

Aus der
Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München



Einfluss von Ausrichtung und Prothesendesign auf die Primärstabilität von zementfreien Hüfttotalendoprothesen

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Humanbiologie
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität München

vorgelegt von
Manuel Oliver Kistler

aus
München

Jahr
2025

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

Erstes Gutachten: Prof. Dr. med. Arnd Steinbrück
Zweites Gutachten: Prof. Dr. med. Florian Schmidutz
Drittes Gutachten: Prof. Dr. med. Christian von Räden

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 05.03.2025

Affidavit



Kistler, Manuel Oliver

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel:

Einfluss von Ausrichtung und Prothesendesign auf die Primärstabilität von zementfreien Hüfttotalendoprothesen

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, 07.03.2025

Ort, Datum

Manuel Kistler

Unterschrift Doktorandin bzw. Doktorand



LUDWIG-
MAXIMILIANS-
UNIVERSITÄT
MÜNCHEN

Promotionsbüro
Medizinische Fakultät



**Erklärung zur Übereinstimmung der gebundenen Ausgabe der Dissertation
mit der elektronischen Fassung**

Kistler, Manuel Oliver

Name, Vorname

Hiermit erkläre ich, dass die elektronische Version der eingereichten
Dissertation mit dem Titel:

**Einfluss von Ausrichtung und Prothesendesign auf die Primärstabilität
von zementfreien Hüfttotalendoprothesen**

in Inhalt und Formatierung mit den gedruckten und gebundenen Exemplaren
übereinstimmt.

München, 07.03.2025

Ort, Datum

Manuel Kistler

Unterschrift Doktorandin bzw. Doktorand

Inhaltsverzeichnis

Affidavit	I
Inhaltsverzeichnis	III
Abkürzungsverzeichnis	IV
Abbildungsverzeichnis	V
Publikationsliste	VI
1. Beitrag zu den Veröffentlichungen	1
1.1 Beitrag zur Publikation I	1
1.2 Beitrag zur Publikation II	1
2. Einleitung	3
2.1 Wissenschaftlicher Hintergrund	3
2.1.1 Das menschliche Hüftgelenk.....	3
2.1.2 Biomechanik des menschlichen Hüftgelenks	4
2.1.3 Coxarthrose	5
2.1.4 Hüftendoprothetik.....	6
2.1.5 Versagensmechanismen der Hüftendoprothetik	8
2.1.6 Messung der Primär- und Sekundärstabilität von Hüftendoprothesen	11
2.2 Fragestellung und Ziel der Dissertation.....	13
3. Zusammenfassung	14
4. Abstract	16
5. Publikation I	18
6. Publikation II	19
7. Literaturverzeichnis	20
8. Danksagung	26

Abkürzungsverzeichnis

3D	Dreidimensional
CAD	C omputer A ided D esign
CCD-Winkel	C entrum- C ollum- D iaphysenwinkel
DIC	D igital I mage C orrelation
DMS	Dehnungsmessstreifen, engl. strain gauge
EBRA	Einbildröntgenanalyse
EPRD	Endoprothesenregister Deutschland
HTEP	Hüfttotalendoprothese
LVDT	L inear V ariable D ifferential T ransformer
NJR	N ational J oint R egistry
PE	Polyethylen
RSA	Röntgen S tereometrie A nalyse
THA	T otal H ip A rthroplasty

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Darstellung der Bänder des Hüftgelenks beim Menschen. a) ventrale Ansicht, b) dorsale Ansicht und c) Schnitt in der Frontalebene [4].	4
Abbildung 2: Richtungsabhängige Ausrichtung der Trabekelstruktur für a) Coxa norma, b) Coxa vara und c) Coxa valga in Anlehnung an [7].	5
Abbildung 3: Veranschaulichung einer exemplarisch implantierten Hüfttotalendoprothese und deren Bestandteile in Anlehnung an [21].	7
Abbildung 4: Einflussfaktoren der aseptischen Lockerung am Beispiel einer Hüfttotalendoprothese.	10

Publikationsliste

Kistler, M., M. Schonhoff, M. Reulbach, S. Schleifenbaum, S. Hölscher-Doht, C. Hurschler and A. Jahnke (2024). "Implantatverankerung: In-vivo- und In-vitro-Analysen." Die Orthopädie.

Cavalcanti Kußmaul, A., N. Baur, J. Wulf, A. Greiner, R. Neudeck, **M. Kistler**, C. Neuerburg, W. Böcker and C. A. Becker (2024). "Motion preservation for open book injuries of the pubic symphysis –a biomechanical cadaver study." Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery.

Kistler, M., A. Steinbruck, F. Schmidutz, A. C. Paulus, B. M. Holzapfel and M. Woiczinski (2024). "The effect of a collar on primary stability of standard and undersized cementless hip stems: a biomechanical study." Arch Orthop Trauma Surg.

Linhart, C., **M. Kistler**, M. Saller, A. Greiner, C. Lampert, M. Kassube, C. A. Becker, W. Böcker and C. Ehrnthaller (2023). "Micro-Structural and Biomechanical Evaluation of Bioresorbable and Conventional Bone Cements for Augmentation of the Proximal Femoral Nail." Journal of Clinical Medicine 12(23): 7202.

Prusa, G., L. Bauer, I. Santos, C. Thorwachter, M. Woiczinski and **M. Kistler** (2023). "Strain evaluation of axially loaded collateral ligaments: a comparison of digital image correlation and strain gauges." Biomed Eng Online 22(1): 13.

Becker, C. A., T. Kuhlein, S. Walter, **M. Kistler**, J. Bruder, B. Rubenbauer, A. Greiner, W. Böcker and A. C. Kußmaul (2023). "Novel Tape Suture Osteosynthesis for Hyperextension Injuries of the Subaxial Cervical Spine: A Biomechanical Study." in vivo 37(1): 124-131.

Cavalcanti Kußmaul, A., T. Kühlein, A. Greiner, S. Walter, C. A. Becker, **M. Kistler**, B. Rubenbauer, S. Andreß, W. Böcker and J. Bruder (2022). "Improving stability of atlantoaxial fusion: a biomechanical study." European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology.

Linhart, C., **M. Kistler**, M. Woiczinski, R. Neudeck, M. Kassube, W. Bocker and C. Ehrnthaller (2022). "Biomechanical comparison of screw vs. cerclage refixation in orthogeriatric lesser trochanteric fractures: a cadaveric study." Eur J Trauma Emerg Surg.

Cavalcanti Kußmaul, A., F. Schwaabe, **M. Kistler**, M. Jörgens, K. F. Schreyer, A. Greiner, W. Böcker and C. A. Becker (2022). "Tape suture constructs for instabilities of the pubic symphysis: is the idea of motion preservation a suitable treatment option? A cadaver study." Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery.

Baumbach, S. F., **M. Kistler**, F. P. Gaube, B. Bartz, H. Traxler, Z. Throckmorton, W. Böcker and H. Polzer (2022). "Anatomical and biomechanical evaluation of the lateral Calcaneo-Cuboid and Bifurcate Ligaments." Foot and Ankle Surgery.

Woiczinski, M., C. Lehner, T. Esser, **M. Kistler**, M. Azqueta, J. Leukert, L. Bauer and E. Kraft (2022). "Influence of Treadmill Design on Gait: Does Treadmill Size Affect Muscle Activation Amplitude? A Musculoskeletal Calculation With Individualized Input Parameters of Gait Analysis." *Frontiers in Neurology* 13.

Linhart, C., **M. Kistler**, A. C. Kussmaul, M. Woiczinski, W. Böcker and C. Ehrnthaller (2022). "Biomechanical stability of short versus long proximal femoral nails in osteoporotic subtrochanteric A3 reverse-oblique femoral fractures: a cadaveric study." *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*.

Cavalcanti Kussmaul, A., F. Schwaabe, **M. Kistler**, C. Gennen, S. Andress, C. A. Becker, W. Bocker and A. Greiner (2021). "Novel minimally invasive tape suture osteosynthesis for instabilities of the pubic symphysis: a biomechanical study." *Arch Orthop Trauma Surg*.

Bauer, L., **M. Kistler**, A. Steinbrück, K. Ingr, P. E. Müller, V. Jansson, C. Schröder and M. Woiczinski (2021). "Different ISO Standards' Wear Kinematic Profiles Change the TKA Inlay Load." *Applied Sciences* 11(7): 3161.

Fottner, A.*, **M. Kistler**, **M.***, Woiczinski, C. Thorwächter, T. F. Schmidutz, V. Jansson and F. Schmidutz (2020). "Influence of different anteversion alignments of a cementless hip stem on primary stability and strain distribution." *Clinical Biomechanics*: 105167. * Andreas Fottner and Manuel Kistler contributed equally to this work.

Woiczinski, M., **M. Kistler**, C. Schröder, C. Braun, P. Weber, P. E. Müller, V. Jansson and A. Steinbrück (2019). "TKA design-integrated trochlea groove rotation reduces patellofemoral pressure." *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 27(5): 1680-1692.

Woiczinski, M., C. Schröder, A. Paulus, **M. Kistler**, V. Jansson, P. E. Müller and P. Weber (2019). "Varus or valgus positioning of the tibial component of a unicompartamental fixed-bearing knee arthroplasty does not increase wear." *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*: 1-6.

Fottner, A., M. Woiczinski, **M. Kistler**, C. Schröder, T. F. Schmidutz, V. Jansson and F. Schmidutz (2018). "Varus malalignment of cementless hip stems provides sufficient primary stability but highly increases distal strain distribution." *Clinical Biomechanics* 58: 14-20.

Fottner, A., M. Woiczinski, **M. Kistler**, C. Schröder, T. F. Schmidutz, V. Jansson and F. Schmidutz (2017). "Influence of undersized cementless hip stems on primary stability and strain distribution." *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 137(10): 1435-1441.

Schmidutz, F., M. Woiczinski, **M. Kistler**, C. Schröder, V. Jansson and A. Fottner (2017). "Influence of different sizes of composite femora on the biomechanical behavior of cementless hip prosthesis." *Clinical Biomechanics* 41: 60-65.

Thorwächter, C., M. Woiczinski, **M. Kistler**, I. Dupraz, T. Grupp, P. Müller, V. Jansson and A. Steinbrück (2020). "Einfluss der Kapsel auf In vitro Vergleich der Patella-Kinematik (bei Flexion)." Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie 158(S 01): DKOU20-933.

Thorwächter, C., M. Woiczinski, **M. Kistler**, I. Dupraz, T. Grupp, P. Müller, V. Jansson and A. Steinbrück (2020). "Welchen Einfluss hat das Inlay Design auf die Quadrizepskraft bei einer Kniebeuge von 25°-130° Flexion und Extension?" Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie 158(S 01): DKOU20-949.

Kongressbeiträge:

Kistler, M., A. Steinbrück, F. Schmidutz, A. C. Paulus, B. M. Holzapfel, M. Woiczinski (2024). „Einfluss eines Kragens auf die Primärstabilität von zementfreien Hüftschäften. Erreichen unterdimensionierte Hüftschäfte mit Kragen noch genügend Stabilität? Eine biomechanische Studie“. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik, Heidelberg, Deutschland.

Kistler, M., G. Prusa, L. Bauer, I. Santos, C. Thorwächter, M. Woiczinski (2023). „Determination of the strain behavior of axially loaded collateral ligaments of the knee joint – a comparison of digital image correlation and strain gauges“. Congress of the European Society of Biomechanics, Maastricht, Netherlands.

Weigert, A., **M. Kistler**, L. Bauer, B. M. Holzapfel, B. Wegener (2023). „A sawbone based biomechanical study to compare compression force and osseous area of contact of two screws for foot and ankle joint arthrodesis“. Congress of the European Society of Biomechanics, Maastricht, Netherlands.

Kistler, M., G. Prusa, L. Bauer, I. Santos, C. Thorwächter, M. Woiczinski (2022). „Ermittlung des Dehnungsverhaltens axial belasteter Kollateralbänder des Kniegelenks – Ein Vergleich von digitaler Bildkorrelation und Dehnungsmessstreifen“. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik, Köln, Deutschland.

Kistler, M., A. Cavalcanti Kußmaul, F. Schwaabe, M. Woiczinski, C. Becker, W. Böcker, A. Greiner (2022). „Zementaugmentation an der Symphyse: Ist eine Verbesserung der Schraubenfestigkeit und somit der Implantatstabilität möglich?“. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik, Köln, Deutschland.

Kistler, M., C. Ehrnthaller, M. Woiczinski, W. Böcker, C. Linhart (2021). „Biomechanische Untersuchung der Osteosynthesestabilität: langer vs. kurzer proximaler Femurnagel bei osteoporotischen proximalen A3-Femurfrakturen“. Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie, Berlin, Deutschland.

Kistler, M., A. Fottner, M. Woiczinski, C. Thorwächter, V. Jansson and F. Schmidutz (2020). "Einfluss unterschiedlicher Antetorsionswinkel eines zementfreien Hüftschäfts auf die Primärstabilität und auf die Oberflächendehnung." Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie 158(S 01).

1. Beitrag zu den Veröffentlichungen

1.1 Beitrag zur Publikation I

Für das Projekt der geteilten Erstautorenschaft wurde der Einfluss verschiedener Antetorsionsausrichtungen von zementfreien Hüfttotalendoprothesen (HTEP) auf die Primärstabilität und auf die Belastungsverteilung (sog. stress shielding) untersucht. Dabei unterstützte ich bei der Implantation der Hüftschäfte sowie allen nötigen Vorbereitungen an den Kunstknochen, die für die biomechanischen Versuche benötigt wurden. Die Datenaufnahme mit einem mechanischen Versuchsaufbau, die Auswertung sowie die statistische Analyse wurden von mir durchgeführt. Basierend auf einer ersten eigenen Interpretation der Daten wurden in der Arbeitsgruppe die Ergebnisse diskutiert. Für die Anfertigung der Publikation stellte ich die Ergebnisse graphisch dar und bereitete die Abbildungen entsprechend auf. Zusammen mit den Co-Autoren erstellte und überarbeitete ich das Manuskript für die spätere Veröffentlichung im ausgewählten Journal.

1.2 Beitrag zur Publikation II

In der vorliegenden Publikation, in der ich als Erstautor fungierte, wurde die Auswirkung eines Kragendesigns auf die Primärstabilität von zementfreien HTEPs bei Unterdimensionierung und Standardgrößen untersucht. Dabei habe ich wesentlich zur Planung und Vorbereitung der Studie beigetragen. Zu Beginn führte ich Vorversuche zur Etablierung und Validierung der Datenaufnahme mittels optischen Messsystem durch und bestimmte die Eigenverformung der Hüftschäfte innerhalb des Knochens. Der operierende Facharzt wurde von mir bei der Implantation der Hüftschäfte unterstützt. Zusätzlich war ich für die Organisation und Durchführung der Messungen verantwortlich. Dazu wurden die Kunstknochen für die optische Messung vorbereitet, indem der Hüftschafft an den gewünschten Messpositionen durch Löcher im Knochen freigelegt wurde. Anschließend wurde von mir die Datenerhebung der vier Studiengruppen an jeweils sieben Kunstknochen durchgeführt. Die Auswertung erfolgte mittels eines von mir geschriebenen MATLAB Skripts (Version R2022a, MathWorks Inc., Natick, MA, USA), welches die resultierende zyklische Mikrobewegung jeder Messposition berechnete und einen Mittelwert über den kompletten

Messzeitraum bildete. Für eine aussagekräftige Beurteilung der Ergebnisse wertete ich die Daten mit einem Statistikprogramm (GraphPad Prism, Version 9.5.1, GraphPad Software, Inc., La Jolla, USA) aus. Die Ergebnisse der Datenauswertung sowie die resultierende Schlussfolgerung wurden in enger Rücksprache mit den Co-Autoren diskutiert und interpretiert. Ich habe mich intensiv mit der Literatur auseinandergesetzt, um die Ergebnisse in den aktuellen Forschungskontext einzuordnen. Auf Grundlage dieser Ergebnisse war ich für das Schreiben der Veröffentlichung sowie das Eingliedern der vorgeschlagenen Anmerkungen der Co-Autoren verantwortlich. Ich übernahm die graphische Darstellung der Ergebnisse und die Korrespondenz mit dem ausgewählten Journal.

2. Einleitung

2.1 Wissenschaftlicher Hintergrund

2.1.1 Das menschliche Hüftgelenk

Das Hüftgelenk (lat. *Articulatio coxae*) ist das größte Kugelgelenk des menschlichen Körpers. Es verbindet das Becken (lat. *Pelvis*) mit den jeweiligen Oberschenkelknochen (lat. *Os femoris*) und ermöglicht so die Bewegung der unteren Extremitäten, weshalb es einen wichtigen Bestandteil des Bewegungsapparates darstellt [1].

Die knöchernen Anteile des Hüftgelenks werden aus dem Hüftkopf (lat. *Caput femoris*) und der Hüftpfanne (lat. *Acetabulum*) gebildet. Das in dem Hüftbein (lat. *Os coxae*) liegende *Acetabulum* wird aus Anteilen des Sitzbeins (lat. *Os ischii*), des Darmbeins (lat. *Os ilium*) und des Schambeins (lat. *Os pubis*) gebildet, welche über eine Y-förmige Knorpelfuge miteinander verbunden sind [1, 2]. Die Gelenkklippe am äußeren Rand des *Acetabulum* bildet das *Labrum acetabulare*, welches aus Faserknorpel besteht.

Umgeben ist das Hüftgelenk von einer Gelenkkapsel (lat. *Capsula articularis*), bestehend aus einer äußeren (lat. *Membrana fibrosa*) und einer inneren (lat. *Membrana synovialis*) Faserschicht. So wird eine ausreichende Versorgung des Gelenks mit Gelenkflüssigkeit (lat. *Synovia*) gewährleistet. Verstärkt wird die Gelenkkapsel über einen Bandapparat bestehend aus *Lig. iliofemorale*, *Lig. ischiofemorale* und *Lig. pubofemorale* (Abbildung 1). Eine Verbindung zwischen Femurkopf und *Acetabulum* schafft das *Lig. capitis femoris*, welches keine Haltefunktion besitzt, sondern im Wachstumsalter über die enthaltene *Arteria capitis femoris* der Blutversorgung des Hüftkopfes dient (Abbildung 1) [3, 4]. Durch diesen Kapsel-Bandapparat erhält das Hüftgelenk einerseits Stabilität, andererseits führt dies auch zu einer Einschränkung des Bewegungsumfangs.

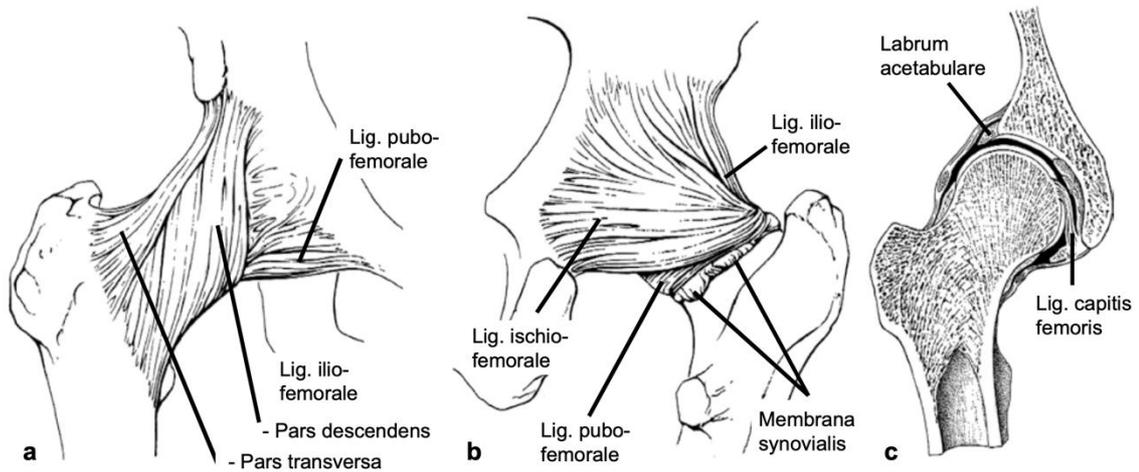


Abbildung 1: Darstellung der Bänder des Hüftgelenks beim Menschen. a) ventrale Ansicht, b) dorsale Ansicht und c) Schnitt in der Frontalebene [4].

2.1.2 Biomechanik des menschlichen Hüftgelenks

Das menschliche Hüftgelenk hat neben dem Bewegungsumfang biomechanische Funktionen wie die Kraftübertragung des Körpergewichts. Es handelt sich um ein Kugelgelenk mit drei Freiheitsgraden [5]. Dies ermöglicht einen großen Bewegungsumfang in allen Raumachsen wie Flexion und Extension, Abduktion und Adduktion sowie die Rotation. Das Hüftgelenk hat das Erscheinungsbild eines idealen Kugelgelenks, jedoch wird der Hüftkopf nur ca. 50 % von der Gelenkpfanne bedeckt. Daraus folgt, dass die Lastübertragung über eine kleinere Fläche erfolgen muss [4]. Auch die ansetzenden Muskeln, welche unter anderem an der Ausführung von Bewegungen beteiligt sind, haben Einfluss auf die im Hüftgelenk wirkende Gelenkkraft. Die aufgrund dieses Kräfte- und Momentengleichgewichts resultierende Belastung kann ein Vielfaches des Körpergewichts erreichen [6, 7]. Die Arbeitsgruppe Bergmann et al. zeigte, dass prothetisch versorgte Hüftgelenke selbst beim normalen Gehen in einer Ebene Kontaktkräfte bis zu dem 2,38-fachen des Körpergewichts aufweisen [8, 9]. Bei reflexartigen Bewegungen wie das unkontrollierte Stolpern betragen diese Kräfte das 8-fache des Körpergewichts [10].

Als Folge dieser biomechanischen Beanspruchung reagiert die menschliche Anatomie im Hüftgelenk mit einem kontinuierlichen Knochenumbau (engl. bone remodeling). Dadurch entsteht im Bereich des proximalen Femurs eine lastabhängige Ausrichtung der Trabekelstruktur (Abbildung 2) [4]. Auch der Collum-Diaphysenwinkel (CCD-Winkel) nimmt aufgrund dieses

Umbauprozesses mit zunehmendem Alter ab. Große CCD-Winkel beschreiben dabei eine Steilhüfte (coxa valga) während eine Flachhüfte (coxa vara) durch kleine CCD-Winkel definiert ist (Abbildung 2). Diese Winkeländerung bewirkt eine Veränderung des Hebelarms zwischen dem Hüftgelenksdrehzentrum und der Abduktorenmuskulatur, was wiederum Einfluss auf die resultierende Gelenkkraft hat [4, 11].

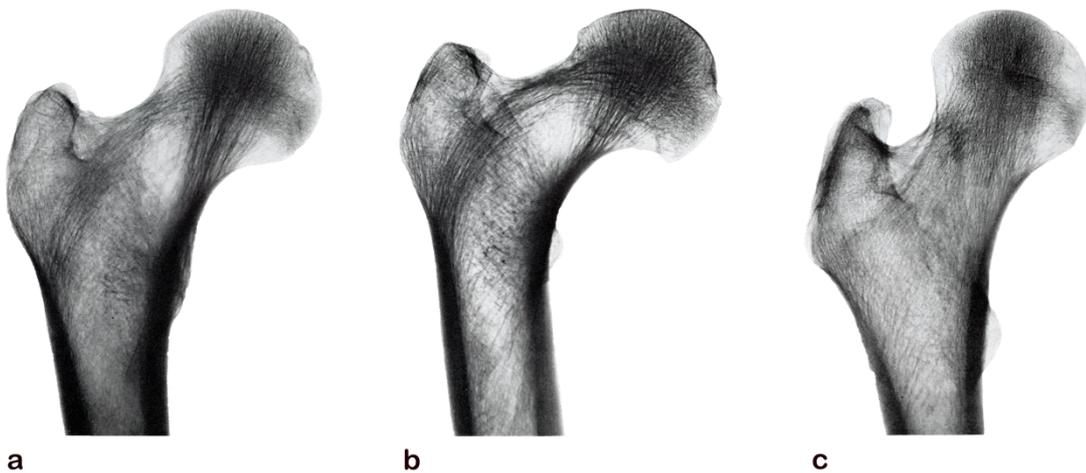


Abbildung 2: Richtungsabhängige Ausrichtung der Trabekelstruktur für a) Coxa norma, b) Coxa vara und c) Coxa valga in Anlehnung an [7].

2.1.3 Coxarthrose

Der Begriff Coxarthrose beschreibt eine degenerative, nicht entzündliche Erkrankung des Hüftgelenks, bei der ein überdurchschnittlicher Verschleiß des Gelenkknorpels von Hüftpfanne und Hüftkopf vorliegt [11]. Großen Einfluss auf die Entstehung einer Coxarthrose haben Deformitäten der Hüftpfanne sowie die Form und Ausrichtung des proximalen Femurs, welche zu einer verminderten Gelenkfläche und damit zu einem erhöhten Kontaktdruck führt [4]. Dadurch entsteht ein Ungleichgewicht zwischen Belastung und Belastbarkeit des hyalinen Gelenkknorpels [12].

Basierend auf der multifaktoriellen Entstehung wird bei dieser Hüftgelenkerkrankung zwischen primärer und sekundärer Coxarthrose unterschieden. Während bei einer primären (idiopathischen) Coxarthrose die Ursachen für den Verschleiß weitestgehend unbekannt sind, kommt es bei einer sekundären Coxarthrose aufgrund von Formbildungsstörungen zu einer Veränderung des Gelenkspaltes. Daraus folgt eine Überlastung des Hüftgelenks, welche zu einem frühzeitigen Verschleiß führt [4, 11-13].

Risikofaktoren einer Coxarthrose lassen sich deshalb auch in demografische und pathologische Ursachen unterteilen. So haben sowohl Alter, Geschlecht, Übergewicht, Beruf und Genetik als auch Traumata, Hüftdysplasien oder Krankheiten aus dem Kindesalter Einfluss auf die Entstehung einer Coxarthrose [13, 14]. Patienten, die von Coxarthrose betroffen sind, leiden typischerweise an schmerzbedingten Funktionseinschränkungen, einer Steifigkeit sowie Ruheschmerzen [11, 13].

Heutzutage ist es noch nicht möglich Arthrosen über eine Therapieform zu heilen. Deshalb wird mittels konservativen, medikamentösen oder operativen Behandlungsansätzen versucht die Beschwerden der betroffenen Patienten so gut wie möglich zu lindern. So soll durch einen konservativen Therapieansatz die bestmögliche Schmerzlinderung erzielt werden. Im Gegensatz dazu versuchen operative Therapien durch Korrektur von Fehlstellungen ein Fortschreiten der Arthrose zu verhindern oder zielen auf einen kompletten Gelenkersatz mit einer Hüfttotalendoprothese ab.

2.1.4 Hüftendoprothetik

Insgesamt wurden im Operationsjahr 2022 in Deutschland 255.886 Hüftendoprothesen implantiert, wovon 177.826 als primäre HTEP durch das Endoprothesenregister Deutschland (EPRD) dokumentiert wurden [15, 16]. Somit zählt die Hüftendoprothetik zu den meist durchgeführten endoprothetischen Eingriffen in Deutschland. Eine der Hauptindikationen für den Einsatz einer Hüftendoprothese ist unter anderem die in Kapitel 2.1.3 beschriebene Coxarthrose.

Die heute bekannte Hüfttotalendoprothese wurde bereits im Jahr 1938 von Wiles in London entwickelt [17]. Einen wichtigen Meilenstein in der Hüftendoprothetik setzte allerdings Sir John Charnley im Jahre 1960, der mit der Einführung des Knochenzements eine globale Anwendung dieser Operationstechnik erreichte [18]. Neben den Verankerungstechniken versuchte Charnley auch die Gleitreibung der bisherigen Metall-Metall-Paarung und somit den Verschleiß zu reduzieren. Dieses sogenannte low-friction-Prinzip realisierte er durch die Verwendung eines kleineren Prothesenkopfdurchmessers und die Anwendung anderer Materialien, wie zum Beispiel Teflon und später auch Polyethylen (PE) [4, 19].

Dank der Einführung dieser Innovationen wurde ein grundlegendes Prinzip der Hüftendoprothetik etabliert. Derzeitige Entwicklungsansätze eines totalen Hüftgelenkersatzes fokussieren sich daher auf den Einsatz hochmoderner Legierungen, das Design, der Verwendung von Knochenzement sowie der Optimierung des Operationsverfahrens. Zum Beispiel konnte durch den Einsatz von Keramiken eine Minimierung des Materialabriebs erreicht werden [20].

Die totale künstliche Rekonstruktion des Hüftgelenks erfolgt durch den Austausch der Gelenkflächen. Diese HTEP besteht unter anderem aus einem in das Femur implantierten Hüftschaft, der über einen aufgesteckten Hüftkopf mit der im Acetabulum liegenden Hüftpfanne verbunden ist (Abbildung 3). Die Kontaktfläche zwischen Hüftkopf und Pfannenkomponente wird dabei meistens über einen Einsatz (sog. Inlay) aus Polyethylen oder Keramik realisiert (Abbildung 3). So wird eine geringe Reibung der Gleitpaarung zwischen den Komponenten sichergestellt.

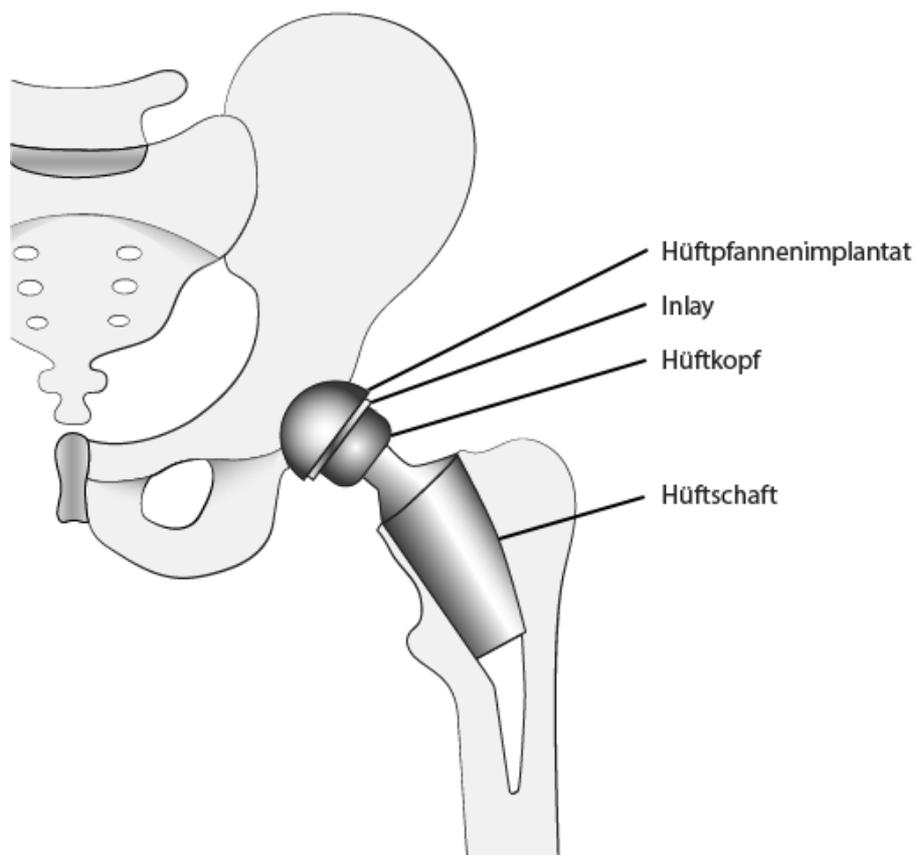


Abbildung 3: Veranschaulichung einer exemplarisch implantierten Hüfttotalendoprothese und deren Bestandteile in Anlehnung an [21].

Neben der Schmerzfreiheit ist ein wichtiges Ziel der Hüftendoprothetik die Biomechanik und Kinematik des Hüftgelenks zu rekonstruieren [4]. Dabei wird das Drehzentrum des Hüftgelenks bestmöglich wiederhergestellt, während gleichzeitig versucht wird, möglichst wenig Knochenmaterial zu entfernen. Der Einfluss patientenindividueller Anatomien wird mit Hilfe unterschiedlicher Designvarianten abgebildet. Folglich kann der Operateur auf Kurz- und Langschaftprothesen zurückgreifen, welche wiederum über unterschiedliche CCD-Winkel verfügen [22].

Auch wenn die Einführung von Knochenzement die Hüftendoprothetik revolutionierte, zeigten Langzeitergebnisse insbesondere bei jüngeren Patienten hohe Ausfallwahrscheinlichkeiten aufgrund von aseptischer Lockerung [4]. Deshalb gibt es bei Hüftschaften grundsätzlich zwei verschiedene Verankerungsvarianten. Wesentlicher Unterschied dabei ist die Fixierung am Interface Knochen-Implantat. Während zementfreie Hüftschaften sich primär über ein sogenanntes Press-Fit (das Einpressen des Implantats in den Knochen) und sekundär über das Anwachsen verankern, erreichen zementierte Prothesen sofort ihre Primär- und Sekundärstabilität durch Formschluss [23]. Zusätzlich versuchen einige Schaftsysteme durch Kombination von Design- und Verankerungsvarianten die Primär- und Sekundärstabilität zu verbessern. Ein Ansatz dabei sind Prothesenschaft mit sog. Implantatkragen (engl. collar) im Bereich des Prothesenhalses. Dieser Kragen bewirkt eine axiale Abstützung des Schaftes an der kortikalen Knochenstruktur um ein weiteres Nachsetzen (Sinterung) sowie Rotationen zu verhindern [4, 24].

2.1.5 Versagensmechanismen der Hüftendoprothetik

Die Einführung verschiedenster Register weltweit ermöglicht eine detaillierte Analyse der Versagensursachen von Endoprothesen. Speziell in der Hüftendoprothetik wurden im Operationsjahr 2022 in Deutschland 18.145 Folgeeingriffe durchgeführt. Dabei wurden die aseptische Lockerung mit 22,7 %, Infektionen (16,4 %) und periprothetische Frakturen (15,9 %) als Hauptursachen für Revisionseingriffe dokumentiert [15]. Register anderer Nationalitäten konnten neben Luxationen eine ähnliche Verteilung für einen Folgeeingriff feststellen [25, 26].

Während Infektionen meist von Bakterien verursacht werden, haben periprothetische Frakturen sowie die aseptische Lockerung multifaktorielle Ursachen. Dementsprechend kann eine Infektion nach Implantation einer HTEP nur bedingt durch den Einsatz eines antibiotikahaltigen Knochenzements, die Verabreichung verschiedener Wirkstoffe sowie einer Revisionsoperation behandelt werden [4].

Zu den möglichen Risikofaktoren für eine periprothetische Fraktur zählen die Knochenqualität aufgrund von Alter und Geschlecht, die Verankerungsart und die Implantatbewegung [27-30]. Der Einsatz von Knochenzement reduziert signifikant das Risiko, eine periprothetische Fraktur zu erleiden, insbesondere bei älteren Patienten oder Patienten mit Osteoporose [15, 29].

Die aseptische Lockerung beschreibt primär den biologischen Knochenverlust infolge multifaktorieller Ursachen, welcher zu einer Implantatlockerung führt [31]. Deshalb sind die Gründe für die aseptische Lockerung nicht eindeutig von den Risikofaktoren einer periprothetischen Fraktur abgrenzbar. Häufig werden Abriebpartikel der Implantatkomponenten als Hauptursache genannt (sog. Partikelkrankheit), allerdings haben eine Vielzahl weiterer Faktoren Einfluss auf die aseptische Lockerung [31-33]. So können nach HTEP biomechanische Veränderungen auftreten, die zu Belastungsabschirmungen (engl. stress shielding) des Femurknochens führen, welche aufgrund des kontinuierlichen Knochenumbaus zu einem Verlust der Knochenstruktur führt (Abbildung 4) [31]. Außerdem zählen das Aktivitätslevel, Endotoxine, die sog. Partikelkrankheit und die Implantatbewegung (sog. Micromotion) zu möglichen Einflussfaktoren der aseptischen Lockerung (Abbildung 4) [33, 34].

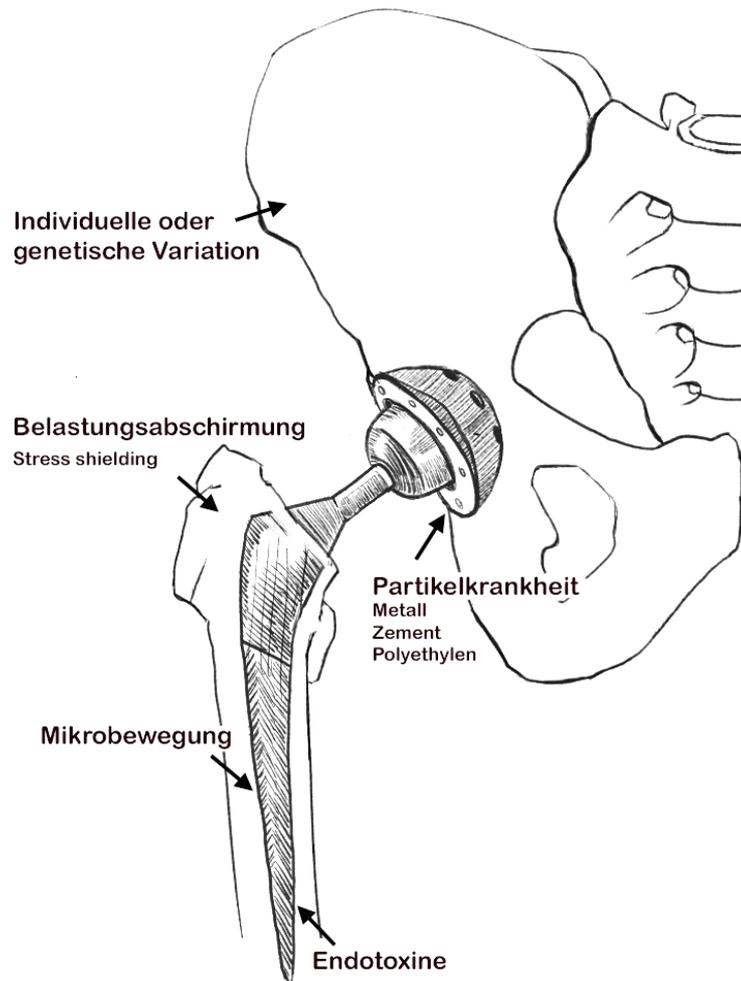


Abbildung 4: Einflussfaktoren der aseptischen Lockerung am Beispiel einer Hüfttotalendoprothese.

Die Implantatbewegung und -ausrichtung beeinflusst das Osteointegrationsverhalten des Hüftschafes und hat so Auswirkung auf Stabilität und stress shielding. Hüftschäfte mit einer Antetorsionsausrichtung haben beispielsweise ein höheres Risiko für Dislokationen und Prothesenlockerungen [35]. Insbesondere bei zementfreien Hüftschäften wird in der Literatur auf eine frühe Veröffentlichung von Pilliar et al. verwiesen, in der eine Osteointegrationsgrenze von 150 μm festgelegt wurde [36]. Auch Kohli et al. publizierte in einer aktuellen systematischen Übersichtsarbeit Mikrobewegungen im Bereich von 15 μm bis 750 μm als Limit für Osteointegration [37].

Basierend dieser Einflussfaktoren können folglich periprothetische Frakturen sowie die aseptische Lockerung durch den Einsatz verschiedener Design- und Verankerungsvarianten reduziert werden. Beispielsweise zeigen

Hüftschafthdesigns mit Kragen biomechanische Veränderungen mit einer geringeren Sinterung der Schaftkomponente [38]. Weitere Studien zeigen unter statischer Lasteinleitung eine höhere Primärstabilität und ein geringeres Risiko für eine periprothetische Fraktur bei der Verwendung eines Kragens [39-41].

Die Revisionsraten von zementierten Hüftendoprothesen ist besonders bei älteren Patienten innerhalb der ersten drei Jahre nach Implantation signifikant geringer im Vergleich zu den zementierten Schaftvarianten [15, 42, 43]. Interessanterweise zeigte das zementfreie Schafthdesign mit Kragen sowohl im National Joint Registry (NJR) als auch im EPRD signifikant bessere Standzeiten als sein zementiertes Äquivalent [42-44].

2.1.6 Messung der Primär- und Sekundärstabilität von Hüftendoprothesen

Die Primär- und Sekundärstabilität sind wichtige Indikatoren für die Osteointegration und somit für den langfristigen Erfolg von Endoprothesen. Um die Stabilität oder die sekundäre Prothesenlockerung zu analysieren, werden mikroskopische Relativbewegungen, sogenannte Micromotion, zwischen der Implantatkomponente und dem umliegenden Knochen gemessen [4]. Dies ermöglicht es, den Einfluss von Design, Ausrichtung und Verankerungsvarianten der Implantatkomponenten auf die Osteointegration zu untersuchen. Die Messmethoden lassen sich dabei grundsätzlich in biomechanische Experimente (in vitro) oder klinische Untersuchungen (in vivo) unterteilen. Neben der intraoperativen Schallakustik und bildgebenden in vivo Methoden wie der Röntgen-Stereometrie-Analyse (RSA) und der Einbildröntgenanalyse (EBRA) entwickelte die angewandte Biomechanik mechanische in vitro Prüfaufbauten, die unter anderem mit taktilen Sensoren oder optischen Messkomponenten die dreidimensionale (3D) Mikrobewegung messen [4, 45, 46].

Viele Arbeitsgruppen verwenden daher in ihren Veröffentlichungen Differentialtransformatoren (engl. linear variable differential transformer, kurz LVDT) zur taktilen mechanischen Bestimmung von Mikrobewegungen [47-51]. Diese LVDTs sind lediglich dazu geeignet, die eindimensionale Bewegung (Längenänderung) zu erfassen. Aus diesem Grund werden insgesamt sechs dieser Sensoren in einem Messkubus verwendet, um über geometrische Berechnungen die dreidimensionale Implantatbewegung zu ermitteln [50, 52-54].

Entscheidend hierfür ist die Vorbereitung der Hüftschäfte vor der Implantation sowie die Berechnung der Mikrobewegung basierend auf den sechs LVDTs. Zudem kann pro Messkubus lediglich ein Messpunkt aufgezeichnet werden, weshalb eine zeitaufwändige Testung aller relevanter Messpunkte erforderlich ist.

Modernere Messverfahren sind in der Lage durch digitale Bildkorrelation (engl. **digital image correlation**, kurz DIC) optisch die dreidimensionale Bewegung und Verformung von speziellen Referenzpunkten oder Farbmustern zu detektieren. Zwei Hochgeschwindigkeitskameras verfolgen dabei in einem fest definierten Abstand und Winkel zueinander optisch erkennbare Referenzpunkte auf dem Messobjekt. Durch Triangulation wird so die dreidimensionale Bewegung und Verformung bestimmt [55]. Der Vorteil dieses Messverfahrens besteht darin, dass beliebige Messpunkte innerhalb des optischen Messfeldes simultan erfasst werden können und die Messung verschiedener Parameter, wie z. B. Bewegung oder Verformung, möglich ist [55]. Eine zusätzliche Verknüpfung mit einem virtuellen Bauteil aus einem Konstruktionsprogramm (engl. **computer aided design**, kurz CAD) ermöglicht eine direkte Überwachung der Starrkörperbewegung, auch bei optisch verdeckten Flächen. Einige Arbeitsgruppen haben bereits die Implantatbewegung sowie die Knochendeformation mit dem 3D-DIC-Verfahren gemessen. Allerdings wurde dies lediglich an optisch zugänglichen Prothesenbereichen durchgeführt, die nicht innerhalb des Knochens lagen [56-58].

Vorversuche im Rahmen dieser Dissertation haben für die Eigenbiegung der Hüftschaftekomponente innerhalb des Knochens bei einer Belastung von 2.000 N, Dehnungen im Bereich von 0,003 % bis 0,066 % ergeben. Im Vergleich zu Humanknochenmaterial kann aufgrund des großen Steifigkeitsunterschieds davon ausgegangen werden, dass sich der Hüftschafte innerhalb des Femurs als Starrkörper bewegt. Die Validierung der neu verwendeten optischen Messmethode mit dem vorhandenen taktilen Messaufbau zeigt keinen signifikanten Unterschied, weshalb für weitere Messungen ausschließlich das 3D-DIC-Verfahren eingesetzt wurde.

2.2 Fragestellung und Ziel der Dissertation

Das übergeordnete Ziel dieser Forschungsarbeit ist, eine zuverlässige prothetische Versorgung des Hüftgelenks mit langen Standzeiten zu ermöglichen sowie die Patientenzufriedenheit zu verbessern. Wichtige Voraussetzung dafür ist das Verständnis der Versagensmechanismen von Hüftendoprothesen und deren Ursachen. Der häufigste Grund für das Versagen von Hüftendoprothesen ist die aseptische Lockerung, welche von mehreren Einflussfaktoren abhängig ist [33]. Dabei spielt die Primärstabilität des Implantats eine wichtige Rolle. Deshalb wurden im Rahmen dieser biomechanischen Dissertation die Erkenntnisse zweier Forschungsprojekte zur Untersuchung der Primärstabilität zusammengeführt und diskutiert.

Zum einen beschäftigt sich der erste Teil der Forschungsarbeit mit dem Einfluss verschiedener Antetorsionswinkel eines zementfreien Hüftschafts auf die Primärstabilität und die Dehnungsverteilung an der Knochenoberfläche. Derzeit ist es nicht bekannt, ob die Antetorsion neben der Luxationsrate auch Auswirkungen auf die Primärstabilität und somit auf die aseptische Lockerung hat. Deshalb wird davon ausgegangen, dass eine veränderte Antetorsion des Hüftschaftes sowohl einen Einfluss auf die Primärstabilität als auch auf das Dehnungsverhalten hat. Es wird die Hypothese aufgestellt, dass eine Änderung der Antetorsion sowohl die Primärstabilität als auch das Dehnungsverhalten reduziert.

Im zweiten Teil wurde ein optisches Messsystem etabliert, um die Primärstabilität von Hüftendoprothesen zu untersuchen. Im Anschluss daran beschäftigt sich diese Forschungsarbeit mit dem Einfluss eines Kragens einer Hüftendoprothese auf die Primärstabilität, da bei dieser zementfreien Designvariante bessere Revisionsraten gegenüber dem zementierten Schaft dokumentiert wurden. Zusätzlich soll beantwortet werden, ob ein unterdimensionierter Schaft mit Kragen ausreichend Stabilität erreicht. Es wird hypothesiert, dass sich die Primärstabilität bei Hüftendoprothesen mit Kragen im Vergleich zu Schäften ohne Kragen, sowohl bei unterdimensionierten als auch Standardgrößen, erhöht.

3. Zusammenfassung

Die Implantation einer Hüfttotalendoprothese zählt in Deutschland zu den am häufigsten durchgeführten operativen Eingriffen. Im Jahr 2022 dokumentiert das statistische Bundesamt 255.886 Implantationen einer Hüftendoprothese in Deutschland, wovon 177.826 als primäre Hüftimplantation durch das EPRD gelistet wurden [15, 16]. Allerdings mussten trotz der hohen Erfolgsquote in der Hüftendoprothetik 18.145 Revisionseingriffe durchgeführt werden [15]. Hauptursache dafür ist neben Infektionen (16,4 %) und periprothetische Frakturen (15,9 %) die aseptische Lockerung mit einem Anteil von 22,7 % [15]. Dementsprechend haben diese Versagensmechanismen oft multifaktorielle Ursachen und können unter anderem durch Prothesendesign, -ausrichtung oder der Verwendung von Knochenzement beeinflusst werden [27-34]. Folglich ist das übergeordnete Ziel der Forschung und Entwicklung in der Endoprothetik, diese multifaktoriellen Versagensmechanismen besser zu verstehen und bestmöglich zu reduzieren. Dazu wurden im Rahmen dieser Dissertation zwei Forschungsprojekte durchgeführt, die den Einfluss von Prothesenausrichtung und -design auf die Primärstabilität von zementfreien HTEPs untersuchen.

Klinische Studien haben gezeigt, dass die Antetorsionsausrichtung von Hüftschäften einen großen Einfluss auf die Prothesenlockerung hat und das Risiko für Dislokationen erhöht [35]. Der biomechanische Einfluss auf die Primärstabilität wurde dabei nicht untersucht. Daher war das Ziel des ersten Forschungsprojekts, den Einfluss verschiedener Antetorsionsausrichtungen von zementfreien Hüftendoprothesen auf die Primärstabilität sowie die Belastungsabschirmung (stress shielding) zu untersuchen. Dazu wurde der zementfreie CLS Spotorno Hüftschaff mit drei unterschiedlichen Ausrichtungen (Anteversion, Nativ und Retroversion) in jeweils sechs Kunstknochen implantiert. Die Prothesenschäfte wurden unter in vivo Lastbedingungen in einer Universalprüfmaschine dynamisch getestet. Als Maß für die Primärstabilität wurde die dreidimensionale Relativbewegung zwischen Implantat und Knochen an jeweils sechs Messpositionen gemessen. Zusätzlich wurde die Oberflächenspannung des Knochens vor und nach Implantation des Hüftschaffes mit sechs Dehnungsmessstreifen (DMS) untersucht. Die Ergebnisse der Primärstabilität sowie der stress shielding Messung zeigten

keinen signifikanten Unterschied zwischen den verschiedenen Antetorsionsausrichtungen. Abschließend kann gesagt werden, dass trotz dieses biomechanisch geringen Einflusses aus klinischer Sicht ein korrekter Antetorsionswinkel angestrebt werden sollte, um Dislokationen zu vermeiden.

Der zweite Teil des Promotionsvorhabens beschäftigt sich mit der Primärstabilität von Hüftprothesen mit Kragendesign. Wie aus den Daten des EPRD hervorgeht, haben zementierte Hüftschäfte tendenziell bessere Überlebensraten als die zementfreien Varianten [15]. Im Gegensatz dazu zeigt insbesondere der zementfreie Corail Hüftschafft bessere Überlebensraten als sein zementiertes Äquivalent, was möglicherweise auf das Kragendesign zurückzuführen ist [29]. Sowohl das NJR als auch das EPRD dokumentierten signifikant niedrigere Versagensraten bei der Verwendung eines Kragendesigns [42-44]. Biomechanische Studien haben außerdem gezeigt, dass die Verwendung eines Kragens das Risiko für periprothetische Frakturen verringert sowie das Nachsetzen des Hüftschafftes reduziert [39, 40, 59, 60]. Deshalb wurde in dieser Studie der Einfluss eines Kragendesigns auf die Primärstabilität von zementfreien Hüftschafften untersucht. Für die Messung der dreidimensionalen Mikrobewegung am interface Knochen-Implantat wurde ein optisches Messsystem etabliert und anschließend der zementfreie Corail Hüftschafft mit und ohne Kragen sowohl unterdimensioniert als auch mit einer Standardversorgung in sieben Kunstknochen implantiert. Dabei wurde unter physiologischer Last die Mikrobewegung an sechs Messpositionen aufgezeichnet. Die Primärstabilität mit einem Kragendesign ergab keinen signifikanten Unterschied innerhalb derselben Schafftgröße. Unterdimensionierte Hüftschäfte zeigten sowohl mit als auch ohne Kragen eine signifikant höhere Mikrobewegung im distalen Bereich. Abschließend lässt sich festhalten, dass es keine biomechanischen Unterschiede in der Primärstabilität gibt, wenn ein Kragen im Kunstknochen verwendet wird, obwohl Registerdaten niedrigere Versagensraten aufzeigen.

Insgesamt lässt sich zusammenfassen, dass sowohl die Prothesenausrichtung als auch die Verwendung eines Kragendesigns keinen signifikanten Einfluss auf die Primärstabilität von zementfreien Hüftschafften in Kunstknochen hat. Weitere biomechanische Untersuchungen an menschlichen Knochen sind erforderlich, um diese Ergebnisse auf die klinische Situation zu übertragen.

4. Abstract

Total hip arthroplasty (THA) is one of the most common surgeries performed in Germany. In 2022, the German Federal Statistical Office documented 255,886 hip arthroplasties, whereby 177,826 were listed as primary hip implantations by the EPRD [15, 16]. Despite the high success rate of hip replacement surgery, 18,145 of the patients required a revision operation [15]. The main cause for this, alongside infections (16.4 %) and periprosthetic fractures (15.9 %), is aseptic loosening, accounting for 22.7 % [15]. Consequently, failure mechanisms in THA often have multifactorial causes and can be influenced by factors such as prosthesis design, alignment, and the use of bone cement [27-34]. Therefore, a better understanding and minimization of these multifactorial failure mechanisms is the primary goal of arthroplasty research and development. For this purpose, two research projects were conducted as part of this dissertation to investigate the influence of prosthesis alignment and design on the primary stability of cementless THA.

Clinical studies have shown that anteversion alignment of hip stems has a significant impact on prosthesis loosening and increases the risk of dislocation [35]. However, the influence of biomechanics on primary stability has not yet been investigated. Therefore, the aim of the first research project was to analyze the influence of different anteversion alignments of cementless hip endoprostheses on primary stability and stress shielding. For this purpose, the cementless CLS Spotorno hip stem was implanted in six artificial bones with three different alignments (anteversion, neutral, and retroversion). The stems were dynamically tested under in vivo loading conditions using a universal testing machine. Primary stability was evaluated by measuring the three-dimensional relative movement between the implant and bone at six positions. Additionally, six strain gauges were used to measure bone surface strain before and after THA. The results of the primary stability and stress shielding measurements showed no significant difference between the various anteversion alignments. In conclusion, despite this minor biomechanical influence, a correct anteversion angle should be aimed for from a clinical perspective to avoid dislocation.

The second part of this dissertation focuses on the primary stability of hip prostheses with a collar design. Data from the EPRD show that cemented hip

stems tend to have better survival rates than their cementless counterparts [15]. In contrast, the Corail cementless hip stem has demonstrate better survival rates than its cemented equivalent, which may be attributed to the collar design [29]. Both the National Joint Registry (NJR) and the EPRD document significantly lower failure rates when using a collar design [42-44]. Biomechanical studies have also shown that the use of a collar reduces the risk of periprosthetic fractures and decreases hip stem subsidence [39, 40, 59, 60]. Hence, the influence of a collar design on the primary stability of cementless hip stems was investigated in this study. Therefore, an optical measurement system has been established to measure three-dimensional micromotion at the bone-implant interface. Subsequently, the cementless Corail hip stem with and without a collar was implanted in seven artificial bones, both undersized and with standard sized. Under physiological loading, micromotion was recorded at six measurement positions. Primary stability with a collar design showed no significant difference within the same stem size. Undersized hip stems had significantly higher micromotion in the distal region, both with and without a collar. In conclusion, there are no biomechanical differences in primary stability using a collar in artificial bones, although registry data indicate lower failure rates. Overall, prosthesis alignment and the use of a collar do not significantly affect the primary stability of cementless hip stems in artificial bone. Further biomechanical investigations on human bones are required to translate these results to the clinical situation.

5. Publikation I

Clinical Biomechanics

Volume 80, 105167, December 2020, [61]

DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2020.105167



Influence of different anteversion alignments of a cementless hip stem on primary stability and strain distribution

Andreas Fottner ^{a,*,1}, Manuel Kistler ^{a,1}, Matthias Woiczinski ^a, Christoph Thorwächter ^a, Tobias F. Schmidutz ^a, Volkmar Jansson ^a, Florian Schmidutz ^{a,b}

^a Department of Orthopedics, Physical Medicine and Rehabilitation, University Hospital, LMU Munich, Campus Grosshadern, Marchioninistraße 15, Munich 81377, Germany

^b BG Trauma Center, University of Tübingen, Schnarrenbergstrasse 95, 72076 Tübingen, Germany

¹ Andreas Fottner and Manuel Kistler contributed equally to this work.

* Corresponding author at: Department of Orthopedic Surgery, Physical Medicine and Rehabilitation, University Hospital of Munich (LMU), Campus Grosshadern, Marchioninistraße 15, Munich 81377, Germany. E-mail address: andreas.fottner@med.uni-muenchen.de (A. Fottner).

Abstract

Background: Stem anteversion in total hip arthroplasty is well known to have a high impact on dislocation, but empirical data regarding the clinical and biomechanical influence is lacking. Therefore, we evaluated the impact of different anteversion alignments on the primary stability and strain distribution of a cementless stem. Methods: The cementless CLS Spotorno stem was implanted in 3 different groups (each group n = 6, total n = 21) with different anteversion alignments: reference anteversion (8°), +15° torsion in anteversion (+23°), -15° torsion in retroversion (-7°) using composite femurs (Sawbones). Primary stability was determined by 3- dimensional micromotions using a dynamic loading procedure simulating walking on level ground. Additionally, surface strains were registered before and after stem insertion in the 3 different groups, using one composite femur for each group (total n = 3).

Findings: The micromotion measurements did not show a significant difference between the 3 evaluated alignments. Moreover, determination of the strain distribution did also not reveal an obvious difference. Interpretation: This biomechanical study simulating walking on level ground indicates that there is no considerable influence of stem ante-/retroversion variation ($\pm 15^\circ$) on the initial stability and strain distribution when evaluating the cementless CLS Spotorno in composite femora.

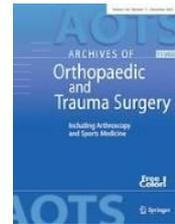
Keywords: Total hip replacement; anteversion alignment; 3-dimensional micromotion; strain distribution; initial stability; stress shielding

6. Publikation II

Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery

Volume 144, pages 2873–2879, (2024), May 2024, [62]

DOI: 10.1007/s00402-024-05374-7



The effect of a collar on primary stability of standard and undersized cementless hip stems: a biomechanical study

Manuel Kistler¹, Arnd Steinbrück^{1,2}, Florian Schmidutz^{1,3}, Alexander C. Paulus^{1,4}, Boris Michael Holzapfel¹, Matthias Woiczinski^{1,5}

¹ Department of Orthopaedics and Trauma Surgery, Musculoskeletal University Center Munich (MUM), University Hospital, LMU Munich

² Orthopaedic Surgical Competence Center Augsburg (OCKA), Vinzenz-von-Paul-Platz 1, 86152 Augsburg, Germany

³ Orthopaedic Center Rosenheim, Äußere Münchener Straße 94, 83026 Rosenheim, Germany

⁴ Orthopaedic Specialist Center Weilheim, Johann-Baur-Str. 5, 82362 Weilheim, Germany

⁵ Experimental Orthopaedics University Hospital Jena, Campus Eisenberg, Waldkliniken Eisenberg

Corresponding author: Manuel Kistler, manuel.kistler@med.uni-muenchen.de

Abstract

Introduction Aseptic loosening and periprosthetic fractures are main reasons for revision after THA. Quite different from most other stem systems, Corail cementless hip stems show better survival rates than their cemented counterpart, which can possibly be explained by the use of a collar. The study aimed to investigate primary stability with standard and undersized hip stems both collared and collarless.

Materials and Methods Primary stability of cementless, collared and collarless, femoral stems was measured in artificial bones using both undersized and standard size. After preconditioning, 3D micromotion was measured under cyclic loading at the bone-implant interface.

Results The use of a collar resulted in higher micromotion within the same stem size but showed no statistically significant difference for both standard and undersized hip stems. The collared and collarless undersized stems showed no significant differences in 3D micromotion at the upper measuring positions compared to the standard stem size. Micromotion was significantly higher in the distal measuring positions, with and without collar, for the undersized stems (vs. standard collarless stem size).

Conclusion The key finding is that the collarless and collared Corail hip stems, within one stem size, showed no significant differences in primary stability. Undersized stems showed significantly higher micromotion in the distal area both with and without collar.

Keywords Biomechanics, Total hip arthroplasty (THA), Primary stability, Micromotion, Collar, Undersizing

7. Literaturverzeichnis

- [1] Tillmann, B., Sperlich, C., Franke, C., and Cornford, A., *Atlas der Anatomie des Menschen: mit Muskeltrainer*. 2006: Springer Berlin Heidelberg.
- [2] Paulsen, F. and Waschke, J., *Sobotta, Atlas der Anatomie des Menschen Band 1: Allgemeine Anatomie und Bewegungsapparat*. 2011: Elsevier Health Sciences Germany.
- [3] Kapandji, I.A., *Funktionelle Anatomie der Gelenke: schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik*. 2006: Thieme.
- [4] Claes, L., Kirschner, P., Perka, C., and Rudert, M., *AE-Manual der Endoprothetik: Hüfte und Hüftrevision*. 2011: Springer Berlin Heidelberg.
- [5] Eberle, S. and Augat, P., *Biomechanik der Hüfte und des proximalen Femurs*. *Osteologie*, 2009. **18**(02): p. 78-82.
- [6] Heimkes, B., Posel, P., Plitz, W., and Jansson, V., *Forces Acting on the Juvenile Hip Joint in the One-Legged Stance*. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 1993. **13**(4): p. 431-436.
- [7] Pauwels, F., *Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte: Prinzipien, Technik und Resultate einer kausalen Therapie*. 1973: Springer Berlin Heidelberg.
- [8] Bergmann, G., Bender, A., Dymke, J., Duda, G., and Damm, P., *Standardized Loads Acting in Hip Implants*. *PLoS One*, 2016. **11**(5): p. e0155612.
- [9] Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J., and Duda, G.N., *Hip contact forces and gait patterns from routine activities*. *J Biomech*, 2001. **34**(7): p. 859-71.
- [10] Bergmann, G., Graichen, F., and Rohlmann, A., *Hip joint contact forces during stumbling*. *Langenbecks Arch Surg*, 2004. **389**(1): p. 53-9.
- [11] Dittrich, H., Schimmack, M., and Siemsen, C.-H., *Das Hüftgelenk*, in *Orthopädische Biomechanik: Einführung in die Endoprothetik der Gelenke der unteren Extremitäten*. 2019, Springer Berlin Heidelberg: Berlin, Heidelberg. p. 71-84.
- [12] Grifka, J. and Kuster, M., *Orthopädie und Unfallchirurgie*. 2011: Springer Berlin Heidelberg.
- [13] Imhof, H., Czerny, C., Gahleitner, A., Grampp, S., Kainberger, F., Krestan, C., and Sulzbacher, I., *Koxarthrose*. *Der Radiologe*, 2002. **42**(6): p. 416-431.

- [14] Lespasio, M.J., Sultan, A.A., Piuzzi, N.S., Khlopas, A., Husni, M.E., Muschler, G.F., and Mont, M.A., *Hip Osteoarthritis: A Primer*. Perm J, 2018. **22**: p. 17-084.
- [15] Grimberg, A., Lützner, J., Melsheimer, O., Morlock, M., and Steinbrück, A., *Endoprothesenregister Deutschland (EPRD): Jahresbericht 2023*. 2023.
- [16] Statistisches-Bundesamt-(Destatis), *Die 20 häufigsten Operationen insgesamt - Vollstationär behandelte Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern 2022*. 2022.
- [17] Wiles, P., *The surgery of the osteoarthritic hip*. Br J Surg, 1958. **45**(193): p. 488-97.
- [18] Charnley, J., *Arthroplasty of the hip. A new operation*. Lancet, 1961. **1**(7187): p. 1129-32.
- [19] Charnley, J., *Low Friction Arthroplasty of the Hip: Theory and Practice*. 1979: Springer Berlin.
- [20] Tipper, J.L., Firkins, P.J., Besong, A.A., Barbour, P.S.M., Nevelos, J., Stone, M.H., Ingham, E., and Fisher, J., *Characterisation of wear debris from UHMWPE on zirconia ceramic, metal-on-metal and alumina ceramic-on-ceramic hip prostheses generated in a physiological anatomical hip joint simulator*. Wear, 2001. **250**(1): p. 120-128.
- [21] infoMedizin. *Aufbau und Platzierung der Hüftprothese*. 2024 [cited 2024 February 25]; Available from: <https://www.infomedizin.de>.
- [22] Perka, C., *Kurzschafftendoprothesen an der Hüfte*. 2017, Springer.
- [23] Wetzel, R., *Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik*. 2013: Steinkopff.
- [24] Whiteside, L.A., Amador, D., and Russell, K., *The effects of the collar on total hip femoral component subsidence*. Clin Orthop Relat Res, 1988(231): p. 120-6.
- [25] Ben-Shlomo, Y., Blom, A., Boulton, C., Brittain, R., Clark, E., Dawson-Bowling, S., Deere, K., Esler, C., Espinoza, O., and Evans, J., *The National Joint Registry 19th Annual Report 2022*. 2022.
- [26] Ulrich, S.D., Seyler, T.M., Bennett, D., Delanois, R.E., Saleh, K.J., Thongtrangan, I., Kuskowski, M., Cheng, E.Y., Sharkey, P.F., and Parvizi, J., *Total hip arthroplasties: what are the reasons for revision?* International orthopaedics, 2008. **32**: p. 597-604.
- [27] Abdel, M.P., Watts, C.D., Houdek, M.T., Lewallen, D.G., and Berry, D.J., *Epidemiology of periprosthetic fracture of the femur in 32 644 primary total hip arthroplasties: a 40-year experience*. Bone Joint J, 2016. **98-B**(4): p. 461-7.

- [28] Berend, M.E., Smith, A., Meding, J.B., Ritter, M.A., Lynch, T., and Davis, K., *Long-term outcome and risk factors of proximal femoral fracture in uncemented and cemented total hip arthroplasty in 2551 hips*. J Arthroplasty, 2006. **21**(6 Suppl 2): p. 53-9.
- [29] Konow, T., Baetz, J., Melsheimer, O., Grimberg, A., and Morlock, M., *Factors influencing periprosthetic femoral fracture risk*. Bone Joint J, 2021. **103-B**(4): p. 650-658.
- [30] Wu, C.C., Au, M.K., Wu, S.S., and Lin, L.C., *Risk factors for postoperative femoral fracture in cementless hip arthroplasty*. J Formos Med Assoc, 1999. **98**(3): p. 190-4.
- [31] Otto, M., Kriegsmann, J., Gehrke, T., and Bertz, S., *Schlüssel der aseptischen Prothesenlockerung?* Pathologe, 2006. **27**: p. 447-460.
- [32] Holt, G., Murnaghan, C., Reilly, J., and Meek, R.M., *The biology of aseptic osteolysis*. Clin Orthop Relat Res, 2007. **460**: p. 240-52.
- [33] Sundfeldt, M., V Carlsson, L., B Johansson, C., Thomsen, P., and Gretzer, C., *Aseptic loosening, not only a question of wear: a review of different theories*. Acta orthopaedica, 2006. **77**(2): p. 177-197.
- [34] Cherian, J.J., Jauregui, J.J., Banerjee, S., Pierce, T., and Mont, M.A., *What Host Factors Affect Aseptic Loosening After THA and TKA?* Clin Orthop Relat Res, 2015. **473**(8): p. 2700-9.
- [35] Muller, M., Abdel, M.P., Wassilew, G.I., Duda, G., and Perka, C., *Do post-operative changes of neck-shaft angle and femoral component anteversion have an effect on clinical outcome following uncemented total hip arthroplasty?* Bone Joint J, 2015. **97-B**(12): p. 1615-22.
- [36] Pilliar, R.M., Lee, J.M., and Maniopoulos, C., *Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants*. Clin Orthop Relat Res, 1986(208): p. 108-13.
- [37] Kohli, N., Stoddart, J.C., and van Arkel, R.J., *The limit of tolerable micromotion for implant osseointegration: a systematic review*. Sci Rep, 2021. **11**(1): p. 10797.
- [38] Jeon, I., Bae, J.Y., Park, J.H., Yoon, T.R., Todo, M., Mawatari, M., and Hotokebuchi, T., *The biomechanical effect of the collar of a femoral stem on total hip arthroplasty*. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2011. **14**(1): p. 103-12.
- [39] Demey, G., Fary, C., Lustig, S., Neyret, P., and si Selmi, T.A., *Does a collar improve the immediate stability of uncemented femoral hip stems in total hip arthroplasty? A bilateral comparative cadaver study*. The Journal of arthroplasty, 2011. **26**(8): p. 1549-1555.
- [40] Lamb, J., Baetz, J., Messer-Hannemann, P., Adekanmbi, I., van Duren, B., Redmond, A., West, R., Morlock, M., and Pandit, H., *A calcar collar is protective against early periprosthetic femoral fracture around cementless*

- femoral components in primary total hip arthroplasty: a registry study with biomechanical validation.* The Bone & Joint Journal, 2019. **101**(7): p. 779-786.
- [41] Lamb, J.N., Coltart, O., Adekanmbi, I., Pandit, H.G., and Stewart, T., *Calcar-collar contact during simulated periprosthetic femoral fractures increases resistance to fracture and depends on the initial separation on implantation: A composite femur in vitro study.* Clin Biomech (Bristol, Avon), 2021. **87**: p. 105411.
- [42] Morlock, M. and Melsheimer, O., *A non inferiority approach to investigate the differences between stem design and fixation of elective THA procedures on revision rates depending on patient age,* in *12th International Congress of Arthroplasty Registries.* 2023: Montreal, Canada. p. No. 30.
- [43] Morlock, M. and Melsheimer, O. *INFLUENCE OF STEM FIXATION AND STEM TYPE ON REVISION AND MORTALITY RATES IN ELECTIVE TOTAL HIP ARTHROPLASTY PROCEDURES IN PATIENTS OVER 80 YEARS OF AGE.* in *Orthopaedic Proceedings.* 2023. Bone & Joint.
- [44] National Joint Registry. *Implant Bespoke Report for Corail Stem.* 2021; Available from: http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/INT%20Mobile/Synthes%20International/Product%20Support%20Material/legacy_Synthes_PDF/189709.pdf; http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/INT%20Mobile/Synthes%20International/Product%20Support%20Material/legacy_Synthes_PDF/189708.pdf.
- [45] Seehaus, F., Sonntag, R., Schwarze, M., Jakobowitz, E., Sesselmann, S., Kretzer, J.P., and Hurschler, C., *Früherkennung des Risikos der späteren Implantatlockerung mittels der Röntgen Stereophotogrammetrischen Analyse (RSA).* Der Orthopäde, 2020. **49**(12): p. 1042-1048.
- [46] Fonseca Ulloa, C.A., Schreynemackers, S., Harz, T., Lang, F.W., Fölsch, C., Rickert, M., Jahnke, A., and Ishaque, B.A., *Acoustical determination of primary stability of femoral short stem during uncemented hip implantation.* Clin Biomech (Bristol, Avon), 2023. **109**: p. 106079.
- [47] Bieger, R., Ignatius, A., Decking, R., Claes, L., Reichel, H., and Durselen, L., *Primary stability and strain distribution of cementless hip stems as a function of implant design.* Clin Biomech (Bristol, Avon), 2012. **27**(2): p. 158-64.
- [48] Buhler, D.W., Oxland, T.R., and Nolte, L.P., *Design and evaluation of a device for measuring three-dimensional micromotions of press-fit femoral stem prostheses.* Med Eng Phys, 1997. **19**(2): p. 187-99.
- [49] Engh, C.A., O'Connor, D., Jasty, M., McGovern, T.F., Bobyn, J.D., and Harris, W.H., *Quantification of implant micromotion, strain shielding, and*

- bone resorption with porous-coated anatomic medullary locking femoral prostheses. Clin Orthop Relat Res, 1992(285): p. 13-29.*
- [50] Gortz, W., Nagerl, U.V., Nagerl, H., and Thomsen, M., *Spatial micromovements of uncemented femoral components after torsional loads. J Biomech Eng, 2002. 124(6): p. 706-13.*
- [51] Ostbyhaug, P.O., Klaksvik, J., Romundstad, P., and Aamodt, A., *Primary stability of custom and anatomical uncemented femoral stems: a method for three-dimensional in vitro measurement of implant stability. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2010. 25(4): p. 318-24.*
- [52] Fottner, A., Woiczinski, M., Kistler, M., Schröder, C., Schmidutz, T.F., Jansson, V., and Schmidutz, F., *Influence of undersized cementless hip stems on primary stability and strain distribution. Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery, 2017. 137(10): p. 1435-1441.*
- [53] Fottner, A., Woiczinski, M., Kistler, M., Schröder, C., Schmidutz, T.F., Jansson, V., and Schmidutz, F., *Varus malalignment of cementless hip stems provides sufficient primary stability but highly increases distal strain distribution. Clinical Biomechanics, 2018. 58: p. 14-20.*
- [54] Schmidutz, F., Woiczinski, M., Kistler, M., Schröder, C., Jansson, V., and Fottner, A., *Influence of different sizes of composite femora on the biomechanical behavior of cementless hip prosthesis. Clinical Biomechanics, 2017. 41: p. 60-65.*
- [55] Schreier, H., Orteu, J.-J., and Sutton, M.A., *Image correlation for shape, motion and deformation measurements: Basic concepts, theory and applications. Vol. 1. 2009: Springer.*
- [56] Jaenisch, M., Kohlhof, H., Wirtz, D.C., Schildberg, F.A., Beckmann, N.A., Kretzer, J.P., Schonhoff, M., and Jager, S., *Primary Stability in Hip Revision Arthroplasty: Comparison of the Stability of Cementless Fixed Augments on a Modular Acetabular Cage System with and without Cranial Straps. J Clin Med, 2021. 10(17).*
- [57] Konow, T., Batz, J., Beverland, D., Board, T., Lampe, F., Puschel, K., and Morlock, M.M., *Variability in Femoral Preparation and Implantation Between Surgeons Using Manual and Powered Impaction in Total Hip Arthroplasty. Arthroplast Today, 2022. 14: p. 14-21.*
- [58] Small, S., Rogge, R., Malinzak, R., Reyes, E., Cook, P., Farley, K., and Ritter, M., *Micromotion at the tibial plateau in primary and revision total knee arthroplasty: fixed versus rotating platform designs. Bone & joint research, 2016. 5(4): p. 122-129.*
- [59] Malfroy Camine, V., Rudiger, H.A., Pioletti, D.P., and Terrier, A., *Effect of a collar on subsidence and local micromotion of cementless femoral stems: in vitro comparative study based on micro-computerised tomography. Int Orthop, 2018. 42(1): p. 49-57.*

- [60] Kwong, K.S., *The biomechanical role of the collar of the femoral component of a hip replacement*. J Bone Joint Surg Br, 1990. **72**(4): p. 664-5.
- [61] Fottner, A., Kistler, M., Woiczinski, M., Thorwächter, C., Schmidutz, T.F., Jansson, V., and Schmidutz, F., *Influence of different anteversion alignments of a cementless hip stem on primary stability and strain distribution*. Clinical Biomechanics, 2020: p. 105167.
- [62] Kistler, M., Steinbruck, A., Schmidutz, F., Paulus, A.C., Holzapfel, B.M., and Woiczinski, M., *The effect of a collar on primary stability of standard and undersized cementless hip stems: a biomechanical study*. Arch Orthop Trauma Surg, 2024.

8. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich meine aufrichtige Dankbarkeit gegenüber allen zum Ausdruck bringen, die mich in den vergangenen Jahren bei der Durchführung meiner Projekte und der Erstellung meiner Dissertation unterstützt haben.

Ein besonderer Dank für die wertvolle fachliche Expertise und Unterstützung gilt zunächst meinem Doktorvater, Prof. Dr. med. Arnd Steinbrück, sowie meiner weiteren Betreuungskommission bestehend aus PD Dr. med. Alexander Paulus und Prof. Dr. med. Florian Schmidutz.

Mein größter Dank gilt dem Team der angewandten Biomechanik, insbesondere Matthias Woiczinski, der seit meinem Grundstudium mit seinem Fachwissen und Vertrauen wesentlich zu meiner persönlichen und beruflichen Entwicklung in der biomechanischen Forschung beigetragen hat. Er und meine Kollegen, Leandra Bauer, Gwendolin Prusa, Inês Santos und Christoph Thorwächter sind im Laufe dieser Forschungsreise zu vertrauten Freunden geworden, deren Unterstützung und Zusammenhalt mir nicht nur fachlich, sondern auch persönlich viel bedeuten. Ich bin fest davon überzeugt, dass sich unsere beruflichen Wege definitiv wieder kreuzen werden und wir auch in Zukunft weiterhin Gelegenheit haben, zusammenzuarbeiten und gemeinsame Ziele zu verfolgen.

Mein Dank gilt auch allen Co-Autoren, die auf unterschiedliche Weise maßgeblich dazu beigetragen haben, dass diese Dissertation erfolgreich abgeschlossen werden konnte.

Besonders meiner Familie und meinen Freunden möchte ich herzlich danken, die mit ihrer bedingungslosen und liebevollen Unterstützung während meiner gesamten akademischen Laufbahn stets ein Anker für mich waren. Ohne euch wäre dieser Meilenstein zum Dokortitel nicht möglich gewesen.