hüftschäfte: Aktueller Stand. *Orthopäde*. 34:477–502.
- [23] Eichinger S, Forst R, Kindervater M (2007). Indikationen und Alternativen der endoprothetischen Versorgung beim jüngeren Patienten. *Orthopäde*. 36:311–324
- [24] Floerkemeier T, Gronewold J, Berner S, Olender G, Hurschler C, Windhagen H, von Lewinski G (2013). 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 Mar;37(3):369-77. doi: 10.1007/s00264-012-1725-0. Epub 2012 Dec 28.
- [25] Fölsch C, Kellotat A, Rickert M, Ishaque B, Ahmed G, Pruss A, Jahnke A (2016). Effect of thermosinfection on mechanic parameters of cancellous bone. *Cell Tissue Bank*. 2016 Jun 25. [Epub ahead of print]
- [26] Fonseca C (2014). Programmierung einer Rotationsmessmaschine mit Wirbelstromsensoren zur Erfassung von Mikrobewegungen von Hüftendoprothesen. Bachelorthesis, Technische Hochschule Mittelhessen
- [27] Fottner A, Schmid M, Birkenmaier C, Mazoochian F, Plitz W, Volkmar J (2009). 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)*. 24:429-34.
- [28] Görtz W, Nägerl UV, Nägerl H, Thomsen M (2002). Spatial micromovements of uncemented femoral components after torsional loads. *J Biomech Eng* 124: 706-13
- [29] Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC (1979) “Modes of failure” of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop Relat Res* (141):17–27
- [30] Gulow J, Scholz R, Freiherr von Salis-Soglio G (2007). Kurzschäfte in der Hüftendoprothetik. *Orthopäde*; 36:353-9.
- [31] Hamadouche M, Jahnke A, Scemama C, Ishaque BA, Rickert M, Kerboull L, Jakubowitz E (2015). Length of clinically proven cemented hip stems: state of the art or subject to improvement? *Int Orthop*. 2015 Mar;39(3):411-6. doi: 10.1007/s00264-014-2522-8. Epub 2014 Sep 20. PMID: 25233946

- [32] Hoenicka R (2011). Wirbelströme in neuem Gewand. *Polyscope*. 17; 38-40.
- [33] Huiskes R, Snijders H, Vroemen W (1986). Fixation stability of a short cementless hip prosthesis. Transcript 32nd from the Orthopaedic Research Society. 11:466-1
- [34] Huiskes R, Weinans H, van Rietbergen B (1992). The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. *Clin Orthop Relat Res*. 274:124-34.
- [35] IGAS (2015) http://www.igas.de/pdf/RCA-SA4C_SA5C_SA6C.pdf (Stand: 12.04.2015)
- [36] Jahnke A, Engl S, Altmeyer C, Jakubowitz E, Seeger JB, Rickert M, Ishaque BA (2014). Changes of periprosthetic bone density after a cementless short hip stem: a clinical and radiological analysis. *Int Orthop*. 2014 Oct;38(10):2045-50. doi: 10.1007/s00264-014-2370-6. Epub 2014 Jun 11.
- [37] Jahnke A, Engl S, Seeger JB, Basad E, Rickert M, Ishaque BA (2015). Influences of fit and fill following hip arthroplasty using a cementless short-stem prosthesis. *Arch Orthop Trauma Surg*. Nov;135(11):1609-14. doi: 10.1007/s00402-015-2302-y. Epub 2015 Aug 14.
- [38] Jahnke A, Jakubowitz E, Ishaque BA, Rickert M, Bischel O (2016). Influence of cerclages on primary stability of tumor megaprotheses subjected to distal femur defects. *Injury*. Feb;47(2):453-9. doi: 10.1016/j.injury.2015.10.031. Epub 2015 Oct 23.
- [39] Jakubowitz E (2007). Experimentelle Bestimmung der primären Rotationsstabilität femoraler Revisionsendoprothesen in Abhängigkeit von knöchernen Substanzverlusten. Dissertationsschrift, Orthopädischen Universitätsklinik Heidelberg
- [40] Jakubowitz E, Bitsch RG, Heisel C, Lee C, Kretzer JP, Thomsen MN (2008). Primary rotational stability of cylindrical and conical revision hip stems as a function of femoral bone defects: an in vitro comparison. *J Biomech*. Oct 20;41(14):3078-84.
- [41] Jakubowitz E, Seeger JB, Lee C, Heisel C, Kretzer JP, Thomsen MN (2009). 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. Jun; 129(6):849-55.
- [42] Jerosch J (2012). Einleitung. In: Jerosch J (Hrsg.): Kurzschaftendoprothesen: Wo liegen die Unterschiede? Deutscher Ärzte-Verlag
- [43] Jerosch J (2012). MiniHip. In: Jerosch J (Hrsg.): Kurzschaftendoprothesen: Wo liegen die Unterschiede? Deutscher Ärzte-Verlag
- [44] Jerosch J, Glameyer H (2006). CT data analysis 2006. Report held on file at Corin.
- [45] Jerosch J, Glameyer H (2009). Anatomische Anforderungen an ein Kurzschaft system (Mini-Hip). Orthop Praxis 45:74–81
- [46] Jerosch J, Grasselli C, Kothny PC, Litzkow D, Hennecke T (2012). [Reproduction of the anatomy (offset, CCD, leg length) with a modern short stem hip design--a radiological study]. [Article in German] Z Orthop Unfall. Feb;150(1):20-6. doi: 10.1055/s-0030-1270965. Epub 2011 Apr 12.
- [47] Kinkel S, Nadorf J, Thomsen MN, Heisel C, Jahnke A, Kretzer JP, Jakubowitz E (2015). Fixation pattern of conical and cylindrical modular revision hip stems in different size bone defects. Int Orthop. Sep;39(9):1819-25. doi: 10.1007/s00264-015-2869-5. Epub 2015 Jul 9.
- [48] Kranz C, Voorhoeve A, Ahrens U (1983). Experimentelle Untersuchung des Krafteinleitungsverhaltens verschiedener Hüftprothesentypen unter Verwendung eines reproduzierbaren Femurmodells. Biomed Tech (Berl) 28/46: 46-7
- [49] Kummer B (1988). [Biomechanical aspects of hip dislocation]. Orthopade. 1988 Nov;17(6):452-62. Review.
- [50] Laborbericht (2007). FEA of bone remodelling process for AIDA Prosthesis. Patna – India.
- [51] Lavernia C, D'Apuzzo M, Hernandez V, Lee D (2004). Thigh pain in primary total hip arthroplasty: The Effects of Elastic Moduli. J Arthroplasty. 19(7 Suppl 2):10-6.
- [52] Lerch M, von der Haar-Tran A, Windhagen H, Behrens BA, Wefstaedt P, Stukenborg-Colsman CM (2012). Bone remodelling around the Metha short

- stem in total hip arthroplasty: a prospective dual-energy X-ray absorptiometry study. *Int Orthop*. Mar;36(3):533-8. doi: 10.1007/s00264-011-1361-0. Epub 2011 Sep 21.
- [53] Lewis D (2008). Testing of MiniHip cementless stems. December 2008. Report held on file at Corin.
- [54] Mittelmeier W, Grunwald I, Schäfer R, Steinhauser E, Gradinger R (1999). Vergleichende statische biomechanische Untersuchungen zu Tripoden-Oberflächen-Strukturen zementfreier Endoprothesen. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 137: 122-8
- [55] Mjöberg B (1997). The theory of early loosening of hip prostheses. *Orthopedics*. Dec;20(12):1169-75. Review.
- [56] Mumme T (2012). AIDA. In: Jerosch J (Hrsg.): Kurzschaftendoprothesen: Wo liegen die Unterschiede? Deutscher Ärzte-Verlag
- [57] Müntz L (2002). Zur roboterassistierten zementfreien Hüftprothesenimplantation mit dem System Caspar. Eine prospektive Studie von 51 Fällen. Med. Dissertation, Ruhr-Universität Bochum
- [58] Namba RS, Keyak JH, Kim AS, Vu LP, Skinner HB (1998). Cementless Implant composition and femoral stress. A finite element analysis. *Clin Orthop Relat Res*. 347:261-7.
- [59] Niethard FU, Pfeil J (1997). *Orthopädie*. 3. Aufl. Hippokrates, Stuttgart, 87-9
- [60] OECD (2013), *Health at a Glance 2013: OECD Indicators*, OECD Publishing. http://dx.doi.org/10.1787/health_glance-2013-en
- [61] Orthoload (2016) <http://www.orthoload.com/database/> Stand 14.05.2016
- [62] Otani T, Whiteside LA, White SE (1993). The Effect of Axial and Torsional loading on Strain distribution in the proximal Femur as related to cementless total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 292:376-83.
- [63] Paland EG (2002). *Technisches Taschenbuch*. 7. Veränderter Nachdruck Schaeffler KG, Herzogenaurach
- [64] Parsons W (2008). FEA analysis of the Corin MiniHip implant. April 2008. Report held on file at Corin.
- [65] Pauwels F (1973). *Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte*. Springer, Berlin Heidelberg, 1. Aufl., pp 32-7.

- [66] Pepke W, Nadorf J, Ewerbeck V, Streit MR, Kinkel S, Gotterbarm T, Maier MW, Kretzer JP (2014). Primary stability of the Fitmore stem: biomechanical comparison. *Int Orthop*. Mar;38(3):483-8. doi: 10.1007/s00264-013-2138-4. Epub 2013 Oct 22.
- [67] Pilliar RM, Lee JM, Maniopoulos C (1986). Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. *Clin Orthop Relat Res*. Jul;(208):108-13.
- [68] Plitz W (1989). Biomechanische Aspekte zur Prothesenlockerung an der Hüfte. *Orthopade* 18: 344-9
- [69] Plitz W (1993). Biomechanik zementfreier Endoprothetik. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 131: 483-7
- [70] Plitz W (2008). Torsional testing of the MiniHip. March 2008. Report held on file at Corin.
- [71] Pozowski A, Ścigała K, Kierzek A, Paprocka-Borowicz M, Kuciel-Lewandowska J (2013). Analysis of the influence of a metha-type metaphysical stem on biomechanical parameters. *Acta Bioeng Biomech*. 2013;15(2):13-21.
- [72] Rohlmann A, Mossner U, Bergmann G, Kolbel R (1983). Finite-element-analysis and experimental investigation in a femur with hip endoprosthesis. *J Biomech*. 16(9):727-42.
- [73] Rohrl SM, Li MG, Pedersen E, Ullmark G, Nivbrant B (2006). Migration pattern of a short femoral neck preserving stem. *Clin Orthop Relat Res*. 448:73-8.
- [74] Roth A, Richartz G, Sander K, Sachse A, Fuhrmann R, Wagner A, Venbrocks RA (2005). [Periprosthetic bone loss after total hip endoprosthesis. Dependence on the type of prosthesis and preoperative bone configuration]. [Article in German] *Orthopade*. Apr;34(4):334-44.
- [75] Schäfer W (1995). Messung der räumlichen Mikrobewegung und Verbiegung des Femurschaftes von Hüft-Endo-Prothesen in Abhängigkeit eines räumlichen Kraftsystems. *Phys. Diplomarbeit*, Georg-August-Universität zu Göttingen
- [76] Schmid MMF (2009). Experimentelle vergleichende Studie zur Bestimmung der Primärstabilität schenkelhalserhaltender Hüftendoprothesen mittels Micromotions. *Dissertationsschrift aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München*
- [77] Schmidbauer U, Brendel T, Kunze KG, Nietert M, Ecke H (1993). [Dynamic force measurement in implantation of total endoprotheses of the hip joint]. *Unfallchirurgie*. 1993 Feb;19(1):11-5. [Article in German]

- [78] Schröder P, Boy O, Schleiz W, Dienst R, Reinert C, Sängner V, Schauwecker HH, Siebert W, Scharf HP (2008). Indikationsstellung in der primären Hüft- und Kniegelenkendoprothetik. *Der Orthopäde*. 37:1016-1026
- [79] Schünke M, Schulte E, Schumacher U (2005). Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. In: Voll M, Wesker K (Hrsg.): Prometheus, Lernatlas der Anatomie, 3. Überarbeitete Auflage. Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York
- [80] Skinner HB, Curlin FJ (1990). Decreased pain with lower flexural rigidity of uncemented femoral prostheses. *Orthopedics*. Nov;13(11):1223-8.
- [81] Synder M, Krajewski K, Sibinski M, Drobniowski M (2015). Periprosthetic bone remodeling around short stem. *Orthopedics*. Mar;38(3 Suppl):S40-5. doi: 10.3928/01477447-20150215-55.
- [82] Thomsen M (2004). Biomechanik des Hüftimplantates - Was hätten wir wissen sollen? Vortrag, Deutscher Orthopädenkongress in Berlin 2004; R4-2070
- [83] Thomsen M, Aldinger P, Görtz W, Lukoschek M, Lahmer A, Honl M, Birke A, Nägerl H, Ewerbeck V (2001). Die Bedeutung der Fräsbahngenerierung für die roboterassistierte Implantation von Hüftendoprothesenschäften - Vergleichende experimentelle Studie: Hand- vs. Roboterpräparation. *Unfallchirurg* 104: 692-9
- [84] Thomsen M, Görtz W, Nägerl H (1999). Charakterisierung moderner Hüftendoprothesen *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 137: A32
- [85] Ungethüm M, Blömer W (1987). Technologie der zementlosen Hüftendoprothetik. *Orthopäde* 16: 170-84
- [86] Vresilovic EJ, Hozack WJ, Rothman RH (1996). Incidence of thigh pain after uncemented total hip arthroplasty as a function of femoral stem size. *J Arthroplasty*. 11:304-11.
- [87] Wirtz DC, Heller KD, Niethard FU (1998). Biomechanische Aspekte der Belastungsfähigkeit nach totalendoprothetischem Ersatz des Hüftgelenkes. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 136: 310-6
- [88] Witt AN, Rettig H, Schlegel KF, Hackenbroch M, Hupfauer W (1980). *Orthopädie in Praxis und Klinik, Bd I: Allgemeine Orthopädie, Biomechanik, Genetik, Ökologie*. 2. Aufl. Georg Thieme, Stuttgart, 74-94
- [89] Wolf O, Mattsson P, Milbrink J, Larsson S, Mallmin H (2010). 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*. Jun;81(3):286-91. doi: 10.3109/17453674.2010.487238

- [90] Wolff J (1892). Das Gesetz der Transformation der Knochen. Dissertationsschrift Hirschwald, Berlin

Anhang

Röntgenbilder

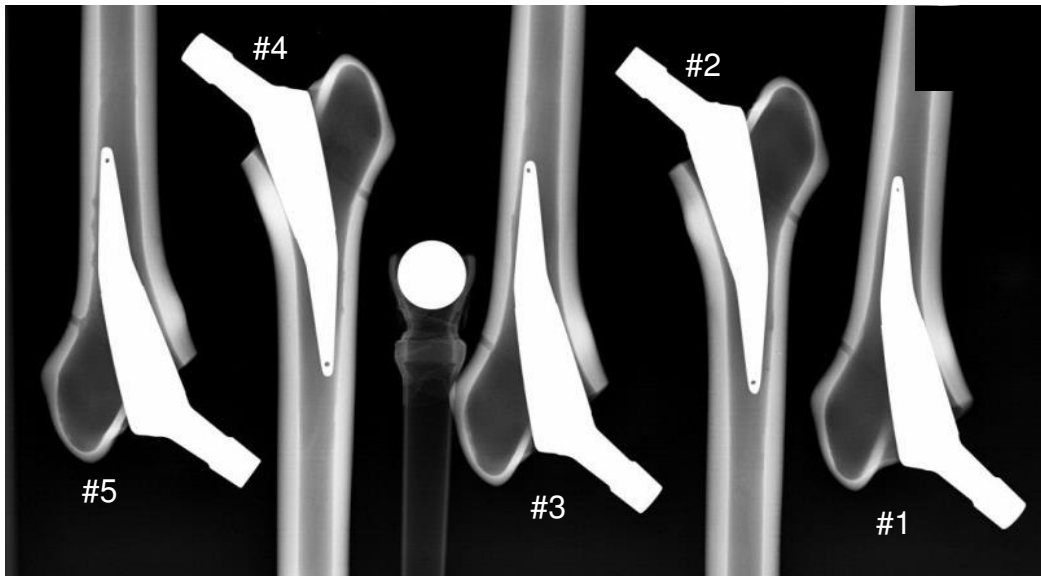


Abbildung A44: Röntgenbild des AIDA-Kurzschachtsystems in AP-Ansicht bei neutraler Schaftstellung.

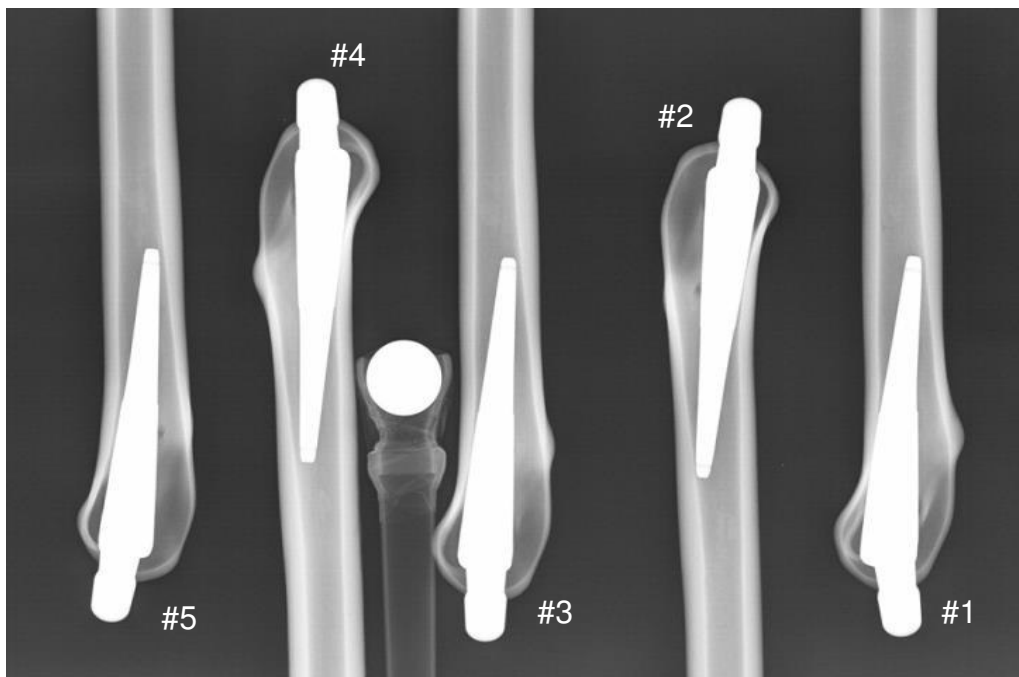


Abbildung A45: Röntgenbild des AIDA-Kurzschachtsystems in ML-Ansicht bei neutraler Schaftstellung.

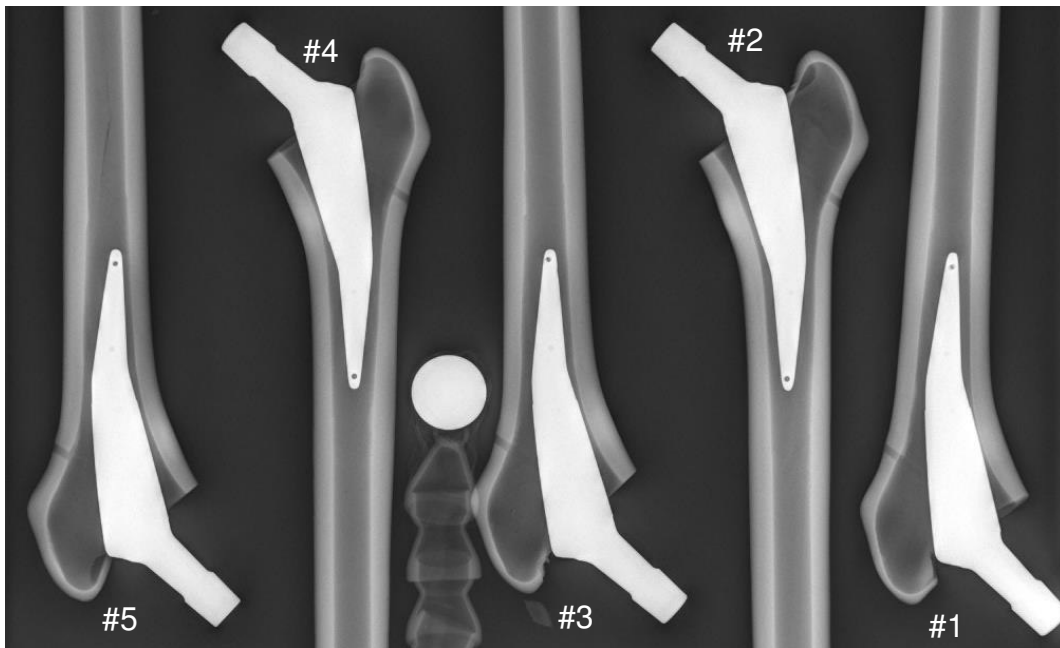


Abbildung B46: Röntgenbild des AIDA-Kurzschaftsystems in AP-Ansicht bei valgischer Schaftstellung.

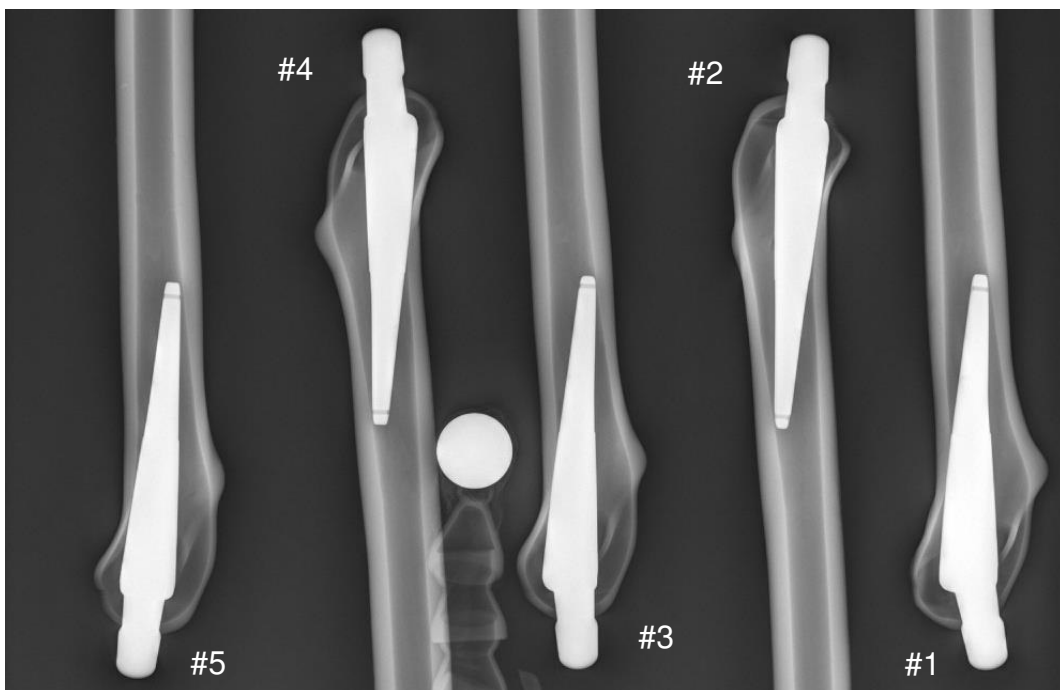


Abbildung B47: Röntgenbild des AIDA-Kurzschaftsystems in ML-Ansicht bei valgischer Schaftstellung.

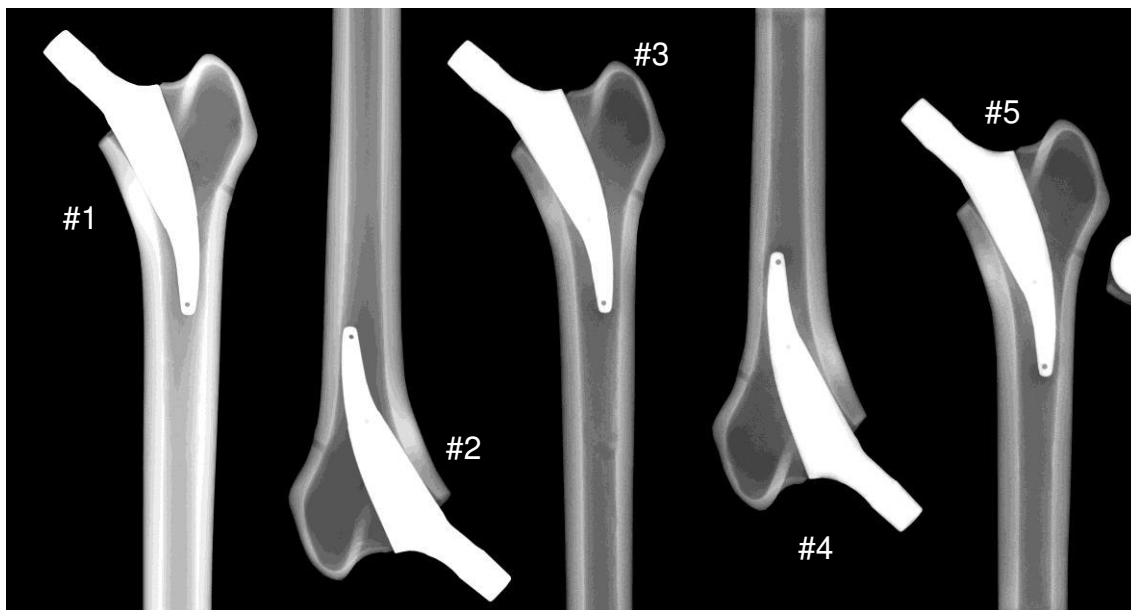


Abbildung C48: Röntgenbild des Metha-Kurzschachtsystems in AP-Ansicht bei neutraler Schaftstellung.

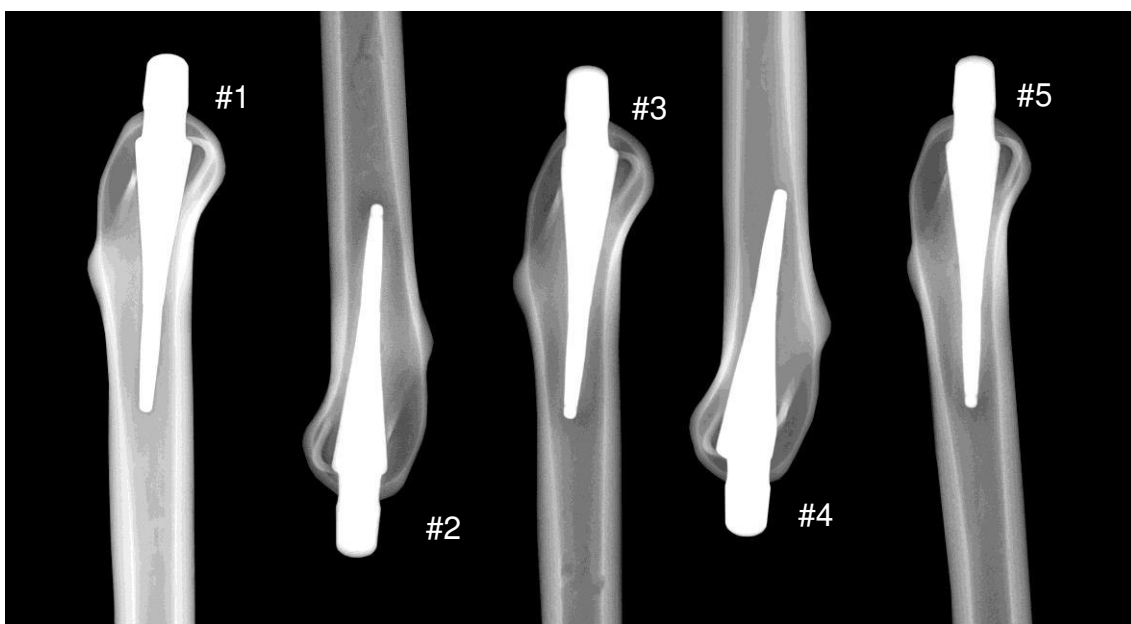


Abbildung C49: Röntgenbild des Metha-Kurzschachtsystems in ML-Ansicht bei neutraler Schaftstellung.

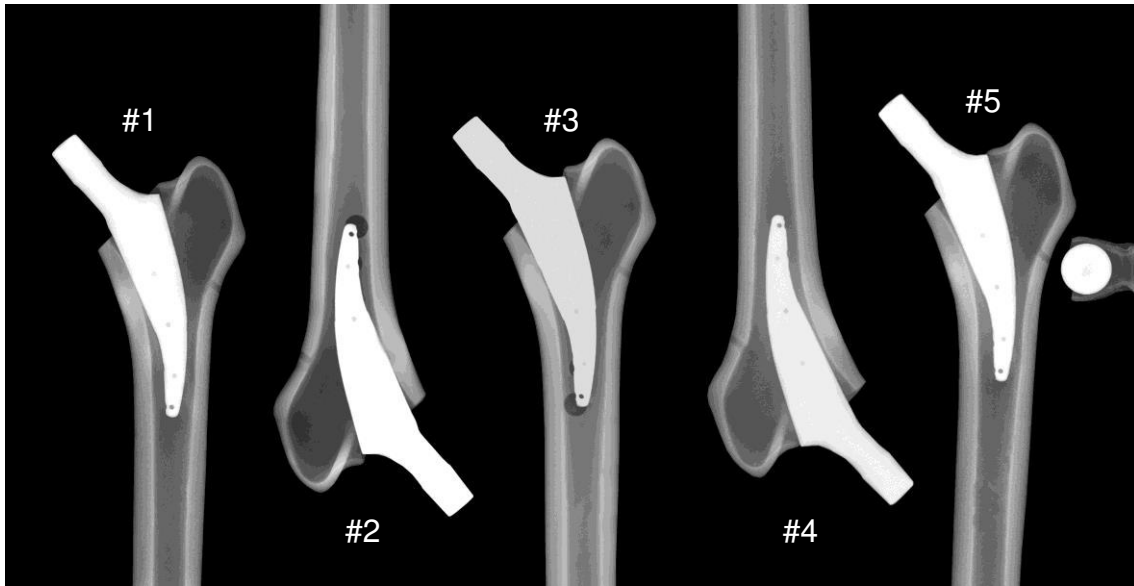


Abbildung D50: Röntgenbild des Metha-Kurzschafsystems in AP-Ansicht bei valgischer Schaftstellung.

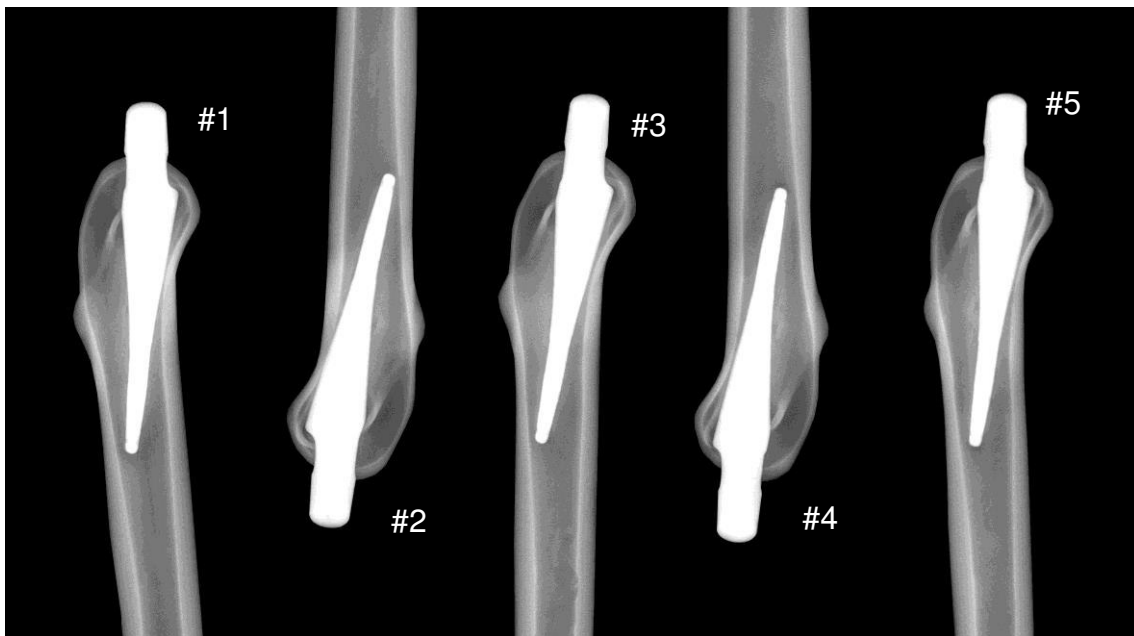


Abbildung D51: Röntgenbild des Metha-Kurzschafsystems in ML-Ansicht bei valgischer Schaftstellung.

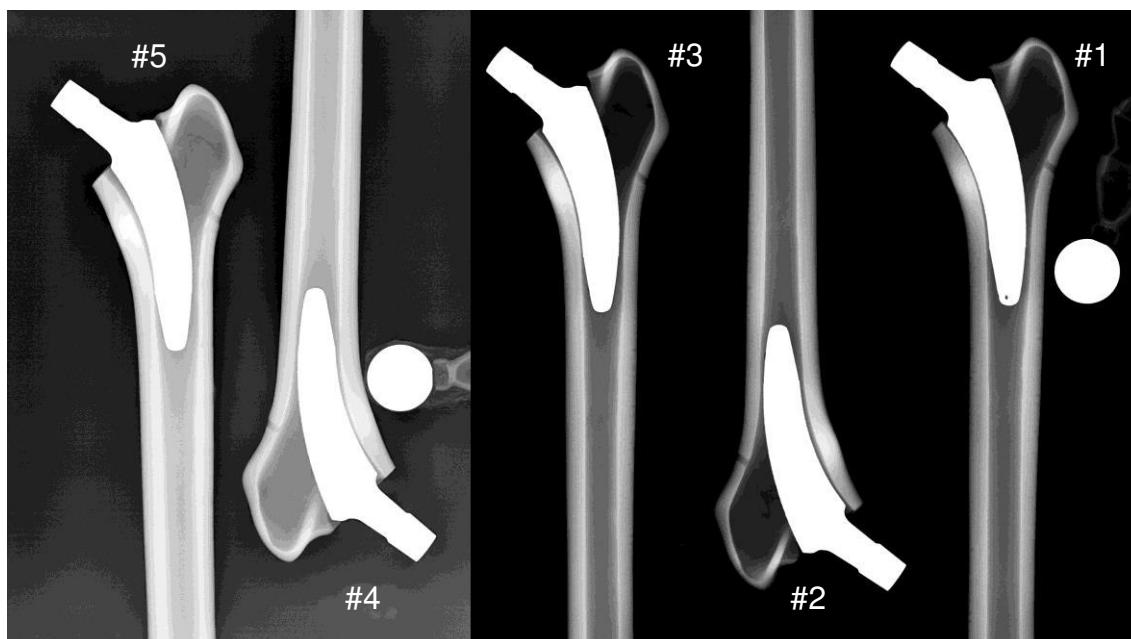


Abbildung E52: Röntgenbild des MiniHip-Kurzschafsystems in AP-Ansicht bei neutraler Schaftstellung.

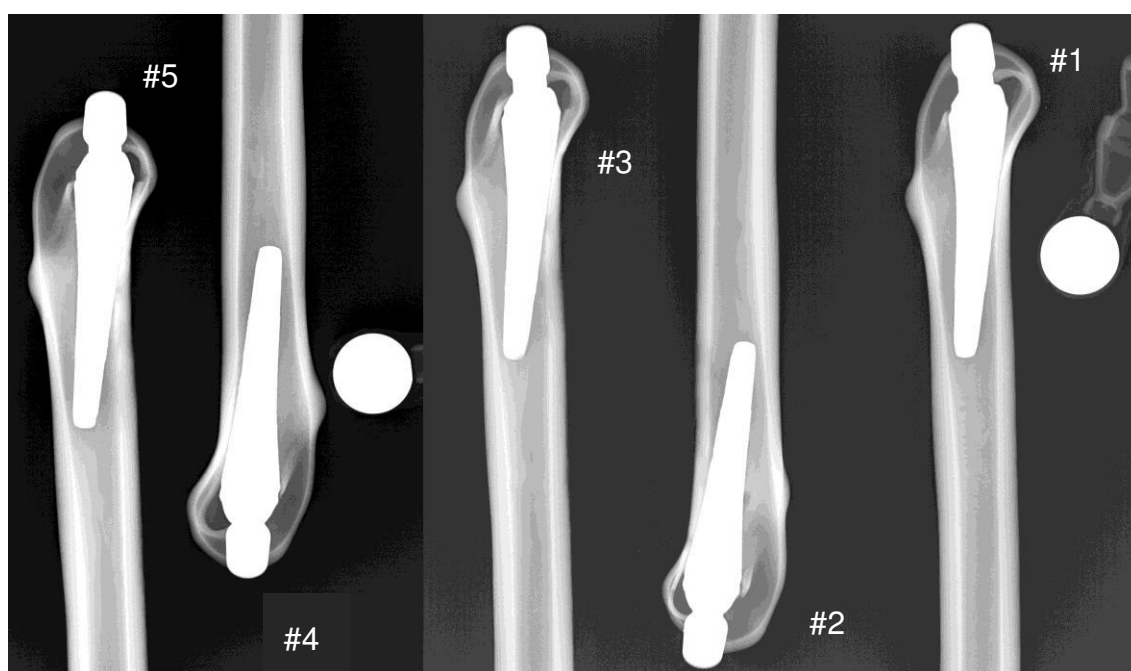


Abbildung E53: Röntgenbild des MiniHip-Kurzschafsystems in ML-Ansicht bei neutraler Schaftstellung.

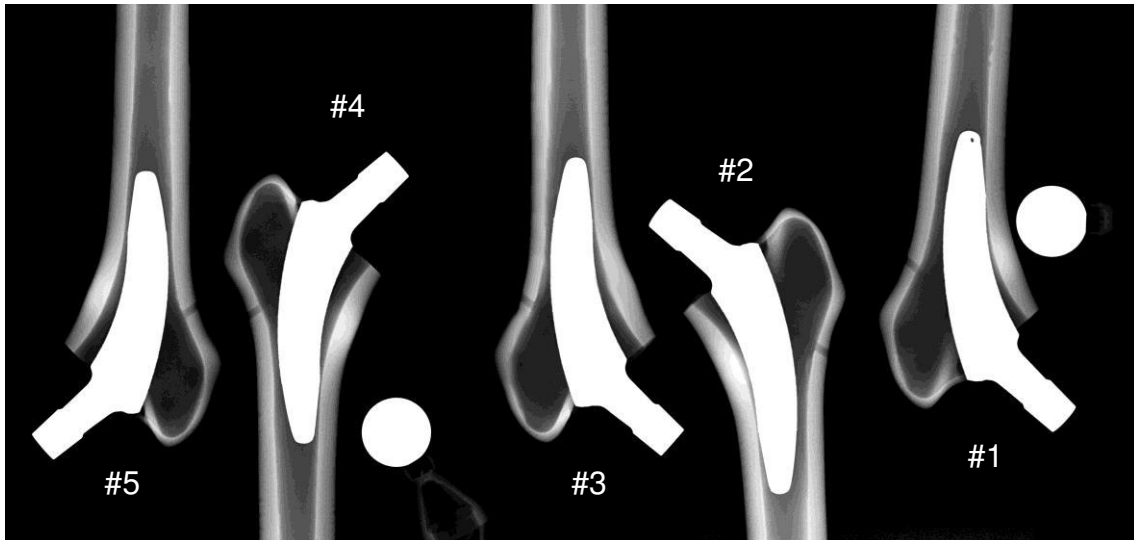


Abbildung F54: Röntgenbild des MiniHip-Kurzschachtsystems in AP-Ansicht bei valgischer Schaftstellung.

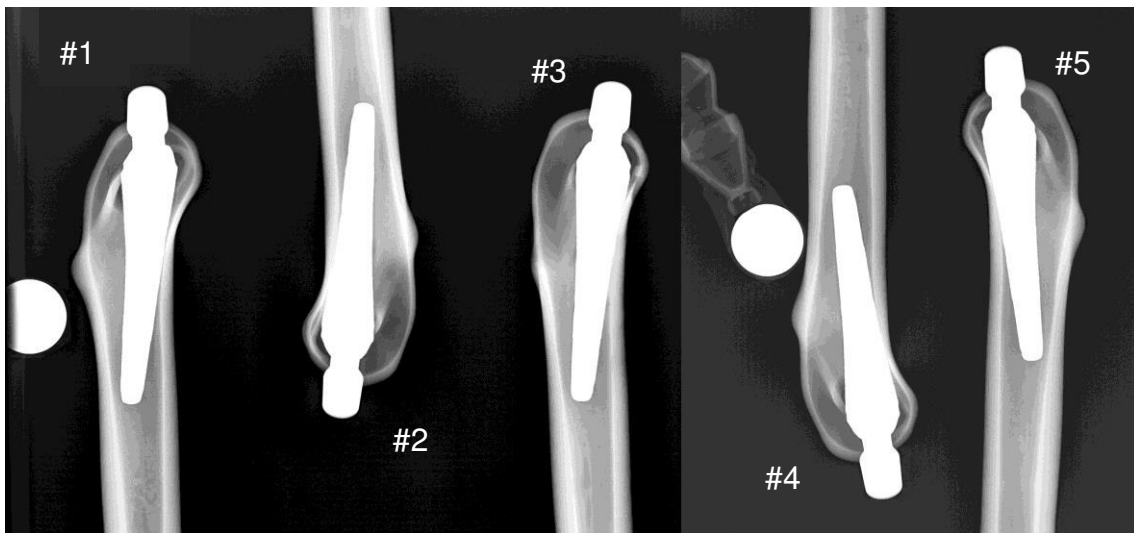


Abbildung F55: Röntgenbild des MiniHip-Kurzschachtsystems in ML-Ansicht bei valgischer Schaftstellung.

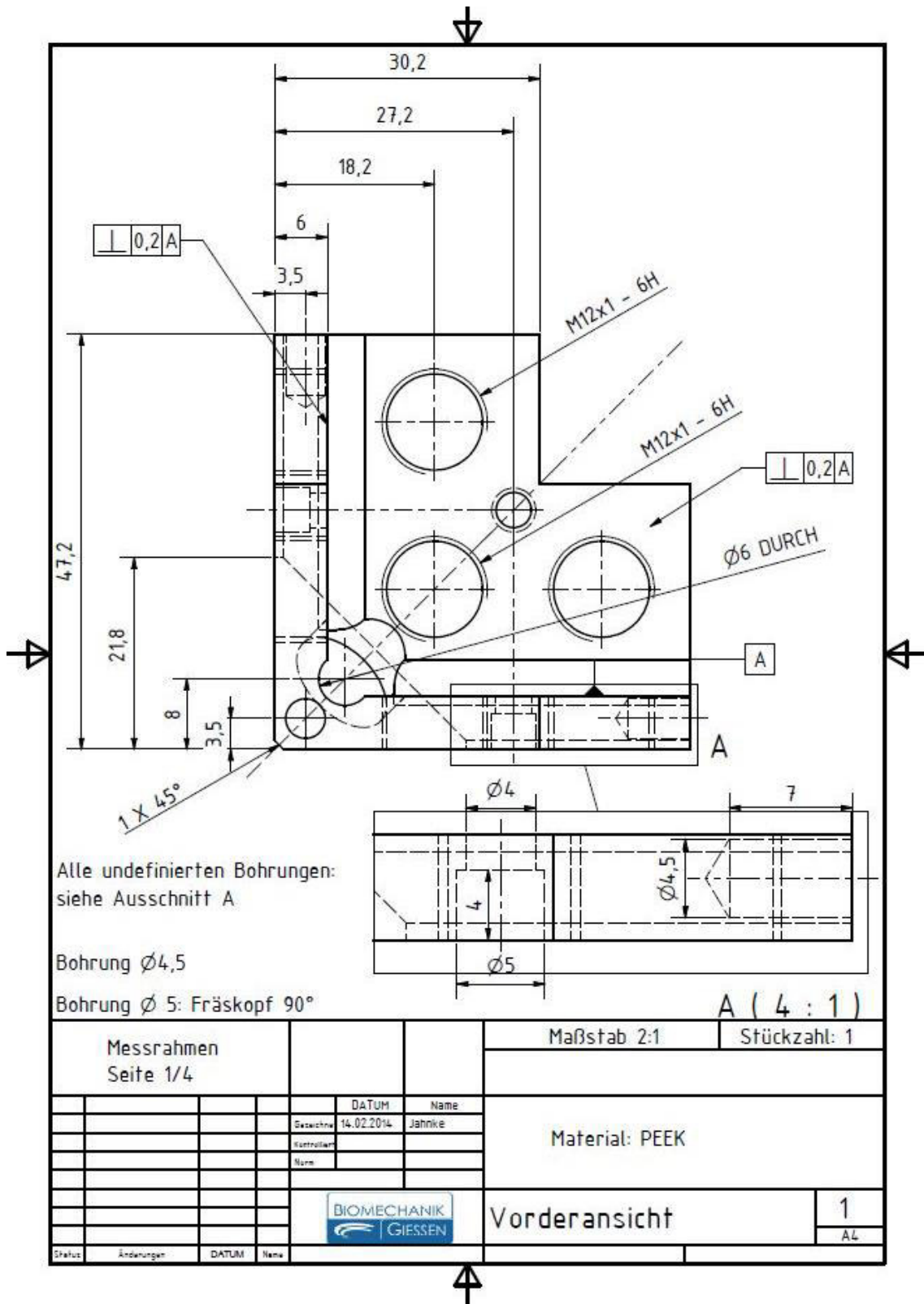


Abbildung H57: Vorderansicht des Messrahmens.

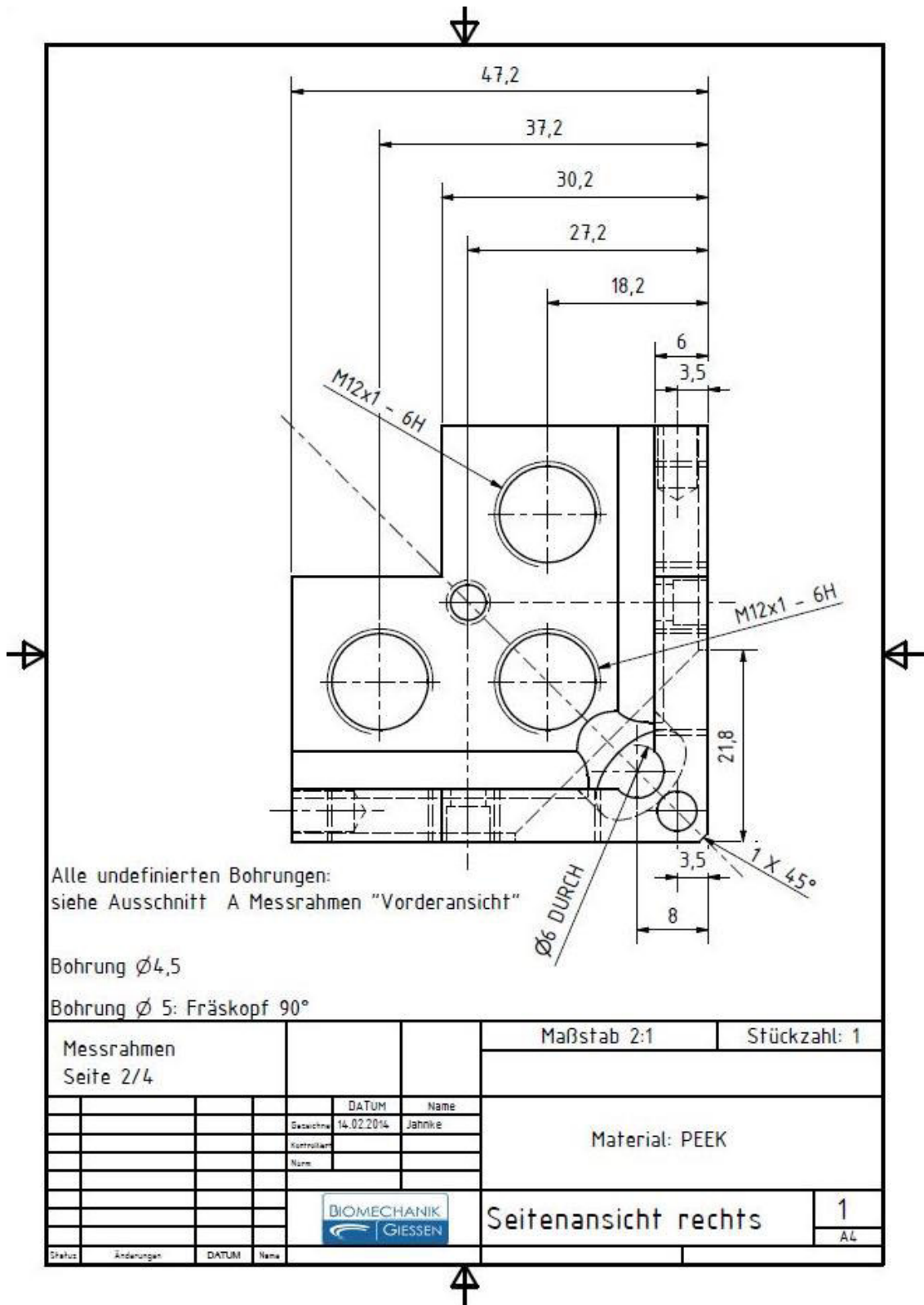


Abbildung I58: Seitenansicht von rechts des Messrahmens.

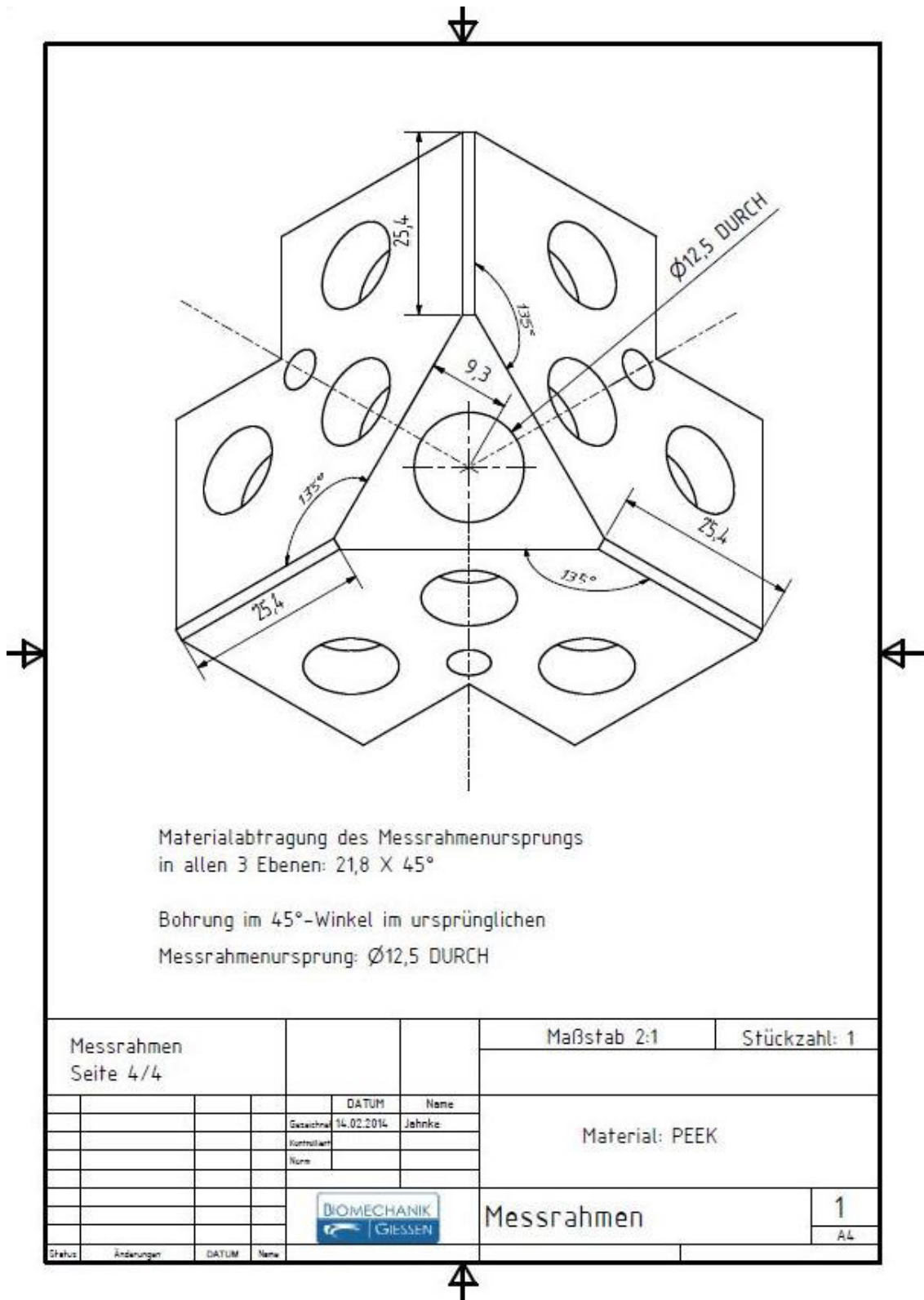


Abbildung K60: Schrägansicht des Messrahmens.

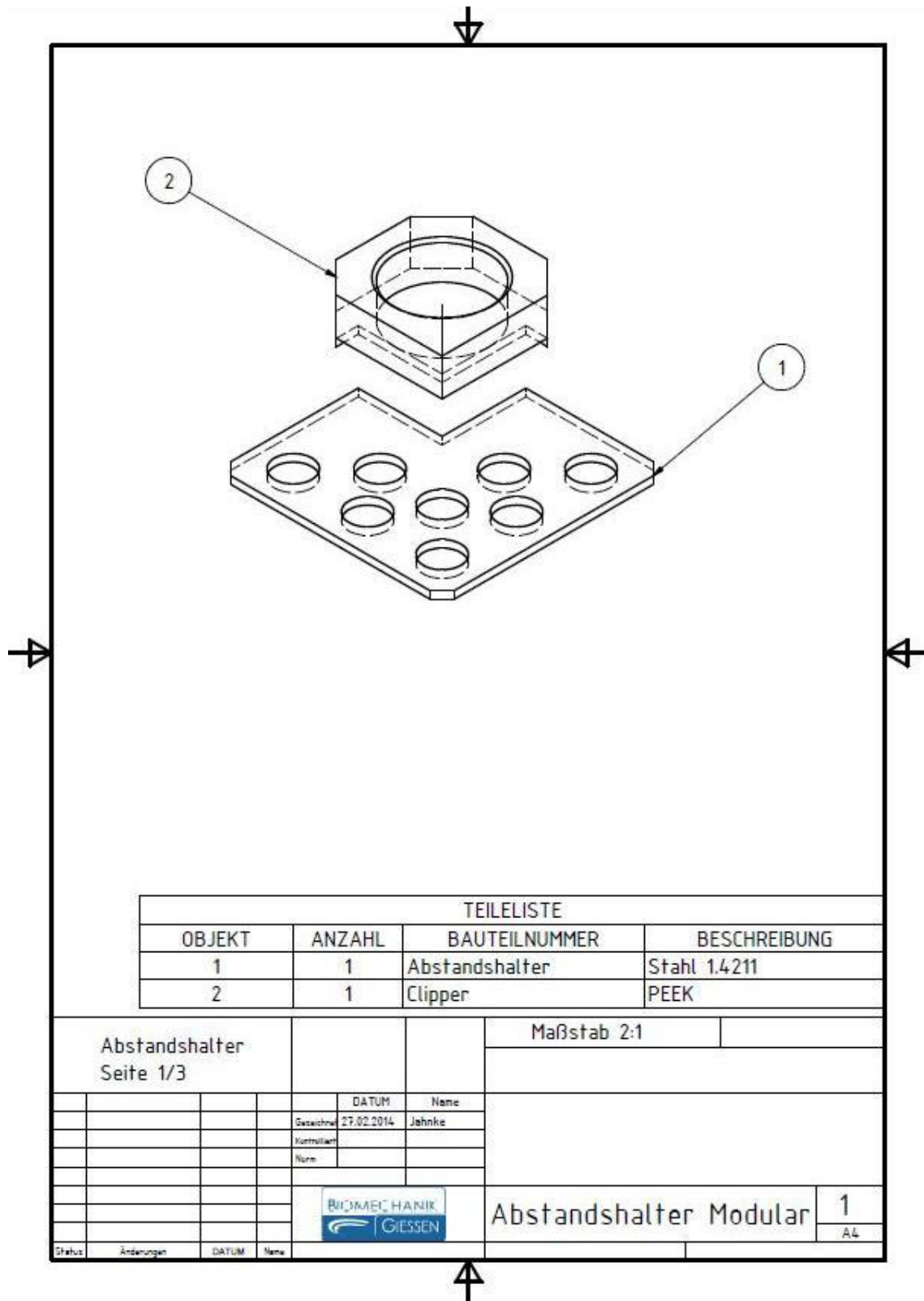


Abbildung L61: Explosionszeichnung des Abstandshalters.

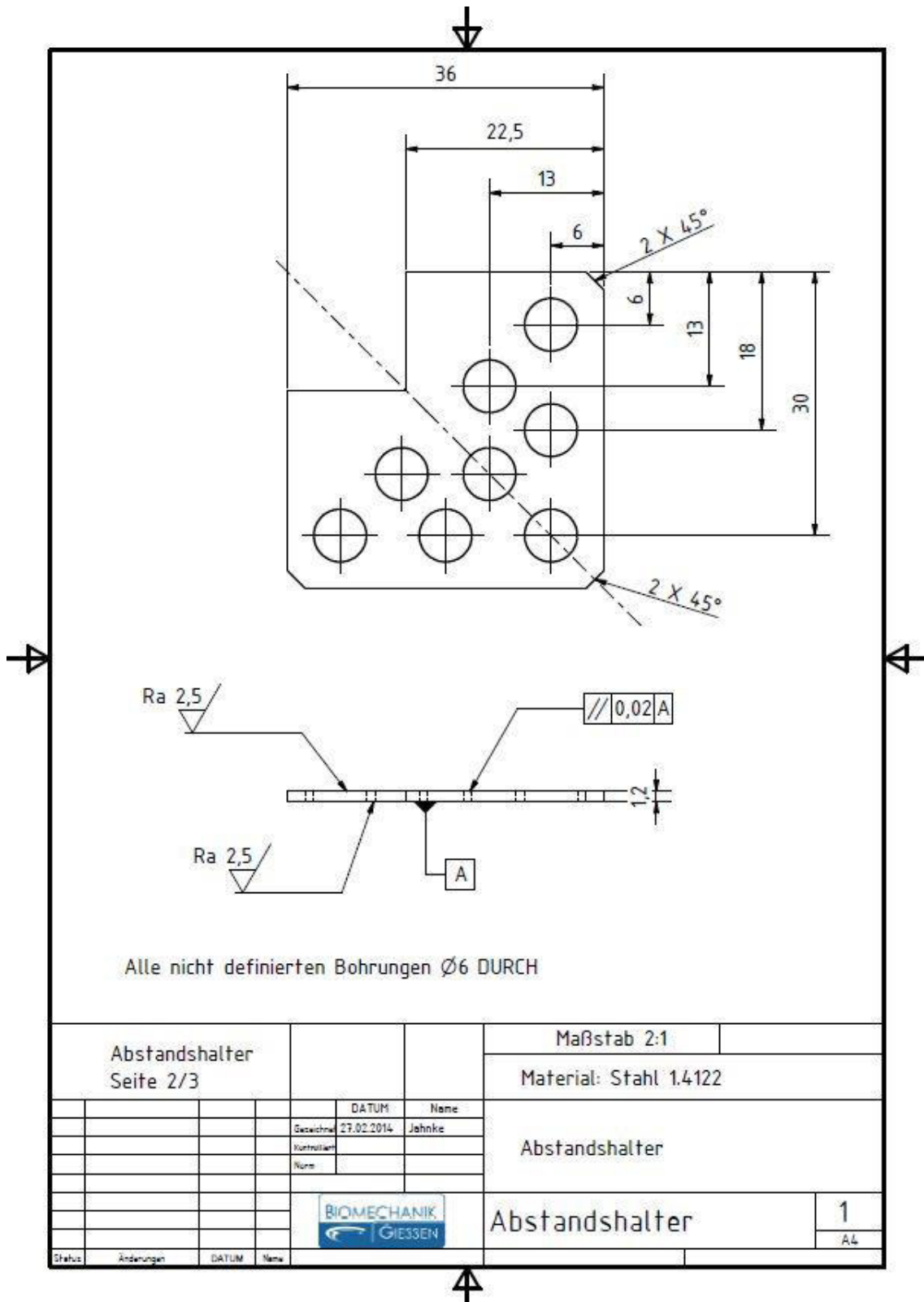


Abbildung M62: Abbildung des Abstandshalterblechs.

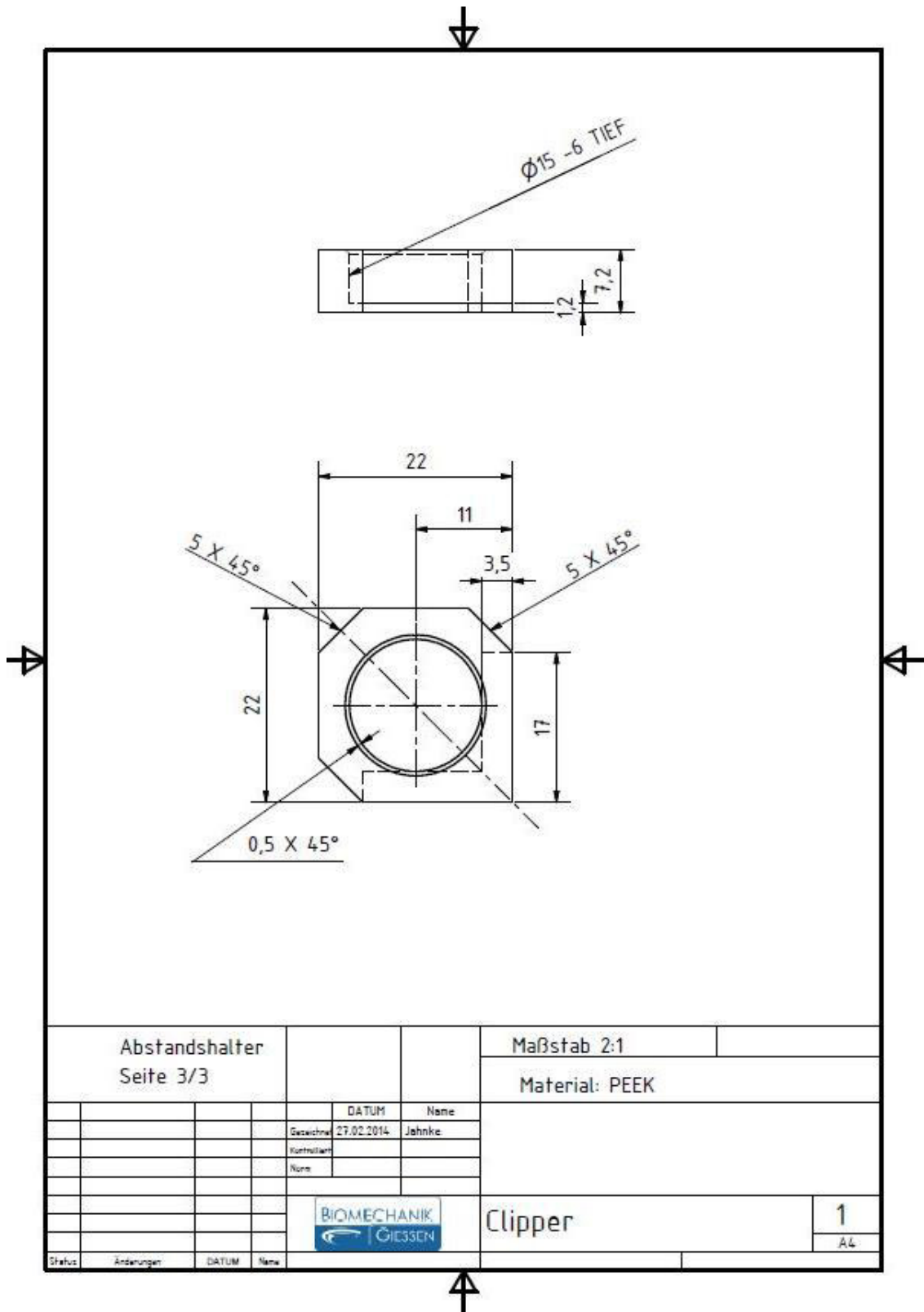


Abbildung N63: Halterung des Abstandshalterblechs.

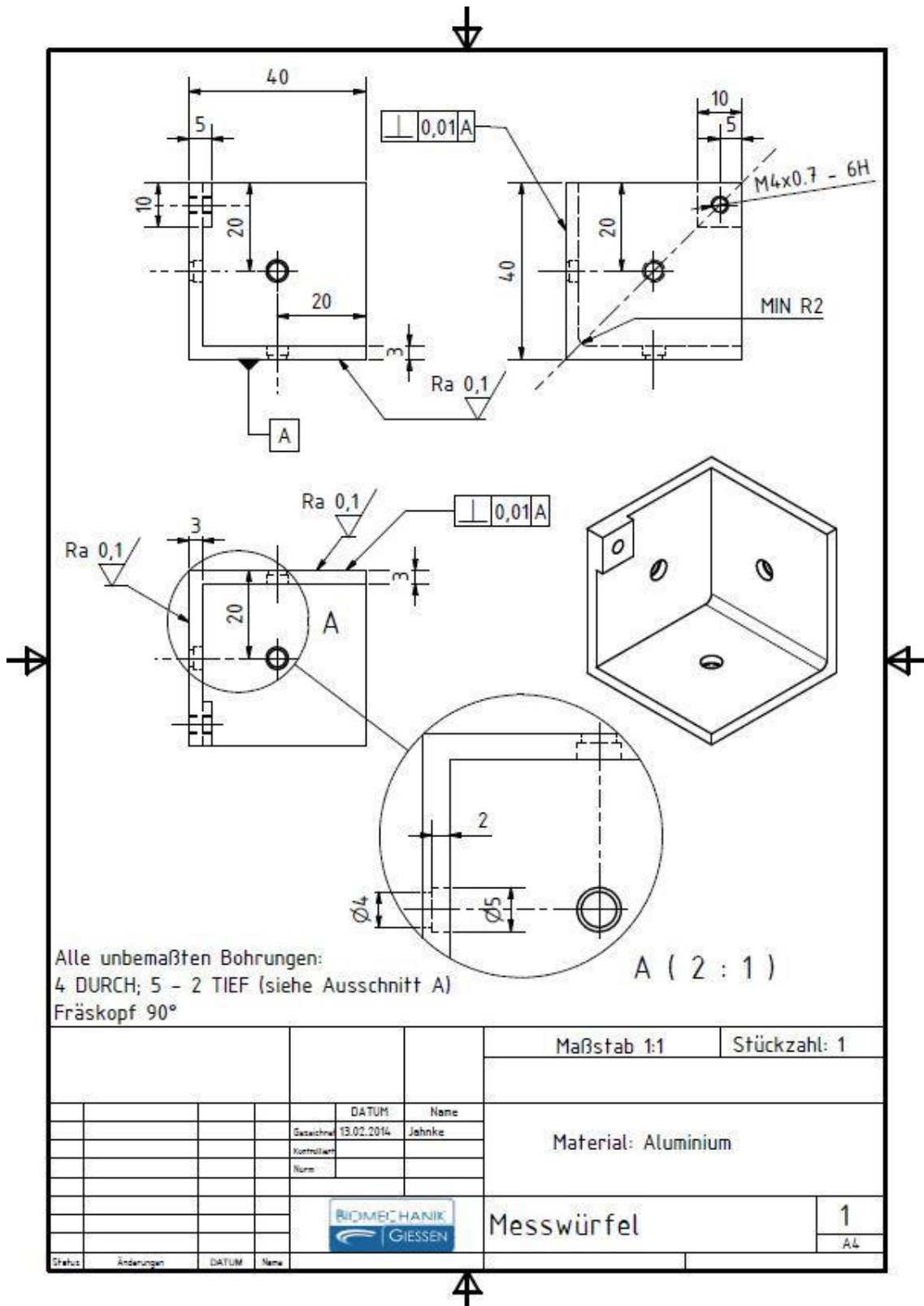


Abbildung O64: Darstellung des Messwürfels.

Publikationsverzeichnis

Das Manuskript der Dissertationschrift zur Publikation ist in Bearbeitung und wird zeitnah eingereicht.

Fölsch C, Kellotat A, Rickert M, Ishaque B, Ahmed G, Pruss A, **Jahnke A**.

Effect of thermodisinfection on mechanic parameters of cancellous bone.

Cell Tissue Bank. 2016 Jun 25. [Epub ahead of print]

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. 2015 Oct 23. pii: S0020-1383(15)00633-6. doi: 10.1016/j.injury.2015.10.031. Epub ahead of print]

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 Nov;135(11):1609-14. doi: 10.1007/s00402-015-2302-y. Epub 2015 Aug 14.

Kinkel S, Nadorf J, Thomsen MN, Heisel C, **Jahnke A**, Kretzer JP, Jakubowitz E.

Fixation pattern of conical and cylindrical modular revision hip stems in different size bone defects.

Int Orthop. 2015 Sep;39(9):1819-25. doi: 10.1007/s00264-015-2869-5. Epub 2015 Jul 9.

Hamadouche M, **Jahnke A**, Scemama C, Ishaque BA, Rickert M, Kerboull L, Jakobowitz E.

Length of clinically proven cemented hip stems: State of the art or subject to improvement?

Int Orthop. 2015 Mar;39(3):411-6. doi: 10.1007/s00264-014-2522-8. Epub 2014 Sep 20.

Jahnke A, Mende JK, Maier GS, Ahmed GA, Ishaque BA, Schmitt H, Rickert M, Clarius M, Seeger JB.

Sports activities before and after medial unicompartmental knee arthroplasty using the new Heidelberg Sports Activity Score.

Int Orthop. 2015 Mar;39(3):449-54. doi: 10.1007/s00264-014-2524-6. Epub 2014 Sep 26.

Jahnke A, Engl S, Altmeyer C, Jakobowitz E, Seeger JB, Rickert M, Ishaque BA.

Changes of periprosthetic bone density after a cementless short hip stem: a clinical and radiological analysis.

Int Orthop. 2014 Oct;38(10):2045-50. doi: 10.1007/s00264-014-2370-6. Epub 2014 Jun 11.

Poster

Liehn L, Niem T, **Jahnke A**, Wöstmann B, Rickert M, Jakobowitz E

Verbesserung der Verbundfestigkeit von Knochenzement auf orthopädischen Implantatmetallen durch physikochemische Oberflächenbehandlung.

Postervortrag DGBM Jahrestagung 2014 am 06. - 08.11.2014 in Dresden

Jakobowitz E, Liehn L, Niem T, Wöstmann B, Rickert M, Welke B, **Jahnke A**

Der Effekt von Phosphonsäure-Primern auf die Haftung von Knochenzement auf Implantatmetallen

Postervortrag 9. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik am 06. – 08. Mai 2015 in Bonn

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 2015 in Berlin

Vorträge zur Publikation

Jahnke A, Jakubowitz E, Rickert M, Ahmed G, Ishaque B

Analyse des elastischen Verformungsverhaltens zementfreier Kurzschaftprothesen unter Berücksichtigung der Schaftvalgisierung

Präsentationsvortrag am 27.10.2016 beim Deutschen Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie (DKOU) 2016 vom 25. – 28. Oktober 2015 in Berlin

Weitere Vorträge

Jahnke A, Rickert M, Schröder S, Ahmed G, Ishaque B, Jakubowitz E

Der Effekt der Gleitpaarung auf die Primärstabilität von Press-Fit Hüftgelenkspfannen

Präsentationsvortrag am 27.10.2016 beim Deutschen Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie (DKOU) 2016 vom 25. – 28. Oktober 2015 in Berlin

Oswald I, Rickert M, Brüggemann G-P, Niehoff A, **Jahnke A**

Einfluss von Tiefkühlkonservierung und Schockgefrierung auf die mechanischen Eigenschaften von Sehnen

Präsentationsvortrag am 28.10.2016 beim Deutschen Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie (DKOU) 2016 vom 25. – 28. Oktober 2015 in Berlin

Jahnke A, Jakubowitz E, Ishaque BA, Rickert M, Bischel O

Einfluss von Drahtcerklagen auf die Primärstabilität von Tumor-Megaprothesen in

Abhängigkeit distaler Femur-Knochendefekte

Präsentationsvortrag 9. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik am 06. – 08. Mai 2015 in Bonn

Erklärung zur Dissertation

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

Ort, Datum

Unterschrift

Danksagung

Hiermit bedanke ich mich bei allen Mitarbeitern der Klinik und Poliklinik für Orthopädie und orthopädische Chirurgie des Universitätsklinikums Gießen und Marburg GmbH, Standort Gießen, die es mir ermöglichten diese Arbeit durchzuführen und mir mit Rat und Tat zur Seite standen.

An erster Stelle danke ich allerdings meinem Doktorvater Prof. Dr. med. Markus Rickert, der mir die Gelegenheit bot, meine Arbeit durchzuführen und meine Studie umfassend begleitete und unterstützte. Des Weiteren danke ich meinem ehemaligen Vorgesetzten, Herrn Dr. Eike Jakobowitz, der mich freundlich in das Labor für Biomechanik aufnahm und mir die Thematik der Endoprothetik näherbrachte. Herrn PD Dr. med. Bernd Alexander Ishaque danke ich für tatkräftige Unterstützung bei der Planung und der Durchführung dieser Studie und bei medizinischen Fragestellungen. Zudem danke ich meinen ärztlichen Kollegen Herrn Dr. med. Ahmed Gafar und Herrn Dr. med. Seeger für ihre fachliche Unterstützung und die hilfreichen Gespräche und Anregungen während meiner gesamten Zeit im Labor.

Auch danken möchte ich Frau Univ. Prof. Dr. Krombach und dem gesamten Team der Diagnostischen und Interventionellen Radiologie des UKGM Gießen, die es mir ermöglichen selbst zu später Stunde oder auch sehr kurzfristig die Kontroll-Röntgenbilder meiner Studie anzufertigen.

Weiterhin gilt ein besonderer Dank meinen studentischen Hilfskräften und Mitarbeitern Herrn M.Sc. Stefan Schröder, Herrn B.Sc. Carlos Fonseca Ulloa sowie Herrn B.Eng. Alexander Stiller die mir ihrer fachlichen Expertise immer zur Seite standen, stets hilfsbereit waren an die ich mich bei sämtlichen Schwierigkeiten wenden konnte.

Einen ganz besonderen Dank möchte ich meiner Familie aussprechen, die mich in meiner beruflichen Laufbahn immer wieder motivieren und unterstützen konnte und immer hinter meinen beruflichen Karrierezielen stand. An dieser Stelle muss ich einen besonderen Dank an meinen Vater ausrichten, der mir sowohl bei kaufmännischen Problematiken als auch bei Übersetzungsarbeiten eine riesige Hilfe war und diese Arbeit zudem Korrektur gelesen hat.

Zuletzt danke ich meiner Frau, die mich bei meinem Vorhaben von Anfang an unterstützte und immer an meinen Erfolg glaubte.