

# Dynamische 3D-Reibungsmessung an Hüftendoprothesen

Zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Ingenieurwissenschaften (Dr.-Ing.)

von der KIT-Fakultät für Maschinenbau  
des Karlsruher Instituts für Technologie (KIT)

genehmigte

Dissertation

von

Dipl.-Ing. Robert Sonntag, M.Sc.

Tag der mündlichen Prüfung:	10. Juli 2019
Hauptreferent:	Prof. Dr. Andreas E. Guber
Korreferent:	Prof. Dr. Jan G. Korvink
Korreferent:	Prof. Dr. J. Philippe Kretzer



# Eidesstattliche Versicherung

1. Bei der eingereichten Dissertation zu dem Thema »Dynamische 3D-Reibungsmessung an Hüftendoprothesen« handelt es sich um meine eigenständig erbrachte Leistung.
2. Ich habe nur die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt und mich keiner unzulässigen Hilfe Dritter bedient. Insbesondere habe ich wörtlich oder sinngemäß aus anderen Werken übernommene Inhalte als solche kenntlich gemacht.
3. Die Arbeit oder Teile davon habe ich bislang nicht an einer Hochschule des In- oder Auslands als Bestandteil einer Prüfungs- oder Qualifikationsleistung vorgelegt.
4. Die Richtigkeit der vorstehenden Erklärungen bestätige ich.
5. Die Bedeutung der eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unrichtigen oder unvollständigen eidesstattlichen Versicherung sind mir bekannt.

Helmstadt-Bargen, den 13.05.2019

---

Dipl.-Ing. Robert Sonntag, M.Sc.





*Für Katja, Clara und Theo*



# Zusammenfassung

Im Sinne einer bauteilnahen Prüfung werden zur tribologischen Untersuchung künstlicher Hüftgelenke experimentelle Simulationen durchgeführt. Sie stellen einen wesentlichen Teil der präklinischen Evaluierung eines Implantatsystems dar. Hintergrund der Verschleißtestung sind Erkenntnisse aus der klinischen Forschung, nach denen die biologische Wirkung von Verschleißpartikeln auf den Organismus eine frühzeitige Lockerung des Gelenks zur Folge haben kann. Durch die Verwendung harter, verschleißarmer Materialien für die Gleitpartner und großer Kopfdurchmesser, rückt der Aspekt der Reibung verstärkt in den Fokus. Aktuelle Berichte aus der Klinik legen vielfach ein reibungsindiziertes oder -unterstütztes Versagen nahe. In der vorliegenden Arbeit wird die Erweiterung der experimentellen Simulation um die Messung der internen Gelenkreibung vorgestellt, validiert und verifiziert. Die Erkenntnisse aus dem vorliegenden Prüfaufbau erlauben es, Einflüsse auf (A) die Verankerung der Implantatkomponenten im Knochen bzw. im umgebenden Zementmantel und (B) die reibungsindizierte Korrosion an Schnittstellen von modularen Implantatsystemen zu evaluieren.

Alle Untersuchungen finden für maximal 1000 Bewegungszyklen in einer geschlossenen Kammer unter Berücksichtigung der operativen Pfannenausrichtung statt. Innerhalb dieses Zeitraumes wurde für alle untersuchten Probenkörpern ein Einlaufen der Gleitpaarungen detektiert. Die Implantatkomponenten wurden im Hüftsimulator in physiologischer Orientierung getestet und als Ersatzmedium für die Gelenkflüssigkeit temperiertes Kalberserum verwendet. Durch die Integration einer hochpräzisen Sechs-Komponenten-Kraft-/Momentensensorik und eines ebenen Luftlagers, das für einen Querkraftausgleich sorgt, wird eine Messunsicherheit des resultierenden Reibmoments von weniger als 0,5 Nm erreicht. Vergleiche mit Referenzstudien an angetriebenen Pendelaufbauten sowie zwischen Messwerten, zum einen aus einem freien Pendel mit konstanter Axiallast und zum ande-

ren aus der physikalischen Theorie, zeigen eine gute Vergleichbarkeit zu den Ergebnissen aus dem Simulator. Erarbeitet und getestet wurden neben der standardisierten Referenz-Kinematik für die Verschleißtestung nach ISO 14242-1 zudem Aktivitätsprofile, die aus Untersuchungen mit instrumentierten Hüftimplantaten und aus der Ganganalyse gewonnen wurde: Normales Gehen in der Ebene, Treppe auf- und Treppe absteigen. Auf die Reibung bezogen zeigt sich hierbei beim Vergleich der Kinematiken für das Normale Gehen, dass die Testung nach ISO 14242-1 der Belastung bei einem Patientengewicht von etwa 100-120 kg entspricht. Bei fortlaufender Simulation wurden bei allen Aktivitäten im Mittel maximale resultierende Reibmomente von weniger als 8 Nm sowie Momente um die Schaftkonus-Achse im Mittel von maximal 2-3 Nm gemessen. Die Einführung einer zusätzliche Pause zum Zeitpunkt der maximalen resultierenden Hüftkraft erzeugt nach Initiierung des Ganges Losbrechmomente von über 15 Nm, die u.a. abhängig sind von der Materialkombination, dem Spaltmaß zwischen Kopfaußen- und Insertinnendurchmesser, der Pausendauer und der operativen Pfannenorientierung. Eine Erhöhung der axialen Gelenkkompression während der Schwungphase des Gangzyklus korreliert bei Gleitpaarungen mit Polyethylen-Komponente mit der resultierende Reibung, bei rein metallischen oder keramischen Kombinationen ist der Einfluss eher marginal.

Im Vergleich der Implantatmaterialien für die Gleitpaarung zeigt sich Polyethylen, das gegen einen metallischen oder keramischen Hüftkopf läuft, als am verzeihendsten gegenüber einer Fehlausrichtung der Pfannenkomponente, während besonders große keramische Systeme mit kleinem Spaltmaß eine erhöhte Reibung aufweisen. Bei den hier untersuchten Gleitpaarungen gilt, dass mit zunehmender Kopfgröße auch die Reibung im Hüftgelenk zunimmt, unabhängig von der verwendeten Materialkombination. Es ist naheliegend, dass auf Basis der vorliegenden Messergebnisse Wechselbelastungen aufgrund von Reibung, die während der Gelenkbewegung entsteht, sowohl auf die modularen Schnittstellen zwischen einzelnen Implantatkomponenten, als auch die Verankerung im Knochen über einen langen Zeitraum übertragen werden können. Der Messaufbau zur Bestimmung der dreidimensionalen, dynamischen Reibung im Hüftgelenk ermöglicht somit die Grundlage zur Untersuchung klinisch relevanter patienten-, implantat- und operationsbezogener Einflussfaktoren über die reine Verschleißbetrachtung hinaus.

# Abstract

Joint simulators are used for preclinical evaluation of total hip replacement (THR) under nearly physiological conditions. These wear studies are based on clinical findings which show that the biological potential of wear particles can trigger early implant loosening. Based on the general tendency to use harder low-wearing bearing materials with increasing head sizes, friction is getting more and more important. Current clinical case reports suggest that implant failure may be related to frictional implant loading. This work presents the modification, validation and verification of an experimental hip simulator for high precision measurement of articular friction. The setup can be used to evaluate the relevance of friction on (A) implant fixation to the bone or the cement and (B) fretting corrosion in the interfaces of modular implant systems.

All friction tests have been performed in a closed chamber for a total of 1000 cycles using different cup inclinations. During this period, running-in has been completed for all bearings. Implant components are tested in a physiological orientation and temperature-controlled bovine serum is used as a replacement for the synovial fluid. A high-precision six-degree-of-freedom force and moment transducer and an aerostatic bearing as lateral force compensation reduce the measurement error to less than 0.5 Nm. It is shown that differences in frictional moments between a free pendulum, its theoretical prediction and the appropriate simulation are very small. In addition, published results from driven pendulums do correspond well to those from the present friction simulator. Beside the kinematics and loads based on the ISO 14242-1 standard for hip wear testing which serves as a reference, additional activity profiles have been developed using patient outcome from instrumented implants and gait analysis: normal walking, walking upstairs and downstairs. In that context, it is shown that the maximum friction measured during ISO testing corresponds well to the results using patient data with a weight between 100 to 120 kg. For all activities,

continuous kinematics shows maximum resulting frictional moments on average of less than 8 Nm and moments around the taper axes on average of maximum 2 to 3 Nm. A resting period under constant axial force application results in a peak moment of over 15 Nm after gait initiation. This break off moment depends on the material combination, the clearance of the bearing, the duration of the resting period and the operative cup orientation. In addition, an increase in axial joint compression during swing phase of the gait cycle also increases the resulting frictional moment of polyethylene bearings. However, this influence is marginal for metal or ceramic bearings.

In contrast to particularly large ceramic bearings with a small clearance, polyethylene components articulating against a metal or ceramic heads are shown to be most forgiving against steep cup positioning. For all investigated bearings in this study, friction was increased with increasing head sizes, independent of the material combination. It is shown that on the basis of the present results, cyclic loads due to friction during joint articulation may be transferred to either modular implant interfaces or the fixation interface to the bone or cement. In conclusion, the present setup for three-dimensional friction measurement in the hip joint represents the basis for further studies of patient-, implant- and surgery-related parameters beyond the well-established wear testing.

# Danksagung

»Keine Schuld ist dringender, als die, Dank zu sagen.«

*Marcus Tullius Cicero (106-43 v. Chr.)*

Während der Erstellung dieser Arbeit durfte ich viel Unterstützung von unterschiedlichen Seiten erfahren. Ich freue mich sehr, mit meiner Dankbarkeit hiervon etwas zurückgeben zu können.

An erster Stelle möchte ich Herrn Prof. Andreas Guber nennen, der mir als Doktorvater und Betreuer einer externen Doktorarbeit erst die Tür zur Promotion am renommierten KIT geöffnet hat. Ich weiß, dass dies keine Selbstverständlichkeit ist. Vielen Dank hierfür! Darüber hinaus danke ich Herrn Prof. Jan G. Korvink für die Übernahme des Korreferats für diese Dissertation.

Zudem möchte ich meinem Betreuer im Labor für Biomechanik und Implantatforschung des Universitätsklinikums Heidelberg, Herrn Prof. Philippe Kretzer, danken, mit dem mich ein langjähriges berufliches und persönliches Verhältnis verbindet. Den großen Beitrag zu meiner persönlichen fachlichen Entwicklung, das Vertrauen und die damit verbundenen Freiheiten, die ich während dieser Zeit genossen habe, weiß ich sehr zu schätzen. Danke, Philippe! Mein Dank gilt auch dem ehemaligen Ärztlichen Direktor der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie, Herrn Prof. Volker Ewerbeck, für die Wertschätzung und Förderung der Biomechanik innerhalb der Klinik.

Die Realisierung des Projekts wäre ohne tatkräftige Unterstützung nicht möglich gewesen. Ich möchte mich daher beim gesamten Team des Heidelberger Biomechaniklabors bedanken, insbesondere Herrn Loay Al-Salehi, der mich stark bei der Durchführung der Messreihen unterstützt hat. Zudem danke ich Herrn Prof. Sebastian Wolf und Herrn Daniel Heitzmann für den fachlichen Austausch und die unkomplizierte Bereitstellung der

ganganalytischen Daten zur Programmierung der Bewegungsmuster am Simulator. Rückblickend möchte ich insbesondere Herrn Dr. Jörn Reinders und Herrn Steffen Braun danken, die für mich wichtige Begleiter und weit mehr als Kollegen sind. Zudem danke ich den Herren Dr. Sebastian Jäger, Dr. Jan Nadorf, Stefan Schröder sowie Frau Ulrike Müller und Frau Dr. Therese Bormann für die zahlreichen fachlichen Diskussionen und außerfachlichen Unternehmungen. Ihr seid mir sehr ans Herz gewachsen.

Ein weiterer Dank gilt Herrn Dr. Roman Preuß und Herrn Thomas Pandorf von der Firma CeramTec für die Bereitstellung der keramischen Probenkörper und die offenen Diskussionen um die Reibungsmessung.

Zu guter Letzt danke ich von Herzen meiner gesamten Familie, allen voran Katja, Clara und Theo, deren Vertrauen mir den Rückhalt und die Sicherheit gegeben haben, die zur Fertigstellung notwendig war. Euch möchte ich diese Arbeit widmen!

Robert Sonntag

Helmstadt-Bargen im Juli 2019



# Inhaltsverzeichnis

<b>Zusammenfassung</b>	<b>i</b>
<b>Abstract</b>	<b>iii</b>
<b>Danksagung</b>	<b>v</b>
<b>Abkürzungen</b>	<b>xi</b>
<b>Glossar</b>	<b>xiii</b>
<b>1. Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1. Klinischer Hintergrund . . . . .	1
1.2. Ziele der Arbeit . . . . .	7
1.3. Fragestellungen aus der klinischen Praxis . . . . .	7
<b>2. Biotribologie des totalen Hüftgelenkersatzes</b>	<b>9</b>
2.1. Versagensursachen endoprothetischer Gleitpaarungen . . . . .	10
2.1.1. Technische Ursachen am Implantat . . . . .	11
2.1.2. Operativer Eingriff . . . . .	19
2.1.3. Nutzung durch den Patienten . . . . .	20
2.2. Theoretische Überlegungen zur Gelenkschmierung . . . . .	21
2.3. Prüfstände zur experimentellen Reibungsmessung . . . . .	25
2.3.1. Screening an einfachen Probenkörpern . . . . .	26
2.3.2. Pendelaufbauten . . . . .	27
2.3.3. Physiologische Kinematik . . . . .	31

<b>3. Material und Methode</b>	<b>37</b>
3.1. Simulatorkonzept zur Reibungsmessung . . . . .	37
3.1.1. Probenkammer . . . . .	37
3.1.2. Kraft-/Momenten-Messsensorik . . . . .	41
3.1.3. Querkraftausgleich . . . . .	42
3.1.4. Post-Processing der Messdaten . . . . .	44
3.2. Validierung und Verifizierung des Prüfaufbaus . . . . .	48
3.2.1. Präzision . . . . .	49
3.2.2. Systemische Effekte . . . . .	49
3.2.3. Physikalisches Pendel . . . . .	50
3.2.4. Angetriebenes Pendel (Literaturvergleich) . . . . .	54
3.3. Untersuchte Parameter des tribologischen Systems »Hüftgelenk« . . . . .	54
3.3.1. Gleitpaarungen . . . . .	55
3.3.2. Operative Ausrichtung . . . . .	57
3.3.3. <i>In-vivo</i> -Kinematiken und -Belastungen . . . . .	58
3.4. Statistische Auswertung . . . . .	63
<b>4. Ergebnisse</b>	<b>65</b>
4.1. Validierung und Verifizierung . . . . .	65
4.1.1. Wiederholgenauigkeit . . . . .	65
4.1.2. Systemische Störgrößen . . . . .	66
4.1.3. Physikalisches Pendel mit statischer Last . . . . .	67
4.1.4. Angetriebenes Pendel mit dynamischem Kraftprofil . . . . .	70
4.2. Dreidimensionale Reibungsmessung im Hüftsimulator . . . . .	70
4.2.1. Verlauf über einen Bewegungszyklus . . . . .	70
4.2.2. Einlaufverhalten . . . . .	71
4.2.3. Konusmoment . . . . .	72
4.3. Kontinuierliche Kinematik . . . . .	73
4.3.1. <i>In-vivo</i> -Alltagsaktivitäten . . . . .	73
4.3.2. Patientengewicht und Gehgeschwindigkeit . . . . .	76
4.3.3. Schwungphasenlast . . . . .	77

4.4. Intra-operative Ausrichtung . . . . .	77
4.5. Ruhepausen . . . . .	79
4.6. Spaltmaß bei CoC-Gleitpaarungen . . . . .	81
<b>5. Diskussion</b>	<b>85</b>
5.1. Validierung und Verifizierung des Prüfaufbaus . . . . .	85
5.2. Prüfparameter . . . . .	88
5.2.1. Einlaufverhalten . . . . .	88
5.2.2. Kopfgröße, Patientengewicht und Ganggeschwindigkeit . . . . .	89
5.2.3. Schwungphasenlast während des normalen Gehens . . . . .	91
5.2.4. Intraoperative Ausrichtung der Pfannenkomponente . . . . .	92
5.2.5. Ganginitiierung aus der Ruhe . . . . .	93
5.2.6. Einfluss der Fertigungstoleranzen . . . . .	94
5.3. Limitationen . . . . .	96
<b>6. Schlussfolgerung</b>	<b>99</b>
6.1. Bewertung des Messaufbaus . . . . .	99
6.2. Fazit für die Klinik . . . . .	100
6.2.1. Auswirkungen auf die Verankerung im Knochen . . . . .	100
6.2.2. Belastungen auf intramodulare Schnittstellen . . . . .	102
6.3. Ausblick . . . . .	106
<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>109</b>
<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>117</b>
<b>Literatur</b>	<b>119</b>
<b>A. Anhang</b>	<b>151</b>
A.1. Technische Spezifikationen des hydraulischen Grundaufbaus . . . . .	151
A.2. Datenblatt Elementar-Luftlager EZ-0053-170 . . . . .	152
A.3. MATLAB-Code (Post-Pocessing) . . . . .	153
A.3.1. berechne.m . . . . .	153
A.4. Gleitpaarungen . . . . .	169

A.5. Ablauf der Simulation . . . . .	174
A.6. Patientendaten . . . . .	176
A.7. Physikalisches Pendel . . . . .	179
A.8. Einlaufverhalten . . . . .	180
A.9. Schwungphasenlast . . . . .	182
A.10. Anlaufmomente . . . . .	183

# Abkürzungen

**AA** Abduktion-Adduktion.

**Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>** Aluminiumoxid.

**CoC** Keramik-Keramik-Gleitpaarung.

**CoCrMo** Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung.

**CoM** Keramik-Metall-Gleitpaarung.

**CoP** Keramik-Polyethylen-Gleitpaarung.

**EDTA** Ethylendiamintetraacetat.

**EF** Extension-Flexion.

**FK** Fersenkontakt.

**IE** Innen-/Außenrotation.

**MoM** Metall-Metall-Gleitpaarung.

**MoP** Metall-Polyethylen-Gleitpaarung.

**MW** Mittelwert.

**NaN<sub>3</sub>** Natriumazid.

**PMMA** Polymethylmethacrylat.

**SD** Standardabweichung.

**SPL** Schwungphasenlast.

**TiN** Titannitrid.

**UHMWPE** ultra-hoch-molekulares Polyethylen.

**XPE** quervernetztes Polyethylen (Ausgangsmaterial: UHMWPE).

**ZA** Zehenabstoßen.

**Zr<sub>2,5</sub>Nb** sauerstoffdiffusionsgehärtete Zirkon-Niob-Legierung.

**ZrO<sub>2</sub>** Zirkonoxid.

# Glossar

**Abduktion** Wegführen eines Körperteils oder Organs von der Körpermitte [1], *Gegenbewegung zur Adduktion*.

**Abduktoren** Muskeln, die eine Abduktion (Wegführen, Abspreizen) eines Körperteils bewirken [1].

**Adduktion** (Rück-)Bewegung eines Körperteils in Richtung der Körpermitte [1], *Gegenbewegung zur Abduktion*.

**Antetorsion** Winkel zwischen der Achse des Schafthalses und der Tangente an die Femurkondylen (i.d.R. ca. 12-14° [2]).

**Anteversio** Kippung der Pfannenkomponente zur Horizontalen bei Draufsicht von oben.

**Arthrose** degenerative Gelenkerkrankung, die vorwiegend bei einem Missverhältnis zwischen Beanspruchung und Belastbarkeit der einzelnen Gelenkanteile und -gewebe entsteht [1].

**aseptisch** nicht auf einer Infektion beruhend, keimfrei.

**Außenrotation** Drehbewegung einer Extremität um die Längsachse in einem Kugel- oder Radgelenk, wobei die Drehrichtung von vorne gesehen nach außen weist [1], *Gegenbewegung zur Innenrotation*.

**avaskuläre Knochennekrose** Absterben von Knochengewebe durch unzureichende Blutzufuhr.

**azetabulär** das Becken betreffend, beckenseitig (oft: pfannenseitig).

**Biokompatibilität** Eigenschaft von Materialien, die im direkten Kontakt mit lebenden Geweben keinen negativen Einfluss auf deren Stoffwechsel ausüben.

**Coxarthrose** Arthrose des Hüftgelenks.

**degeneriert** strukturelle Änderung, meist im Sinne einer Funktionseinschränkung.

**distal** in Bezug auf Gliedmaßen oder Körperregionen weiter von der Körpermitte entfernt liegend [1].

**Einlaufkante** abgerundeter Übergang von Insertradius zu äußerer Kante.

**Endoprothese** künstlicher Gelenkersatz.

**Endoprothesenregister** nationale, statistische Erfassung von Ein- und Ausbau künstlicher Gelenke mit dem Ziel der Auswertung klinischer Ergebnisse von Prothesensystemen.

**evidenzbasiert** auf der Basis empirisch zusammengetragener und bewerteter wissenschaftlicher Erkenntnisse erfolgend.

**Explantat** ausgebautes Implantat, häufig nach Versagen.

**Extension** Aktive (mithilfe der Streckmuskulatur durchgeführte) oder passive Streckung einer Extremität in einem Gelenk [1], *Gegenbewegung zur Flexion*.

**femoral** den Femur (Oberschenkel) betreffend.

**femoraler Offset** Abstand zwischen dem Drehzentrum des Hüftgelenks und der Achse, die durch den Oberschenkelschaft verläuft [3].

**Fibroblasten** spezifische, ortsständige Zelle des Bindegewebes [1].

**Flexion** Aktive (mithilfe der Beugemuskulatur durchgeführte) oder passive Beugung einer Extremität in einem Gelenk [1], *Gegenbewegung zur Extension*.

**Glycoproteine** Proteine mit kovalent gebundenem Kohlenhydratanteil von 5 bis > 50% [1].

**Gonarthrose** Arthrose des Kniegelenks.



**Granulom** knötchenförmige Neubildung als Gewebereaktion auf allergisch-infektiöse oder chronisch-entzündliche Prozesse [1].

**Hyaluronsäure** Glykosaminoglykan, das physiologisch ein Bestandteil der extrazellulären Matrix ist und eine starke Viskosität und ein extrem starkes Wasserbindungsvermögen aufweist [1].

**Hüftdysplasie** angeborene Mangelentwicklung mit Abflachung der Hüftgelenkpfanne. Symptome sind v. a. Abspreizbehinderung im Hüftgelenk. Durch routinemäßige Hüftgelenksonographie im Rahmen der Kinderfrüherkennungsuntersuchungen und Abspreizbehandlung ist die Verhinderung einer Luxation möglich [1].

**Hüftendoprothese** künstlicher Gelenkersatz für die Hüfte.

**idiopathisch** ohne erkennbare Ursache entstanden, Ursache nicht nachgewiesen [1].

**Immunantwort** Reaktion des Immunsystems auf eine Substanz, die vom Organismus als fremd erkannt wird.

**Impaktor** Einschlag-Instrumentarium, das beim intraoperativen Fügen von Implantatkomponenten mittels Hammerschlag dem Schutz der Implantatoberfläche dient.

**Impingement** mechanisches Anschlagen des Hüftschafthalses am Pfannenrand während der Gelenkbewegung.

**in vitro** im Labor, d. h. außerhalb des lebenden Organismus.

**in vivo** in einem oder an einem lebenden Organismus [1].

**Inklination** *siehe* Pfanneninklination.

**Innenrotation** Drehbewegung einer Extremität um die Längsachse in einem Kugel- oder Radgelenk, wobei die Drehrichtung von vorne gesehen nach innen weist [1], *Gegenbewegung zur Außenrotation*.

**Insert** Pfanneneinsatz, der zusammen mit dem Hüftkopf das eigentliche Gelenk bildet.

**instrumentierte Endoprothese** künstliches Gelenk, das für wissenschaftliche Zwecke mit einer internen Messsensorik ausgestattet ist, um Kräfte und Momente im Patienten zu erfassen.

**intraoperativ** während einer Operation.

**Inzidenz** epidemiologisches Maß zur Charakterisierung des Auftretens einer Krankheit in einer bestimmten Population [1].

**Komorbidität** gleichzeitiges Vorhandensein von zwei oder mehr diagnostisch unterscheidbaren Krankheiten bei einem Patienten [1].

**Konusspaltmaß** geometrischer Unterschied der beiden Komponenten einer Konusverbindung.

**Kälberserum** wird aus dem Blut von Kälbern gewonnen und u.a. zur Kultivierung von Zelllinien verwendet.

**ligamentär** die Bänder betreffend.

**Luxation** Vollständiges oder teilweises Auskugeln eines Gelenks.

**Makrophagen** zu Phagozytose und Pinozytose sowie Elimination oder Speicherung der Partikel bzw. gelösten Stoffe befähigte, amöboid bewegliche mononukleäre Zellen [1].

**Metallose** unnatürliche Metallablagerung im Gewebe [1].

**minimal-invasive Chirurgie** Chirurgischer Ansatz, bei dem die Haut und Weichteile intraoperativ möglichst wenig verletzt werden.

**Muskelatrophie** Abnahme der Muskelmasse [1].

**Muskeltonus** Spannungszustand der Muskulatur [1].

**muskuloskelettal** den skelettalen Stützapparat und die Muskulatur betreffend.

**nativ** natürlich, unverändert, angeboren [1].

**Oberflächenersatz** vermeintlich knochenschonende endoprothetische Versorgung, bei der der degenerierte Hüftkopf metallisch überkront wird.

**Osseointegration** mikromorphologisch nachweisbare, direkte funktionelle und strukturelle Verbindung zwischen organisiertem, vitalem Knochengewebe und Oberfläche eines belasteten Implantats.

**Osteoklasten** vielkernige Riesenzellen (ca. 100  $\mu\text{m}$ ), die Knochensubstanz abbauen [1].

**Osteolyse** Auflösung und Abbau von Knochengewebe [1].

**partikelinduzierte Osteolyse** Abbau von Knochengewebe aufgrund einer biologischen Reaktion auf umliegende Verschleißpartikel aus dem Kunstgelenk.

**Passivschicht** spontane Entstehung einer Schutzschicht auf einer metallischen Oberfläche (meist Oxidierung).

**Pathomechanismus** Reihe an Vorgängen im Körper, die in Summe zu einer Krankheit führen.

**periartikulär** ein Gelenk umgebend.

**Pfanneninklination** Kippung der Pfannenkomponente zur Horizontalen bei frontaler Draufsicht.

**Phospholipide** komplexe Lipide (Lipoide), die Phosphorsäure in Esterform enthalten [1].

**physiologisch** klinisch natürlicher Zustand, nicht krankhaft.

**postoperativ** nach einer Operation.

**posttraumatisch** nach einer Verletzung entstanden.

**Primärarthrose** ohne erkennbares Einzelereignis über die Zeit entstandene Arthrose.

**Primärstabilität** Verankerungszustand direkt nach Implantation.

**progressiv** fortschreitend.

**proximal** rumpfwärts gelegener Teil einer Extremität [1].

**präklinisch** Produktlebensphase vor Anwendung in der Klinik.

**Prävalenz** Häufigkeit des Vorliegens eines Ereignisses, z. B. einer Erkrankung, in einer bestimmten Population innerhalb eines bestimmten Zeitraums [1].

**Pseudotumor** raumforderndes Scheingeschwulst, das nicht die klassischen Eigenschaften eines Tumors besitzt.

**Psoas Impingement** Einklemmen umliegender Weichteile.

**psychosomatisch** ganzheitliche Betrachtung psychischer Phänomene und körperlicher Vorgänge.

**Register** *siehe* Endoprothesenregister.

**Reibkorrosion** (*engl.* fretting) bewegen sich zwei metallische Werkstoffe unter Kraftschluss oszillierend gegeneinander, dann können an den lokalen Kraftübertragungsorten feinste Ermüdungsbrüche auftreten, die zum Herausbrechen kleinster Werkstoffpartikel führen [4]. Die Bruchflächen sind zum Zeitpunkt ihrer Entstehung hoch aktiv und reagieren mit der Umgebung, z.B. Oxidation..

**Reposition** Wiederherstellung der (nahezu) normalen Lage oder Stellung einer anatomischen Struktur (Einrenken) [1].

**Revision** Wechseloperation.

**rheumatoide Arthritis** entzündliche Allgemeinerkrankung mit Gelenkschmerzen als Leitsymptom [1].

**Schaft-Hals-Winkel** der von der Schenkelhalsachse und der Femurachse gebildete Winkel [1].

**Schwungphase** Phase während des Gangzyklus, zwischen Verlassen des Bodens und dem nächsten Bodenkontakt (Betrachtung einer Extremität).

**Sekundärstabilität** Verankerungszustand nach Abschluss der initialen postoperativen Umbauprozesse.

**Spaltmaß** Differenz zwischen Insert-Innen- und Kopf-Außenmaß.

**Standzeit** Verweildauer eines Implantats im Körper.

**Subluxation** Unvollständige Luxation, bei der die Gelenkflächen partiell (noch) in Berührung bleiben [1].

**Synovektomie** Radikale Entfernung der erkrankten Innenhaut der Gelenkkapsel [1].

**Totalendoprothese** künstlicher Gelenkersatz, bei dem beide Gelenkpartner ersetzt werden.

**Uebersprechen** (auch: sekundäre Komponentenempfindlichkeit) unerwünschte Messgröße, die bei Belastung eines Kanals in den anderen Messkanälen erzeugt wird.

**Weichteilmanagement** auch: Ligament-Balancing, Einstellung der Spannung von Muskulatur und Bändern um ein Gelenk während der Implantation einer Endoprothese.

**zementfrei** Verankerungsform, bei der ein Implantat über eine Presspassung direkt im aufbereiteten Knochen fixiert wird, *Gegenteil zu* zementiert.

**zementiert** Verankerungsform, bei der ein Implantat über ein Zweikomponentensystem auf Basis von Polymethylmethacrylat (PMMA) im Knochenbett fixiert wird, *Gegenteil zu* zementfrei.

**Zementmantel** der das Implantat umgebende Knochenzement, *siehe* zementiert.



# 1. Einleitung

Im menschlichen Körper können die großen Gelenke - wie die Hüfte oder das Knie - unter Übertragung extremer dynamischer Lasten in einem großen Bewegungsumfang ein Leben lang funktionieren. Sie stellen demnach aus technischer Sicht beeindruckende Gleitlager dar. Demgegenüber werden wir durch den technologischen Fortschritt und die Errungenschaften der modernen Medizin immer älter [5]. Neben der Lebenserwartung hat sich zudem auch unsere Lebensweise stark verändert. Die heutige Gesellschaft zeichnet sich durch ein deutlich gesteigertes Bedürfnis nach Mobilität und Aktivität bis ins hohe Alter aus. Aus orthopädischer Sicht begünstigt unser Alltag allerdings auch Fehlhaltungen und mangelhafte oder falsche Belastungen. Zudem stehen Übergewicht und eine falsche Ernährung in der Diskussion und begleitet unsere alternde Gesellschaft [6]. Folge ist eine hohe und weiterhin zunehmende Prävalenz muskuloskelettaler Erkrankungen, also solchen, die den skelettalen Stützapparat und die Muskeln betreffen [7]. Die Vereinten Nationen (UN) und die Weltgesundheitsorganisation (WHO) rechnen mit einer Verdopplung der Krankheitshäufigkeit (Prävalenz) zwischen den Jahren 2000 und 2020 [8] und rief daher die Zeit von 2000 bis 2010 zum »Jahrzehnt der Knochen- und Gelenkerkrankungen« aus, um die Relevanz der Erkrankungen des Haltungs- und Bewegungsapparates zu verdeutlichen sowie auf Auswirkungen auf die weltweite Gesundheits- und Sozialsysteme aufmerksam zu machen. Alleine in Deutschland werden diese für etwa 16% der direkten und 40% der indirekten Ausgaben des deutschen Gesundheitssystems verantwortlich gemacht [9].

## 1.1. Klinischer Hintergrund

Innerhalb der muskuloskelettalen Beschwerden stellt die Arthrose neben der rheumatoiden Arthritis die häufigste Form der degenerativen Erkrankung beim erwachsenen Menschen

dar [10]. Charakterisiert ist sie durch eine - meist altersbedingte - Zerstörung des Gelenkknorpels, der damit verbundenen Freilegung der Knochenoberfläche und die entzündungsbedingte Schädigung angrenzender knöcherner, muskulärer und ligamentärer Strukturen (Abbildung 1.1) [11]. Neben dem Alter spielen insbesondere mechanische Fehlbelastungen eine übergeordnete Rolle bei der Entwicklung einer arthrotischen Gelenkdegeneration [12]. Beim betroffenen Patienten äußert sich eine fortgeschrittene Arthrose durch Schmerzen und eine deutliche Funktionsbehinderung. In der Regel sucht er bei zunehmender Einschränkung der Mobilität und Lebensqualität medizinischen Rat bei einem Orthopäden. In einer repräsentativen Studie aus dem Jahr 2012 beobachtete das Robert-Koch-Institut eine deutliche Zunahme der Langzeitprävalenz der Arthrose mit steigendem Alter [13]. Ist die Arthrose bei Frauen und Männern unter 30 Jahren mit 1,6% noch vergleichsweise selten, so steigt die Prävalenz bis zum 50. Lebensjahr im Mittel auf knapp 15%, wobei Frauen deutlich stärker betroffen sind. Ab einem Alter von 60 Jahren wurde bei etwa einem Drittel der Männer und bereits der Hälfte der Frauen eine arthrotische Veränderung diagnostiziert. Sie wird daher zurecht auch als »Volkskrankheit« bezeichnet [14]. Dabei unterscheidet der Mediziner zwischen einer idiopathischen Primärarthrose, der keine eindeutige Ursache zugeordnet werden kann und meist den altersbedingten Verschleiß widerspiegelt, und der Sekundärarthrose, bei der eine oder mehrere Risikofaktoren identifiziert werden können, die zu deren Entstehung beigetragen haben, u.a. in Folge einer angeborenen (z.B. Hüftdysplasie) oder posttraumatischen Gelenkveränderung (z.B. Oberschenkelhalsfraktur) [15]. Auf Basis der Erhebung von Diagnosedaten in deutschen Krankenhäusern durch das Statistische Bundesamt entfielen im Jahr 2016 44,5% der arthrosebedingten stationären Krankenhausfälle auf die Kniegelenksarthrose (Gonarthrose) und 42,4% auf Hüftgelenksarthrosen (Coxarthrose), wodurch sowohl Gon- als auch Coxarthrose selbst zu den 30 häufigsten Einzeldiagnosen bei stationären Aufenthalten zählen [16, 17]. Andere Gelenke, z.B. das Schulter- oder Daumensattelgelenk werden demnach seltener mit einer fortgeschrittenen Degeneration diagnostiziert.

Rein statistisch führen knapp 80% der Fälle in deutschen Krankenhäusern, die auf der Diagnose »Arthrose« beruhen, letztlich auch zu einem operativen Eingriff [17]. Von besonderer Bedeutung ist dabei der häufig eingesetzte endoprothetische Gelenkersatz, bei dem die Funktion des nativen Gelenks durch Implantation eines Kunstgelenks übernommen



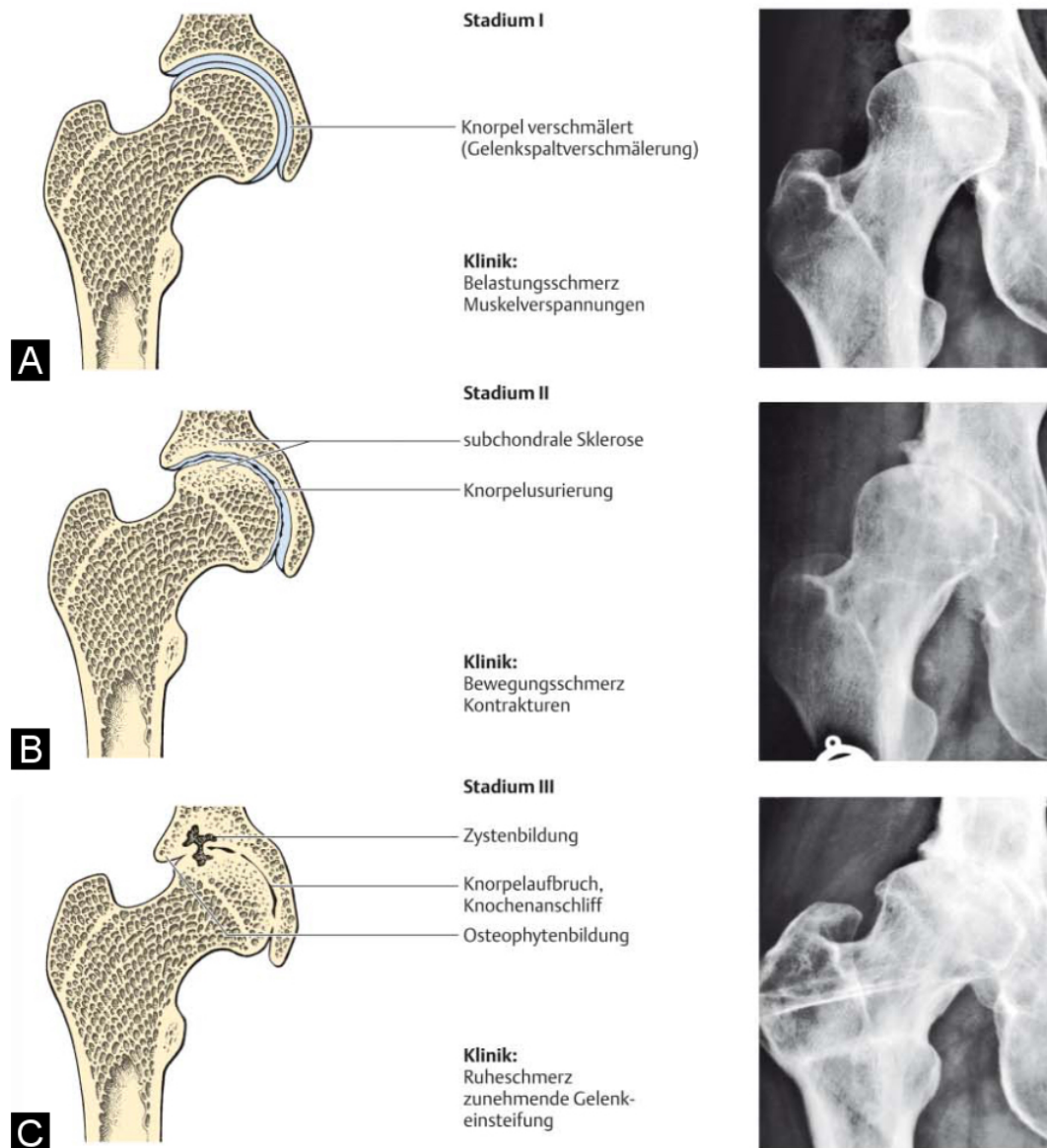


Abbildung 1.1.: Stadien der Arthrosebildung im natürlichen Hüftgelenk. A: beginnende Arthrose; B: fortschreitende Knorpelzerstörung; C: vollständige Zerstörung (Indikation zum Gelenkersatz) (nach [18]).

wird (Abbildung 1.2). In Deutschland wurden durch das Institut für Qualitätssicherung und Transparenz im Gesundheitswesen (IQTIG) im Jahr 2016 etwa 230.000 Erstimplantationen von künstlichen Hüftgelenken erfasst, d.h. ohne Berücksichtigung von Wechseloperationen bereits implantierter Komponenten (ca. 26.000) [19]. Weltweit liegt die Zahl an Erst- und Wechseloperationen bei mehr als einer Million [20]. Dieser Eingriff stellt heute bei fortgeschrittener Arthrose das Mittel der Wahl dar, um den Patienten nach kurzer Rehabilitationszeit Schmerzfreiheit und dem betroffenen Gelenk seine Funktionalität zu-

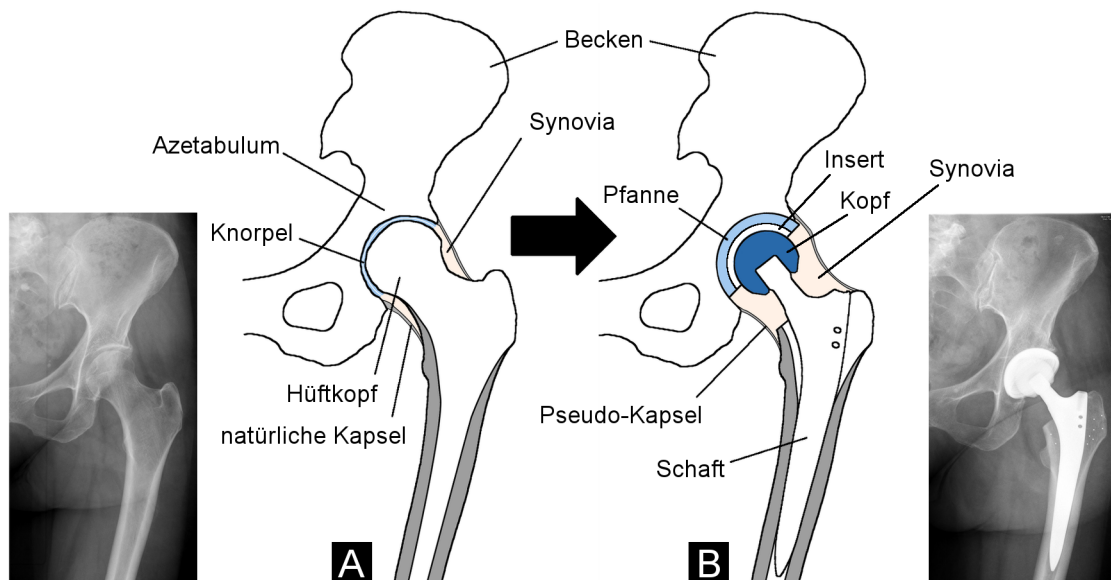


Abbildung 1.2.: Biotribologisches System in der Hüfte. A: natürliches Gelenk; B: nach Implantation einer Totalendoprothese (nach [23]).

rückzugeben. Er zählt daher zu den erfolgreichsten Operationen unserer Zeit und wurde 2007 in einem im *Lancet* veröffentlichten Aufsatz selbst als »Operation des Jahrhunderts« titulierte [21]. Ein Patient, der sich einem solchen Eingriff unterzieht, möchte das neue Gelenk wie zuvor nutzen können, und das im besten Fall für den Rest seines Lebens. Sowohl Implantatentwickler als auch Operateure sehen dabei die eindeutige demographische Tendenz hin zur alternden Gesellschaft, die zugleich ein Leben lang aktiv bleiben möchte, als eine Entwicklung mit höchsten Anforderungen an die moderne Endoprothetik [22]. Während einem Patient noch vor Jahren ein künstliches Hüftgelenk implantiert wurde, um die Gelenkfunktion im Alltag schmerzfrei wiederzuerlangen, erlebt heute die Generation »60plus« ein aktives und forderndes Rentenalter, nicht zuletzt auch unterstützt durch mediale Vorbilder und Versprechungen der Industrie.

Aktuelle Überlebensraten (Standzeiten) von Hüftendoprothesen liegen auf Basis nationaler Registerdaten aus Schweden, Großbritannien und Australien bei etwa 93-94% (Tabelle 1.1) nach 10 Jahren, d.h. bei 6-7% aller implantierten Hüftendoprothesen mussten eine oder beide Implantatkomponenten (pfannen- und femurseitig) in diesem Zeitraum bereits

gewechselt werden<sup>1</sup>. Über den gesamten Lebenszyklus eines Implantats stellt dabei die nicht-infektiöse (aseptische) Lockerung den Hauptgrund für einen Implantatwechsel dar. Daneben kann es zu einem mechanischen Auskugeln des Kopfes aus der Pfanne (Luxation) oder einer Infektion kommen, die allerdings vermehrt in den ersten postoperativen Jahren auftreten [25]. Zusammen stellen diese drei Faktoren je nach nationalem Register zu etwa 55-87% die Ursachen für eine Wechseloperation dar. Die genauen Zahlen schwanken regional jedoch teils deutlich (Tabelle 1.1), auch bedingt durch die Methodik der Datenerfassung, die sich national unterscheidet. Eine aseptische Lockerung der Komponenten wird u.a. hervorgerufen durch einen progressiveen Knochenabbau (Osteolyse) aufgrund einer biologischen Reaktion auf Verschleißprodukte [26]. Dieser Effekt tritt im Besonderen bei der Verwendung von Gleitpaarungen mit ultra-hoch-molekularem Polyethylen (UHMW-PE) auf. Makrophagen phagozytieren die akkumulierten Verschleißpartikel im umliegenden Gewebe wobei es zur Granulombildung kommt. Daraufhin setzen sie und Fibroblasten Botenstoffe frei, die die regulierenden Knochenumbauprozesse hin zu einer verstärkten Knochenresorption (Osteoklastenaktivierung) verschieben [27]. In der deutschsprachigen, orthopädischen Fachwelt wird diese Fremdkörperreaktion auch als »Partikelkrankheit« beschrieben [28]. Resultat ist die mechanische Lockerung der Prothese, die der Patient in Form eines gesteigerten Schmerzempfindens wahrnimmt. Dagegen stellt die Luxation des Gelenkes einen plötzlichen, schmerzhaften Verlust der Gelenkfunktion dar, der, falls eine geschlossene Reposition nicht mehr möglich ist, ebenso operativ versorgt werden muss [29]. Aufgrund dieser Beobachtungen besteht ein Ansatz darin, verschleißarme Materialien einzusetzen, die einen möglichst großen Kopfdurchmesser (angelehnt an den des natürlichen Hüftkopfes) besitzen, um zusammen mit einer geeigneten Pfannenpositionierung das Risiko der Luxation zu senken [30, 31].

Simulatorstudien im Labor dienen der präklinischen Bewertung des Verschleißes von Gleitpaarungen unter Langzeitbedingungen. Aus Gründen der Vergleichbarkeit werden die Versuche unter standardisierten Bedingungen [34], u.a. in temperiertem Kälberserum als Gelenkersatzflüssigkeit, und unter Verwendung eines normierten Gangbildes (»Normales

---

<sup>1</sup>Seit November 2012 sammelt das Endoprothesenregister Deutschland (EPRD) auf freiwilliger Basis Daten zu endoprothetischen Eingriffen an Hüfte und Knie, die in Deutschland durchgeführt werden. Bis Ende 2018 wurden bereits mehr als eine Million erfasste Implantationen an Hüfte und Knie erwartet [24]. Aufgrund der hohen Anzahl an Hüftimplantationen im internationalen Vergleich ist das EPRD auf dem besten Weg, das in Zukunft zahlenmäßig führende Register zu werden.

## 1. Einleitung

Nationales Register	10-Jahres-Überlebensrate	Wechselursachen		Quelle
Schweden <i>Swedish Hip Arthroplasty Registry</i>	94,7%	65,6%	Aseptische Lockerung	[25]
		10,8%	Infektion	
		11,0%	Luxation	
		7,7%	Periprothetische Fraktur	
		4,9%	Sonstige	
Australien <i>Australian National Joint Replacement Registry</i>	93,4%	25,6%	Lockerung	[32]
		21,6%	Luxation	
		19,5%	Periprothetische Fraktur	
		17,7%	Infektion	
		15,6%	Sonstige	
Großbritannien* <i>National Joint Registry for England, Wales, Northern Ireland and the Isle of Man</i>	94,8%	24,3%	Aseptische Lockerung	[33]
		17,9%	Schmerzen (Allg.)	
		17,1%	Implantatverschleiß	
		16,8%	Luxation	
		13,8%	Infektion	
		10,1%	Sonstige	
Deutschland <i>Endoprothesenregister Deutschland</i>	N/A**	34,4%	Lockerung	[24]
		18,9%	Infektion	
		12,2%	Luxation	
		11,6%	Periprothetische Fraktur	
		8,2%	Implantatverschleiß	
		14,7%	Sonstige	

\* Mehrfachnennung bei den Wechselgründen zulässig.  
 \*\* Daten noch nicht verfügbar (Laufzeit des Registers zu kurz).

Tabelle 1.1.: Überlebensraten sowie meist-genannte Wechselursachen künstlicher Hüftgelenke (nationale Endoprothesenregister).

Gehen« in der Ebene) in der Regel für 5 Millionen Lastzyklen (entspricht ca. 2 Jahren *in vivo* [35]) untersucht. Aus umfangreichen *In-vivo*-Studien, bei denen über instrumentierte Prothesen, Kraftmessplatten und externe Kamerasysteme die Kinematiken und wirkenden Belastungen im Patienten erfasst wurden, weiß man heute, dass während Alltagsaktivitäten eine große Vielzahl unterschiedlicher kinematischer Belastungsprofile durch das Hüftgelenk realisiert werden [36–39]. Daraus ergeben sich für die mechanische Simulation die Möglichkeit zur Identifizierung relevanter »kritischer« Aktivitäten, die eine realistischere Bewertung als beim normierten Gehen ermöglichen können. Vor diesem Hintergrund hat sich in den vergangenen Jahren ein eigenes wissenschaftliches Feld der patientennahen Testung entwickelt [40–43], dem auch seitens internationalen Normierungsgremien verstärkt Beachtung geschenkt wird. Hieraus lassen sich auch physiologisch relevante Szenarien generieren, die kritische Lastverhältnisse durch eine erhöhte Reibung im Gelenk zur Folge

haben.

## 1.2. Ziele der Arbeit

Ziel des Dissertationsprojektes ist eine dezidierte Bewertung der bio-tribologischen Funktion einer Hüftendoprothese über die aktuell dominante Verschleißbetrachtung hinaus. Dazu soll die Hüftsimulation mit der Möglichkeit zur Messung der Reibung im Gelenk konstruktiv erweitert, validiert und verifiziert werden.

## 1.3. Fragestellungen aus der klinischen Praxis

Neben der Ermittlung der mechanischen Reibbelastungen aus der Gelenkfunktion auf angrenzende Schnittstellen unter optimalen Standardbedingungen werden implantat-, patienten- und operationsspezifische Faktoren berücksichtigt hinsichtlich

- verschiedener gängiger Materialkombinationen
- Kopfgrößen
- Pfannendesigns
- Aktivitätsprofile
- operativer Einbaulagen

Die Erkenntnisse erlauben es sowohl dem Operateur als auch dem Implantathersteller, Einflüsse auf die klinische Leistungsfähigkeit des Gelenks zu deuten, mit dem letztlich Ziel, die Rate zukünftiger Wechseloperationen zu senken. Neben dem positiven Effekt auf die Konzeption von Implantatkomponenten können *in vitro* erhobene Daten langwierige und kostenintensive Patientenstudien vermeiden, wie sie vermehrt durch neue europäische Regularien für die Zulassung von Medizinprodukten vorgeschrieben werden [44].

Klinische Hypothese: Speziell Großkopfsysteme mit harten Gleitpartnern können in der klinischen Anwendung unter kritischen Bedingungen (steile Pfanneninklination, fordernde Bewegungsmuster) Reibmomente generieren, die zu signifikant erhöhten Belastungen in den Fügstellen modularer Komponenten und der Verankerung im Knochen oder im Zementmantel führen können.



## 2. Biotribologie des totalen Hüftgelenkersatzes

Die Hüfte stellt das wissenschaftlich am intensivsten untersuchte Gelenk des menschlichen Körpers dar. Anders als z.B. beim Knie oder der Schulter, bei denen die Kinematik zu großen Teilen durch die Weichteile (Bänder und Muskeln) bestimmt wird, stellt die Hüfte nach Implantation eines künstlichen Gelenks näherungsweise ein Kugelgelenk mit drei primären rotativen Freiheitsgraden dar (Abbildung 2.1) [45]:

- Extension-Flexion (EF)
- Abduktion-Adduktion (AA) und
- Innen-/Außenrotation (IE).

Aufgrund der dauerhaften Kompression des Gelenks durch den periartikulären Muskeltonus tritt während der bewussten Gelenkfunktion keine Trennung der Gleitpartner auf.

Unterstützt wird die Stabilität und biomechanische Funktion des Gelenks durch ein geeignetes Weichteilmanagement, bei der eine ausreichende postoperative Bandspannung während der Implantation des künstlichen Gelenkes durch den Operateur berücksichtigt wird, indem idealerweise der natürliche femorale Offset wiederhergestellt wird [46]. In jüngster Zeit ist es besonders der Entwicklung hin zur minimal-invasiven Chirurgie zu verdanken, dass das Bewusstsein für die schonende Behandlung umliegender Weichteile zugenommen hat. An diesem Beispiel zeigt sich auch deutlich, dass das klinische Ergebnis eines Eingriffs nicht nur vom verwendeten Medizinprodukt (Hüftendoprothese), sondern auch stark vom Anwender und der Versorgung abhängt.

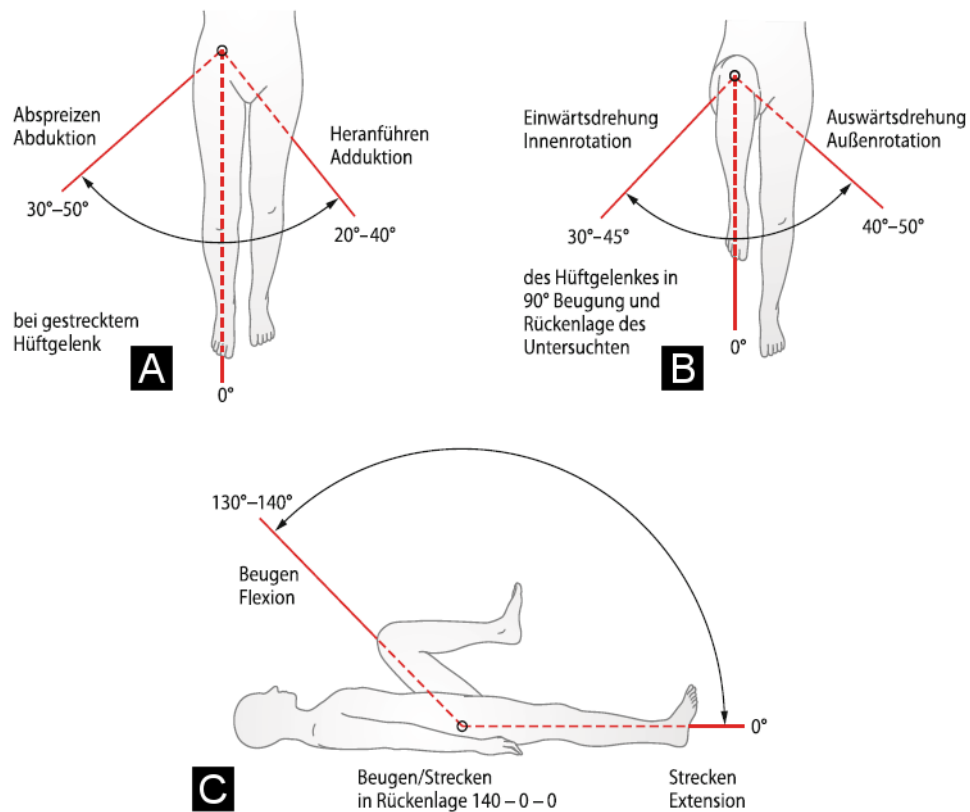


Abbildung 2.1.: Rotative Freiheitsgrade des Hüftgelenks. A: Extension/Flexion; B: Innen-/Außenrotation; C: Abduktion/Adduktion (nach [47]).

## 2.1. Versagensursachen endoprothetischer Gleitpaarungen

In der Praxis lässt sich häufig bei der Wechseloperation (Revision) eines einliegenden Kunstgelenks der Grund für die notwendige Operation, z.B. eine aseptische Implantatlockerung, recht gut feststellen [48]. Die Bestimmung der zugrunde liegenden Pathomechanismen gestaltet sich allerdings in der Regel deutlich schwieriger und ist auch nicht immer eindeutig. Dies liegt hauptsächlich daran, dass die Funktion einer Endoprothese in der praktischen Anwendung nicht nur a.) von der Eignung des Implantatsystems, sondern b.) auch von der operativen Versorgung und nicht zuletzt c.) der späteren Nutzung durch den Patienten abhängt (Abbildung 2.2). Die Frage nach der Ursache bei klinischem Versagen einer Hüftendoprothese, um die es in Streitfällen in der Regel geht, lässt sich demnach auch nicht allgemeingültig beantworten. Im Folgenden werden aktuelle, evidenzbasierte Gründe für ein Versagen anhand der wissenschaftlichen Literatur aufgeführt.



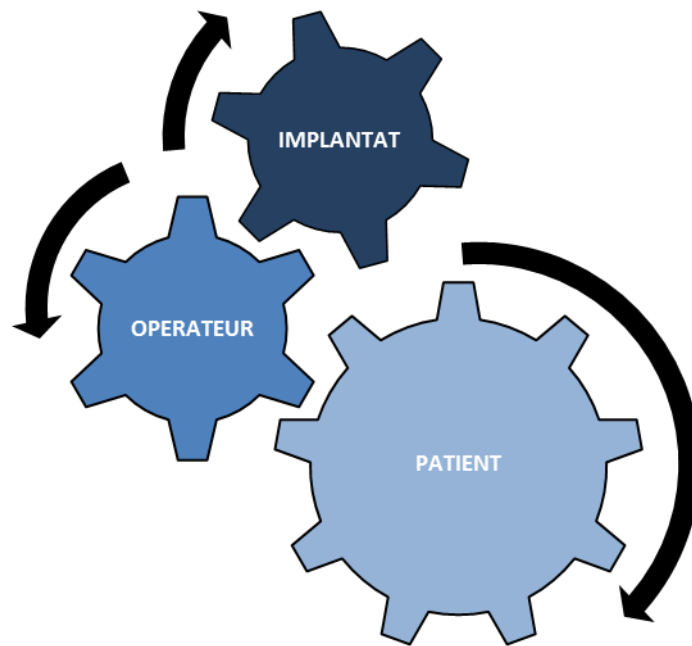


Abbildung 2.2.: Einflussfaktoren für das klinische Ergebnis eines Implantatsystems (nach [49]).

### 2.1.1. Technische Ursachen am Implantat

Das eingesetzte Medizinprodukt ist ausschlaggebend für den Erfolg des operativen Eingriffs. Dabei werden neben den Komponenten der Gleitpaarung (Hüftkopf und Insert), die die eigentliche Gelenkfunktion wiederherstellen, auch Implantatkomponenten verwendet, die zur Verankerung der Gleitpartner im Knochen dienen (Hüftschaft, -pfanne) (Abbildung 1.2). Die einzelnen Bauteile werden in der Regel über modulare Schnittstellen gefügt. Im Folgenden liegt der Fokus auf der »Biotribologie«, also jenen Komponenten, die für die Gelenkfunktion zuständig sind.

#### Materialpaarungen

In der Entwicklung endoprothetischer Gleitpaarungen wurde mit der Erkenntnis um die biologische Wirkung der Verschleißprodukte von konventionellem UHMWPE gezielt die Verschleißsenkung in den Fokus gerückt. Zum Einsatz kommen heute vorzugsweise Kombinationen aus

- Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung (CoCrMo),
- Keramiken,

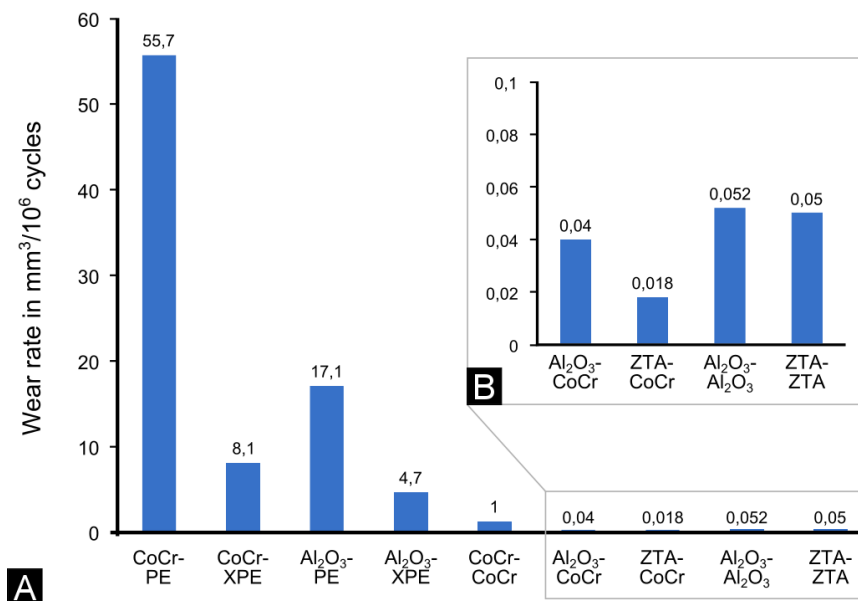


Abbildung 2.3.: *In-vitro*-Verschleißraten aus Simulatorstudien. A: üblicher Materialgleitpaarungen in der Hüftendoprothetik (oben: Kopf-, unten: Insertmaterial) [PE: konventionelles UHMWPE, XPE: quervernetztes Polyethylen, CoCr: Kobalt-Chrom-Basislegierung, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>: Aluminiumoxidkeramik, ZTA: Mischoxidkeramik]; B: Detailansicht (nach [50]).

- Polyethylen,
- Beschichtungen und Oberflächenmodifikationen.

Im Rahmen der Zulassung von Endprothesen werden für die präklinische Bewertung neben dem Nachweis der Zusammensetzung und Eigenschaften eines Materials (z.B. DIN ISO 5832-1 bis -14) auch standardisierte, bauteilnahe Festigkeitsuntersuchungen lasttragender Anteile (z.B. gemäß ISO 7206-1 bis -13) durchgeführt. Hauptkriterium für die präklinische Beurteilung der tribologischen Eignung eines künstlichen Gelenks sind Ergebnisse aus experimentellen Simulatorstudien (ISO 14242 und 14243), die die Nutzung der Gleitpaarungen im Sinne einer möglichst physiologischen Dauertestung nachstellen. Vor diesem Hintergrund wurden für die klinische Praxis Materialien entwickelt, die neben der Biokompatibilität und dem Verschleißwiderstand u.a. auch in ihrer Härte stark zugenommen haben. Interessanterweise stellen die heute verfügbaren Optionen verglichen mit dem eher weichen natürlichen Knorpel eine gegenläufige Entwicklung dar. Ein Beispiel hierfür ist die Weiterentwicklung des konventionellen UHMWPE als azetabulärer Gleitpartner durch bewusste Gamma- oder Elektronenbestrahlung in einer Schutzgasatmosphäre (zur Vermei-

dung von Oxidation) und anschließender thermischer Behandlung unter- bzw. oberhalb der Schmelztemperatur des Materials [51]. Durch das Aufspalten langer Polymerketten entstehen freie Radikale, die in sauerstofffreier Umgebung Quervernetzungen ausbilden, weshalb in der klinischen Praxis von quervernetztem Polyethylen (XPE) gesprochen wird. Dabei wird das Material auf der einen Seite deutlich härter und verschleißresistenter, auf der anderen Seite nimmt allerdings die Zug- und Bruchfestigkeit mit der Strahlendosis ab [52]. Simulatorstudien unter Bedingungen des »Normalen Gehens« nach ISO 14242-1 [34] haben eine Reduktion des Verschleißes dieses XPEs gegen Metall- oder Keramikköpfe im Vergleich zum UHMWPE um 30-50% [53–55], vereinzelt auch deutlich höher [56], gezeigt (Abbildung 2.3). Dies bestätigt sich auch in klinischen Studien durch die Reduktion des Verschleißes und der partikelinduzierten Osteolyse um 30-80% über Untersuchungszeiträume von bis zu 12 Jahren [55, 57–60]. Hinsichtlich des Kopfmaterials zeigen sich *in vitro* im Simulator geringere Verschleißwerte bei der Verwendung keramischer im Vergleich zu metallischen Köpfen [61], während die publizierten klinischen Ergebnisse aus den verfügbaren nationalen Registerdaten dies aktuell nicht bestätigen [32, 33]. Die Verwendung eines harten Metall- oder Keramikkopfes gegen ein XPE stellt heute in der Hüftendoprothetik den Gold-Standard dar.

Der Trend zum (hoch-)aktiven Patienten, der sein Kunstgelenk über einen langen Zeitraum hohen Anforderungen aussetzt, führte zur Entwicklung von polyethylenfreien Gleitpaarungen und damit zu rein metallischen oder keramischen »Hart-Hart-Gleitpaarungen«, die nochmals eine deutliche Reduktion der Verschleißmenge zum Ziel haben (Abbildung 2.3). Hieraus resultierte zu Beginn des Jahrtausends letztlich eine starke Zunahme der Metall-Metall-Gleitpaarungen (MoM), die aus einer hoch-korrosionsbeständigen CoCrMo-Legierung hergestellt sind. Deren Einsatz wurde besonders durch den populären Einsatz der Oberflächenersatzprothesen (Abbildung 2.4) als vermeintlich knochenschonendes Verfahren mit hervorragenden Verschleißergebnissen im Labor gefördert [62–68]. Der Aufschwung wurde jedoch bald gebremst, da sich die metallischen Gleitpaarungen als anfällig auf Fehlpositionierung der Komponenten und ungünstige Implantatdesigns erwiesen, was auch im Nachhinein in Simulatorstudien bestätigt werden konnte [67, 69]. Klinisch zeigten sich besonders bei Frauen und großen Durchmessern ( $> 40$  mm) bei MoM-Schaftprothesen [70] bzw. kleineren Durchmessern ( $< 50$  mm) bei Oberflächenersatzprothesen [71] erhöhte Ver-

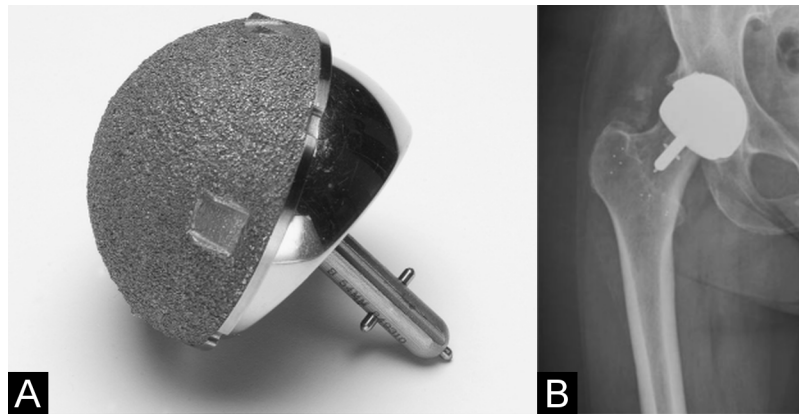


Abbildung 2.4.: Beispiel einer metallischen Überkronung des degenerierten Hüftkopfes durch eine Oberflächenersatzprothese (MoM) ohne intramedullären Schaft (ReCap, Biomet, Warsaw, USA). A: Abbildung der Prothese (kopf- und pfannenseitig); B: Röntgenaufnahme nach Implantation [78].

schleißwerte, die übermäßige Immunantwort auf Verschleißprodukte (Metallpartikel und -ionen), z.B. in Form eines Pseudotumors, einer Allergie oder einer Metallose zufolge hatten [72–74]. Auf Basis dieser Erkenntnisse wurden einzelne Implantatdesigns vom Markt genommen und vielfach die Nutzung von MoM-Gleitpaarungen eingestellt sowie in einem europäischen Konsenspapier das Vorgehen bei der Behandlung bereits implantierter metallischer Gleitpaarungen empfohlen [75, 76]. Aktuell werden MoM-Gleitpaarungen nur noch selten und in wenigen spezialisierten Zentren eingesetzt und spielen in der Breite keine große Rolle mehr [77].

Keramik-Keramik-Gleitpaarungen (CoC) gelten heute als vergleichsweise teure Hochleistungsimplantate und werden bevorzugt als Aluminiumoxid ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) («3. Generation») oder Mischoxidkeramik («4. Generation») bei jungen und aktiven Patienten eingesetzt, u.a. auch sehr stark im asiatischen Raum [79]. Die Mischoxidkeramik des weltweit größten OEM-Lieferanten (CeramTec, Plochingen) besteht zumeist aus einem Verhältnis  $\text{Al}_2\text{O}_3$ :Zirkonoxid ( $\text{ZrO}_2$ ) von etwa 75:25 (Anteil sonstiger Oxide i.d.R. 1-2%). Interessanterweise existiert auf dem Markt von einem Hersteller (Mathys, Schweiz) ebenso eine Keramik mit genau umgekehrten Anteilen. Mischoxidkeramiken bietet im Vergleich zur reinen  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -Keramik eine höhere Bruchfestigkeit [80], die nach wie vor als ein limitierender Faktor beim Einsatz rein keramischer Gleitpaarungen betrachtet wird. Wenngleich die Frakturraten mit 0,003-2% gering sind [81, 82], stellt ein keramischer Bruch eine ernsthafte Komplikation dar, da bei der anschließenden Wechseloperation auch nach großzügiger Entfernung

des umliegenden Gewebes (Synovektomie) kleinste Splitter im periprothetischen Gewebe zu einem erhöhten Dreikörperverschleiß, z.B. beim Wechsel auf eine Metall-Polyethylen-Gleitpaarung (MoP), führen können [83, 84]. Gründe für eine Fraktur des keramischen Inserts sind häufig eine zu »steile« Pfanneninklination, ein verkipptes Insert durch einen intraoperativen Handhabungsfehler oder ein Anschlagen des Schafthalses am Pfannenrand (Impingement) während des alltäglichen Gebrauchs [85]. Zudem wird ein solches Versagen vermehrt bei kleineren Kopfgrößen (bis 28 mm) beobachtet [86, 87]. Keramiken gelten als äußerst verschleißarm und biochemisch inert, weshalb auch das Osteolyse-Potential aufgrund von Fremdkörperreaktionen als sehr gering eingestuft wird [88]. Ein weiterer potentieller Nachteil sind vereinzelte Berichte über unangenehme Geräusche (»Quietschen« oder »Klicken«), deren Inzidenzrate in der Literatur stark schwankt (0,7-20,9% [89]). Einer umfangreichen Meta-Analyse mit mehr als 16.000 CoC-Gleitpaarungen zufolge stellen diese Geräusche im Verlauf nur bei etwa knapp 5% der hörbaren Endoprothesen (entspricht 0,2% aller CoC) einen klinisch relevanten Revisionsgrund dar. Eine Geräuschentwicklung kann im Alltag jedoch unangenehme Nebeneffekte für den Patienten zur Folge haben [90]. Als technische Ursachen gelten reibungsbedingte Schwingungen des Gesamtsystems im hörbaren Bereich [91], sowie (kleinste) Frakturen der keramischen Komponenten [92]. An Explantaten zeigen sich häufig, u.a. auch nach auffälligen Quietschgeräuschen, ein charakteristischer streifenförmiger Verschleiß, der durch einen kurzzeitigen Kantenüberlauf (Subluxation) des Gelenkes hervorgerufen werden kann [93]. Bei einem klinischen Vergleich zwischen CoC-Gleitpaarungen und solchen, die XPE verwenden, konnte nach 12 Jahren kein signifikanter Unterschied in der Überlebensrate zwischen beiden Implantatsystemen gefunden werden [60].

Neben den standardmäßig weitläufig eingesetzten Vollmaterialien werden auch Beschichtungen und Oberflächenmodifikationen verwendet, deren bekannteste Vertreter Titanitrid (TiN) und die sauerstoffdiffusionsgehärtete Zirkon-Niob-Legierung (Zr<sub>2</sub>,5Nb) sind. Letzteres ist unter der Handelsbezeichnung Oxinium<sup>®</sup> (Smith & Nephew, London, UK) erhältlich. Interessanterweise ist in beiden Fällen die klinische Datenlage eher dünn. So existiert bei den TiN-beschichteten Implantaten, die eine charakteristische gold-glänzende Oberfläche besitzen, nur eine (entwicklerinitiierte) Studie aus dem Jahr 2004 [94]. Sie berichtet von sehr guten klinischen Ergebnissen (Revisionsrate von 4,5% nach 12 Jahren), wohingegen

*In-vitro*-Verschleißergebnisse sehr widersprüchlich sind [95, 96]. Noch mehr Raum für Interpretation bieten die sauerstoffdiffusionsgehärteten Zr<sub>2</sub>,5Nb-Oberflächen, zu denen aktuell keine Simulatorergebnisse verfügbar sind. Im Unterschied zu TiN-beschichteten Implantatoberflächen (Monolayer) besitzen sie jedoch einen Härtegradienten, was eine verbesserte Adäsion der tribologischen Funktionsoberfläche auf dem Substratmaterial vermuten lässt. Beide Oberflächenmodifikationen besitzen eine Dicke von in etwa 5  $\mu\text{m}$ . Als aktuell einziges nationales Endoprothesenregister wird in Australien das klinische Ergebnis für die verschiedenen Gleitpaarungen aufgeschlüsselt, wobei sich hier für das Oxinium<sup>®</sup> die geringste Revisionsrate (3,4% nach 10 Jahre) aller Gleitpaarungen zeigt [32]. Entsprechend einem Warnhinweis innerhalb des Registers lässt sich anhand der Daten jedoch nicht ermitteln, ob die niedrige Revisionsrate auf die verwendete Gleitpaarungen zurückzuführen ist oder andere Kovariablen (z.B. das Patientenklientel oder das eingesetzte Implantatsystem) eine Rolle spielen. Die Daten sind demnach mit Vorsicht zu interpretieren. Einen weiterführenden Schluss lassen auch zwei kontrollierte klinische Studien nicht zu, die nach zwei bzw. 6,8 Jahren keine signifikanten Unterschiede bezüglich des klinischen Ergebnisses von CoCrMo- und Oxinium<sup>®</sup>-Köpfen feststellen lassen [97, 98]. Interessanterweise existieren für TiN und sauerstoffdiffusionsgehärtetes Zr<sub>2</sub>,5Nb ebenso klinische Fallberichte zu Schichtversagen in Form von Abplatzern, die u.a. einen erhöhten Polyethylenverschleiß zur Folge hatten [99–102].

### **Durchmesser der Gleitpaarung (Kopfgröße)**

Neben dem Material steht auch die Größe der Gleitpaarung in der Diskussion. Zu Beginn der flächendeckend erfolgreichen Hüftendoprothetik in den 60er Jahren wurden eher kleine Kopfdurchmesser mit 22,225 mm (Imperialsystem: 7/8") gewählt. Hintergrund war die Theorie der »Low Friction Arthroplasty« des britischen Orthopäden *Sir John Charnley* (1911-1982), der auf eine Senkung der Reibung innerhalb des Gelenkes zielte [103]. Vor diesem Hintergrund wurde der Kopfdurchmesser im Vergleich zum natürlichen Oberschenkelkopf (Frauen: 49 mm/ Männer: 53 mm [31]) deutlich gesenkt und erstmals UHMWPE als Gleitlagerwerkstoff eingesetzt - zusätzlich zur erstmaligen Verwendung von PMMA als Knochenzement zur Verankerung. Dieser Ansatz gilt heute als Grundlage für den weltweite Durchbruch der endoprothetischen Versorgung degenerierter Hüftgelenke. In den fol-

genden Jahren wurden die eingesetzten Kopfdurchmesser allerdings kontinuierlich größer. Heute gilt ein Durchmesser von etwa 32-36 mm als Grenze zwischen einer »kleinen« und einer »großen« Gleitpaarung und wird als Kompromiss zwischen den ursprünglich kleinen Durchmessern und den postulierten Vorteilen von Großkopfsystemen gesehen werden [104]. Gründe für den Einsatz größerer Köpfe sind

- eine verbesserte Biomechanik (Wiederherstellung der Anatomie, höhere Effektivität der Abduktoren) und der Erhalt der Eigenwahrnehmung für das Gelenk, dadurch auch der Aktivitäten mit der Folge eines vergleichbaren Gangbildes wie beim gesunden Patienten [31]
- eine Erhöhung der Stabilität des Gelenks durch ein vermindertes Luxationsrisiko (Distanz bis zum Auskugeln des Gelenkes nimmt mit dem Kopfdurchmesser zu) [105]. Dieser Punkt stellt besonders in den USA einen wichtigen Faktor dar, da eine frühzeitige Luxation in der Regel auf den Operateur zurückgeführt wird und mit hohen Schmerzensgeldforderungen belegt ist. Dementsprechend hoch ist der Druck auf die Industrie, Materialien und Design anzupassen [31, 106, 107]
- eine Vergrößerung des Bewegungsumfanges des Gelenkes (neben dem Kopfdurchmesser wird dies noch durch den Schafthalsdurchmesser und den Pfannenöffnungswinkel definiert, Abbildung 2.5) [108, 109]
- eine Verbesserung der hydrodynamischen Schmierung bei Verwendung harter Gleitpaarungen durch eine höhere Umfangsgeschwindigkeit bei großen Gleitpaarungen [110].

Demgegenüber steht eine Zunahme des Verschleißes bei Polyethylengleitpaarungen - sowohl von konventionellem UHMWPE als auch XPE - mit zunehmender Kopfgröße aufgrund der größeren Kontaktfläche [56, 111–113]. Zudem wird klinisch bei Verwendung von Großkopfsystemen das Einklemmen umliegender Weichteile (Psoas Impingement) im Spalt der ausladenden Gleitpaarung beschrieben (Inzidenz: 0,4-18%) [31, 114]. Abhilfe in diesem Fall kann neben einer konservativen Behandlung auch die Wechseloperation auf einen kleineren Kopfdurchmesser bedeuten [115, 116]. Zu beachten ist, dass sich bei großen Kopfdurchmessern auch die Wandstärke der Pfannenkomponenten verringert, um den becken seitigen

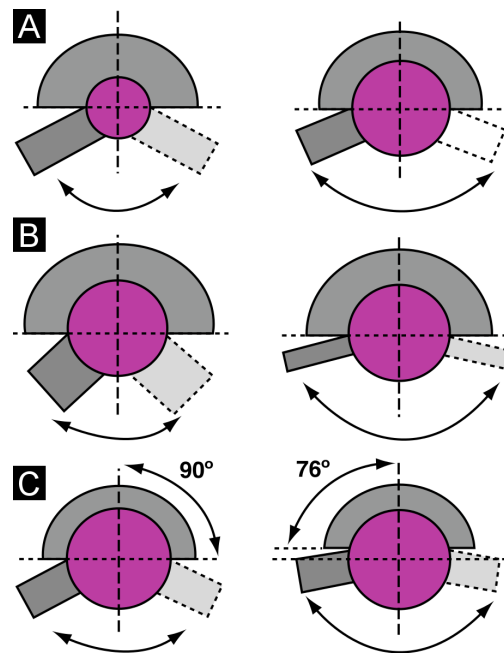


Abbildung 2.5.: Einfluss von (A) Kopfgröße, (B) Halsdurchmesser und (C) Pfannenöffnungswinkel auf den Bewegungsumfang des Gelenks (nach [104]).

Knochenverlust bei Implantation möglichst gering zu halten. XPE besitzt mit zunehmendem Vernetzungsgrad eine abnehmende Bruchfestigkeit [117], weshalb es bei dünnwandigen XPE-Inserts unter Extremsituationen, z.B. bei hoher Kantenlast im Zuge eines teilweisen Auskugeln des Gelenkes (Subluxation), zu Brüchen und Rissen im Randbereich kommen kann [118, 119]. Auch bei harten metallischen oder keramischen Gleitpaarungen kann es bei ungünstiger operativer Positionierung zu hohen Belastungen und massivem Verschleiß bzw. Randabplatzern kommen [67, 69, 85]. Wie bei der Verwendung von XPE ist auch bei CoC die Größe der Gleitpaarung durch die Dicke der azetabulären Komponente begrenzt, um die mechanische Festigkeit nicht zu gefährden. Der Analyse eines namhaften Keramikherstellers zufolge nahm die Anzahl an keramischen Köpfe mit einem Durchmesser von 36 mm in Kombination mit einem Polyethylen- (Keramik-Polyethylen-Gleitpaarung (CoP)) oder Keramik-Insert CoC zwischen den Jahren 2003 und 2013 um den Faktor 10 zu [116] und bestätigt wie auch nationale Registerdaten den Trend zu größeren Durchmessern. Während in Schweden 2005 noch fast ausschließlich Kopfdurchmesser mit 28 mm eingesetzt wurden, kommen heute zumeist Köpfe mit 32 mm - bei jüngeren Patienten wie beschrieben auch zunehmend mit 36 mm - zum Einsatz [25]. In Deutschland gibt das neue Endoprothetikregister in seinem Jahresbericht für das Operationsjahr 2017 einen Anteil von Gleitpaarungen



mit dem Durchmesser von 32 mm von 56,3% an [120]. 36 mm Kopfgrößen wurden dabei in 35,9% der Fälle mit steigender Tendenz eingesetzt.

### 2.1.2. Operativer Eingriff

Dem behandelnden Operateur kommt bei der Versorgung des degenerierten Gelenks eine entscheidende Rolle zu. Idealerweise bespricht er die Entscheidung, ob und falls ja, mit welchem Implantatsystem das Gelenk künstlich ersetzt wird, zusammen mit dem Patienten. Er fungiert hierbei als Berater, der allerdings die Verfügbarkeit der Komponenten in der Klinik sowie seine persönlichen Erfahrungen in das Beratungsgespräch einbringt und zudem als Experte für den betroffenen Patienten eine dezidierte Meinung vertritt [48]. In der Regel wird der Expertenmeinung des Operateurs demnach auch gefolgt, was dieser letztlich ein hohes Gewicht verleiht. Dass seine Entscheidung auch von eher 'weichen' denn durchweg wissenschaftlich fundierten Faktoren abhängen kann, zeigt sich in der begrenzten klinischen Datenlage, die nicht zu jedem Patienten und allen Materialkombinationen evidenzbasierte Schlüsse zulässt [121]. Sowohl die Kostensituation in der Klinik, eine potentielle Verbundenheit zu einem Hersteller, eigene Erfahrungen oder die Meinung von Kollegen können dabei ebenso eine meinungsbildende Rolle spielen, als auch eher emotionale Faktoren wie Werbung, kollegiale Empfehlungen oder eine gewisse Technik-Affinität [48].

Neben der beratenden Funktion sind es zudem die operativen Fähigkeiten und das Zusammenspiel mit dem Team im Operationssaal, die den Grundstein für eine hohe Qualität der Versorgung und eine lange Standzeit des neuen Implantatsystems legen. So konnte in einer Vielzahl von Studien gezeigt werden, dass eine Fehlpositionierung, z.B. eine zu steil eingebaute Pfanne (hohe Inklination), zu massivem Verschleiß und mechanischen Versagen von Implantatkomponenten, u.a. infolge hoher lokaler Lasten bei Kantenüberlauf oder Kollision des Schafthalses am Pfannenrand (Impingement), führen kann [67, 69, 122, 123]. Die Folge kann ein frühzeitiges Versagen des Kunstgelenks sein. Aus diesem Grund wurde bereits 1978 für die intraoperative Ausrichtung der Pfannenkomponente der Begriff der »Sicherheitszone« (Inklination und Anteversion der Pfanne von  $40 \pm 10^\circ$  bzw.  $15 \pm 10^\circ$ ) durch Lewinnek *et al.* definiert [124], wobei sich diese Zone in ihrer ursprünglichen Definition auf die Senkung des Luxationsrisikos bezog. Basierend auf einem erhöhten Metallionenspiegel

und der Bildung von Pseudotumoren bei MoM-Gleitpaarungen wurde in der Folge ein maximaler klinischer Inklinationwinkel von  $55^\circ$  empfohlen [69, 125]. Vor diesem Hintergrund wird die präklinische Testung im Sinne einer Idealversorgung kritischer betrachtet und im Zuge dessen neue Protokolle gefordert, die sich mehr an relevanten kritischen Belastungsszenarien, z.B. bei ungünstiger Einbaulage, orientieren [40, 41].

Zudem werden Krankenhäuser bzw. Operateure mit einer geringen Anzahl an Implantationen pro Jahr mit einem erhöhten Risiko für eine frühe Revision assoziiert [126, 127]. Diese Tatsache führte zur Forderung einer Mindestanzahl an jährlichen Implantationen von künstlichen Hüftprothesen in Kliniken, die über *EndoCert*<sup>1</sup> zertifiziert sind.

### 2.1.3. Nutzung durch den Patienten

Der gelenkerkrankte Patient sucht den orthopädischen Spezialisten in der Regel aufgrund einer gesunkenen Lebensqualität infolge einer Funktionseinschränkung und steigender Schmerzen auf [29]. Im Allgemeinen ermöglicht der endoprothetische Eingriff dem Patienten, ein Leben zu führen, das als »normal« betrachtet werden kann. Von diesem Zeitpunkt an liegt es in seiner Verantwortung, gewissenhaft mit dem neuen Hüftgelenk umzugehen. Dabei haben biomechanische Studien an endoprothetisch versorgten Patienten wichtige Erkenntnisse auf Basis experimenteller Daten über den Belastungszustand innerhalb des Gelenkes bei unterschiedlichsten Alltagsaktivitäten<sup>2</sup> (u.a. dem Gehen bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten oder dem Treppesteigen) geliefert [38, 128]. Hinsichtlich der *In-vivo*-Belastung auf das künstliche Hüftgelenk sagen sie aus, dass

- relevante Lasten bereits während alltäglichen Aktivitäten, z.B. etwa das 3-fache des Körpergewichtes auf ein Hüftgelenk beim »Normalen Gehen«, wirken und diese Lasten unter den Aktivitäten stark variieren.
- die höchsten Werte während einer zufälligen Messung (spontanes, unbeabsichtigtes Stolpern einer Patientin am Ende der Untersuchung führte zur 9-fachen Gewichtsbe-

---

<sup>1</sup>EndoCert: Weltweit erstes System zur Zertifizierung von medizinischen Einrichtungen im Bereich des Gelenkersatzes. Es wurde 2012 auf Initiative der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie (DGOOC) eingeführt.

<sup>2</sup>Hinweis: Daten zu repräsentative Patientenmessungen sind Online unter [www.orthoload.com](http://www.orthoload.com) frei verfügbar und gelten in der biomechanischen Gemeinschaft in vielen Fällen als Grundlage für die Beurteilung der Kräfte und Momente, die auf (künstliche) Gelenke wirken.

lastung auf dem Hüftgelenk) aufgezeichnet wurden. Interessanterweise konnten diese Werte durch kontrollierte Stolperstudien nicht reproduziert werden [129].

Im Zuge der Weiterentwicklung der normierten Implantattestung (ISO 14242-1, [34]) bilden diese Erkenntnisse zusammen mit ganganalytischen Daten (Kinematiken) und der Berücksichtigung einer ungünstigen operativen Implantatpositionierung einen Kernbestandteil zukünftiger Normentwürfe [41].

Zudem konnte eine umfangreiche Metaanalyse aus 2012 von Prokopetz *et al.* einige patientenbezogene Faktoren herausbilden, die mit einem erhöhten Risiko für eine frühzeitige Wechsellagerung in Zusammenhang stehen: das männliche Geschlecht sowie jungen Patienten, die eine hohe Aktivität besitzen [35, 130]. Diese Altersabhängigkeit wird auch durch das australische Endoprothesenregister bestätigt [32]. Daneben wurden das Auftreten von Begleiterkrankungen (Komorbidität) sowie eine fortgeschrittene avaskuläre Knochennekrose als Risikofaktoren identifiziert.

## 2.2. Theoretische Überlegungen zur Gelenkschmierung

Die umfangreichen Diskussionen um die Versagensraten von rein metallischen Gleitpaarungen, die primär aus dem schlechten klinischen Ergebnis der MoM-Großkopfsysteme resultieren, wirkten in der Wissenschaft als Katalysator zur Untersuchung der Diskrepanz zwischen den hervorragenden präklinischen Ergebnissen aus Simulatorstudien und dem klinischen Desaster [121]. Es zeigte sich, dass der Verschleiß im besonderen in kritischen Situationen geringer oder fehlender Schmierung im Gelenkspalt unverhältnismäßig zunimmt [122]. Neben der funktionsbedingten Abnutzung hat sich zudem gezeigt, dass angrenzende intramodulare Schnittstellen auch übermäßiger Belastung und Materialabtrag aufgrund von Mikrobewegungen unterliegen [131, 132]. Aufgrund dieser Überlegungen sind im Besonderen bei Hart-Hart-Gleitpaarungen die Einflüsse fehlender Schmierung bzw. daraus resultierender hoher Reibung in den Vordergrund gerückt. Allgemein wird angenommen, dass die Ausbildung eines tragenden Schmierfilms bei diesen Gleitpaarung die Reibung und den Verschleiß und dadurch auch das klinische Ergebnis positiv beeinflussen kann [122, 133]. Zudem formen die Proteine innerhalb der Gelenkflüssigkeit (Synovia) eine Grenzschicht auf der Implantatoberfläche, die sich nach einer kurzen Einlaufphase formen und sowohl

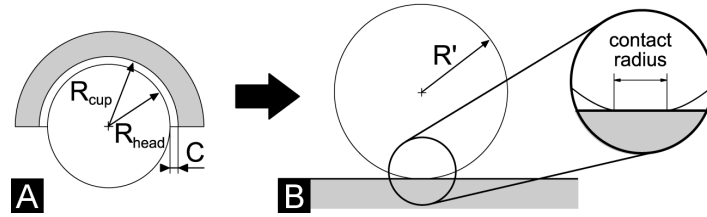


Abbildung 2.6.: Überführung des (A) dreidimensionalen Kopf-Insert-Modells bei einer Hüftendoprothese in (B) eine ebene Betrachtung von einem Kugelkopf mit äquivalentem Radius  $R'$ , der auf der Ebene gleitet (nach [23]).

die Reibung als auch den Verschleiß reduzieren kann [134, 135].

In der biotribologischen Theorie wird der Schmierzustand in der Bewegung durch die elasto-hydrodynamische Schmierungstheorie beschrieben, eine Weiterentwicklung der Reynolds'schen Differentialgleichung unter Berücksichtigung der elastischen Materialeigenschaften. Dieses Vorgehen wurde erstmal in den 1970er Jahren durch *Hamrock* und *Dowson* beschrieben, die dadurch auch das Feld der »Biotribologie« eröffneten [136]. Mathematisch wird der Schmierzustand durch den  $\lambda$ -Quotienten ausgedrückt, der den arithmetischen Mittenrauhwert  $R_a$  des Kopfes und des Inserts (pfannenseitige Gleitfläche) und die theoretische minimale Schmierfilmhöhe  $h_{min}$  ins Verhältnis setzt [23].

$$\lambda = \frac{h_{min}}{\sqrt{R_{a,Kopf}^2 + R_{a,Insert}^2}} \quad (2.1)$$

Dieses Verhältnis ermöglicht eine tendentielle Bewertung, ob ein tragender Schmierfilm ausgebildet werden kann bzw., ob es zum Kontakt der Gleitpartner kommt:

- $\lambda < 1$ : Festkörperschmierung (kein tragender Schmierfilm)
- $1 < \lambda < 3$ : Mischschmierung (ausbildender Schmierfilm ist teilweise tragend mit vereinzeltem Festkörperkontakt)
- $\lambda > 3$ : Vollschmierung (kein Festkörperkontakt)

Die minimale theoretische Schmierfilmhöhe  $h_{min}$  lässt sich für ein äquivalentes Modell berechnen, bei dem eine Kugel unter Berücksichtigung einer identischen Hertz'schen Flächenpressung wie im Kopf-Insert-Modell (Hüftendoprothese) auf einer Ebene gleitet (Abbildung 2.6).

$$h_{min} = 2,8R' \left[ \frac{\eta u}{E'R'} \right]^{0,65} \left[ \frac{L}{E'R'^2} \right]^{-0,21} \quad (2.2)$$

mit

$$R' = \frac{d(\frac{d}{2} + C)}{2C} \quad (2.3)$$

$$E' = 2 \left[ \frac{1 - \nu_{Kopf}^2}{E_{Kopf}} - \frac{1 - \nu_{Insert}^2}{E_{Insert}} \right]^{-1} \quad (2.4)$$

$\eta$ : Viskosität des Schmiermediums (Synovia: ca. 0,003 Pa s, [137]);  $u$ : Relativgeschwindigkeit zwischen Kopf und Insert (dynamisch über den Gangzyklus);  $L$ : Axiallast;  $R'$ : äquivalenter Kopfradius;  $E'$ : äquivalentes E-Modul;  $d$ : nominaler Durchmesser der Gleitpaarung;  $C = R_{Insert} - R_{Kopf}$ : Unterschied zwischen Kopf-Außen- und Insert-Innendurchmesser der Gleitpaarung (Spaltmaß)

Basierend auf einer bekannten Kinematik (z.B. nach ISO 14242-1, Abbildung 2.7-A) können für einen definierten Kontaktpunkt die relativen Verschleißpfade auf dem Hüftkopf berechnet werden (Abbildung 2.7-B) [23]. Es zeigen sich durch diese theoretische Betrachtung dieselben elliptischen Verschleißpfade wie sie auch auf der Insert-Innenseite von Probenkörpern nach einer Standard-Verschleißtestung mit identischer Kinematik zu finden sind (Abbildung 2.7-C).

Unter Berücksichtigung der Kennwerte für keramische und metallische Materialien sowie topographischer Parameter ( $R_a$ ) aus der Vermessung von neuen Gleitpaarungen ( $n=4$ ) für die Klinik (Tabelle 2.1), kann für eine bekannte Kinematik (Last  $L$  und Geschwindigkeit  $u$ ) zu jedem Zeitpunkt der  $\lambda$ -Quotient berechnet werden. Abbildung 2.8 veranschaulicht den Verlauf des  $\lambda$ -Quotienten über den Gangzyklus für das »Normale Gehen in der Ebene« nach ISO 14242-1 und die prozentuale Verteilung der Schmierungszustände. Es zeigt sich im Besonderen, dass die CoC-Gleitpaarung bei kontinuierlicher Bewegung nahezu über den gesamten Gangzyklus einen tragenden Schmierfilm ausbilden kann. Unter diesen (idealen) Bedingungen kann die theoretisch wirkende Reibung als minimal angenommen werden.

Diese theoretische Betrachtung ermöglicht mit vergleichsweise einfachen Mitteln einen Einblick in die Funktionsweise eines künstlichen Gelenks unter kontinuierlicher Bewegung.

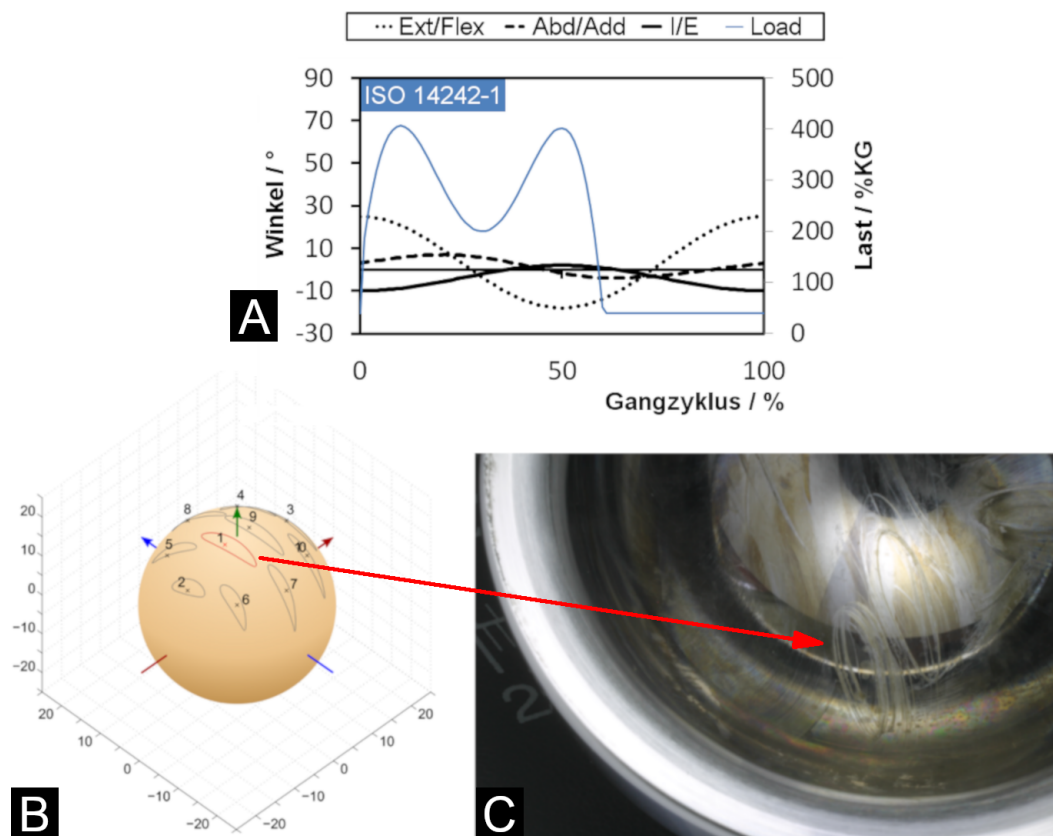


Abbildung 2.7.: Vergleich der Verschleißpfade. A: Kinematik gemäß ISO 14242-1 [34]; B: Visualisierung der Verschleißpfade bei ISO-Kinematik (roter Verschleißpfad: Hauptkontaktpunkt); C: analoge elliptische Bahnen auf einem CoCr-Insert nach Verschleißtestung im Hüftsimulator (nach [23]).

Material	E-Modul	Querkontraktionszahl $\nu$	Arithmetischer Mittenrauhwert $R_a$
CoCr	230 GPa	0,3	0,021 $\mu\text{m}$
BioloX Delta	358 GPa	0,2	0,008 $\mu\text{m}$

Tabelle 2.1.: Materialkennwerte metallischer und keramischer Materialien [23].

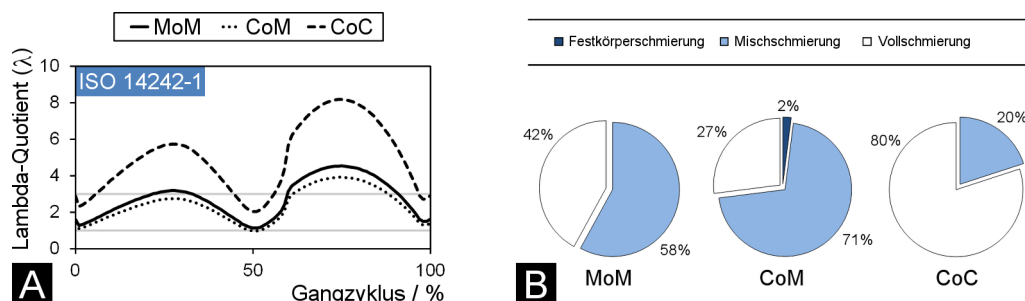


Abbildung 2.8.: Überblick der Schmierungs Zustände während dem »Normalen Gehen in der Ebene« nach ISO 14242-1 für Kombinationen aus Metall und Keramik. A: Verteilung des  $\lambda$ -Quotienten über dem Gangzyklus; B: Prozentuale Anteile der Schmierzustände (nach [23]).

Für die Interpretation der Ergebnisse ist es wichtig zu wissen, dass dieser Ansatz jedoch auch einer Reihe von Limitationen unterliegt. So erfahren in dem vorgestellten elasto-hydrodynamischen Modell die Rundheit und chemische Eigenschaften der Oberfläche (z.B. Benetzbarkeit) keine Berücksichtigung. Zudem wird das Schmiermedium als isovisköses Newtonsches Fluid angenommen und der biotribologische Einfluss von Proteinen und sonstigen Bestandteilen der Synovia (z.B. die Hyaluronsäure) vernachlässigt. In gewisser Weise stellt das Modell zudem einen statischen Ansatz dar, da Veränderungen der Oberflächen im Zuge der Gleitbewegung, z.B. bedingt durch Verformung oder Verschleißeffekte, nicht einfließen.

### 2.3. Prüfstände zur experimentellen Reibungsmessung

Erste historische Studien zum Reibungsverhalten als Widerstand gegen Bewegung gehen bereits auf *Leonardo da Vinci* (1452-1519) zurück [138]. Die Erkenntnisse und grundlegenden Reibgesetze aus diesen und folgenden Untersuchungen wurden daraufhin im Laufe der Zeit auf viele unterschiedliche Fachbereiche angewandt, um Systemeigenschaften zu untersuchen. In der orthopädischen Biomechanik gehen die frühen experimentellen Untersuchungen auf die Anfänge des letzten Jahrhunderts zurück, als die Reibung an gesunden, nativen Hüftgelenken untersucht wurde [139, 140]. Hierfür wurden, wie später auch bei *Sir John Charnley* in den 60er Jahren, einfache Pendelversuche durchgeführt, die letztlich auch zur Etablierung von Charnley's Theorie der »Endoprothetik der geringen Reibung« (Low Friction Arthroplasty) führten: Verringerung des Lockerungsrisikos durch eine geeignete, reibungsarme Materialkombination und einen kleinen Kopf- und großen äußeren Pfannenradius [103, 141]. Im Laufe der Jahre wurde auf Basis der klinischen Erkenntnis um die biologische Wirkung des UHMWPE der Fokus jedoch vermehrt auf die Verschleißreduktion gesetzt und Reibungsuntersuchungen rückten deutlich in den Hintergrund. Erst mit dem Trend zu Implantatsystemen mit größeren Kopfdurchmessern und härteren Materialgleitpaarungen gewinnt auch die Frage nach der Reibung und dem verbundenen Stress auf Implantatschnittstellen wieder an Bedeutung.

Heute wie damals dient die Reibungsmessung in der Hüftendoprothetik der Charakterisierung des tribologischen Systems. Neben einfachen Screening-Prüfständen, die eine

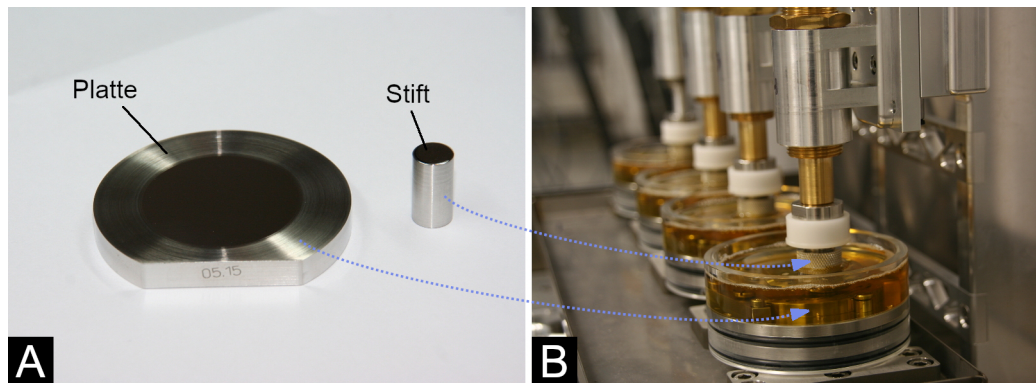


Abbildung 2.9.: Beispiel einer 4-Stationen-Screening-Einheit im Heidelberger Biomechaniklabor. A: Stift und Platte; B: Stationen gefüllt mit Testmedium (Reibungsmessung an der ersten Station) (nach [77]).

reine Materialuntersuchung ohne Berücksichtigung der Implantatgeometrien darstellt, gibt es auch Ansätze, die komplexere Bewegungsmuster an realen Implantatproben berücksichtigen. Dabei ist es wichtig anzumerken, dass die Nachvollziehbarkeit der Ergebnisse aus Reibungsmessungen mit zunehmender Komplexität des Prüfaufbaus schwieriger wird. Während einfache Pendelaufbauten die Theorie sehr gut abbilden, können tribologische Effekte bei physiologischen Simulator kinematiken und Belastungen kaum noch repräsentativ durch theoretische Überlegungen vorhergesagt werden. Daher kommt der Bewertung und Validierung der Messmethodik im Sinne guter wissenschaftlicher Praxis und nachvollziehbarer Messergebnisse eine wichtige Bedeutung zu. Im Folgenden werden die Vor- und Nachteile bestehender Ansätze zur Reibungsmessung künstlicher Hüftgelenke diskutiert und zusammengefasst (Tabellen 2.2 bis 2.6).

*Anmerkung:* Methoden zur indirekten Bestimmung des Reibungszustandes über die Messung der Schmierfilmhöhe mittels optischer [142–144] oder konduktiver [145–149] Verfahren, wurden im Zuge dieser Recherche nicht weiter berücksichtigt, da sie einigen methodischen Limitationen unterliegen, insbesondere einer stark limitierten Auswahl geeigneter Implantatmaterialien für den Einsatz der jeweiligen Messmethodik.

### 2.3.1. Screening an einfachen Probenkörpern

Eine sehr schnelle, kostengünstige und reproduzierbare Testung kann durch Prüfstände realisiert werden, die *in vitro* unter vereinfachten Bedingungen laufen, z.B. die Relativbewegung eines Stifts auf einer Platte (Abbildung 2.9) [77, 150–152]. Sie können als Alter-



Vorteile	Nachteile
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Schnelle, kostengünstige Testung</li> <li>• Einfacher Versuchsaufbau. Industrielle Prüfeinheiten verfügbar</li> <li>• Gute Vergleichbarkeit zwischen Testreihen</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Unphysiologische Kinematik und Lastaufbringung (reine Materialtestung)</li> <li>• Weiterführende Tests in der Regel noch notwendig</li> </ul>

Tabelle 2.2.: Fazit zu Screening-Prüfaufbauten an einfachen Probenkörpern.

native zu aufwändigen Untersuchungen in komplexen Hüftsimulatoren eingesetzt werden, um intrinsische Materialeigenschaften bereits zu einem frühen Zeitpunkt der Entwicklung zu bestimmen. Vorteil ist die simultane Testung mehrerer Prüfkörper unter definierten Bedingungen, die allerdings eine sehr starke Approximation der *In-vivo*-Geometrie und -Kinematik darstellen. Es lassen sich demnach auf Basis dieses Prüfaufbaus vergleichende Messungen durchführen, allerdings nicht zwangsläufig absolut gültige Rückschlüsse für die Klinik ziehen. Sie stellen daher vielmehr eine rein materialwissenschaftliche bzw. methodische Basisuntersuchung denn eine bauteilnahe Testung dar.

In einigen Screening-Versuchen wurde u.a. der Einfluss des Testmediums (in der Regel verdünntes Kälberserum mit fest eingestelltem Proteingehalt) [137, 153, 154] oder Ruhepausen [155] auf die Höhe der Reibung ermittelt. Dabei erfolgt die Kraft- bzw. Momentenaufnahme über angekoppelte Sensoriken.

### 2.3.2. Pendelaufbauten

Pendelaufbauten zielen auf eine physikalisch bekannte und vergleichsweise auch einfache Untersuchungsmethode unter Verwendung eines einzelnen rotatorischen Freiheitsgrades. In der Hüfte orientiert man sich hier meist an der größten Einzelrotation (Extension-Flexion, Abbildung 2.1), die beim »Normalen Gehen in der Ebene« einen Bereich von etwa  $\pm 20\text{-}25^\circ$  abdeckt. Unterschieden werden müssen freie und extern angetriebene Pendel. Interessanterweise fällt bei der Durchsicht der verfügbaren Literatur auf, dass sowohl frühe als auch jüngere Pendelstudien fast ausschließlich in Großbritannien durchgeführt wurden.

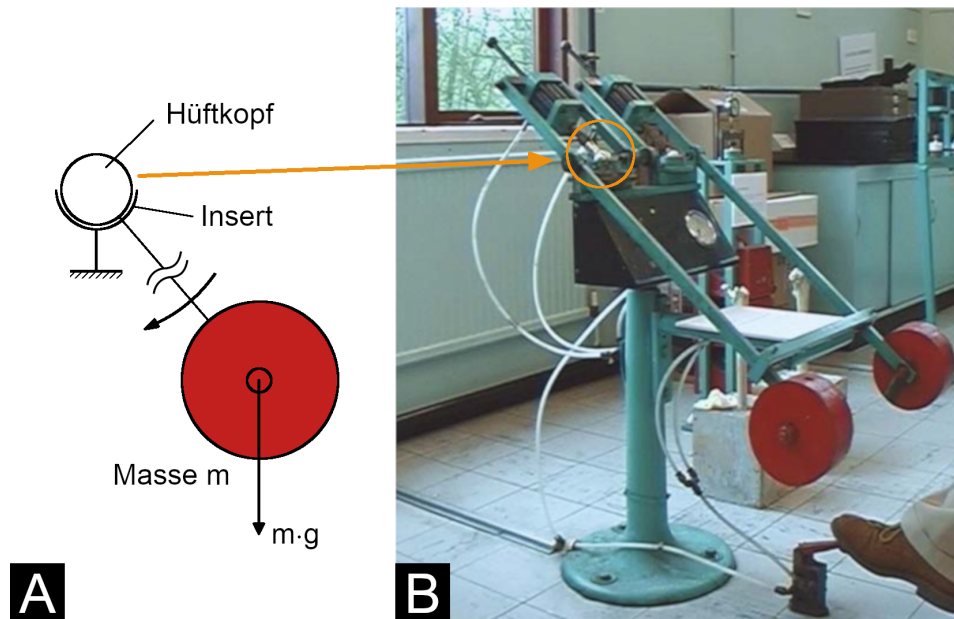


Abbildung 2.10.: Frühes Charnley-Pendel. A: Prinzipskizze; B: Prüfaufbau (nach [156], Pfeil markiert die Gleitpaarung).

### Freie Pendel

Bei Untersuchung der Reibung von Kugelgelenken wie im Fall eines künstlichen Hüftgelenks, wurden bereits früh mechanische Prüfeinheiten eingesetzt, bei denen zunächst ein natürliches Gelenk als Zentrum eines freien Pendels schwingen konnte [139, 157–160]. In der Folge wurde dieses Prinzip auch auf die Untersuchung von Kunstgelenken übertragen, deren Bedeutung im wissenschaftlichen Umfeld zu dieser Zeit zunahm [161, 162]. Primärer Vorteil freier Pendel ist die Selbstzentrierung des Gelenks ohne äußere Zwangsführung. In der Regel wird der Pendelarm einmalig ausgelenkt und entweder die Anzahl der Schwingungen bis zum Stillstand bzw. die Abnahme der Amplitude über die Zeit bestimmt oder die entstehenden Reibkräfte und -momente sensorisch erfasst. Der Prüfaufbau, den John Charnley in Wrightington in Großbritannien in den 60er- und 70er-Jahren einsetzte (Abbildung 2.10), bildete den Kern seiner Überlegung einer möglichst geringen Reibung im Gelenk und markiert einen Meilenstein in der Entwicklung der modernen Endprothetik.

### Angetriebene Pendel

Im Gegensatz zum freien Pendel werden heute auch eine Reihe von Pendelaufbauten verwendet, die während des Versuchs mit gleichbleibender Amplitude dauerhaft von außen

Vorteile	Nachteile
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Nachvollziehbare, einfache Methodik</li> <li>• Selbstzentrierung des Gelenks (keine äußeren Zwangskräfte)</li> <li>• Gute Vergleichbarkeit zur Theorie</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Einfache (nicht physiologische) Kinematik, Orientierung an Hauptrotation (Extension-Flexion)</li> <li>• Gedämpfte sinusförmige Schwingung</li> <li>• Meist statische Last (Schwankungen bei der Kraftaufnahme infolge der Zentrifugalkraft möglich)</li> <li>• Pendel kann sich während des Versuchs verdrehen, da nicht geführt</li> </ul>

Tabelle 2.3.: Fazit zu freien Pendeln.

angetrieben werden. Neben wenigen Einzelstudien [164–167] wurden eine Vielzahl der Reibuntersuchungen in der Hüfte mit folgenden experimentellen Aufbauten durchgeführt:

- *Durham Hip Friction Simulator / 1. und 2. Generation* (3. Generation: *TE-89 Friction Simulator*, Phoenic Tribology, UK) [168–175]
- *ProSim Hip Friction Simulator* (Simulator Solution, UK) [176–183]
- *Leeds University Pendulum Simulator* (Institute of Medical and Biological Engineering, University of Leeds, UK) [184–186]
- *Hamburger Pendel* (Institut für Biomechanik, Technische Universität Hamburg-Hamburg) (Abbildung 2.11) [163, 187]

Das Pendel wird um eine definierte Rotationsachse (entspricht zumeist der Extension-Flexion<sup>3</sup>) zyklisch - in der Regel sinusförmig - angetrieben. Im Unterschied zum freien Pendel sind demnach die Relativgeschwindigkeiten der Gleitoberflächen zwischen den einzelnen Schwingungen vergleichbar und nehmen nicht mit zunehmender Versuchsdauer ab. Damit kann ein Versuch über einen längeren Zeitraum reproduzierbar gefahren werden, was eine umfassendere Datenanalyse ermöglicht. Die Pendelaufbauten verfügen in der Regel zudem über Antriebe zur dynamischen Aufbringung der axialen Gelenklast, z.B. über eine frei programmierbare Servohydraulik. Dies ermöglicht auch die Berücksichtigung einer Hüftbelastung, wie sie in *in vivo* über den Gangzyklus im Patienten auftritt [38].

<sup>3</sup>Anmerkung: Studien, bei denen eine angetriebene Rotation rein um die Kopfkonus-Achse appliziert wurde [188], sind hier nicht berücksichtigt.

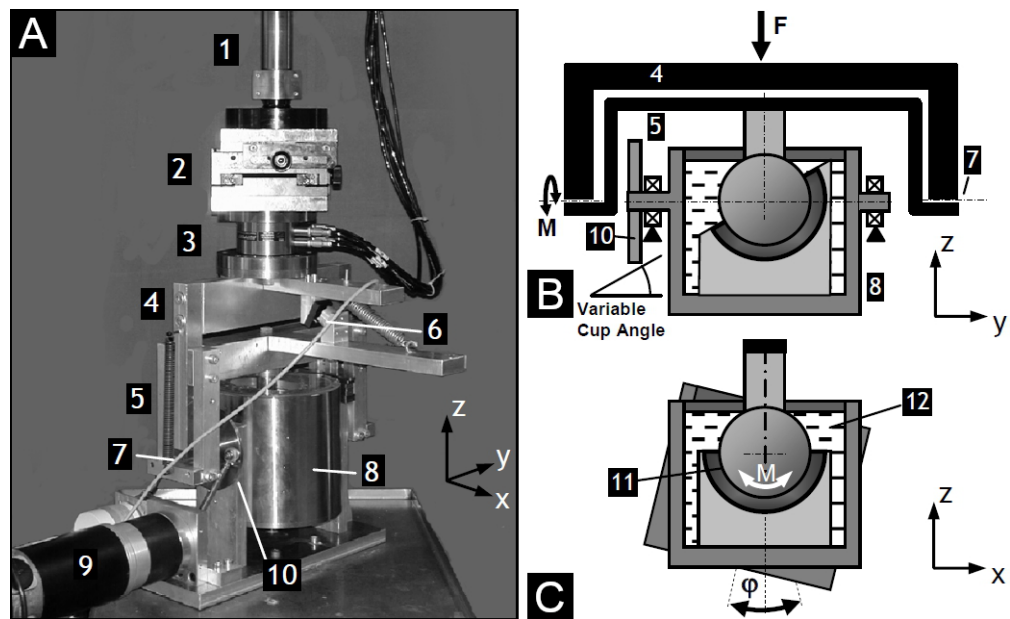


Abbildung 2.11.: Beispiel eines extern angetriebenen Pendels (inverser Aufbau, d.h. Kopf: oben; Pfanne: unten). A: Überblick; B: Prinzip der Entkopplung von Axiallast und unterem Messrahmen; C: angetriebene innere Wippe (EF) [1: Axialzylinder; 2: XY-Tisch; 3: 6-Komponenten-Kraftesszelle (Maschinenregelung); 4: oberer Rahmen; 5: unterer Messrahmen (mit dem Hüftkopf verbunden); 6: Kraftmesszelle; 7: lineare Lagerung; 8: angetriebener Probenbehälter (Insert); 9: Motor; 10: Kurbelwelle; 11: Gleitpaarung; 12: Schmiermedium] (nach [163]).

Einen wichtigen Aspekt beim angetriebenen Pendel stellt die Lagerung der Messsensorik dar. Unter Berücksichtigung der geringen zu erwartenden Reibkoeffizienten können kleinste systemisch bedingte Störgrößen bereits schnell relevant sein und die absoluten Messergebnisse verfälschen. Dies betrifft jeden mechanischen oder reibungsbedingten Widerstand, der außerhalb der zu messenden Gleitbewegung entsteht und nicht vom Kraft- bzw. Momentenaufnehmer entkoppelt ist. Jüngere Ansätze wie das Hamburger Pendel (Abbildung 2.11) nutzen daher reibungsarme lineare Lagerungen der Messsensorik [187]. Diese aufwändige technische Lösung ermöglicht zudem eine konstruktive Trennung der dynamischen axialen Last von der sensiblen Messsensorik durch eine Kombination von mehreren, hydrostatisch gelagerten Wippen. Hierbei ist es wichtig, dass die Drehachsen der Wippen koinzident durch das Drehzentrum des zu messenden Gelenks und der Sensorik gehen, um Störungen durch äußere Zwangskräfte möglichst gering zu halten.

Vorteile	Nachteile
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Reproduzierbare Kinematik über alle Zyklen</li> <li>• Sensorische Erfassung der Auslenkung möglich</li> <li>• Kein ungewolltes Verdrehen des Pendel durch geführte Pendelbewegung</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Reibungsarme Lagerung des Antriebs notwendig (z.B. über hydrostatisches Lager), um systemische Störgrößen zu minimieren</li> <li>• Rotationszentrum des Hüftgelenks nicht freigegeben (Achsen des Gelenks und des Antriebs müssen übereinstimmen)</li> <li>• Einfache (nicht physiologische) Kinematik, Orientierung an Hauptrotation (Extension-Flexion)</li> </ul>

Tabelle 2.4.: Fazit zu angetriebenen Pendeln.

### 2.3.3. Physiologische Kinematik

#### Patientenmessungen (*in vivo*)

Die vielbeachteten Ergebnisse der Forschergruppe am *Julius Wolff Institut* der Charité in Berlin, die Belastungsmessungen direkt am endoprothetisch versorgten Patienten durchführen, bilden weltweit die Grundlage für biomechanische Randbedingungen bei der Untersuchung künstlicher Gelenke. Sie werden weltweit u.a. bei der Entwicklung und Evaluierung von mechanischen Testverfahren an künstlichen Gelenkkomponenten für die Hüfte (mittlerweile in der dritten Generation), Knie, Schulter und Wirbelsäule herangezogen [38, 189–194]. Dazu werden instrumentierte Endoprothesen auf Basis von Dehnmessstreifen (DMS) (Abbildung 2.12-A und -B) verwendet, mit deren Hilfe die wirkenden Kräfte und Momente im Gelenk *in vivo* bestimmt werden. Aufgrund der freien Verfügbarkeit ausgewählter Patientenmessungen über ihre Online-Plattform »Orthoload« [195] ermöglichen diese Daten exklusive Einblicke in die Biomechanik der Gelenke, die u.a. auch für die Validierung numerischer Modelle herangezogen werden [196]. Zudem werden auch Belastungen während Aktivitäten erfasst, die so nicht ohne Weiteres in der Ganganalyse gemessen werden können, z.B. das zufällige, unvorbereitete Stolpern, bei denen die bislang höchsten wirkenden Kräfte auf ein Hüftgelenk (bis ca. 900% des Körpergewichts) gemessen wurden [129].

In der neuesten Generation der instrumentierten Hüftprothesen lassen sich im kartesischen Koordinatensystem neben den drei Kraftkomponenten ( $F_x$ ,  $F_y$  und  $F_z$ ) auch alle wirkenden Momente ( $M_x$ ,  $M_y$ ,  $M_z$ ) erfassen (Abbildung 2.12-C) [128, 199]. Die Messergeb-

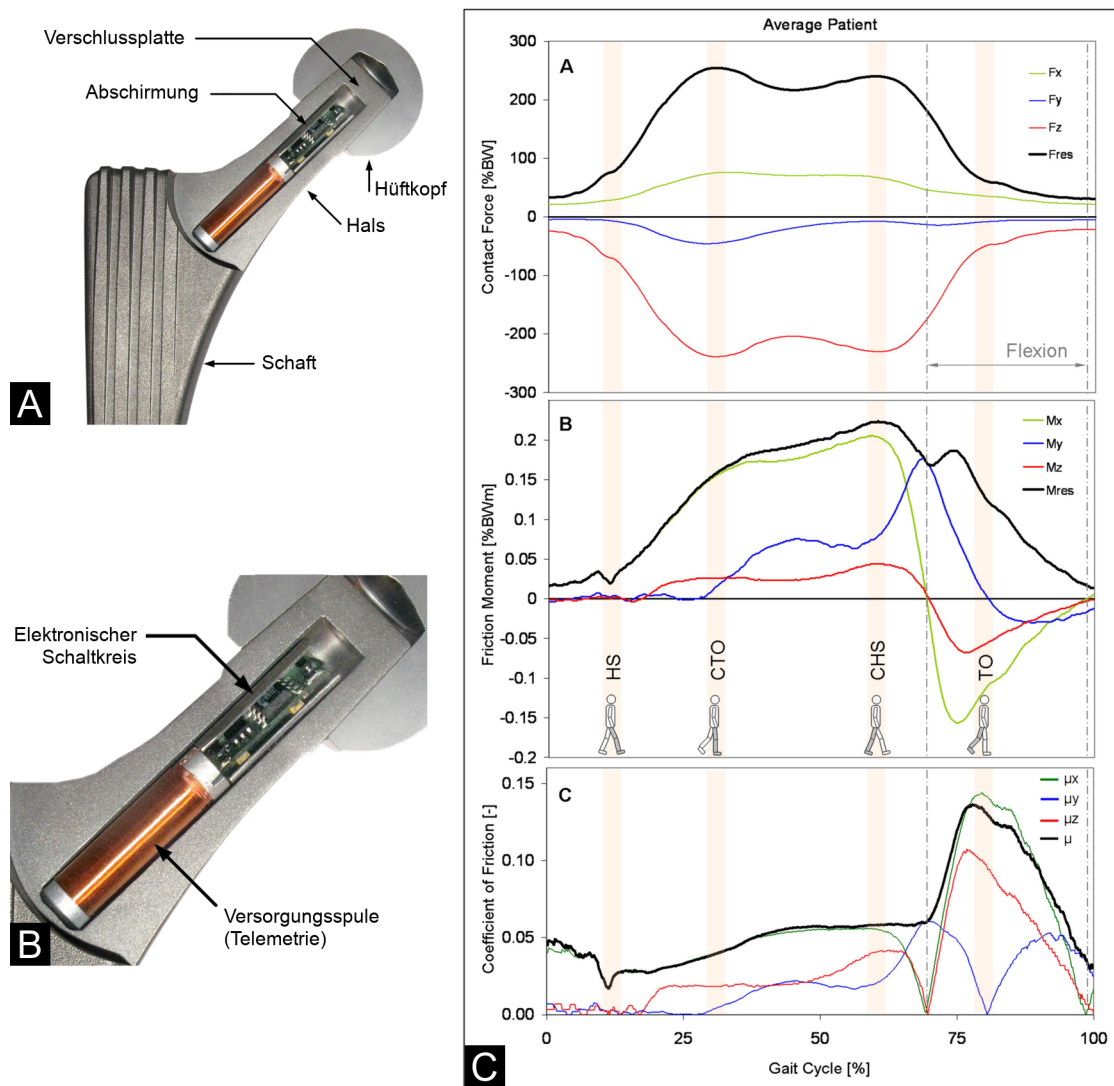


Abbildung 2.12.: *In-vivo*-Reibungsmessung. A: Instrumentierte Endoprothese (Julius Wolff Institut, Berlin) [197]; B: Detailansicht Elektronik; C: Ergebnisse aus *In-vivo*-Reibungsmessungen mittels instrumentierter Hüftprothesen [HS: Fersenkontakt; CTO: Zehenabstoßen auf der Gegenseite; CHS: Fersenkontakt auf der Gegenseite; TO: Zehenabstoßen] [198].

nisse bieten einen interessanten Einblick in die Entwicklung von Kräften und Momenten über einen normierten Gangzyklus. Daraus wurden die Reibungskoeffizienten mittels einer dreidimensionalen Betrachtung der resultierenden Kräfte und Momente ermittelt (Abbildung 2.12 rechts) [198, 200]. Die Analyse der Reibwerte ist jedoch qualitativ wie quantitativ schwer zu bewerten, da keine Daten zu Referenzmessungen verfügbar sind und zudem für die Sensorik ein Messfehler inklusive Übersprechen nach Kalibrierung von bis zu knapp 2% des Nennwertes angegeben wird [128]. In Richtung der relevanten lateralen Kräfte ( $F_x$ : 1,9%/2 kN,  $F_y$ : 1,7%/5 kN) ergeben sich hieraus Fehlerkräfte von bis zu 38-85 N, für die Mo-

Vorteile	Nachteile
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Praxisnahe Datenerfassung direkt am Patienten (Berücksichtigung der individuellen Kinematiken und absoluten Belastungen zwischen den Probanden)</li> <li>• Berücksichtigung aller anatomischer Effekte</li> <li>• Realisierung einer Vielzahl an praxisnahen Aktivitäten mit hoher Relevanz</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Keine Standardisierung bzw. Variation der relevanten Parameter (u.a. Implantatausrichtung, Materialwahl) möglich. Aktuell nur Keramikkopf (<math>\text{Al}_2\text{O}_3</math>) gegen ein XPE-Insert mit einem Durchmesser von 32 mm</li> <li>• Vergleichsweise geringe Anzahl versorgter Patienten mit teils deutlichen individuellen Streuungen der Einzelmessungen (<math>n = 8</math> Probanden [198])</li> <li>• Validierungsmessung ausstehend (Vergleich <i>in vivo</i> zu <i>in vitro</i>). Unbekannter Einfluss systemischer Größen, u.a. der aktiven und passiven Weichteile auf die Messdaten</li> <li>• Messgenauigkeit einer instrumentierten Hüftprothese mit 0,7-1,9% des Nennwerts eines Kanals vergleichsweise hoch [128]</li> </ul>

Tabelle 2.5.: Fazit zu *In-vivo*-Reibungsmessungen.

mente ( $M_x$ : 1,3%/45,4 Nm,  $M_y$ : 0,7%/79,3 Nm,  $M_z$ : 1,5%/24 Nm) von bis zu 0,36-0,59 Nm alleine aus der Messsensorik. Auch hier zeigt sich, dass die gemessenen Fehlergrößen im Bereich der zu erwartenden Reibkräfte und -momente liegen und dies bei der Bewertung der Ergebnisse zu berücksichtigen ist. Zudem können Störgrößen, die bei der Bewegung des Gelenks außerhalb der Gelenkfunktion entstehen, z.B. aufgrund von Weichteilspannungen oder der Verformung des Knochens, gegebenenfalls fehlinterpretiert werden.

### Simulatorstudien

Hüftsimulatoren werden benutzt, um den komplexen Bewegungsablauf aus der Kombination der drei Einzelrotationen der Gelenkkomponenten (Extension/Flexion, Abduktion/Adduktion und Innen-/Außenrotation, Abbildung 2.1) abzubilden. Sie sind vor allem für die Verschleißbestimmung künstlicher Gleitpaarungen nach ISO 14242 konzipiert. Dazu stehen verschiedene Simulatorkonzepte zur Verfügung, die entweder eine mechanisch definierte Kinematik (Orbitalsimulatoren, Abbildung 2.13) [201–204] oder frei programmierbare (meiste servohydraulische) Einzelantriebe besitzen (Abbildung 2.14) [205, 206].

Orbitalsimulatoren besitzen eine mechanisch fixierte Kinematik, die normseitig gemäß

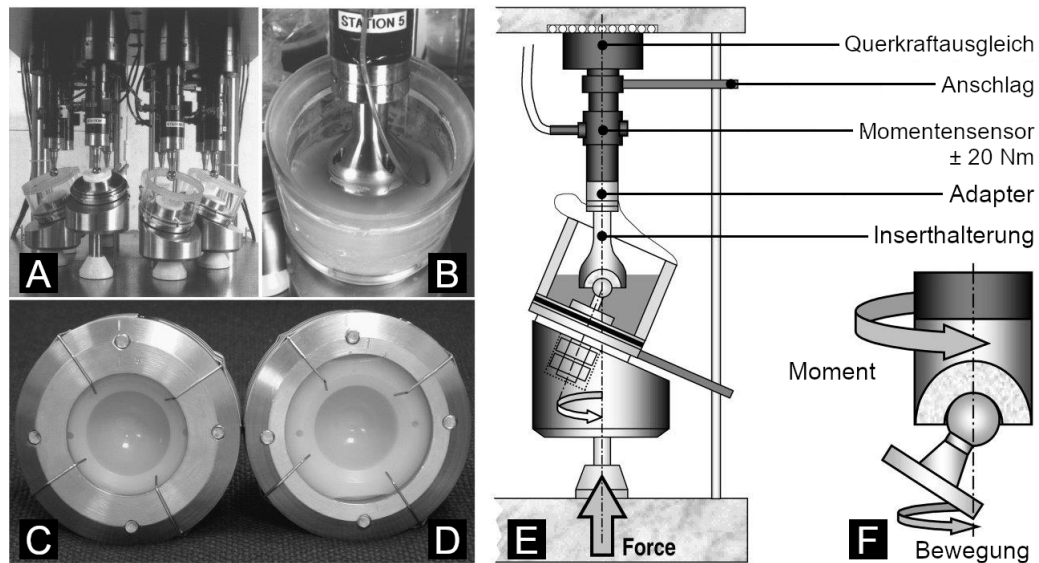


Abbildung 2.13.: Orbitalsimulator mit integrierter Torsionsmessung um die Achse der Kräfteinlenkung. A: 8-Stationen-Hüftsimulator; B: Testkammer; C+D: Pfannenaufnahmen; E: Lage der Momentenmessdose; F: erfasstes Torsionsmoment (nach [203]).

der ISO 14242-3 definiert ist und bei der meist die Extension/Flexion und die Abduktion/Adduktion durch eine feste Rotation von etwa  $\pm 23^\circ$  vereinfacht abgebildet werden (Abbildung 2.13). Die Innen-Außenrotation wird normseitig nicht gefordert. Ihr Einsatz ist hauptsächlich historisch bedingt, die Vergleichbarkeit zu frei programmierbaren Simulatorkonzepten jedoch nicht zwingend gegeben. Für die Reibungsuntersuchung wird entlang der senkrechten Achse der Kräfteinleitung über das Torsionsmoment (Widerstand gegen Innen-/Außenrotation) [201, 203, 204, 207] oder über einen Hebelarm [202] gemessen. Die Kräfte und Momente in den übrigen Raumachsen werden dabei nicht berücksichtigt. Eine Betrachtung der resultierenden Reibung im Gelenk ist demnach nicht gegeben. Dies stellt neben der vereinfachten Kinematik sicherlich auch die größte Limitation dieses Ansatzes dar.

Bei frei programmierbaren Hüftsimulatoren wird das künstliche Hüftgelenk als Kugelgelenk in Form von überlagerten Rotationen abgebildet. Ihre Verwendung für die Reibungsmessung bietet sich aufgrund der Komplexität der Hüftkinematik an, allerdings ist auch hier die messtechnische Umsetzung nicht trivial und ebenfalls die Entstehung von Störgrößen zu beachten. So muss das Gelenk translatorisch entlang der ebenen Raumrichtungen senkrecht zur axialen Kräfteinleitung freigegeben sein, um Störeinflüsse durch die mecha-



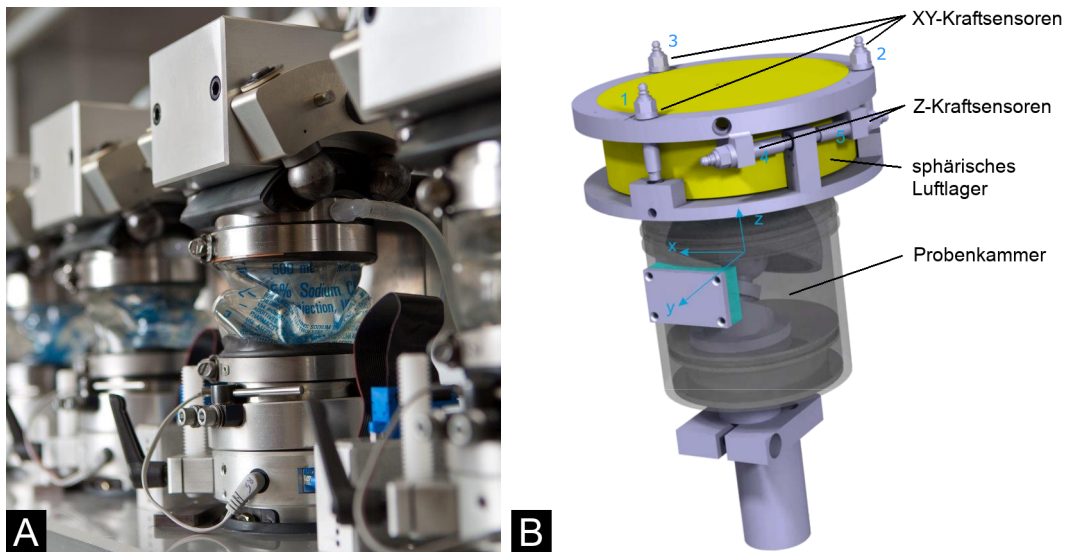


Abbildung 2.14.: Servo-hydraulische Hüftsimitatoren mit integrierter Messeinheit. A: Reibungsmessung im kommerziellen Simulator (AMTI, USA, wie in [205]); B: Modifizierte Einzelstation (nach [206]).

nische Überbestimmtheit bei minimalem Versatz der Drehachsen zueinander (idealerweise koinzident zum Rotationszentrum des Kopfes) zu vermeiden. Andernfalls werden durch die überlagerten Rotationen Zwangskräfte und -momente generiert, die die Reibungsmessungen verfälschen. Der Einfluss dieser Freigabe wurde in einem ersten Ansatz der Online-Datenerfassung simultan zu einer Langzeit-Verschleißuntersuchung in einem Standard-Hüftsimitator (ADL Hip Simulator, AMTI, USA, Abbildung 2.14-A) nicht berücksichtigt [205, 208]. Für die Messung der Reibung wurde die vorhandene Sechs-Komponenten-Kraftmessdose des Simulators verwendet, die auch zur Regelung der resultierenden Hüftkraft (in der Regel bis 3 kN) während der Simulation genutzt wird. Die Ergebnisse aus diesen Studien sind daher mit Vorsicht zu interpretieren. Einen eleganteren Ansatz wählte die Arbeitsgruppe um Kaddick *et al.*, die eine Station eines Standard-Hüftsimitators mit einem sphärischen Luftlager ausstatteten, um den Einfluss von Störgrößen zu adressieren (Abbildung 2.14-B) [206]. Das Messprinzip beruht dabei auf der Blockierung der Rotationen durch fünf einachsige Kraftsensoren, die um das Luftlager verteilt angeordnet sind. Da die Kraftaufnehmer nicht genau zum Drehzentrum des Hüftgelenks ausgerichtet sind, werden Störgrößen erzeugt, die im Zuge der mathematischen Auswertung herausgerechnet werden müssen. Eine umfangreiche Validierung bzw. Verifizierung des Prüfaufbaus ist jedoch auch hier nicht verfügbar und die Nachvollziehbarkeit der Messergebnisse demnach

Vorteile	Nachteile
<ul style="list-style-type: none"><li>• Dreidimensionale tribologische Beanspruchung des Gelenks</li><li>• Programmierbarer Hüftsimulator: freie Programmierung der Einzelkanäle ermöglicht umfangreiche Variation der Kinematik</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Orbitalsimulatoren: unphysiologische Kinematik; Informationen nur zu Reibung um vertikale Achse (Innen-/Außenrotation)</li><li>• Programmierbarer Hüftsimulator: sehr komplexer Aufbau; Berücksichtigung eines Querkraftausgleiches und der systemischen Störgrößen (Limitationen) zwingend erforderlich</li><li>• Validierung/Verifizierung des Messaufbaus notwendig, um die Erfassung relevanter Daten für die Klinik nachzuweisen</li></ul>

Tabelle 2.6.: Fazit zu Reibungsmessungen im Hüftsimulator.

nicht gegeben.

## 3. Material und Methode

Die Analyse bestehender Ansätze zur Reibungsmessung in Kapitel 2.3 verdeutlichen schnell, dass konstruktive und messtechnische Details zu beachten sind, um valide Messdaten zu generieren, die klinisch anschließend möglichst absolut interpretierbar sind. Neben einer geeigneten Messsensorik stellen im Besonderen systemische Störgrößen eine mögliche Fehlerquelle dar, die es zum einen konstruktiv weitestgehend zu vermeiden und zum anderen im Nachhinein auch zu quantifizieren gilt.

### 3.1. Simulatorkonzept zur Reibungsmessung

Die Basis für die dreidimensionale Reibungsmessung bildet ein kommerzieller, servo-hydraulischer Ein-Stationen-Hüftsimulator (852 Mini Bionix II inkl. 4-DOF-Hüftaufsatz, MTS Systems Corporation, USA), bei dem das Gelenk in anatomischer Orientierung (Hüftkopf: unten; Pfanne: oben) eingesetzt wird (Abbildung 3.1). In dieser Form ist der Prüfaufbau zur Verschleißtestung gemäß ISO 14242-1 geeignet [34]. Während der Simulation bleibt der Hüftkopf fest und die Pfannenkomponente führt die Rotationen weggeregelt in allen drei Freiheitsgraden (Abbildungen 2.1 und 3.2) aus. Die resultierende Hüftkraft, die auf das Gelenk wirkt, wird kraftgeregelt axial in das System eingeleitet. Alle Regelkanäle sind softwareseitig frei programmierbar, sodass auch komplexere Bewegungsprofile abgebildet werden können. Die technischen Daten des Grundaufbaus sind dem Anhang (Tabelle A.1) zu entnehmen.

#### 3.1.1. Probenkammer

Innerhalb des Prüfaufbaus wird der Hüftkopf wie im klinischen Einsatz über eine selbsthemmende Konusverbindung mit dem Kopfhalter (repräsentiert den proximalen Anteil

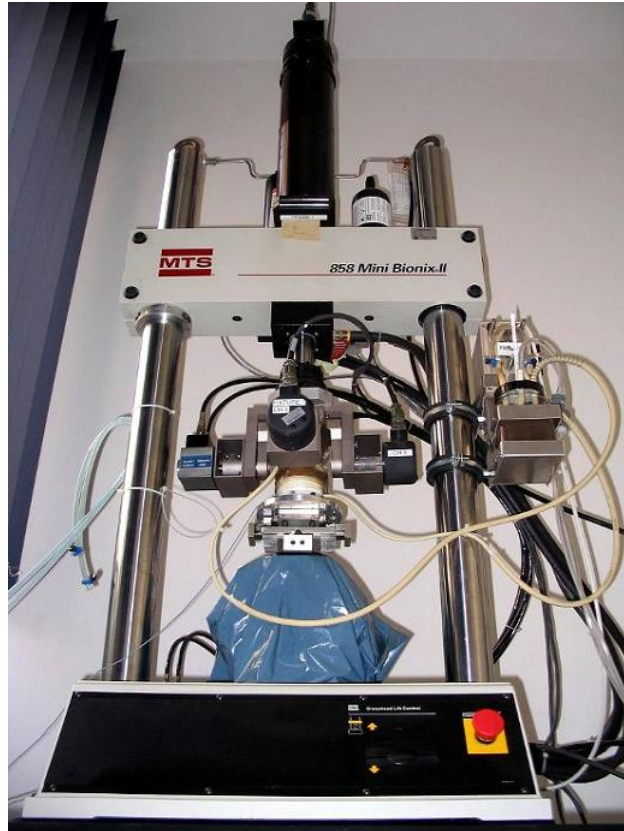


Abbildung 3.1.: Ein-Stationen-Hüftsimulator zur *In-vitro*-Verschleißtestung (MTS 858 Mini-bionix II).

des Hüftschafts) verbunden, der wiederum auf der unteren Probenaufnahme befestigt ist (Abbildung 3.3). Das Fügen der Komponenten erfolgt analog zur Anwendung im Operationssaal durch Aufsetzen des Kopfes auf dem männlichen Konus mit leichter Drehung im Uhrzeigersinn und zwei- bis dreimaligem, kräftigem, manuellem Aufschlagen mit einem Hammer über einen Impaktor in Richtung der Konusachse. Das Insert wird entweder in die Inserthalterung mit einem 2-Komponenten-Polyurethan (RenCast FC53A/B, Gößl & Pfaff, Deutschland) (Polyethylen- oder Metall-Insert) eingegossen oder über einen Adapterring konisch geklemmt (Keramik-Insert). Die Art der Fixierung ist dabei primär vom Verankerungsmechanismus der Implantatkomponente und der Verfügbarkeit der Herstellerangaben zur technischen Spezifikation der Schnittstelle abhängig. Analog zum Fügen der Kopf-Konus-Verbindung wird auch das Insert bei Klemmung über einen Adapterring mit zwei bis drei kräftigen Hammerschlägen über einen Impaktor eingebracht. Vor dem Start der Testung erfolgt im eingebauten Zustand zudem eine dreimalige Belastung auf 3,5 kN, um ein Setzen innerhalb des Systems zu erlauben.

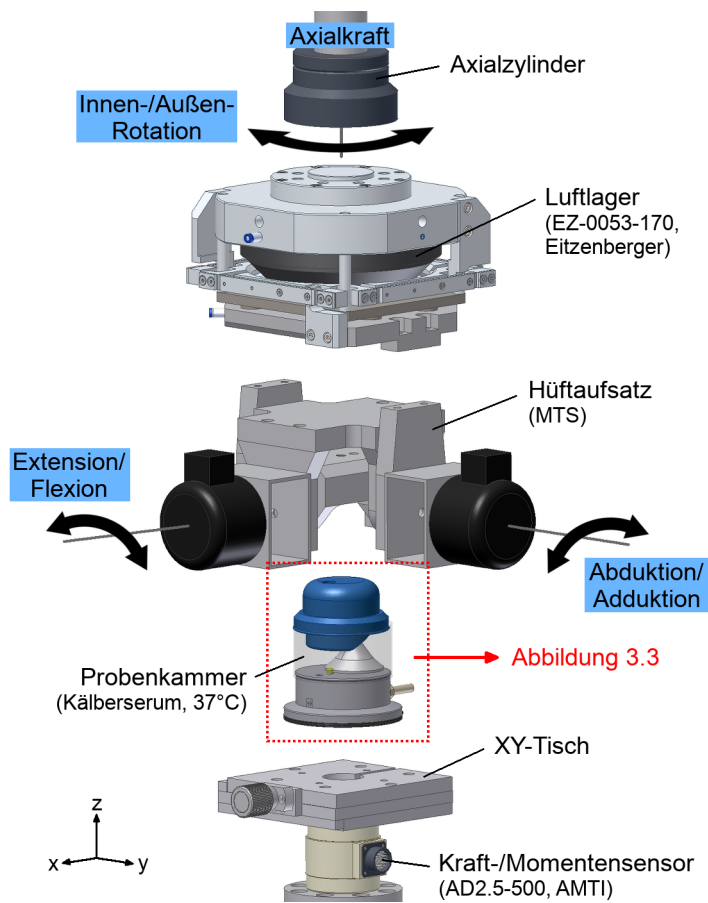


Abbildung 3.2.: Modifizierter Hüftsimulator zur Reibungsmessung.

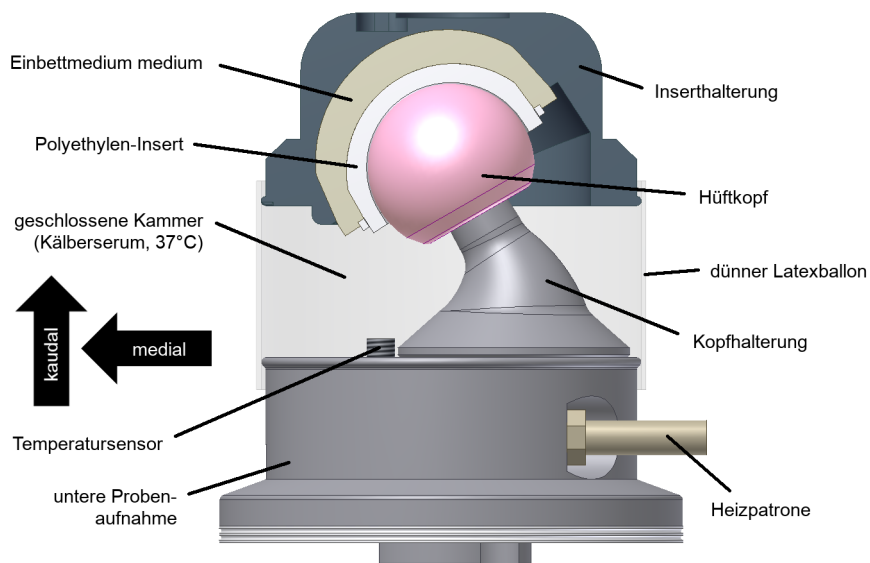


Abbildung 3.3.: Aufbau der geschlossenen Probenkammer (nach [209]).

Die Inserthalterung wurde mittels 3D-Druckverfahren aus hochfestem, luftdichtem Kunststoff (ABS-M30 inkl. Versiegelung, Stratasys, USA) hergestellt und definiert die intraoperative Ausrichtung der Pfannenkomponente. Angelehnt an die Sicherheitszone (Inklination:  $40 \pm 10^\circ$ ), die durch Lewinneck *et al.* definiert wurde [124] und die eine klinisch optimale Ausrichtung beschreibt, wurden vier Inklinations-Winkel berücksichtigt:

- $30^\circ$  klinische Inklination ( $18^\circ$  technische Inklination): entspricht einer sehr flach implantierten Pfanne (unteres Ende der Lewinneck-Sicherheitszone)
- $45^\circ$  klinische Inklination ( $33^\circ$  technische Inklination): wird klinisch gemein als optimale Pfannenpositionierung gesehen
- $60^\circ$  klinische Inklination ( $48^\circ$  technische Inklination): entspricht einer steilen Pfanne ( $> 55^\circ$ ) [210]
- $75^\circ$  klinische Inklination ( $63^\circ$  technische Inklination): klinisch unzureichende Positionierung. Sehr steile Pfanne, die ein erhöhtes Risiko für einen Kantenüberlauf und eine Luxation besitzt.

Die Umrechnung von klinischer ( $\alpha_{klin}$ ) in technischer Inklination ( $\alpha_{tech}$ ) folgt der räumlichen Orientierung der resultierenden Hüftkraft beim »Normalen Gehen«, der zum Zeitpunkt der höchsten Gelenkraft in einem Winkel von etwa  $12^\circ$  zur Vertikalen steht. Dies ergibt sich sowohl aus sehr frühen Ergebnissen von Paul *et al.* [211] als auch neueren Studien an instrumentierten Hüftendoprothesen [38]. Zudem decken sie sich auch mit den Annahmen zur Ausrichtung der Gelenkpfanne bei der *In-vitro*-Verschleißtestung gemäß ISO 14242-1. Hier wird ein Winkelversatz der resultierenden Hüftkraft von  $15 \pm 3^\circ$  zur Vertikalen gefordert. Da im Prüfaufbau die axiale Kraft senkrecht in das künstliche Gelenk eingeleitet wird, ist dieser Winkel-Offset bei der Auslegung der Insertaufnahmen und der Inklinationswinkel zu berücksichtigen:

$$\alpha_{tech} = \alpha_{klin} - 12^\circ \quad (3.1)$$

Die Reibungsmessung wird in 100-110 ml verdünntem Kälberserum als Ersatzmedium für die Synovia durchgeführt, wie es auch in der Verschleißtestung nach ISO 14242-1 zum

Einsatz kommt. Das Kälberserum (Biochrom GmbH, Berlin, Deutschland) ist dabei durch Zugabe von demineralisiertem Wasser auf einen Proteingehalt von  $30 \pm 1$  g/l reduziert [212] und mit 5,85 g/l Ethylendiamintetraacetat (EDTA) und 1,85 g/l Natriumazid ( $\text{NaN}_3$ ) als anti-mikrobiologischen Zusatz versetzt. Die Kammer ist durch einen dünnen Latexschlauch mit einer Dicke von nur 0,2 bis 0,4 mm luftdicht verschlossen. Die Länge des Schlauches ist dabei so gewählt, dass er über dem gesamten Bewegungsumfang des Gelenks nicht unter Spannung steht, um die Entstehung zusätzlicher Störgrößen zu vermeiden. Die Temperierung der Probenkammer auf  $37^\circ\text{C}$  wird technisch über zwei Heizpatronen (CSN Hochleistungspatrone, Schniewindt GmbH & Co. KG, Neuenrade, Deutschland) realisiert, die die gesamte untere Kammeraufnahme heizen (Abbildung 3.3). Zur Regelung der Temperatur (N1100 C/3, B&B Thermo-Technik GmbH, Donaueschingen, Deutschland) mit einer erzielten Genauigkeit von  $\pm 0,1^\circ\text{C}$  wird ein thermischer Sensor (Einschraubfühler Typ 14 Pt 100, Testo Sensor GmbH, Lenzkirch, Deutschland) eingesetzt, der die Ist-Temperatur innerhalb des Testmediums erfasst.

#### 3.1.2. Kraft-/Momenten-Messsensorik

Die Anforderungen an die Messung der Reibkräfte und -momente sind sehr hoch, um sowohl die Auflösung der geringen Messgrößen zu garantieren und gleichzeitig die Aufnahme hoher dynamischer Kräfte bis 4,5 kN zu erlauben. Vor diesem Hintergrund ist insbesondere die Berücksichtigung des Übersprechverhaltens von Bedeutung. Hierfür wurde eine kommerziell erhältliche Sechs-Komponenten-Kraft-/Momentensensorik (AD2.5-500, AMTI, USA) (Abbildung 3.2) eingesetzt und mit einem Messverstärker (OPTIMA Signal Conditioner, AMTI, USA), der die Möglichkeit einer Übersprech-Kompensation bietet, kombiniert. Während der speziellen Herstellerkalibrierung der Messeinheit wurden über eine hochpräzise Positioniereinheit (absolute Positioniergenauigkeit lt. Herstellerangaben: 0,005 mm) insgesamt 49 Punkte in einem Abstand von 6,36 mm (0,25 in) auf der Oberfläche des Sensors angefahren. Bei jedem Messpunkt wurde der Sensor mit mehreren Lasten über den gesamten Nennbereich beaufschlagt und die resultierenden Störgrößen in allen Messkanälen erfasst. Dieses Verfahren ist angelehnt an den Standard zur Überprüfung von Kraftmessplatten für die Ganganalyse (ASTM F3109-16). Durch diese präzise Kalibrierung wird eine dreidimensionale Kalibriermatrix generiert, die es während der digitalen

Signalverarbeitung im Messverstärker erlaubt, eine hochgenaue Übersprech-Kompensation bei einer Datenrate von 1024 Hz durchzuführen. Resultat ist eine Präzision der Messensensitivität von  $\pm 0,02\%$  des Nennwertes ( $F_x, F_y < 1 \text{ N}$  [1112 N],  $M_x, M_y < 0,05 \text{ Nm}$  [56 Nm] und  $M_z < 0,01 \text{ Nm}$  [28 Nm]; Nennwert in eckigen Klammern) bzw. 0,1% der aufgebrauchten Axiallast ( $F_z < 5 \text{ N}$  [4448 N]).

Nach jedem Einbau einer neuen Gleitpaarung wird das Kopfzentrum vertikal neu über dem Ursprung der Kraftmessdose positioniert, um die Entstehung von Störmomenten aufgrund eines lateralen Versatzes zu vermeiden. Dies wird über einen XY-Tisch ermöglicht, der über Mikrometerschrauben in der Ebene verstellt wird. In einem iterativen Prozess wird eine axiale Kraft von 2000 N appliziert und die Position des Kopfes relativ zum Kraftaufnehmer nachjustiert bis keine Störmomente mehr messbar sind.

#### 3.1.3. Querkraftausgleich

Zur Messung kleinster Kräfte und Momente ist es essentiell, systemisch bedingte Störgrößen so weit wie möglich zu eliminieren. Dies trifft auch auf den lateralen Querkraftausgleich zu, der eine mechanische Überbestimmung des Prüfaufbaus innerhalb der überlagerten Simulation mehrerer Rotationskanäle vermeidet. Er ist notwendig, da sich die Rotationsachsen der drei Einzelantriebe Extension/Flexion, Abduktion/Adduktion und Innen-/Außenrotation in der Praxis nicht zwingend in einem gemeinsamen Punkt schneiden, der idealerweise das Kopfzentrum der Gleitpaarung darstellt. Grund hierfür sind neben unvermeidbaren Toleranzen in der Fertigung und Ausrichtung auch elastische Verformungen des Systems unter Last. Daher ist ein lateraler Ausgleich notwendig, der die ebenen Translationen freigibt.

Es ist naheliegend, dass dieses zusätzliche translatorische Lager keine Störgrößen in das System einbringen darf, die später als Reibung der Hüftgelenks-Gleitpaarung fehlinterpretiert werden könnten. Für die standardmäßige Verschleißuntersuchung (ISO 14242-1) werden hierfür Linear-Kugellager eingesetzt, deren resultierende Reibung während des Betriebs bereits innerhalb des erwarteten Messbereichs liegen kann und die demnach für den Messaufbau ungeeignet sind. Zudem können Kugellager bei Dauerbeanspruchung, im Besonderen bei geringer Translation, Verschleißprozessen unterliegen, was zusätzlich deren Reibung erhöht. Daher wurde ein Querkraftausgleich entwickelt, der die ebenen Translationen ( $\pm 5 \text{ mm}$  in x- und y-Richtung) freigibt und gleichzeitig in der Lage ist, axiale Kräfte



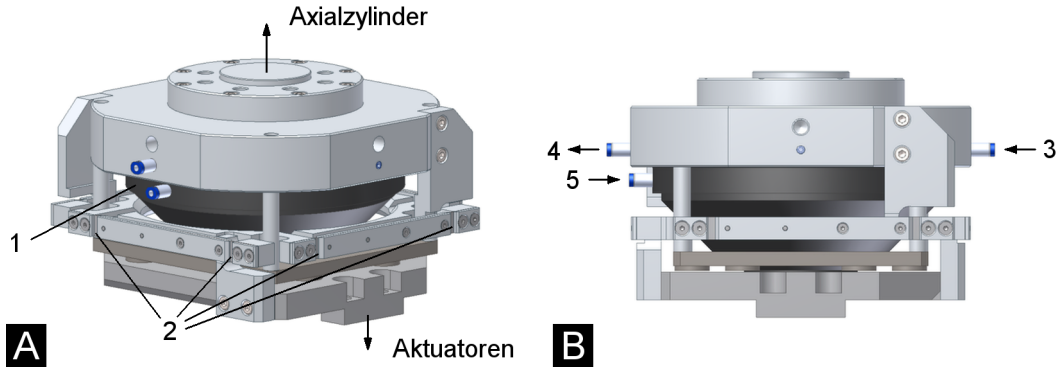


Abbildung 3.4.: Querkraftausgleich zur Freigabe lateraler Zwangskräfte. A: perspektivisch; B: in Seitenansicht [1: Elementar-Luftlager EZ-0053-170, 2: Festkörpergelenke, 3: Versorgungsdruck, 4: Druck-Ausgang, 5: Eingang Elementar-Luftlager].

( $F_z$ ) sowie alle Momente ( $M_x$ ,  $M_y$  und  $M_z$ ) aufzunehmen (Abbildung 3.4-A). Die Freigabe der Bewegungen in X und Y wurde durch ein ebenes Elementar-Luftlager (EZ-0053-170, Eizenberger Luftlagertechnik GmbH, Deutschland) realisiert, welches die Lagerkomponenten bei anliegendem Luftdruck (5 bar) vollständig trennt und daher quasi-reibungs- sowie wartungsfrei arbeitet [213].

Die viskose Luftreibung lässt sich strömungsmechanisch beschreiben durch

$$F_{viskos} = \frac{\eta_{Luft} A v}{h} \quad (3.2)$$

mit der Viskosität der Luft  $\eta_{Luft} = 0,0000185 \text{ Ns/m}^2$  und der Lagerfläche  $A = \pi(\frac{d}{2})^2 = 0,0227 \text{ m}^2$  für das verwendete Rundlager mit einem Durchmesser  $d = 170 \text{ mm}$ . Entsprechend der Kennlinie aus dem Datenblatt des verwendeten Elementar-Luftlagers (Anhang A.1) bewegt sich die kraftabhängige Lagerspalthöhe  $h$  bei 3000 N Axialkraft im Bereich von etwa  $10 \mu\text{m}$ . Bei einer geschätzten Relativgeschwindigkeit  $v = 0,01 \text{ m/s}$  zwischen den Luftlagerkomponenten lässt sich daher die viskose Reibung berechnen zu

$$F_{viskos} = \frac{0,0000185 \cdot 0,0227 \cdot 0,01}{10 \cdot 10^{-6}} \frac{\frac{\text{Ns}}{\text{m}^2} \cdot \text{m}^2 \cdot \frac{\text{m}}{\text{s}}}{\text{m}} = 0,00042 \text{ N} \quad (3.3)$$

und kann damit im Folgenden für die Betrachtung der systemischen Störgrößen als vernachlässigbar angesehen werden. Die Luftversorgung erfolgt über einen Anschluss an der Rückseite des Querkraftausgleichs (Abbildung 3.4-B). Die einströmende Luft wird dabei

durch die obere Platte geleitet und tritt auf der Vorderseite wieder aus. Über einen losen Schlauch erfolgt hierrüber die Anbindung des Elementarluftlagers an den Versorgungsdruck. Auf diese Weise wird vermieden, dass der vergleichsweise lange Anschluss Schlauch der Labor-Druckluft eine unvorhersehbare Störkraft auf das Elementarluftlager einlenken kann.

Über den tragenden Luftfilm, der die Gleitpartner des Luftlagers trennt, werden dabei die axial wirkenden Gelenkkräfte übertragen, ohne dass die Luftlagerkomponenten in Kontakt kommen (Elementar-Luftlager ausgelegt auf ca. 9,8 kN bei 5,5 bar anliegendem Luftdruck, Anhang A.1). Auf dieselbe Weise werden auch die ebenen Momente  $M_x$  und  $M_y$  übertragen. Die mechanische Kopplung des axialen Momentes ( $M_z$ ) erfolgt über eine Rahmenkonstruktion, bei der Festkörpergelenke (0,1 mm dünne Plättchen) entlang ihrer Längsrichtung belastet werden. Die Plättchen sind so ausgelegt, dass deren Durchbiegung bei einer Auslenkung von 5 mm eine maximale Störkraft von nur etwa 0,35 N erzeugt, die ebenso wie die viskose Reibung der Luft innerhalb des Querkraftausgleichs als vernachlässigbar bei der Bewertung der Reibungsergebnisse im Hüftgelenk bewertet wird.

#### 3.1.4. Post-Processing der Messdaten

Mit einer Datenrate von 1024 Hz werden kontinuierlich die Messwerte aller sechs Kraft- bzw. Momentenkanäle ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ,  $M_x$ ,  $M_y$  und  $M_z$ , Abbildung 3.2) sowie die Ist-Kinematik des Simulators (Extension/Flexion, Abduktion/Adduktion, Innen-/Außenrotation und die axiale Hüftkraft) erfasst. Die Daten werden anschließend über eine MATLAB-Routine (7.10.0.499 R2010a, The MathWorks, USA) eingelesen und ausgewertet (Anhang A.3).

Eine Fourier-Transformation (Fast Fourier Transformation, FFT) veranschaulicht systembedingte Schwingungen im Signal des servo-hydraulischen Messaufbaus im Bereich von 20-35 Hz auf (Abbildung 3.5). Daraufhin wurden das Rauschen der Messdaten in einem ersten Schritt über einen Bandpassfilter zwischen 10 Hz und 200 Hz herausgefiltert (Abbildung 3.6). Dies führt zu einer Glättung des Messsignals und vermeidet Fehlinterpretationen der Maximalwerte durch überlagerte Schwingungen.

Die anschließende Datenverarbeitung beinhaltet im Wesentlichen:

1. Umrechnung der Rohwerte (in Volt) aus dem Kraft-Momenten-Sensor in SI-Einheiten

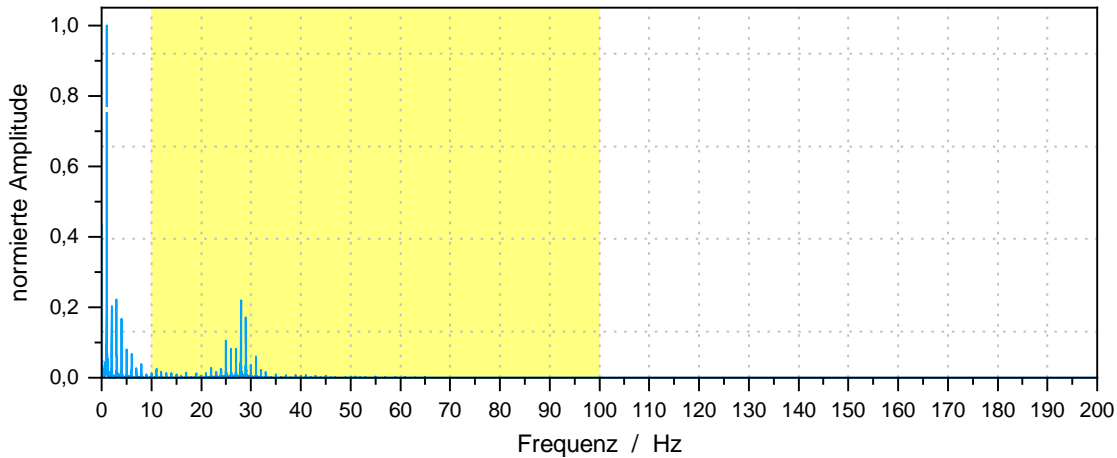


Abbildung 3.5.: Fourier-Transformation (FFT) am Beispiel des Messkanals Mx (36 mm CoP). Der Bereich des Bandpasses ist gelb hervorgehoben.

2. Reduktion der Datenrate auf 256 Hz (außer bei der Erfassung des Anlaufmoments nach Ruhepause)
3. Berücksichtigung der systemischen Messfehler. Hierfür wird die Gleitpaarung nach Neuaufbau im Simulator mit einer sinusförmigen Axiallast zwischen 1000 und 3000 N für 10 Zyklen belastet (Offset: 2000 N; Amplitude: 1000 N) und die Ausgangsgrößen aller Einzelkräfte  $F_x$  und  $F_y$  sowie der Momente  $M_x$ ,  $M_y$  und  $M_z$  erfasst. Aus den letzten drei Sinuszyklen wird für jeden Kanal  $X_i$  unter Berücksichtigung eines linearen Ansatzes

$$X_{i,corr}(t) = m_i \cdot F_z(t) + c_i \quad (3.4)$$

die Steigung  $m_i$  und der Offset  $c_i$  bestimmt. Im Folgenden wird nun zu jedem Zeitpunkt  $t$  die Messkorrektur  $X_{i,corr}(t)$  in Abhängigkeit der axialen Last  $F_z(t)$  berechnet. Hieraus ergibt sich die Messgröße für jeden Kanal  $X_i$

$$X_i(t) = X_{i,Kraftmessdose}(t) - X_{i,corr}(t) \quad (3.5)$$

mit dem aufgenommenen Messwert  $X_{i,Kraftmessdose}(t)$  zum Zeitpunkt  $t$ . Auf diese Weise werden systemische Effekte, die nicht aus dem Messaufnehmer, sondern z.B. aufgrund der Verformung des Messaufbaus resultieren, mit berücksichtigt.

4. Transformation der Messdaten aus dem Ursprung des Messaufnehmers ( $S^{Sens}$ ) ins

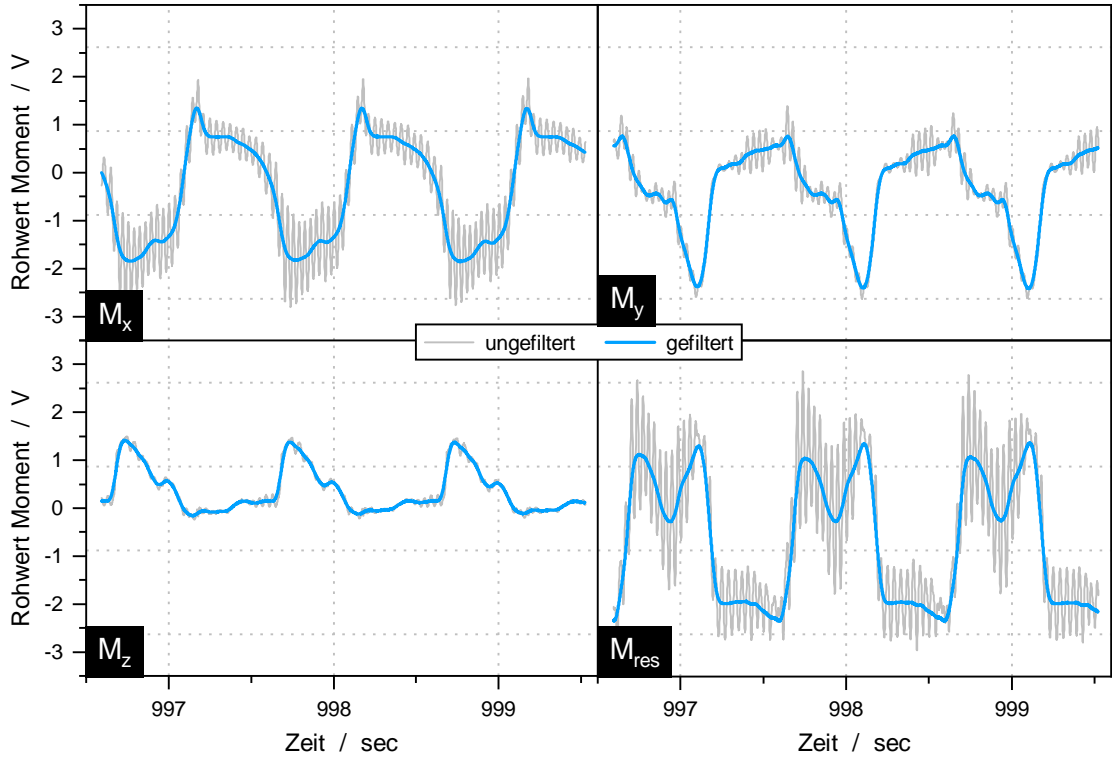


Abbildung 3.6.: Signalverläufe der Momentenkanäle ( $M_x$ ,  $M_y$ ,  $M_z$  und  $M_{res}$ ) vor und nach Anwendung des Bandpassfilters.

Drehzentrum ( $S^K$ , Kopfzentrum, Abbildung 3.7-A). Berücksichtigt wird das Verschiebemoment  $\vec{M}_V$ , das durch die Verschiebung der Kräfte um den Vektor  $\vec{r}_{K \rightarrow Sens}$  im Zuge der Koordinatentransformation entsteht und in der dreidimensionalen Vektorbetrachtung durch das Kreuzprodukt aus Abstand und Kraft berechnet wird:

$$\vec{M}_V = \vec{r}_{K \rightarrow Sens} \times \vec{F} = -\vec{r}_{Sens \rightarrow K} \times \vec{F} = - \begin{pmatrix} \Delta x \\ \Delta y \\ \Delta z \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \Delta z F_y \\ -\Delta z F_x \\ 0 \end{pmatrix} \quad (3.6)$$

mit  $\Delta x = \Delta y = 0$  mm nach Positionierung des Kopfzentrums oberhalb des Ursprungs des Messaufnehmers. Daraus lassen sich der Momenten- ( $\vec{M}$ ) und Kraftvektor ( $\vec{F}$ ) im Kopfzentrum berechnen zu

$$\vec{M} = \begin{pmatrix} \Delta M_x \\ \Delta M_y \\ \Delta M_z \end{pmatrix} = \vec{M}_0 - \vec{M}_V = \begin{pmatrix} M_{x_0} - \Delta z F_y \\ M_{y_0} + \Delta z F_x \\ M_{z_0} \end{pmatrix} \quad (3.7)$$

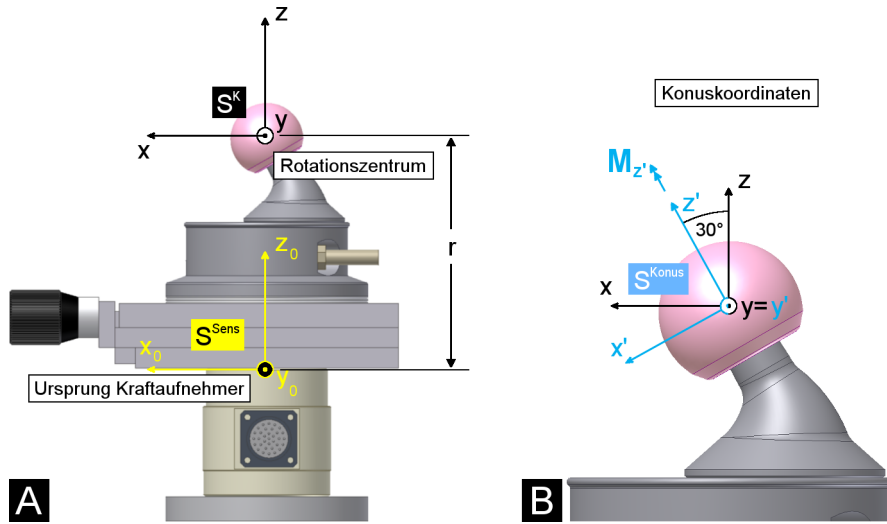


Abbildung 3.7.: Koordinatentransformationen vom (A) Ursprung des Messaufnehmers ( $S^{Sens}$ ) ins Kopfzentrum ( $S^K$ ) und (B) weiter ins Konus-Koordinatensystem ( $S^{Konus}$ ) (nach [209]).

und

$$\vec{F} = \begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} F_{x_0} \\ F_{y_0} \\ F_{z_0} \end{pmatrix} \quad (3.8)$$

mit dem Sensormoment  $\vec{M}_0 = \begin{pmatrix} M_{x_0} \\ M_{y_0} \\ M_{z_0} \end{pmatrix}$  und der Sensorkraft  $\vec{F}_0 = \begin{pmatrix} F_{x_0} \\ F_{y_0} \\ F_{z_0} \end{pmatrix}$  relativ zum Koordinatenursprung des Messaufnehmers.

- Als aussagekräftigste Vergleichswerte werden das resultierende Reibmoment  $M_{res}$  als pythagoreische Addition berechnet

$$M_{res} = |\vec{M}| = \sqrt{M_x^2 + M_y^2 + M_z^2} \quad (3.9)$$

- Berechnung des Konusmoments  $M_{z'}$  durch Rotation um die  $y$ -Achse ins Konus-Koordinatensystem ( $S^{Konus}$ ) (Abbildung 3.7-B). Es berechnet sich durch die Multi-

plikation der Rotationsmatrix  $\vec{R}_y$  mit dem Momentenvektor  $\vec{M}$  zu

$$\begin{aligned} \vec{M}' = \begin{pmatrix} M_{x'} \\ M_{y'} \\ M_{z'} \end{pmatrix} &= \vec{R}_y \cdot \vec{M} = \overbrace{\begin{pmatrix} \cos(\alpha) & 0 & -\sin(\alpha) \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin(\alpha) & 0 & \cos(\alpha) \end{pmatrix}}^{\text{Halswinkel } \alpha = 30^\circ} \cdot \begin{pmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} 0,866M_x - 0,5M_z \\ M_y \\ 0,5M_x + 0,866M_z \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (3.10)$$

7. Berechnung und Ausgabe der Maximalwerte und einzelner Verläufe für jede untersuchte Aktivität und jeden Messkanal zur weiteren Datenverarbeitung und Visualisierung.

## 3.2. Validierung und Verifizierung des Prüfaufbaus

Die Reibungsmessung zielt auf die Erfassung kleinster Messgrößen in einem komplexen Hüftsimulator, der mehrere hydraulisch angetriebenen Rotationsachsen besitzt und simultan zur Applikation einer überlagerten Bewegungskurve hohe dynamische Lasten aufbringt. Es ist daher offensichtlich, dass bereits geringe Abweichungen der Messwerte einen relevanten Einfluss auf die Interpretation der Ergebnisse haben können. Daher ist es evident, den Nachweis über die korrekte Messfunktion eines solchen empfindlichen Prüfaufbaus zu erbringen.

Vor diesem Hintergrund wurden Effekte aus dem Auf- und Abbau der Probenkammer, inkl. der Ausrichtung über den XY-Tisch, sowie systemische Phänomene (resultierend u.a. aus der Massenträgheit der bewegten Antriebe oder systemischer Reibung) untersucht. Zudem wurde für den einfachen Fall des physikalischen Pendels, für das die Reibungstheorie gut beschrieben werden kann, Ergebnisse aus dem Simulator (einachsige Pendelbewegung) mit einem experimentellen freien Pendelaufbau und der beschriebenen Theorie verglichen. Als Abgleich mit der Literatur wird darüberhinaus der Prüfaufbau des angetriebenen Pendels mit dynamischem Kraftprofil von Bishop *et al.* [214] nachgestellt.

### 3.2.1. Präzision

Nach DIN 55350-13 wird zwischen der »Genauigkeit« einer Messung und deren »Präzision« (oder Wiederholgenauigkeit) differenziert. So gibt die Genauigkeit an, wie gut die erhobenen Messwerte im Mittel mit dem wahren Wert der Messgröße übereinstimmen während die Präzision ein Maß für die Streuung unabhängiger Messgrößen unter vorgegebenen Bedingungen beschreibt [4]. Es werden hier demnach vor allem zufällige Ergebnisabweichungen betrachtet.

Für den Reibungsaufbau wurde die Präzision anhand von fünf Wiederholungsmessungen mit einer CoP-Gleitpaarung (Keramikkopf, BioloX<sup>®</sup> delta, CeramTec, Deutschland, und XPE-Insert, Pinnacle, DePuy Synthes, USA) mit dem Standard-Nenn Durchmesser von 36 mm untersucht. Nach jeder Messung wurde die Gleitpaarung aus dem Prüfaufbau ausgebaut und wieder wie bei einer Neuinstallation eingebaut, inkl. Ausrichtung des Drehzentrums relativ zum Sensorursprung (XY-Tisch). Es wurden jeweils 1000 Zyklen »Normales Gehen in der Ebene« bei einer Frequenz von 1 Hz entsprechend der ISO 14242-1 simuliert und das maximale resultierende Moment  $M_{res,max}$  aus den drei letzten Zyklen (997-999) bestimmt.

### 3.2.2. Systemische Effekte

Ein komplexer Aufbau wie ein Hüftsimulator bietet eine Vielzahl möglicher Quellen für systemische Störungen, die experimentell zu quantifizieren sind, um die späteren Messgrößen richtig interpretieren zu können. Für den Fall eines »perfekten Hüftgelenks« wird ein hydrostatisches Lager verwendet (Abbildung 3.8), bei dem durch die erzwungene Trennung der Gleitpartner durch einen unter Druck eingeleiteten Wasserfilm die funktionsbedingte Reibung messtechnisch nahezu herausgenommen wird. Bei Aktivierung des hydrostatischen Lagers unter dem kinematischen Standardprofil nach ISO 14242-1 wird daher angenommen, dass nur noch die wirkenden systemischen Störgrößen durch den Kraft-/Momenten-Messaufnehmer erfasst werden.

Das hydrostatische Lager besteht aus einer senkrechten Kopfaufnahme mit internen Kanalstrukturen und einem Keramikkopf (36 mm Durchmesser) mit zentraler Bohrung (8 mm, Abbildung 3.8). Durch den Anschluss der Kopfaufnahme an die Wasserversorgung des La-

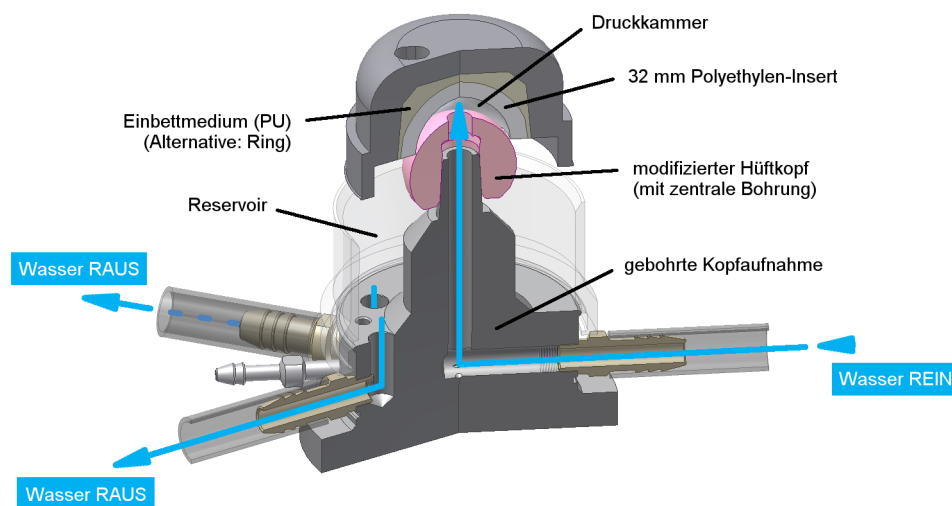


Abbildung 3.8.: Hydrostatisches Hüftgelenk. Schnittansicht durch den konzeptionellen Aufbau und die Kanalstruktur (nach [209]).

bors (5,5 bar, »Wasser REIN«) wird das Wasser durch die Kopfaufnahme und den Kopf in den Gelenkspalt geleitet und bildet dort innerhalb des Raumes zwischen Kopf und Insert (32 mm Durchmesser) eine Druckkammer, die für eine Separation der Gleitpartner während der Gelenkbewegung sorgt. Im Zuge der Validierungsversuche mit dem hydrostatischen Lager wird die Reibung a.) in trockenem Zustand und b.) unter Einleitung des Wasserdrucks für jeweils 10 Gangzyklen unter reduzierter dynamischer Axialkraft (3% der Last nach ISO 14242-1, Maximallast < 100 N) aufgenommen und verglichen. Dadurch lassen sich systemische Effekte, z.B. durch bewegte Massen der Einzelantriebe oder den Einfluss des Latexschlauchs um die Prüfkammer, überprüfen.

#### 3.2.3. Physikalisches Pendel

Für die Verifizierung der Messwerte aus dem Reibungsaufbau ist der Vergleich mit einer bekannten Referenzgröße notwendig. Daher erfolgt dieser wichtige Schritt nicht über eine komplexe dreidimensionale Kinematik, z.B. »Normales Gehen« nach ISO 14242-1, für die keine gesicherten Vergleichswerte existieren. Vielmehr wurde die trivialere Kinematik eines einachsigen freien Pendels unter einer konstanten Axiallast von 2000 N gewählt, die am Hüftsimulator über den »Extension/Flexion«-Kanal ( $\pm 25^\circ$ ) mit einer Frequenz von 0,75 Hz abgebildet wurde. Die restlichen rotativen Kanäle blieben für diese Messungen konstant in Nullstellung. Die Prüfung wurde für 60 Zyklen durchgeführt, wobei die letzten zehn Zyklen



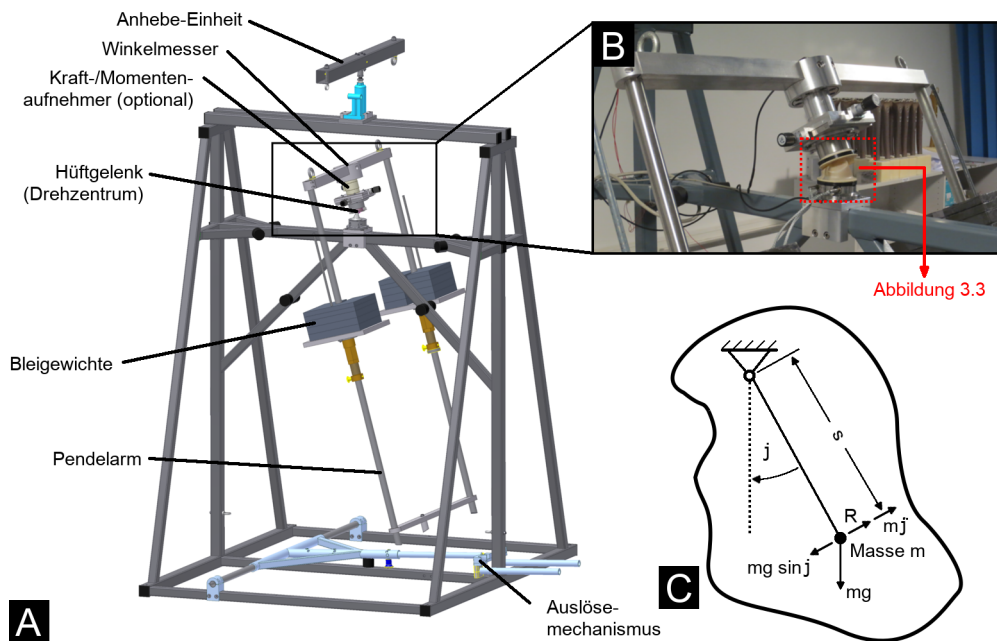


Abbildung 3.9.: Physikalisches Pendel. A: Pendelaufbau mit 2000 N konstanter Last; B: Detailansicht Drehpunkt (Hüftgelenk); C: Schematische Skizze für das theoretische Modell (Rotation im Uhrzeigersinn) (nach [209]).

(Zyklen 51-60) messtechnisch erfasst und ausgewertet.

Für den Vergleich der Simulatorergebnisse mit einem Referenzwert wurde ein physikalisches Pendel konstruiert, das mit einer initialen Auslenkung von  $30^\circ$  bei 0,75 Hz freischwingen kann (Abbildung 3.9-A). Der Pendelaufbau nutzt dieselbe geschlossene, temperierte Probenkammer und denselben Kraft-/Momenten-Aufnehmer wie sie auch im Hüftsimulator verbaut sind, sodass die Ergebnisse einzig von den Schwingungseigenschaften des Pendels abhängen (Abbildung 3.9-B). Das Pendel ist nicht angetrieben, sondern schwingt nach einmaliger Auslenkung ohne äußere Einwirkung bis zum Stillstand. Dabei werden neben den sechs Kräften und Momenten auch der Winkelausschlag (DOG2 MEMS-Series Inclinometer, MEAS GmbH, Deutschland) mit einer identischen Datenrate von 1024 Hz erfasst. Untersucht wurden CoP-Gleitpaarungen unterschiedlicher Durchmesser (28, 36 und 40 mm, je  $n = 1$ ) mit Keramikkopf (BioloX<sup>®</sup> delta, CeramTec, Deutschland) und XPE-Insert (Pinnacle, DePuy Synthes, USA).

Zusätzlich zur direkten Kraft- und Momentenmessung kann das Reibmoment auch anhand der Schwingungstheorie eines gedämpften Systems bestimmt werden. Grundlage hierfür bildet die beobachtete, lineare Abnahme der Amplitude über die Zeit, die eine geschwin-

digkeitsunabhängiges Dämpfung durch die Reibung im Hüftgelenk repräsentiert [215]. Die korrespondierende mechanische Differentialgleichung des technischen Systems (Abbildung 3.9-C) lautet:

$$M_{rueck} \pm M_R = - \overbrace{mg \sin \phi(t)}^{F_{rueck}} s \pm M_R = \ddot{\phi}(t)J \quad (3.11)$$

Für kleine Winkel  $\phi$  gilt:  $\sin \phi(t) \approx \phi(t)$ . Dadurch lässt sich die Differentialgleichung weiter vereinfachen zu:

$$\ddot{\phi} + \frac{mgs}{J} \phi \mp \frac{M_R}{J} = 0 \quad (3.12)$$

mit  $M_{rueck}$ : gravimetrisches Rückstellmoment;  $F_{rueck}$ : gravimetrische Rückstellkraft;  $m$ : Gesamtmasse des Pendelarms (2000 N);  $g$ : Gravitationskonstante ( $9,81\text{m/s}^2$ );  $s$ : Abstand zwischen Kopfbzentrum und dem Schwerpunkt des Pendelarms;  $\phi(t)$ : Winkel zum Zeitpunkt  $t$ ;  $M_R$ : Reibmoment um die Pendelachse (Hinweis: das Vorzeichen ist abhängig von der Drehrichtung);  $\ddot{\phi}(t)J$ : Zweites Newtonsches Gesetz mit der Winkelbeschleunigung  $\ddot{\phi}(t)$  und dem Flächenträgheitsmoment  $J$ .

Substitution mit der Winkelfrequenz  $\omega = \sqrt{\frac{mgs}{J}} = 2\pi f$  und  $\mp \frac{M_R}{J} = \overbrace{\frac{mgs}{J}}^{\omega^2} A$ .

$$\ddot{\phi} + \omega^2 \phi + \omega^2 A = 0 \quad (3.13)$$

$$\ddot{\phi} + \omega^2 (\phi + A) = 0 \quad (3.14)$$

Substitution ( $\phi \rightarrow u$ ) mit  $\phi + A = u$  und  $\ddot{\phi} = \ddot{u}$ .

$$\ddot{u} + \omega^2 u = 0 \quad (3.15)$$

Für diese einfache Differentialgleichung lässt sich die allgemeine Lösung bestimmen zu

$$u = \hat{u} \cos(\omega t + \phi_0) \quad (3.16)$$

mit der Amplitude einer Halbschwingung  $\hat{\phi}$  und dem Phasenversatz  $\phi_0$  in Abhängigkeit

der Drehrichtung des Pendels ( $\pi$  oder  $0$ ).

Nach Rücksubstitution ( $u \rightarrow \phi$ ) lassen sich der Verlauf des Winkelausschlags und das Reibmoment innerhalb der Gleitpaarung in Zusammenhang setzen.

$$\phi(t) + A = \overbrace{(\hat{\phi} + A)}^{\hat{u}} \cos(\omega t + \phi_0) \quad (3.17)$$

$$\phi(t) = \left( \hat{\phi} \mp \overbrace{\frac{M_R}{mgs}}^A \right) \cos(\omega t + \phi_0) \pm \overbrace{\frac{M_R}{mgs}}^A \quad (3.18)$$

Daraus ergibt sich die allgemeine Formel für die Berechnung des Winkelausschlags  $\phi(t)$  über die Zeit in Abhängigkeit des wirkenden Reibmoments.

$$\phi(t) = \hat{\phi} \cos(\omega t + \phi_0) \pm \frac{M_R}{mgs} (1 - \cos(\omega t + \phi_0)) \quad (3.19)$$

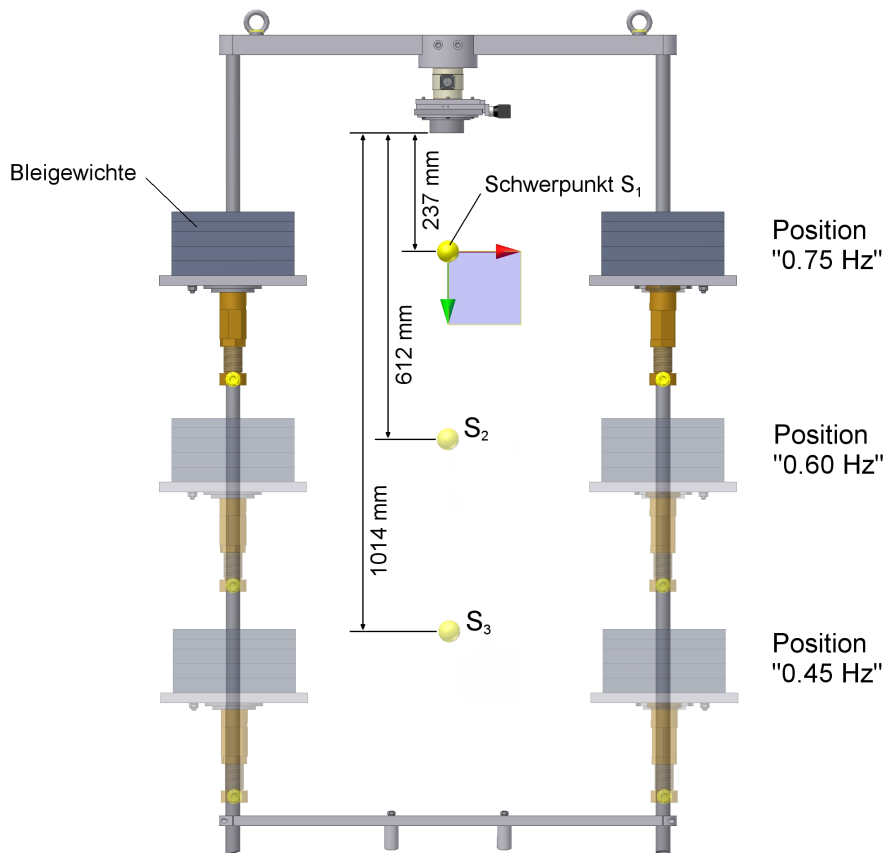


Abbildung 3.10.: Abhängigkeit des Gesamtschwerpunkts bzw. der Schwingfrequenz von der Position der Blei-Gewichte (Beispiele für 0,45 Hz, 0,6 Hz und 0,75 Hz).

Aus dem CAD-Tool (Inventor 2009, Autodesk, USA), das zur Konstruktion des Pendels verwendet wurde, lässt sich der Schwerpunkt des Pendelarms in Abhängigkeit der Materialeigenschaften der einzelnen Baugruppen bestimmen (Abbildung 3.10). Dabei ist die Position der Blei-Gewichte auf dem Pendelarm variabel, um die Pendelfrequenz von 0,45 Hz bis 0,75 Hz für definierte Abstände anzupassen. Für die gewählte Frequenz von 0,75 Hz, die der des langsamen Gehens in der Ebene entspricht (s. 3.3.3), ergibt sich demnach ein Abstand  $s$  zwischen dem Drehzentrum und dem Schwerpunkt des Pendelarms von 0,238 m.

Aus der Formel 3.19 lässt sich der Verlauf des abnehmenden Winkelausschlags für angenommene Reibmomente in einem zu erwartenden Messbereich berechnen und mit dem gemessenen (Ist-)Winkelverlauf  $\phi_{Ist}(t)$  vergleichen. Auf diese Weise ist ein Rückschluss auf das dämpfende Reibmoment  $M_R$  innerhalb der Gleitpaarung möglich. Dieser Ansatz wird im Folgenden als »Berechnung« bezeichnet.

#### 3.2.4. Angetriebenes Pendel (Literaturvergleich)

Zusätzlich zum frei schwingenden Pendel wurde eine angetriebene, eindimensionale Pendelbewegung (Kanal: Extension/Flexion) im Bereich von  $\pm 20^\circ$  und dynamischem Lastprofil entsprechend dem des »*In-vivo*-Gehens« (s. 3.3.3) untersucht. Dieser Fall stellt Studien der Hamburger Arbeitsgruppe um Bishop *et al.* im Hüftsimulator nach [163, 187, 214, 216]. Nicht verwendete Kanäle (Abduktion/Adduktion, Innen-/Außenrotation) stehen in diesem Aufbau konstant in Nullstellung. Die Pendelbewegungen wurden jeweils für 60 Zyklen wiederholt, von denen die letzten zehn Zyklen messtechnisch erfasst wurden.

### 3.3. Untersuchte Parameter des tribologischen Systems

#### »Hüftgelenk«

Reibung entsteht in dem Moment, in dem sich Gleitpartner relativ zueinander bewegen. Dabei spielen vier Aspekte im Sinne einer systemischen Betrachtung eine zentrale Rolle:

1. Die Materialeigenschaften sowie Geometrie und Topographie der beiden Gleitoberflächen.

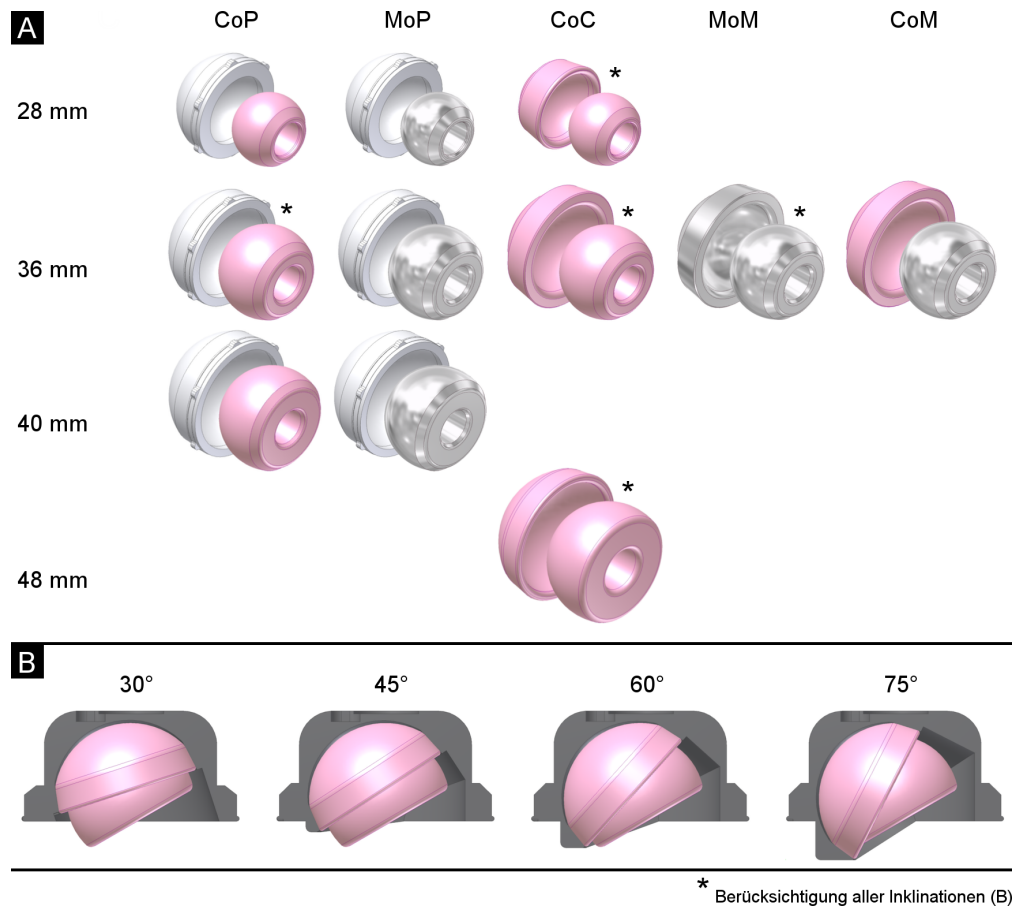


Abbildung 3.11.: Verwendete Gleitpaarungen. A: untersuchte Materialkombinationen; B: Pfanneninklinationen (Beispiel einer CoC-Gleitpaarung, 48 mm).

2. Die intraoperative Ausrichtung der Komponenten zueinander.
3. Die Art der applizierten Kinematik (Relativgeschwindigkeit) und dynamischen Belastung (Flächenpressung).
4. Die Eigenschaften des Schmiermediums im Gelenk (Hinweis: Dieser Parameter wurde in der vorliegenden Studie nicht berücksichtigt. Es wurde in allen Fällen ein Kälberserum mit einem Proteingehalt von 30 g/l - analog zur Verschleißtestung gemäß ISO 14242-1 [34] - gewählt.).

### 3.3.1. Gleitpaarungen

Die Funktion des Gelenks wird maßgeblich durch die verwendeten Komponenten eines Implantatsystems beeinflusst. Um neben der reinen Materialbetrachtung auch das Implantatdesign zu berücksichtigen, wurden alle femoralen (Hüftköpfe) und azetabulären Kom-

Tabelle 3.1.: Untersuchte Hart-Weich-Gleitpaarungen (mit Polyethylen-Insert).

ID	Größe	Kopf	Insert	Anzahl	Inklinationen
MoP.28	28 mm	Metall (CoCrMo)	XPE	n = 4	45°
MoP.36	36 mm	Metall (CoCrMo)	XPE	n = 4	45°
MoP.40	40 mm	Metall (CoCrMo)	XPE	n = 4	45°
CoP.28	28 mm	Mischoxid-Keramik	XPE	n = 4	45°
CoP.36	36 mm	Mischoxid-Keramik	XPE	n = 4	30/45/60/75°
CoP.40	40 mm	Mischoxid-Keramik	XPE	n = 4	45°

ponenten (Inserts) vor der Testung auf einer Koordinatenmessmaschine (MS 222, Mahr Multisensor, Deutschland, Genauigkeit:  $\pm 2,3 \mu\text{m}$ ) taktil mit 216 Messpunkten auf dem Kopf und 168 Messpunkten auf dem Insert vermessen. Jede Messung wurde dabei zehnmal an unterschiedlichen Positionen auf der Kopf- bzw. Insert-Oberfläche wiederholt. Anhand der resultierenden Punktwolken wurde der Mittelwert der Innen- bzw. Außendurchmesser und der Rundheitsabweichung jeder Komponente sowie das diametrale Spaltmaß der Gleitpaarung berechnet. Für jede untersuchte Materialkombination wurden  $n = 4$  Gleitpaarungen mit identischem Material sowie vergleichbarem Kopfdurchmesser und Spaltmaß verwendet (Abbildung 3.11-A). Eine detaillierte Auflistung der eingesetzten Komponenten und deren Kombination ist Tabelle A.2 im Anhang zu entnehmen.

Als Referenz dienten für die Interpretation der Ergebnisse Polyethylengleitpaarungen, die auch in der klinischen Praxis die meiste Anwendung finden. Im Zuge der Untersuchungen wurden sowohl Metallköpfe aus einer hochlegierten CoCrMo-Legierung (ULTAMET<sup>®</sup>, DePuy Synthes, USA) als auch Mischoxid-Keramiken (BioloX<sup>®</sup> delta, CeramTec, Deutschland) unterschiedlicher Größen gegen ein Insert aus XPE der neuesten Generation (ALTRX<sup>®</sup>, DePuy Synthes, USA) eingesetzt (Tabelle 3.1).

Zusätzlich zu Hart-Weich-Gleitpaarungen mit Polyethylen-Komponente, deren Reibungszustand primär als Festkörper- oder Mischreibung angenommen wird [217], sind im Besonderen auch solche künstlichen Hüftgelenke von Interesse, die ausschließlich harte metallische (MoM) und/oder keramische Werkstoffe (CoC, Keramik-Metall-Gleitpaarung (CoM)) einsetzen. Aus der theoretischen Betrachtung wird angenommen, dass diese Gleitpaarungen bei kontinuierlicher Bewegung und verschiedenen Aktivitäten zu großen Teilen in Vollschmierung arbeiten, d.h. einen tragenden Schmierfilm ausbilden können (Kapitel 2.2). Ein Abriss der Schmierung und damit ein Kontakt der harten Gelenkpartner werden mit einem

Tabelle 3.2.: Untersuchte Hart-Hart-Gleitpaarungen (Kombinationen von Keramiken und Metallen).

ID	Größe	Kopf	Insert	Anzahl	Inklinationen
MoM.36	36 mm	Metall (CoCrMo)	Metall (CoCrMo)	n = 4	30/45/60/75°
CoC.28*	28 mm	Mischoxid-Keramik	Mischoxid-Keramik	n = 8	30/45/60/75°
CoC.36*	36 mm	Mischoxid-Keramik	Mischoxid-Keramik	n = 8	30/45/60/75°
CoC.40*	40 mm	Mischoxid-Keramik	Mischoxid-Keramik	n = 8	30/45/60/75°
CoM.36	36 mm	Mischoxid-Keramik	Metall (CoCrMo)	n = 4	45°

\* CoC-Gleitpaarungen wurden mit zwei verschiedenen Spaltmaßen (klein/groß) untersucht.

Anstieg der Reibung assoziiert [179]. Für die Reibungsmessungen wurden demnach rein metallische (MoM, CoCrMo, DePuy Synthes, USA) oder keramische (CoC, BioloX<sup>®</sup> delta, CeramTec, Deutschland) Gleitpaarungen sowie Kombinationen eines Keramik-Kopfes mit einem Metall-Insert (CoM) untersucht (Tabelle 3.2). CoM-Gleitpaarungen wurden Anfang der 2000er in der Klinik eingesetzt, als auch rein metallische Gleitpaarungen einen starken Aufschwung erfuhren. Ziel dieser Materialkombination war es, die Vorteile eines geringen Abriebs bei Verwendung eines Keramik-Kopfes mit der Bruchfestigkeit des Metall-Inserts zu verbinden [218]. Sie spielen jedoch aktuell in der klinischen Praxis vor allem aufgrund des starken Rückgangs der MoM-Gleitpaarungen keine Rolle.

Rein keramische Gleitpaarungen gelten heute in der Klinik als operative Option für ein degeneriertes Hüftgelenk bei aktiven und jungen Patienten. Daher wurden für diese Materialkombination dezidiert zwei Designvarianten (jeweils n = 4) mit einem großen bzw. kleinen Spaltmaß berücksichtigt (Tabelle 3.2 und A.2 im Anhang).

### 3.3.2. Operative Ausrichtung

Zur Bewertung der Einbaulage (Inklination der Pfannenkomponente) von Polyethylen- im Vergleich zu Hart-Hart-Gleitpaarungen wurden die Keramik-XPE-Kombinationen mit einem Standarddurchmesser von 36 mm neben der idealen klinischen Inklination von 45° auch in Einbaulagen außerhalb des idealen Bereichs (30°, 60° und 75°) getestet (Abbildung 3.11-B). Eine ungünstig eingebrachte, z.B. zu steile Pfanne (Abbildung 3.12), stellt nicht nur die Gefahr des Anschlagens von Komponenten während der Gelenkbewegung und einer frühzeitigen Luxation dar, sondern hat auch direkten Einfluss auf die Eigenschaften des tribologischen Systems. Aufgrund der Vielzahl an Erkenntnissen, die aus den MoM-Versagern

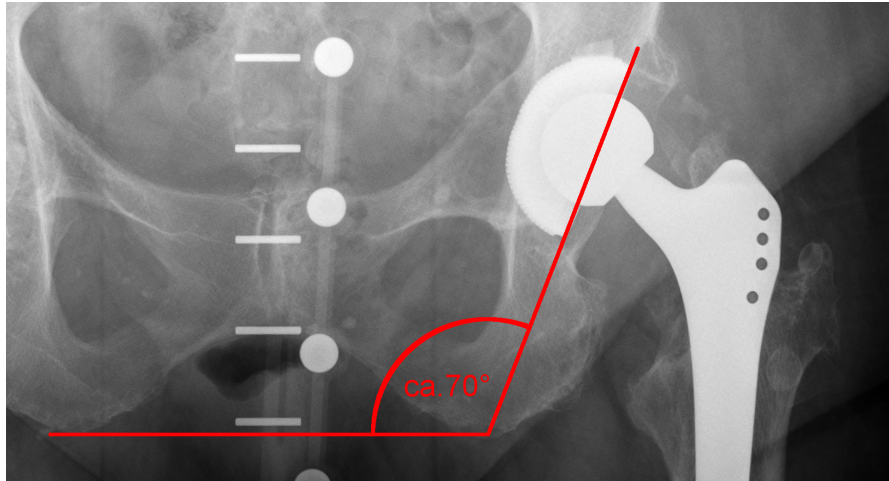


Abbildung 3.12.: Klinischer Fall einer steilen Pfannenausrichtung (hohe Inklination, hier: ca. 70°).

rund um Großkopfsysteme und Oberflächenersatz gewonnen wurden, u.a. auch bzgl. der Ausrichtung [122], wurde für die Standardgröße der 36 mm-MoM-Gleitpaarung Inklinationswinkel von 30 bis 75° berücksichtigt. Dasselbe Vorgehen wurde bei rein keramischen Gleitpaarungen der Kopfgrößen 28, 36 und 48 mm angewandt.

#### 3.3.3. *In-vivo*-Kinematiken und -Belastungen

Nach wie vor gilt in der *In-vitro*-Verschleißsimulation die Kinematik und Belastung des »normalen Gehens in der Ebene« entsprechend der geltenden internationalen Norm (ISO 14242-1, [34]) als Standard und wurde auch für die Reibungsmessung als Referenz herangezogen. Dies hat prinzipiell zwei Hauptgründe: zum einen berücksichtigt die ISO-Norm auf Basis der frühen Arbeiten von Paul *et al.* [211] grundsätzlich alle relevanten Rotationen und die resultierende Hüftgelenkskraft (Abbildung 2.1), zum anderen dienen die darauf basierenden Reibungsmessungen der Vergleichbarkeit mit bereits publizierten Daten aus der Literatur.

Die Abfolge der im Simulator berücksichtigten Aktivitäten und Bewegungsmuster sind in Anhang A.5 dargestellt. Beim Start einer neuen Aktivität wurde diese bei jeder Gleitpaarung für 1000 Zyklen gefahren, um ein gewisses Einlaufen der neuen Kinematik zu ermöglichen. Bereits gelaufene Kinematiken, die nur bezüglich der Belastung angepasst wurden, liefen für insgesamt 60 Zyklen, da hier ein Einlaufen mit dem entsprechenden Kinematikprofil bereits als abgeschlossen angenommen wird. Die Auswertung fand, sofern



Tabelle 3.3.: Probanden aus der Ganganalyse.

	Normales Gehen	Treppe aufsteigen	Treppe absteigen
Anzahl Probanden	14	15	16
männlich/weiblich	11/3	9/6	9/7
Alter	29,7 ± 7,8 Jahre	31,7 ± 10,7 Jahre	31,3 ± 10,5 Jahre
Probandengewicht	70,9 ± 8,0 kg	74,0 ± 14,2 kg	73,9 ± 13,8 kg

nicht anders angegeben, für die jeweils letzten drei Zyklen statt.

### Kinematik

Im Ganglabor der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie des Universitätsklinikums Heidelberg (Heidelberg Motion Lab) wurde anhand von Einzelmessungen an Probanden die Gelenkinematik durch ganzheitliche Betrachtung des menschlichen Gangbildes während verschiedener Aktivitäten über Marker und Infrarotkameras im Raum erfasst und anschließend für das Hüftgelenkzentrum berechnet. Dabei wurden die Aktivitäten a. »Gehen in der Ebene« (bei individueller Normalgeschwindigkeit) als *In-vivo*-Pendant zum standardisierten Gehen nach ISO 14242-1, b. das »Treppe aufsteigen« und c. das »Treppe absteigen« herausgearbeitet. Alle Probanden waren gesund und hatten keine diagnostizierte Gelenkerkrankung. Detaillierte Angaben zur Probandengruppe zu jeder Aktivität ist der Tabelle 3.3 und detaillierter im Anhang (Tabelle A.3) zu entnehmen.

Der Kinematikverlauf der erhobenen Probandendaten für die Standard-Aktivität des »Normalen Gehens in der Ebene« zeigt sich dabei als repräsentativ im Vergleich zu normativen Datenbanken verschiedener Ganganalyse-Zentren [219].

### Gelenkbelastung

Die entsprechenden Lastprofile zu den Kinematiken aus der Ganganalyse wurden aus der frei verfügbaren *Orthoload*-Datenbank extrahiert [195]. Die Daten basieren auf Messungen des Julius-Wolff-Instituts der Berliner Charité an ausgewählten Patienten, die mit einer instrumentierten Hüftprothese versorgt wurden [38, 128]. Diese Implantate ermöglichen die Messung von Kräften und Momenten, die auf den Halsanteil des Hüftschafes wirken, und erlauben so einen wertvollen Einblick in die komplexe, *in vivo* wirkende Gelenkbelastung. Die Datenbank beinhaltet repräsentative Patientenmessungen (Tabelle A.4). Für die Pro-

Tabelle 3.4.: Patienten mit instrumentierter Hüftprothese (3. Generation) [195].

	Normales Gehen	Treppe aufsteigen	Treppe absteigen
Anzahl Probanden	n = 7	n = 7	
männlich/weiblich	5/2	6/1	
Alter bei Implantation	64,0 ± 11,8 Jahre	65,0 ± 13,2 Jahre	
Probandengewicht	78,5 ± 13,8 kg	77,5 ± 14,7 kg	

grammierung des Reibungssimulators wurde über den gesamten Gangzyklus die mittlere Belastung der online verfügbaren Patienten ausgewertet (Tabelle 3.4).

Die Daten der Kinematik (Heidelberg) und der Gelenkbelastung (Berlin) wurden auf einen Gangzyklus normiert und auf den initialen Fersenkontakt als Startpunkt ( $t = 0\%$ ) synchronisiert (Abbildung 3.13): der Zyklus für einen Doppelschritt (betrachtet im Diagramm wird nur die Last, die auf jeweils eine Extremität wirkt) beginnt definitionsgemäß mit dem Fersenkontakt (FK) und erreicht zwei Kraftmaxima: bei etwa 10-20% (kurz nach FK) und 50% des Gangzyklus zum Zeitpunkt des Zehenabstoßens (ZA) (Abbildung 3.13-B). Über einen Zyklus beträgt das Verhältnis von Standphase (Fuß in Bodenkontakt) zu Schwungphase (Bein schwingt vor) beim Normalen Gehen in der Regel ca. 60:40, d.h. während 20% des Gangzyklus haben beide Füße Bodenkontakt (Doppelstandphase). Zu jeder Zeit wird das Hüftgelenk durch die Muskelkontraktion komprimiert, d.h. auch während der Schwungphase ist die Schwungphasenlast (SPL) positiv. Aus dem Vergleich der Kinematiken des *In-vivo*-Gehens mit der ISO-Norm (Abbildung 3.13-A) zeigt sich eine qualitativ gute Übereinstimmung. Die Norm scheint jedoch etwas geglättet zu sein. Eine Diskrepanz ist im Besonderen bei der Innen-/Außenrotation sichtbar, deren geringe Werte unter  $10^\circ$  in der Ganganalyse nicht einfach aufzulösen sind. Während der Simulation äußert sich der Unterschied in einer eher unruhigen Kinematik beim *In-vivo*-Gehen im Gegensatz zur eher geschmeidigen Bewegung während der ISO-Simulation. Ein weiterer entscheidender Unterschied ist die absolute Geschwindigkeit, mit der die Bewegung abläuft. Während bei der ISO-Testung eine Gangfrequenz von 1 Hz je Doppelschritt angenommen wird, zeigt sich bei der *in vitro* gemessenen Kinematik eine geringere tatsächliche Frequenz von 0,93 Hz.

Das Treppe auf- bzw. absteigen (Abbildung 3.14) stellt eine Sonderform dar, die auch in der postoperativen Rehabilitation von Patienten mit künstlichen Hüftgelenkersatz eine Rolle spielt, da hier hohe Torsionsmomente um die Schaftachse entstehen und auf die

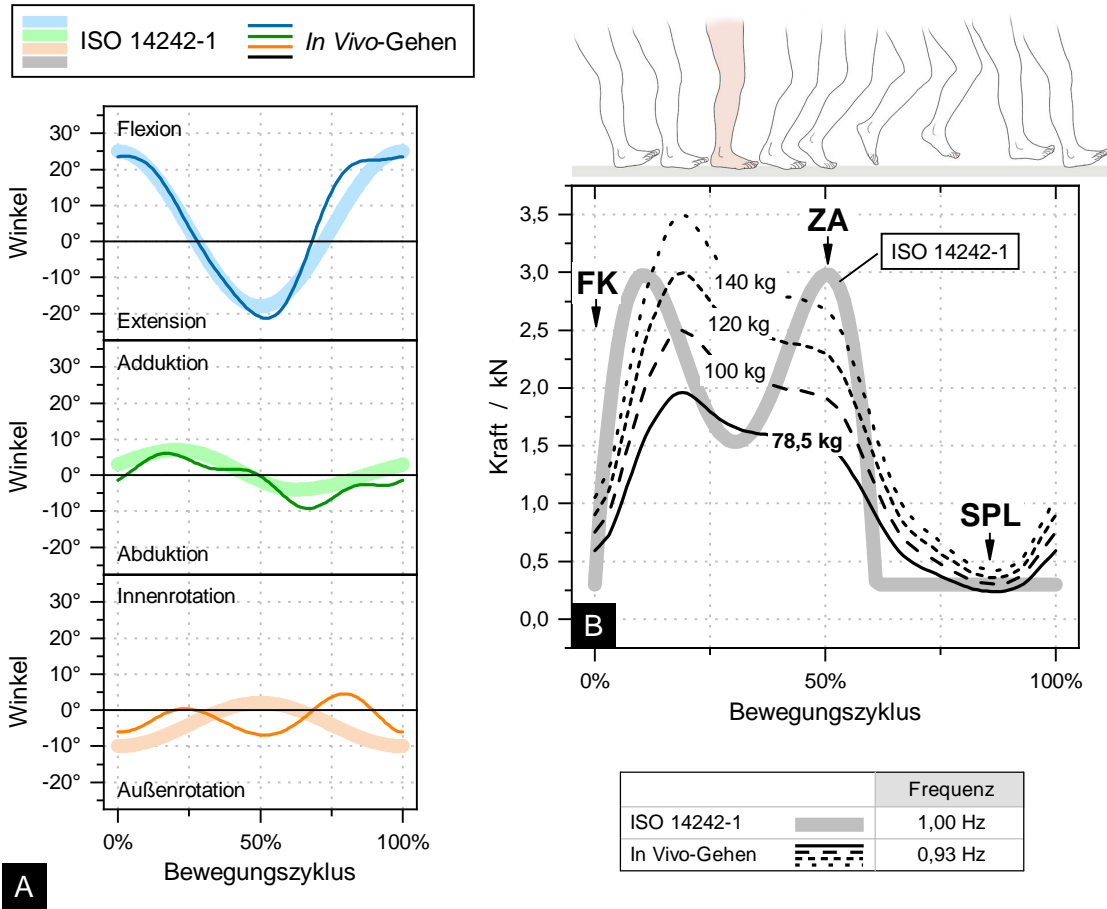


Abbildung 3.13.: Vergleich (A) der rotativen Kanäle und (B) der resultierenden Hüftkraft für das »ISO Gehen« (ISO 14242-1) vs. *In-vivo*-Bewegungsprofil [FK: Fernsenkontakt, ZA: Zehenabstoßen, SPL: Schwungphasenlast].

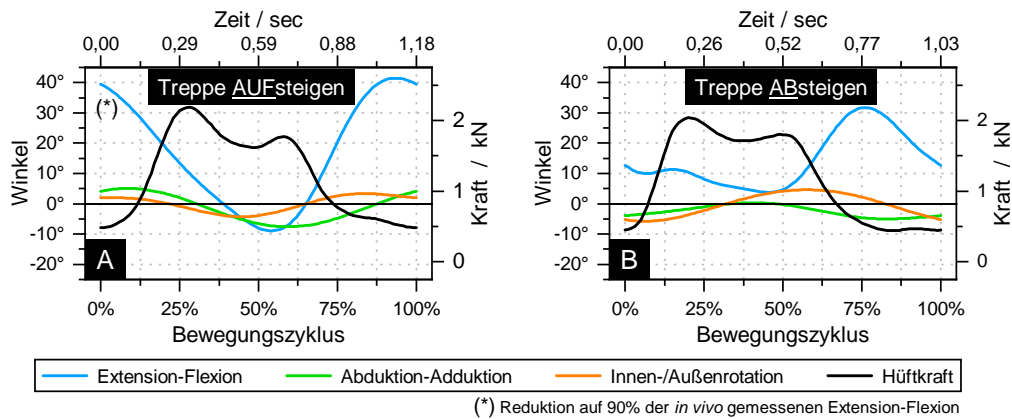


Abbildung 3.14.: Kinematik und Verlauf der resultierenden Hüftkraft für einen Bewegungszyklus. A: Treppe aufsteigen; B: Treppe absteigen [Hinweis: die Probanden sind schneller die Treppe abgestiegen ( $f_{ab} = 0,93$  Hz) als aufgestiegen ( $f_{auf} = 0,85$  Hz)].

Implantat-Knochen-Schnittstelle übertragen werden können. Bei ungenügender knöcherner Verankerung kann dies klinisch eine Lockerung begünstigen [220, 221].

Beim Anheben des Beines während dem Treppensteigen werden hohe Flexionswinkel von über  $46^\circ$  erreicht, was bei extremen Pfanneninklationen im Simulator zur Kollision der Implantataufnahmen führen kann. Daher musste die Extension-Flexions-Bewegung für den Fall des »Treppensteigens« auf 90% der im Probanden gemessenen Kinematik reduziert werden (maximaler Flexionswinkel:  $41,4^\circ$ , Abbildung 3.14-A).

Neben den vier grundlegenden Kinematiken (Abbildung 3.13 und 3.14) wurde das Profil des »*In-vivo*-Gehens« zusätzlich variiert bezüglich

- dem Patientengewicht: 78,5 kg (Mittelwert der Patienten aus der *Orthoload*-Datenbank, entspricht sehr gut dem Durchschnittsgewicht der deutschen Bevölkerung über 30 Jahren [222]), 100 kg, 120 kg und 140 kg (interessanterweise zeigen sich für ein Patientengewicht von 120 kg vergleichbare absolute Kraftwerte wie bei der ISO 14242-1, was auf ein normseitig hohes Kraftprofil hinweist, Abbildung 3.13-B)
- der Gehgeschwindigkeit über die Frequenz von »langsamen« 0,5 Hz über das Mittel der *Orthoload*-Patienten (0,93 Hz) bis hin zu 2,0 Hz
- der Höhe der Schwungphasenlast (SPL, resultierende Kraft während der Entlastungsphase des Gelenks), die in Simulatorstudien zu einem veränderten Verschleißverhalten geführt hat [181]. Die Kompression des Hüftgelenks wird dabei primär durch die aktiven (Muskeln) und passiven Weichteile (Bandapparat) bestimmt. Daher kommt der Weichteilspannung hier eine besondere Bedeutung zu. Diesem klinischen Phänomen soll durch die Anpassung der minimalen Last während der Schwungphase von 50 bis 450 N (Mittel der *Orthoload*-Patienten: 237 N) Rechnung getragen werden (Abbildung 3.15).
- dem Einfluss von Ruhepausen: die Simulation wird dabei unter Maximallast (bei 20% des Bewegungszyklus) angehalten, um das anschließende Anfahrtsmoment nach definierter Pausendauer zu bestimmen (Abbildung 3.16-A). Dieser Ansatz simuliert somit das Anlaufen aus dem Stand und zielt insbesondere auf den Effekt der Verdrängung des Schmiermediums während einer Ruhepause unter Last. Die Festlegung der

Pausendauern (0, 10, 30 und 60 sec) basiert auf einer Studie von Morlock *et al.* [223], die während einer Aktivitätsmessung bei Probanden die Verteilung der Pausenzeiten über den Tag erfasst haben (Abbildung 3.16-B).

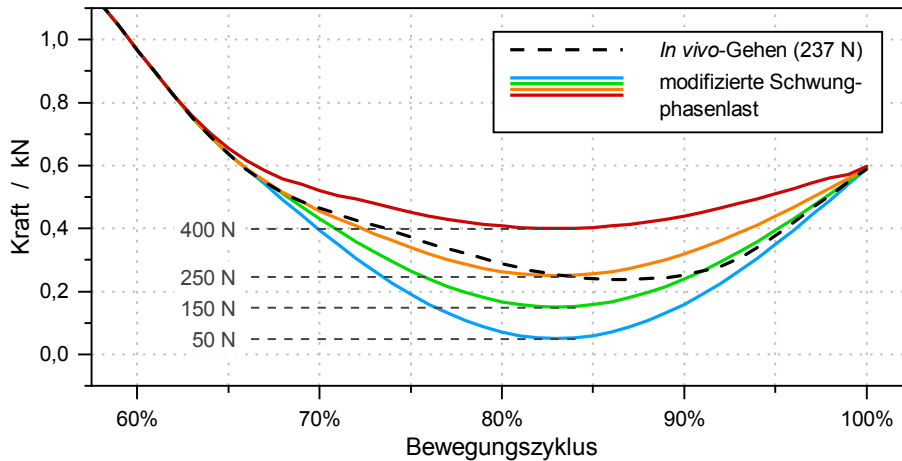


Abbildung 3.15.: Anpassung des *In-vivo*-Gehens an unterschiedliche minimale Schwingphasenlasten (SPL).

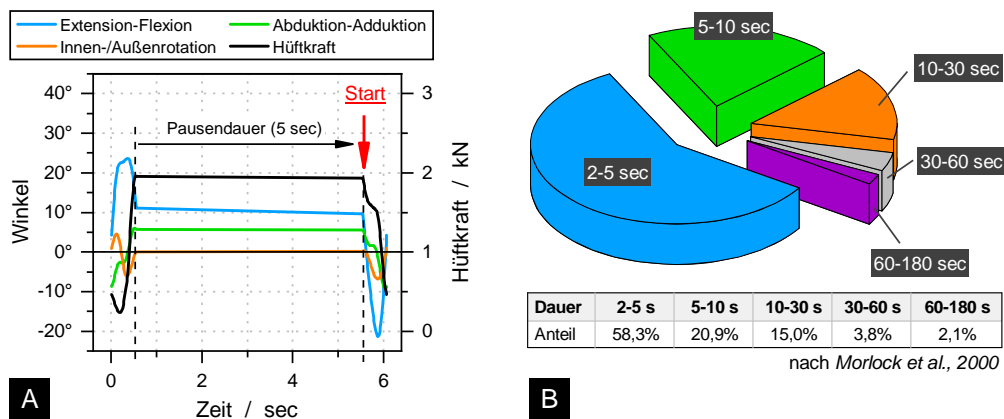


Abbildung 3.16.: Anlaufen nach Ruhepause. A: Kinematik (Bsp. einer Pausendauer von 5 sec); B: Verteilung der Ruhepausen über den Tag (Probandenmessung) (nach [223]).

### 3.4. Statistische Auswertung

Alle Ergebnisse sind im Sinne der deskriptiven Statistik als Mittelwerte und Standardabweichungen angegeben. Der Einfluss mehrerer Gruppen, z.B. der Kopfgröße, wird über eine einfaktorielle Varianzanalyse (Post-Hoc-Test nach Tukey) statistisch untersucht. Zum Vergleich der Momentenwerte im physikalischen Pendel mit den korrespondierenden Ergebnis-

### 3. *Material und Methode*

---

sen aus dem Hüftsimulator (2-Gruppen-Vergleich) wurde ein Student's t-Test durchgeführt. In allen Fällen wird ein Signifikanzniveau von 5% ( $p < 0,05$ ) angenommen.

## 4. Ergebnisse

Im Zuge der Messungen werden eine große Menge an Daten erhoben, die einen detaillierten Blick in die zeitliche Entwicklung der Reibung über einen Bewegungszyklus erlauben. Sofern nichts anderes angegeben ist, sind im Folgenden alle Kräfte und Momente relativ zum Kopffzentrum ( $S^K$ , Abbildung 3.7) dargestellt. Um Unterschiede zwischen klinisch relevanten Parametern (u.a. Implantatmaterialien, intraoperative Positionierung der Gleitpartner zueinander oder die untersuchte Gelenkkinematik) festzustellen, ist es sinnvoll, einen Vergleichswert zu definieren. In den meisten Fällen ist die Belastung der angrenzenden intramodularen Schnittstellen und die Verbindung zwischen Implantat und Knochen klinisch von Interesse. Daher wird zur Interpretation der Ergebnisse das maximale resultierende Reibmoment  $M_{res}$  über mehrere Gangzyklen berechnet und deren Mittelwert (MW) sowie die Standardabweichung (SD) angegeben.

### 4.1. Validierung und Verifizierung

#### 4.1.1. Wiederholgenauigkeit

Die Verläufe der Einzelmomente sowie des resultierenden Moments nach  $n = 5$  Wiederholungsmessungen mit identischer Gleitpaarung - unter Berücksichtigung des Ein- und Ausbaus sowie der Ausrichtung der Gleitpartner im Simulator relativ zur Sensor-Ursprung mittels XY-Tisch - sind in Abbildung 4.1 dargestellt. Qualitativ sind die Verläufe in allen Momentenkanälen nahezu deckungsgleich. Bei Bestimmung des Maximalwerts in jedem Momentenkanal zeigt sich über alle fünf Wiederholungen im Mittel für  $M_x$  und  $M_y$  die höchsten absoluten Standardabweichungen (Tabelle 4.1). Geringere Abweichungen zwischen den einzelnen Messreihen zeigen sich im Kanal  $M_z$ . Relative Abweichungen bezogen auf den Mittelwert des Maximalmoments liegen demnach zwischen 6,0% und 33,4% für die

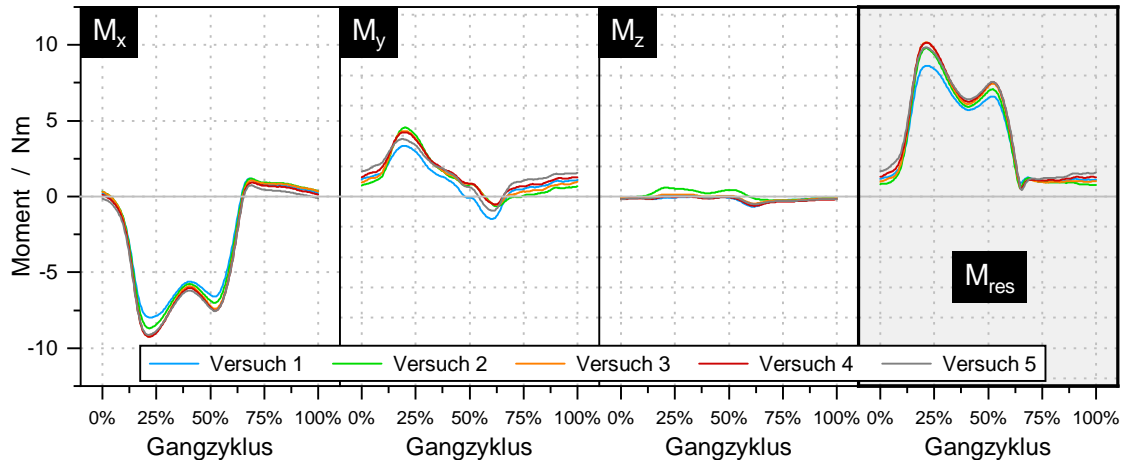


Abbildung 4.1.: Einzel- und resultierende Reibmomente nach 1000 Zyklen (ISO 14242-1) bei 5 Wiederholungen.

Tabelle 4.1.: Absolute und relative Abweichungen nach fünf Wiederholungsmessungen (Mittelwerte und Standardabweichungen der absoluten Spitzenwerte).

Kanal	MW der Spitzenwerte	SD	prozentuale Abweichung
$M_x$	-8,84 Nm	$\pm 0,53$ Nm	6,0%
$M_y$	4,06 Nm	$\pm 0,48$ Nm	11,9%
$M_z$	0,49 Nm	$\pm 0,17$ Nm	33,4%
$M_{res}$	9,7 Nm	$\pm 0,24$ Nm	2,5%

Einzelkanäle und 2,5% für das resultierende Moment.

#### 4.1.2. Systemische Störgrößen

Über das hydrostatische Lager, das eine durchgängige, »perfekte« Schmierung der Gleitpartner erlaubt, lassen sich die Messgrößen während der Simulation auf das Signalrauschen durch systemisch bedingte Störeinflüsse reduzieren. Geringe viskose Reibung innerhalb des tragenden Wasserfilms wurden dabei als vernachlässigbar betrachtet. Die vollständige Trennung der Gleitpartner ist während des Versuchs durch einen durchgängigen Wasserfilm über die gesamte Oberfläche des Hüftkopfes sowie während der Datenerfassung durch eine deutliche Reduktion des resultierenden Moments  $M_{res}$  bei aktivem hydrostatischen Lager sichtbar (Abbildung 4.2). Nach Einschalten des Wasserdrucks ist das gemessene Moment durchgängig kleiner als 0,2 Nm, die demnach als systemische Störgröße bzw. Rauschen bei Anwendung der Kinematik nach ISO 14242-1 interpretiert werden.



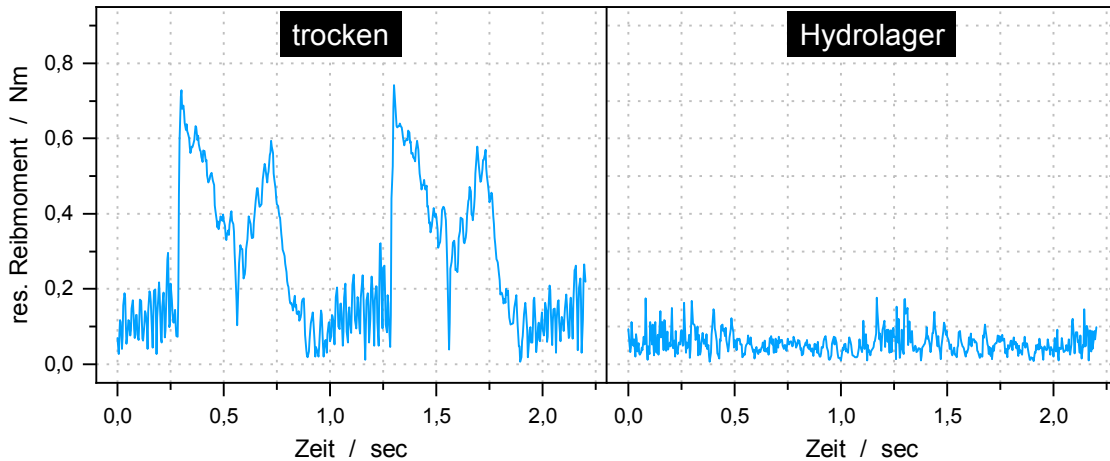


Abbildung 4.2.: Resultierendes Moment  $M_{res}$  unter Verwendung des Hydrolagers (Keramikkopf mit zentraler Bohrung und Polyethylen-Insert) im trockenen Zustand (links) und nach Trennung der Gleitpartner durch einen Wasserfilm (rechts).

#### 4.1.3. Physikalisches Pendel mit statischer Last

Beim Vergleichs-Normal »physikalisches Pendel« nimmt die Schwingungsamplitude in allen Fällen linear über die Zeit ab (Abbildung 4.3-A). Demnach bestätigt sich der theoretische Ansatz einer geschwindigkeitsunabhängigen Dämpfung für alle Versuche als valide. Analog zur Auswertung früher Pendelstudien [103, 184] lässt sich bereits die Schwingdauer bzw. die Anzahl der Schwingungen, bis das System zur Ruhe kommt, zur qualitativen Beurteilung der Reibung im Hüftgelenk heranziehen. Vergleicht man zudem die gemessenen Reibmoment aus dem physikalischen Pendel mit dem des Simulators, zeigt sich für eine 36 mm-CoP-Gleitpaarung eine sehr gute Deckung (Abbildung 4.3-B) und statistisch zwischen der Amplituden des Reibmoments kein Unterschied ( $p = 0,014$ , s. Anhang Tabelle A.5). Aufgrund der geschwindigkeitsunabhängigen Dämpfung ist der Betrag des ermittelten Reibmoments über den abnehmenden Winkelausschlag in allen Fällen konstant (bei wechselndem Vorzeichen). Analog zum gemessenen Reibmoment  $M_x$  aus dem Pendel und dem Simulator zeigt sich auch für die Reibungsberechnung auf Basis des zeitlichen Winkelverlaufs (Berechnung) eine sehr gute Übereinstimmung.

Erwartungsgemäß zeigen sich mit steigendem Kopfdurchmesser höhere Reibmomente bei allen untersuchten Verfahren zur Reibungsbestimmung, d.h. sowohl bei den Daten aus der Kraft/Momenten-Messung im Hüftsimulator als auch der theoretischen Betrachtung (Abbildung 4.4). Die Unterschiede zwischen dem berechnetem Reibmoment auf Basis der

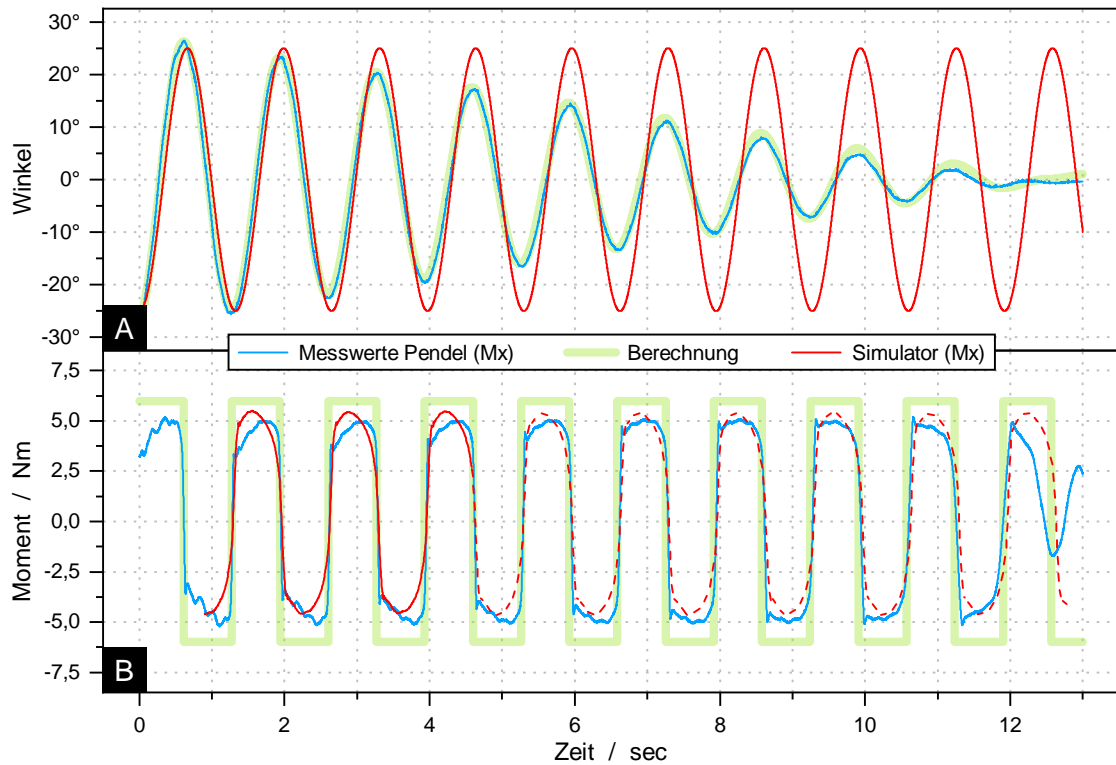


Abbildung 4.3.: Vergleich der Reibergebnisse aus dem physikalischen Pendel, der Theorie und dem Hüftsimulator (Beispiel einer 36 mm CoP-Gleitpaarung). A: Winkelabnahme; B: Entwicklung des Reibmoments [Hinweis: die gestrichelte Kurve führt den approximierten Momentenverlauf im Simulator über die gemessenen drei Zyklen weiter].

Schwingungsdämpfung und den Messdaten aus dem Simulator können verschiedene Ursachen haben: neben der unterschiedlichen Anzahl an eingeschlossenen Proben spielen Vibrationen, ein minimales axiales Verdrehen des Pendelarms oder Differenzen bzgl. des realen und theoretischen Massenschwerpunkts aus dem CAD-Tool eine Rolle sowie die Wirkung der Zentrifugalkraft im physikalischen Pendelaufbau, die im Simulator nicht berücksichtigt ist (konstante Axiallast).

Die Verwendung des freien Pendels zeigt auch gut den praktische Vorteil der Reibungsbestimmung auf Basis der gemessenen Winkelabnahme, da die Installation und aufwändige Ausrichtung der Probenkammer relativ zum Zentrum der Messdose entfällt. Das physikalische Pendel wird vor diesem Hintergrund im Labor für Biomechanik und Implantatforschung als schnelles Screening-Tool, z.B. für neue Implantatdesigns, eingesetzt.

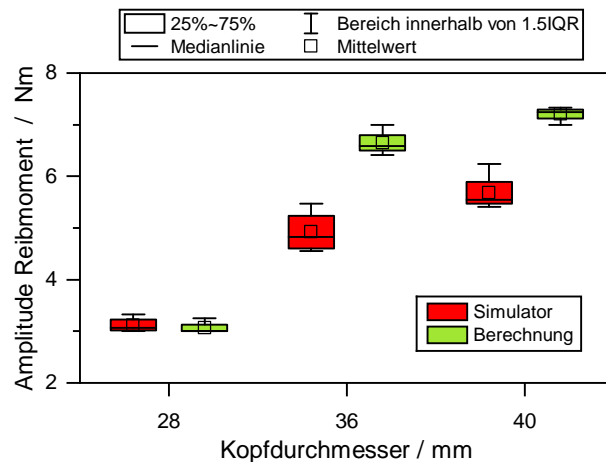


Abbildung 4.4.: Gemessenes Reibungsmoment im Simulator ( $n = 4$ ) und Berechnung aus dem Pendel ( $n = 1$ ; 4 Wiederholungen) bei CoP-Gleitpaarungen mit Kopfgrößen von 28, 36 und 40 mm.

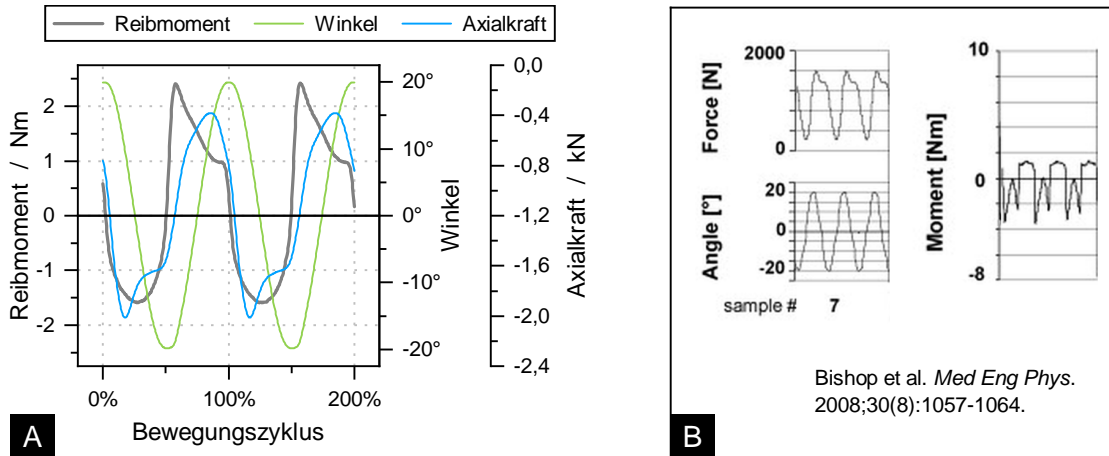


Abbildung 4.5.: Ergebnisse des angetriebenem Pendel aus (A) dem Heidelberger Hüftsimulator und (B) der Literatur ([187]) (beides 28 mm MoP-Gleitpaarung) [Hinweis: Momentenprofile in A und B haben unterschiedliche Vorzeichen].

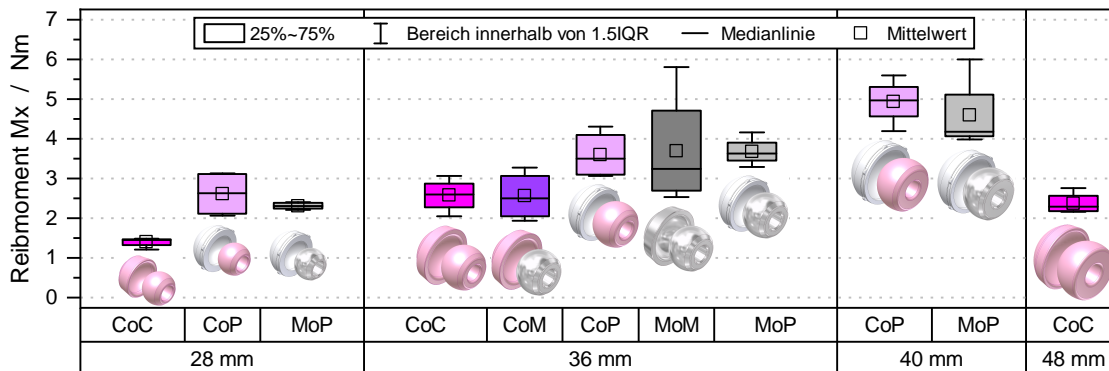


Abbildung 4.6.: Maximales Reibmoment  $M_x$  (Kopf-Koordinatensystem  $S^K$ ) für verschiedene Gleitpaarungen ( $n = 4$ ) bei  $\pm 20^\circ$  Rotation (angetriebenes Pendel).

#### 4.1.4. Angetriebenes Pendel mit dynamischem Kraftprofil

Im Gegensatz zum physikalischen Pendel ergibt sich bei der angetriebenen Pendelsimulation aufgrund der dynamischen Kraft ein asymmetrischer Verlauf des resultierenden Reibmoments  $M_{res}$  (Abbildung 4.5-A). Dieser Effekt ist in der Form auch in der Literatur durch die Arbeiten von Bishop *et al.* beschrieben [187] (Abbildung 4.5-B). In beiden Fällen wurde das maximale Momente zum Zeitpunkt der höchsten Axiallast und an den Wendepunkten gemessen. Dabei zeigt sich analog zum physikalischen Pendel eine Zunahme mit steigendem Kopfdurchmesser für die untersuchten Materialkombinationen (Abbildung 4.6), mit Ausnahme der CoC-Gleitpaarung.

## 4.2. Dreidimensionale Reibungsmessung im Hüftsimulator

Im primären Fokus der Untersuchungen stehen die Ergebnisse aus den dreidimensionalen Simulationen, die einen tiefen Einblick in die Funktionsweise künstlicher Hüftgelenke bieten.

### 4.2.1. Verlauf über einen Bewegungszyklus

Betrachtet man für eine Aktivität, z.B. dem »*In-vivo*-Gehen«, den dezidierten Verlauf aller Momentenkomponenten ( $M_x$ ,  $M_y$  und  $M_z$ , Abbildung 4.7-A) sowie des resultierenden Moments  $M_{res}$  (Abbildung 4.7-B), so folgt das resultierende Reibmoment in der Regel in etwa dem Verlauf der Axialkraft, was hinsichtlich der Reibungsentwicklung so auch zu erwarten wäre. Allerdings lässt sich kein allgemeingültiger qualitativer Verlauf für alle untersuchten Gleitpaarungen feststellen. Die individuelle Reibungsentwicklung über einen Bewegungszyklus stellt demnach ein Charakteristikum einer jeden Gleitpaarung dar. Der Vergleich von umfangreichen Reibungsdaten im zeitlichen Verlauf über einen einzelnen Gangzyklus über den qualitativen Unterschied hinaus ist vor diesem Hintergrund im Allgemeinen schwierig und für einen grundsätzlichen Vergleich der Gleitpaarungen nicht zwingend notwendig. Daher werden im Folgenden in festen Messintervallen Daten für den Mittelwert des maximalen Reibmoments konsekutiver Bewegungszyklen als Vergleichswert berechnet (Abbildung 4.7-B). Dies geschieht auch vor dem Hintergrund, dass solche Reibungsmessungen zumeist von klinischer Relevanz sind, da sie hohe Lasten in die angrenzenden Schnittstellen zwischen

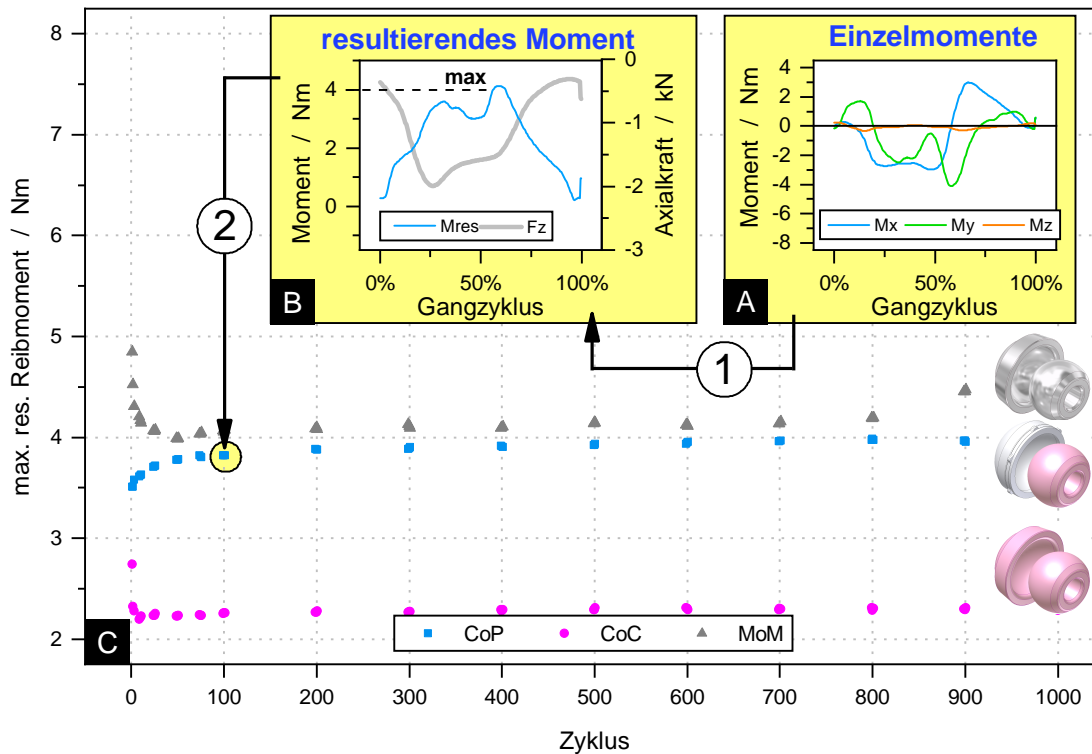


Abbildung 4.7.: Für jede Gleitpaarung werden (A) die Einzelmomente gemessen und (B) daraus über den zeitlichen Verlauf das resultierende Reibmoment berechnet; C: mittleres ( $n = 4$  Gleitpaarungen), maximales resultierendes Reibmomente für verschiedene Gleitpaarungen (»*In-vivo*-Gehen«, alle 36 mm Durchmesser) zu jedem Messzeitpunkt über den Gesamttestverlauf (1000 Zyklen) bestimmen.

modularen Komponenten und in die knöcherne Verankerung einleiten.

#### 4.2.2. Einlaufverhalten

Entsprechend dem für jede Simulatortestung durchlaufenen Versuchsprotokoll (Anhang A.5) wurde die erste untersuchte Aktivität über 1000 Bewegungszyklen (»*In-vivo*-Gehen«) zur Bewertung eines Einlaufverhaltens herangezogen. Dieser Effekt äußert sich analog zur Bewertung des Verschleißverhaltens [224] durch eine asymptotische Annäherung der Reibung an einen stabilen Wert (Abbildung 4.7-C). Dabei erreichen Polyethylen-Gleitpaarungen diesen Zustand im Mittel deutlich früher, in der Regel nach 50 bis 400 Zyklen. Keramische Hart-Hart-Gleitpaarungen weisen dahingegen eine etwas längere Einlaufphase (bis zu 600 Zyklen) auf, während rein metallische Gleitpaarungen (MoM) sogar die Gesamttestdauer bis zu einer Sättigung benötigen können. Die Entwicklung der Reibung der untersuchten neuen, unbenutzten Implantatkomponenten über die Versuchsdauer von

1000 Zyklen kann dabei deutlich zwischen den einzelnen Gleitpaarungen schwanken (Anhang A.8). Im Mittel wird nach etwa 300 Zyklen ein stabiler Wert erreicht, weshalb eine Analyse der Daten nach 1000 Zyklen als aussagekräftig betrachtet werden kann.

Zu jedem Messzeitpunkt werden die Daten von 3 konsekutiven Zyklen erfasst. Auf diese Weise entsteht schnell eine große Datenmenge, die durch die Fokussierung auf das resultierende Moment und auf dessen Maximum über einen Gangzyklus als quantitativer Vergleichswert auf einen sinnvollen Umfang reduziert wird.

#### 4.2.3. Konusmoment

Das resultierende Moment lässt sich zu jedem Zeitpunkt beliebig in seine Einzelkomponenten zerlegen. Auf diese Weise kann auch der Momentenanteil, der die reine Torsion um die Konusachse beschreibt, mathematisch eindeutig im Konus-Koordinatensystem bestimmt werden ( $S^{Konus}$ , Abbildung 3.7). Daher ist das Konusmoment in allen Fällen auch geringer als der Betrag des gesamten resultierenden Moments und liegt bei den untersuchten kontinuierlichen Aktivitätsprofilen für die einzelnen Gleitpaarungen im Bereich von -4,5 bis +3,8 Nm (höchste Werte beim »Treppe absteigen«). Bei Mittelung der Werte aus den  $n = 4$  Gleitpaarungen liegen die Konusmomente zwischen 2-3 Nm. Diese Werte dienen als Vergleichsgrößen für Abdrehmomente um die modulare Schnittstelle zwischen Kugelkopf und Hüftschaft aus der Literatur und besitzt daher Relevanz [225]. Das Maximum des Konusmoments wird in der Regel kurz nach Fersenauftritt ( $\approx 15\%$ ) und zu Beginn der Schwungphase nach dem Zehenablösen bei ca. 55-60% gemessen (Abbildungen 4.8 und 4.9). Dies trifft sowohl für das »Normale Gehen« nach ISO 14242-1 als auch das »*In-vivo*-Gehen« zu. Interessanterweise sind in den meisten Fällen das maximale positive und negative Konusmoment betragsmäßig nahezu gleich groß und liegen. Bei 55-60% des Gangzyklus kommt es letztlich zu einer spontane Änderung des Vorzeichens, resultierend in einer Umkehr der maximalen Belastung. Dieser Moment zum Zeitpunkt der maximalen axialen Last stellt eine hohe Beanspruchung der Konusschnittstelle im Sinne einer Wechselbelastung dar.

In der folgenden Auswertung wird das Konusmoment nochmals separat bewertet.

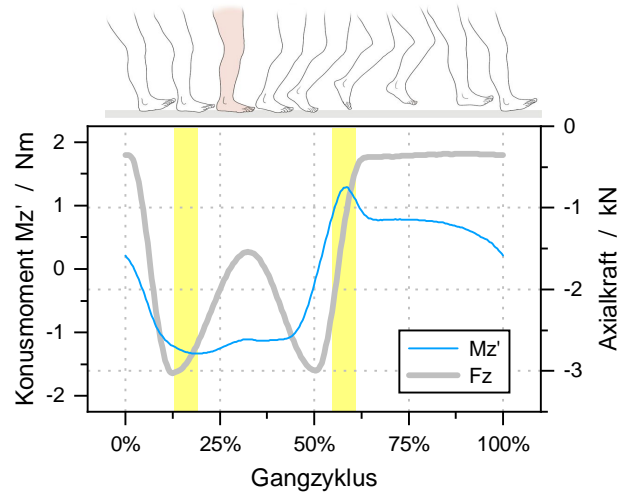


Abbildung 4.8.: Konusmoment  $M_{z'}$  (Konus-Koordinatensystem  $S^{Konus}$ ) über den Gangzyklus (Mittel der CoP-Gleitpaarungen mit 36 mm Durchmesser, Kinematik nach ISO 14242-1). Gelbe Bereiche markieren den Zeitpunkt des maximalen Moments.

### 4.3. Kontinuierliche Kinematik

Die ununterbrochene Aneinanderreihung identischer Bewegungszyklen im Sinne einer fortlaufenden Kinematik stellt den Regelfall tribologischer Untersuchungen im Hüftsimulator dar, insbesondere bei der normgerechten, zulassungsrelevanten Testung nach ISO 14242-1. Bei diesem Ansatz werden Aktivitätswechsel über den Tagesverlauf oder einmalige Ereignisse wie Ruhepausen vernachlässigt, um reproduzierbare Daten vor dem Hintergrund einer Dauertestung der ersten zwei bis drei Jahren zu generieren. Für die Reibungsmessung im Rahmen dieser Studie wurde für jede neu applizierte Kinematik (Aktivität), d.h. eine regelungsseitige Änderung der rotativen Antriebe, eine Gesamt-Testdauer von 1000 Bewegungszyklen durchgeführt. Dies ermöglicht die Kontrolle des Einlaufverhaltens über den Verlauf. Im Falle einer identischen Kinematik aber veränderter Lastverhältnisse oder Geschwindigkeiten wurde die Testdauer auf 60 Zyklen reduziert, wobei in allen Fällen die letzten drei Zyklen in die Auswertung eingeschlossen wurden.

#### 4.3.1. *In-vivo*-Alltagsaktivitäten

Die Daten für die Aktivitätsprofile »*In-vivo*-Gehen«, »Treppe aufsteigen« und »Treppe absteigen« wurden aus der Ganganalyse und den Erkenntnissen aus instrumentierten Hüftendoprothesen gewonnen. Deren Kinematiken und Kraftverläufe über einen Bewegungszyklus

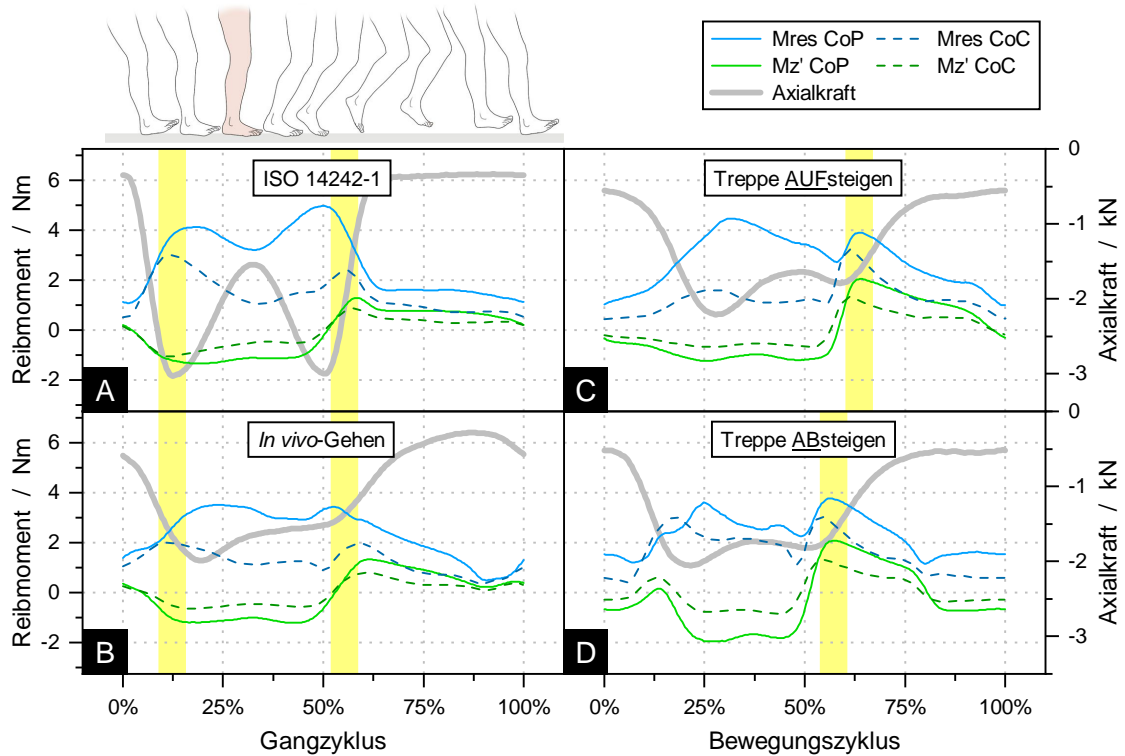


Abbildung 4.9.: Vergleich des resultierenden Reibmoments  $M_{res}$  und des Konusmoments  $M_{z'}$  zwischen CoP- und CoC-Gleitpaarungen (36 mm, mittlere Kurven aus  $n = 4$  Gleitpaarungen). A: »Normales Gehen« gemäß ISO 14242-1; B: »In-vivo-Gehen«; C: Treppe auf- und (D) absteigen (gelb hervorgehoben: Zeitpunkte der maximalen Reib-/Konusmomente).

können den Abbildungen 3.13 und 3.14 entnommen werden. Erwartungsgemäß unterscheiden sich für die verschiedenen Aktivitätsprofilen auch die qualitativen Reibverläufe für CoP- (»Hart-Weich«) und CoC-Gleitpaarungen (»Hart-Hart«) über einen Bewegungszyklus (Abbildung 4.9). Für alle untersuchten Aktivitäten zeigt sich grundsätzlich, dass die maximal gemessenen Reibmomente um den Zeitpunkt hoher Axialkräfte resultieren. Aufgrund des direkten mathematischen Zusammenhangs zwischen Reib- und Axialkraft und dem qualitativen Verlauf der Relativgeschwindigkeit in der Gleitpaarung [23] tritt dieser Effekt erwartungsgemäß auf.

$$F_R = F_N \cdot \mu \quad (4.1)$$

$F_R$ : Reibkraft;  $F_N$ : Normalkraft;  $\mu$ : Reibkoeffizient (konstant)

Für den Fall des normalen Gehens (ISO 14242-1 und »In-vivo-Gehen«) sind die Einzelverläufe gut vergleichbar, insbesondere das isolierte Konusmoment  $M_{z'}$ . Bei kontinu-



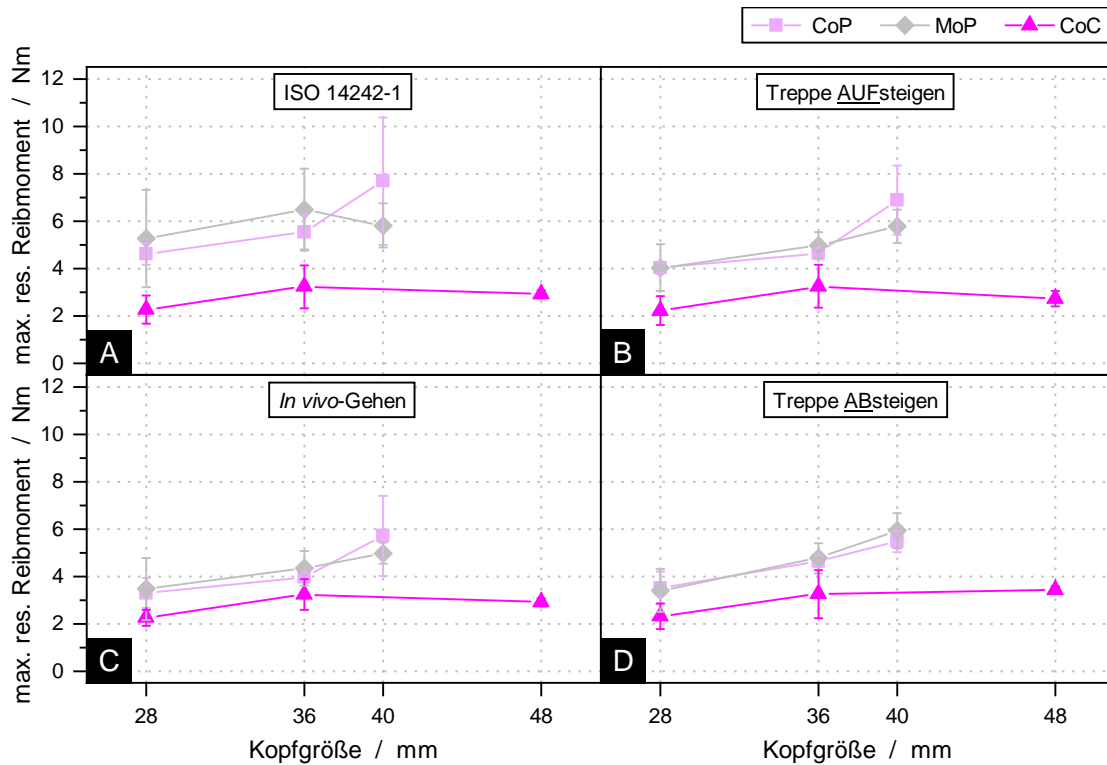


Abbildung 4.10.: Reibmoment in Abhängigkeit der Kopfgröße. A: »Normales Gehen« nach ISO 14242-1; B: »*In-vivo*-Gehen«; C: »Treppe aufsteigen«; D: »Treppe absteigen« (alle: 45° Inklination).

ierlicher Bewegung zeigen sich für die Hart-Weich-Gleitpaarung (CoP) dabei über nahezu den gesamten Bewegungszyklus grundsätzlich eine höhere Reibung als bei den CoC-Gleitpaarungen. Interessanterweise sind die Unterschiede für das »Treppe absteigen« bezüglich des maximalen Reibmoments über einen Bewegungszyklus  $M_{res}$  geringer. Dieser Spitzenwert tritt zum Zeitpunkt der höchsten Beschleunigung (Extension-Flexion) beim Zehenablösen und Anheben des Beines auf die nächste Treppenstufe auf (Abbildung 3.14).

Die maximale resultierende Reibung über die drei zuletzt aufgenommenen von insgesamt 1000 Bewegungszyklen ermöglicht dabei den quantitativen Vergleich zwischen den Kopfgrößen, bzw. Materialkombinationen (Abbildung 4.10). Für die Polyethylengleitpaarungen zeigen sich dabei höhere Reibmomente bei steigenden Kopfdurchmessern, während bei rein keramischen Gleitpaarungen kein direkter Zusammenhang existiert.

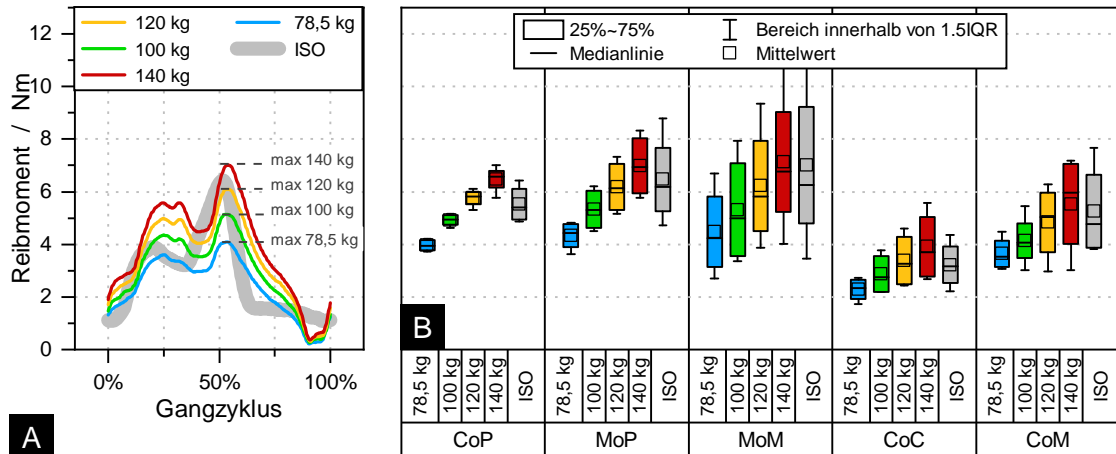


Abbildung 4.11.: A: Einfluss des Patientengewichts (78,5 bis 140 kg) beim »*In-vivo*-Gehen« am Beispiel der CoP-Gleitpaarung mit 36 mm Durchmesser (Mittelwert); B: Reibung für alle Gleitpaarungen mit 36 mm Durchmesser [Hinweis: zum Vergleich ist zudem in allen Fällen das Reibmoment für die ISO 14242-1 angegeben].

#### 4.3.2. Patientengewicht und Gehgeschwindigkeit

Die geringe Anzahl an Patienten, die an der Charité in Berlin mit einer instrumentierten Hüftprothese versorgt wurden (zum Zeitpunkt der Erfassung: 19 Hüftgelenkprothesen in 17 Patienten [226]), erlauben die Erhebung einer nur begrenzten Menge an *In-vivo*-Daten mit relevanten Schwankungen zwischen den Probanden. Demnach ist das Kollektiv zu gering, um unterschiedliche Gewichtsklassen in einer ausreichend großen Gruppengröße zu identifizieren. Vielmehr werden die Daten im Allgemeinen im Sinne eines Durchschnittswerts (78,5 kg), in Prozent des Körpergewichts (%BW) oder skaliert auf ein Patientengewicht von 100 kg (»HIGH100«, [39]) interpretiert. In der vorliegenden Studie wurden entsprechend für die Untersuchung des Einflusses des Körpergewichts die Belastungskurven im Simulator skaliert (Abbildung 3.13). Berücksichtigt wurden Patientengewichte von 78,5 kg (Probandendurchschnitt), 100 kg, 120 kg und 140 kg.

Mit zunehmendem Patientengewicht steigt erwartungsgemäß das resultierende Reibmoment an (Abbildung 4.11). Für alle Gleitpaarungen entspricht dabei das maximale Reibmoment über einen Gangzyklus beim »*In-vivo*-Gehen« eines Probanden mit einem Körpergewicht von etwa 120 kg dem Reibmoment aus der Versuchen nach ISO 14242-1. Dieser Effekt entspricht in etwa dem Verhältnis der maximalen Axiallast (Abbildung 3.13).

Hinsichtlich der Gehgeschwindigkeit zeigt sich bei allen untersuchten Gleitpaarungen

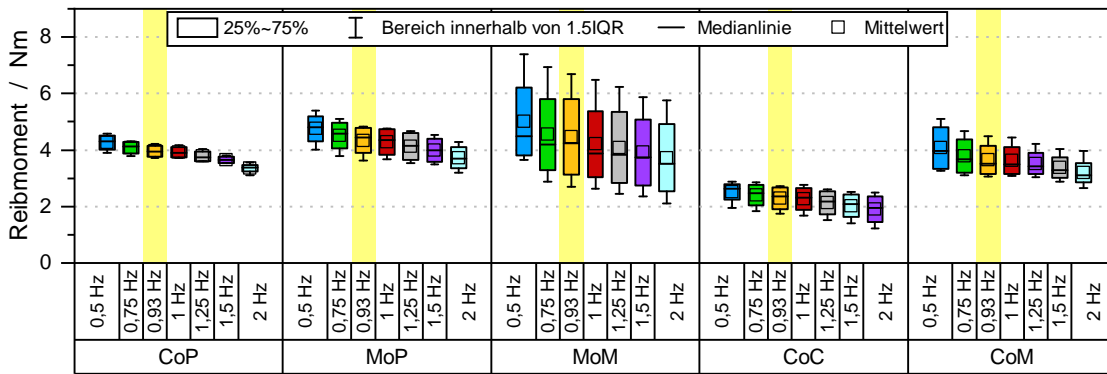


Abbildung 4.12.: Reibmomente bei Gangfrequenzen von 0,5-2 Hz («*In-vivo*-Gehen», gelbe Markierung = Mittelwert der Probandenmessung). Variation zwischen Materialkombinationen mit 36 mm Durchmesser.

eine leichte Abnahme des maximalen Reibmomentes mit zunehmender Testfrequenz, sprich Relativgeschwindigkeit zwischen den Gleitpartnern (Abbildung 4.12).

#### 4.3.3. Schwungphasenlast

Die Unterschiede der Schwungphasenlasten beziehen sich auf den Zeitraum zwischen Zehenablösen bis Fersenauftritt (65-100% des Gangzyklus, Abbildung 3.15). Erwartungsgemäß zeigen sich während dieser Phase auch die Hauptunterschiede hinsichtlich des resultierenden Reibmoments, wobei die Höhe der Reibmomente mit dem Ausmaß der resultierenden Hüftkraft während der Schwungphasenlast korreliert (Abbildung 4.13). Dieser Effekt ist besonders ausgeprägt für Polyethylen-Gleitpaarungen (Tabelle A.7) und zieht sich für diese Materialkombinationen interessanterweise auch über den gesamten Gangzyklus durch, sodass eine Erhöhung der Schwungphasenlast letztlich auch mit einer geringen Zunahme des maximalen resultierenden Reibmoments  $M_{res,max}$  einhergeht (Anhang Tabelle A.8).

## 4.4. Intra-operative Ausrichtung

Im Zuge der vorliegenden Untersuchungen wurde dezidiert auf den Einfluss der Pfannenausrichtung eingegangen. Als Parameter wurde dabei die Inklination, also der Pfannenwinkel zur Horizontalen in der AP-Röntgenaufnahme variiert (Abbildung 3.12). Bei Betrachtung der Gleitpaarungen mit einem Standard-Durchmesser von 36 mm zeigt sich für die verwendeten Materialkombinationen bei allen kontinuierlichen Aktivitäten kein Unterschied

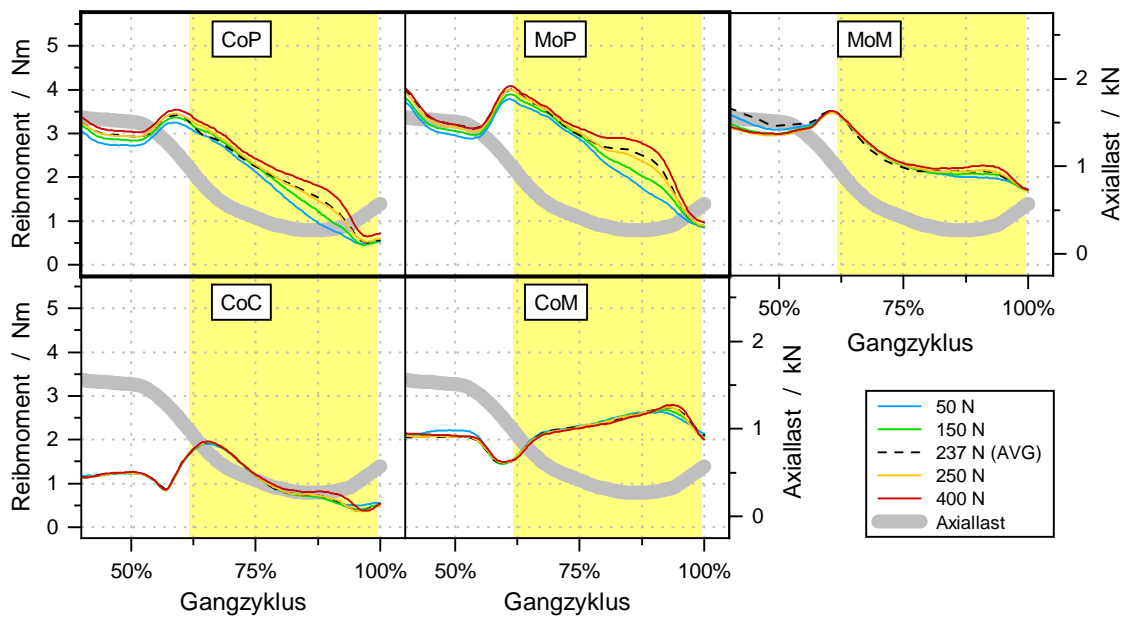


Abbildung 4.13.: Vergleich der Materialkombinationen bei Schwungphasenlasten von 50-400 N (36 mm Durchmesser, 45° Inklination) [Hinweis: Abbildung der zweiten Hälfte des Gangzyklus].

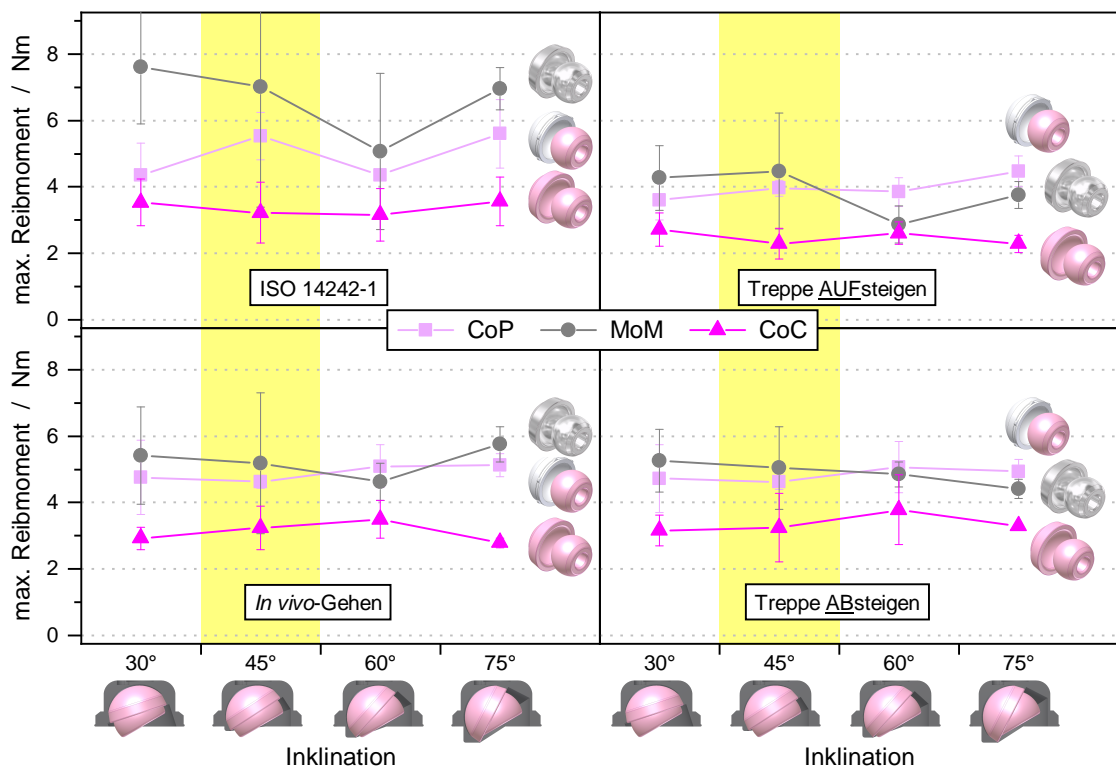


Abbildung 4.14.: Maximales resultierendes Reibmoment für CoP-, MoM- und CoC-Gleitpaarungen mit 36 mm Durchmesser bei verschiedenen Aktivitäten.

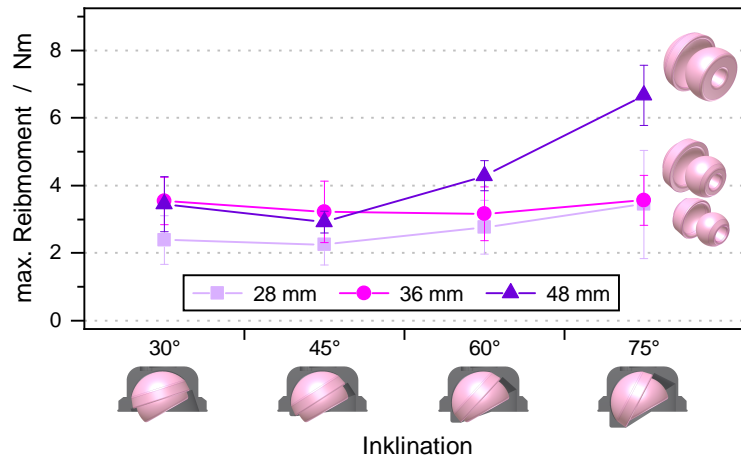


Abbildung 4.15.: Einfluss der Inklination auf das maximale Reibmoment bei CoC-Gleitpaarungen mit Kopfgrößen von 28, 36 und 48 mm (»Normales Gehen« nach ISO 14242-1).

hinsichtlich des resultierenden Reibmoments (Abbildung 4.14).

Bei genauerer Betrachtung der CoC-Gleitpaarungen spielt auch die verwendete Kopfgröße eine entscheidende Rolle bei der Zunahme der Reibung mit unterschiedlichen Pfanneninklinationen. Während 36 mm Kopfgrößen wie zuvor keine Abhängigkeit der Reibentwicklung bei verschiedenen Inklinationen aufweisen, steigt die Reibung mit zunehmender Inklination bei kleinen (28 mm) und Großköpfen (48 mm) deutlich an (Abbildung 4.15).

## 4.5. Ruhepausen

Bei der Einführung von Ruhepausen wird ein Loslaufen unter einer konstanten Last mit unterschiedlichen Pausendauern simuliert. Im übertragenen Sinn entspricht dies einem Probanden mit 78,5 kg Körpergewicht, der während der Ruhepause die Extremität belastet, bevor er weiterläuft. Die Höhe der Axiallast über die Pausendauer ist konstant. Eine Pausendauer von 0 sec entspricht im Folgenden einer kontinuierlichen Bewegung (Aktivität: »*In-vivo*-Gehen«). Für alle untersuchten Gleitpaarungen führte eine Ruhepause zu einem kurzzeitigen Anstieg des Reibmoments in Form eines initialen Mess-Peaks, der als »Anlaufmoment« bezeichnet wird (Abbildung 4.16). Bereits nach einem halben Gangzyklus zeigt sich wieder ein stabiles Verhalten wie bei der kontinuierlichen Bewegung. Erwartungsgemäß ist dabei die absolute Ausprägung des initialen Mess-Peaks abhängig von der

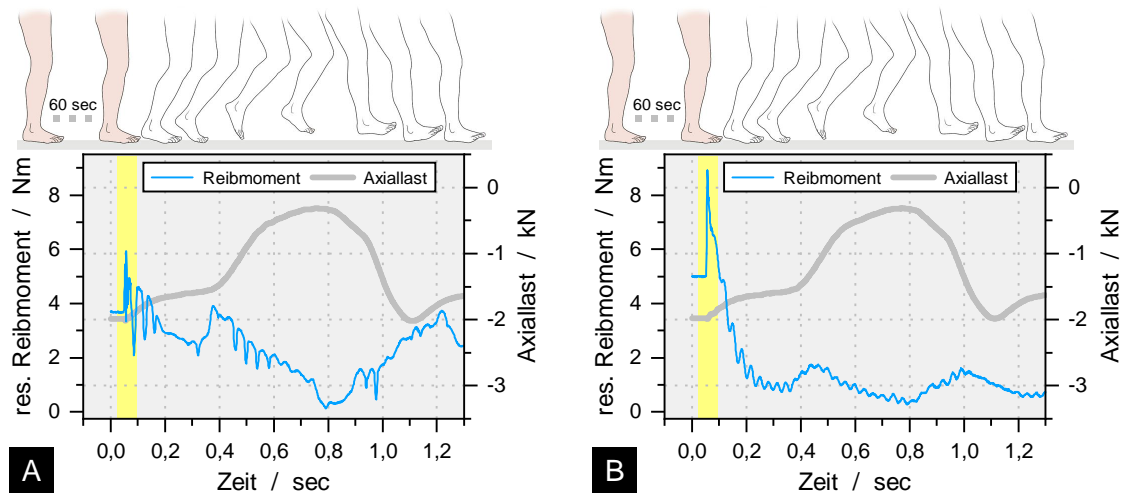


Abbildung 4.16.: Anlaufmoment (A) der 36 mm CoP- und (B) CoC-Gleitpaarung nach 60 Sekunden Ruhepause. Der gelbe Bereich veranschaulicht das Losbrechmoment zum Zeitpunkt der Ganginitiierung.

untersuchten Materialkombination und der Pausendauer (Abbildung 4.16 und 4.17). Je länger das Gelenk unter Axiallast in Ruhe verharrt und je größer der Nominale Durchmesser der Gleitpaarung, desto größer ist dabei das Anlaufmoment, das direkt nach dem Fortsetzen des Gangzyklus entsteht. Während bei Polyethylen- und MoM-Gleitpaarungen mit 36 mm Kopfgröße nach langen Pausendauern von 60 Sekunden ein um etwa 35-75% erhöhtes Anlaufmoment im Vergleich zur kontinuierlichen Simulation entwickeln, weisen insbesondere CoC-Gleitpaarungen stark ausgeprägte initiale Momentenspitzen auf (bis zu 360% des maximalen resultierenden Reibmoments während der kontinuierlichen Bewegung). Interessanterweise konsolidieren sich auch die CoC-Gleitpaarungen innerhalb kürzester Zeit wieder auf dieselben Reibmomente, wie sie bei der kontinuierlichen Testung auftreten. Ein weiterer Unterschied besteht auch darin, dass bei CoP- und MoP-Gleitpaarungen kleinere Kopfgrößen den höheren prozentualen Zuwachs zeigen, während dieser Effekt für keramische Gleitpaarungen eher für größere Köpfe auftritt (Anhang Tabelle A.9).

Bei zusätzlicher Berücksichtigung der intraoperativen Ausrichtung zeigt sich insbesondere bei den rein keramischen Gleitpaarungen (CoC) mit kleinem (28 mm) und großem Kopfdurchmesser (48 mm) bei steilen Pfannenpositionen ( $> 45^\circ$ ) eine erhöhte Reibungsentwicklung beim Anlaufen aus dem Stand im Vergleich zur klinischen angestrebten Pfanneninklination von  $45^\circ$  (Abbildung 4.18-A). Interessanterweise ist dieser Effekt nicht bei der CoC-Gleitpaarung von 36 mm zu beobachten, bei der die höchsten Anlaufmomente

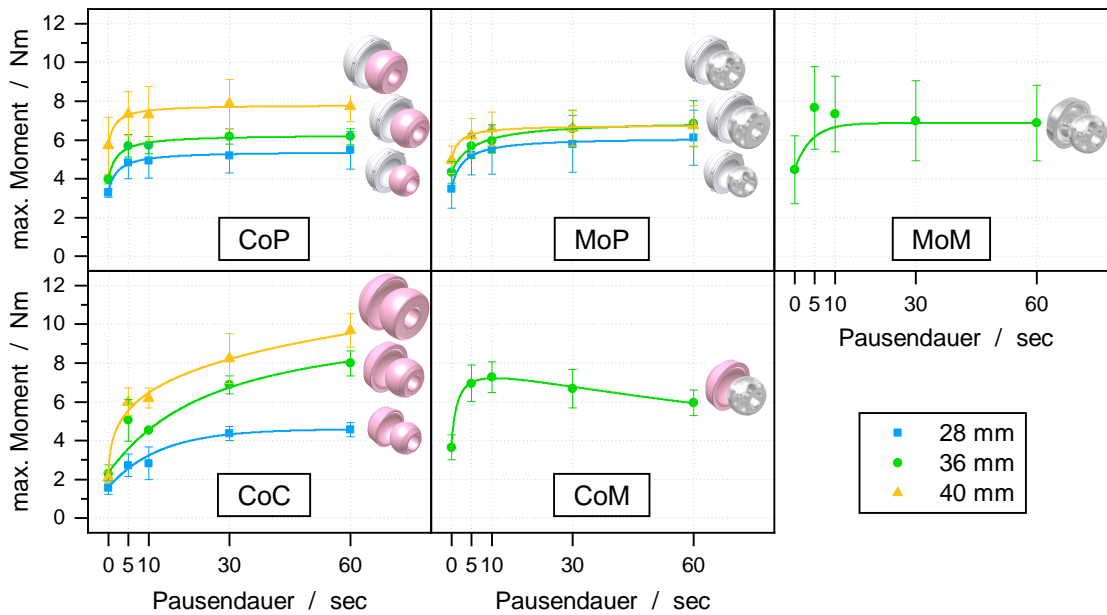


Abbildung 4.17.: Entwicklung des Anlaufmoments über die Pausendauer für verschiedene Materialkombinationen und Kopfgrößen (Inklination = 40°).

nach längerer Pausendauer bei flacher Pfannenposition (30°) gemessen werden (Abbildung 4.18-B). Anders zeigt sich dies bei MoM-Gleitpartnern (Abbildung 4.18-D), bei denen für alle Pausendauern die initialen Momenten-Peaks bei einer klinischen Pfanneninklination von 60° minimal sind, darüber hinaus jedoch keinen eindeutigen Trend erkennen lassen.

Die Anlaufmomente nähern sich bei Polyethylen-Gelenken dabei mit zunehmender Pausendauer einem asymptotischen Wert an (Abbildung 4.17 und 4.18-C). Im Vergleich zu den Hart-Hart-Gleitpaarungen zeigt sich zudem bei keiner Pausenlänge eine Abhängigkeit von den untersuchten Pfannenpositionen.

## 4.6. Spaltmaß bei CoC-Gleitpaarungen

Materialkombinationen mit ausschließlich harten Gleitpartnern besitzen heutzutage geometrisch sehr definierte Abmaße und weisen in der Regel sehr geringe Verschleißwerte auf. Die hohe Präzisionsgüte moderner Fertigungsverfahren sorgt dafür, dass in den vergangenen beiden Dekaden ein Hauptaugenmerk auf die Entwicklung rein keramischer Gleitpaarungen gelegt wurde. Eine hohe Bedeutung für die Gelenkfunktion und die Ausprägung eines tragenden Schmierfilms besitzt dabei das diametrale Spaltmaß, definiert durch die Differenz zwischen Insert-Innendurchmesser und Kopf-Außendurchmesser.

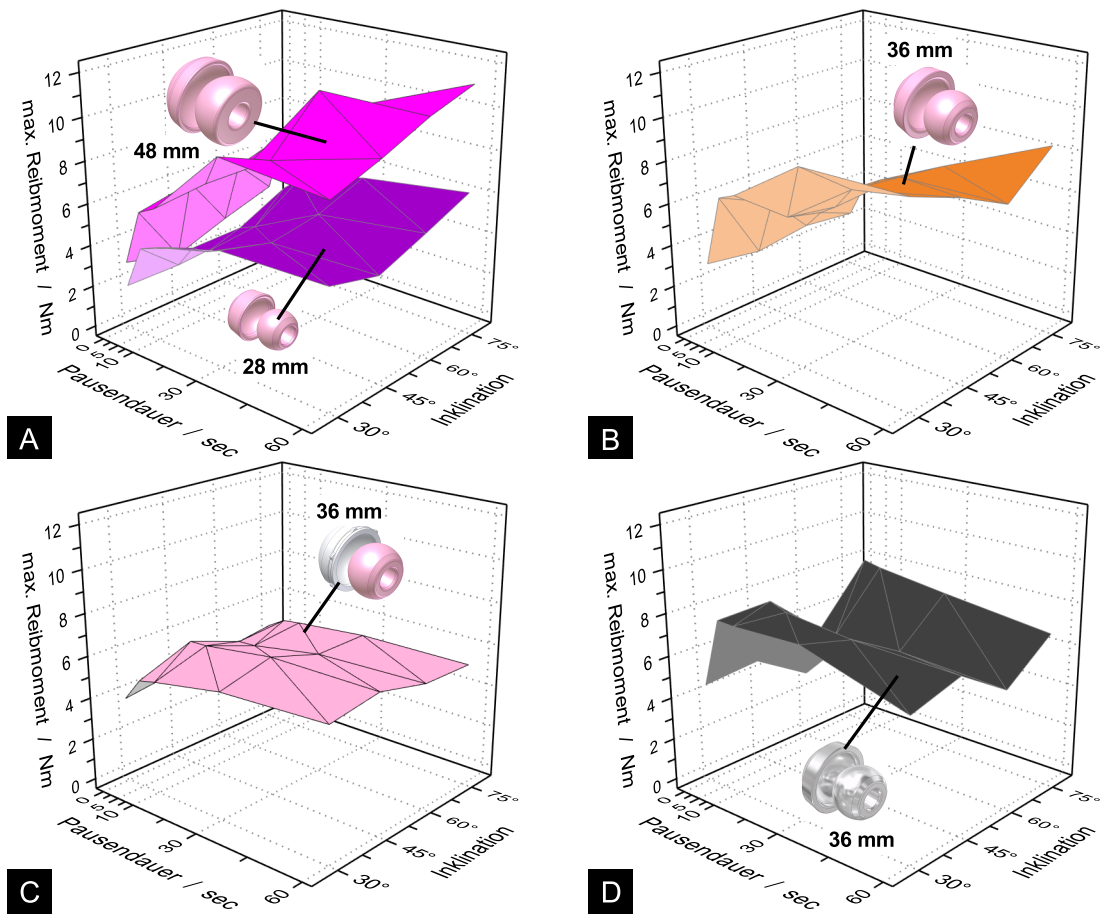


Abbildung 4.18.: Entwicklung des Anlaufmoments in Abhängigkeit der Pausendauer und der Inklination. CoC-Gleitpaarungen (A) mit 28 und 48 mm und (B) mit 36 mm Durchmesser; (C) CoP- und (D) MoM-Gleitpaarungen (jeweils 36 mm).

Bei CoC-Gleitpaarungen zeigen sich bei allen untersuchten Aktivitäten und Kopfgrößen ein deutlich erhöhtes maximales resultierendes Reibmoment bei Verwendung kleiner Spaltmaße (Abbildung 4.19). Zudem fällt auf, dass die Streuung bei kleinem Spaltmaß ebenfalls deutlich größer ausfällt als bei großem Spaltmaß. Eine Pausendauer während der Aktivität des »*In-vivo*-Gehens« führt zusätzlich zu einer Erhöhung, die bei einer CoC-Großkopfgleitpaarung (48 mm) und Inklinationswinkel von 75° zu einem deutlichen Anstieg des Anlaufdrehmoments von über 15,3 Nm (großes Spaltmaß: 11,4 Nm) nach einer Pausendauer von 60 Sekunden führt (Abbildung 4.20-A). Nach Transformation der Ergebnisse in das Konus-Moment  $M_{z'}$  liegen die maximalen Werte bei einem kleinen Spaltmaß bei bis zu 9,1 Nm, bei größerem Spaltmaß bei 4,9 Nm (Abbildung 4.20-B).



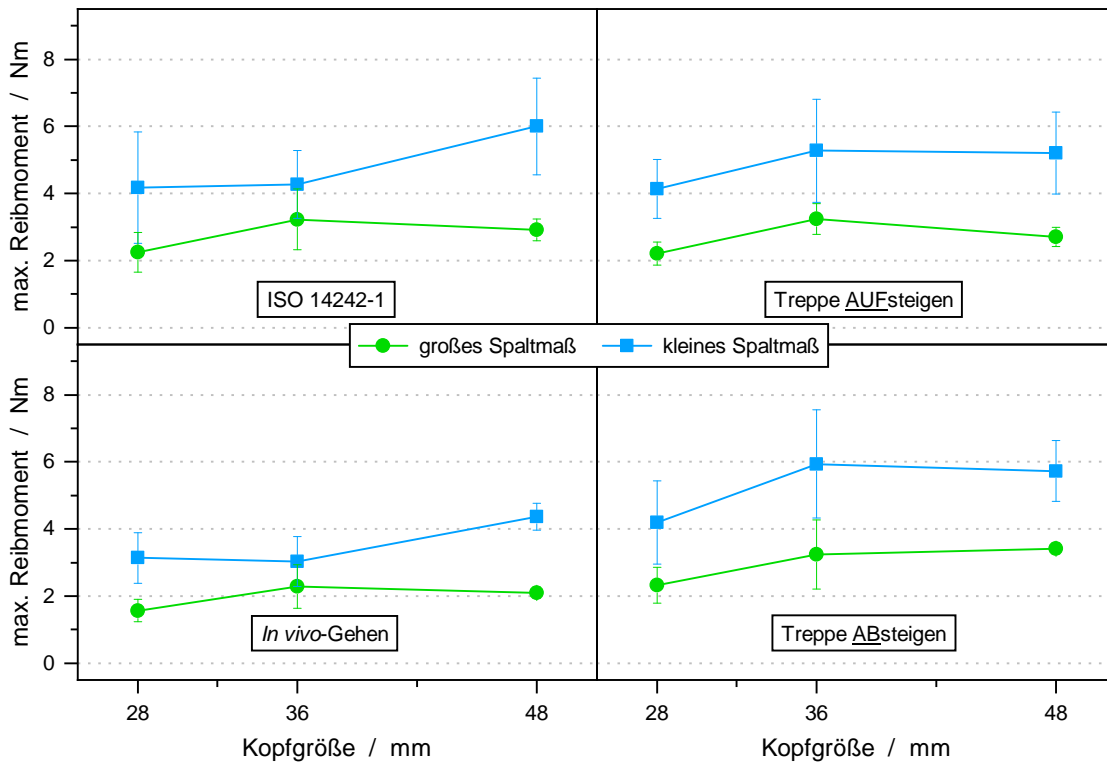


Abbildung 4.19.: Einfluss des Spaltmaß auf die Reibungsentwicklung von CoC-Gleitpaarungen mit Kopfgrößen von 28, 36 und 48 mm (45° Inklination) bei verschiedenen Aktivitäten.

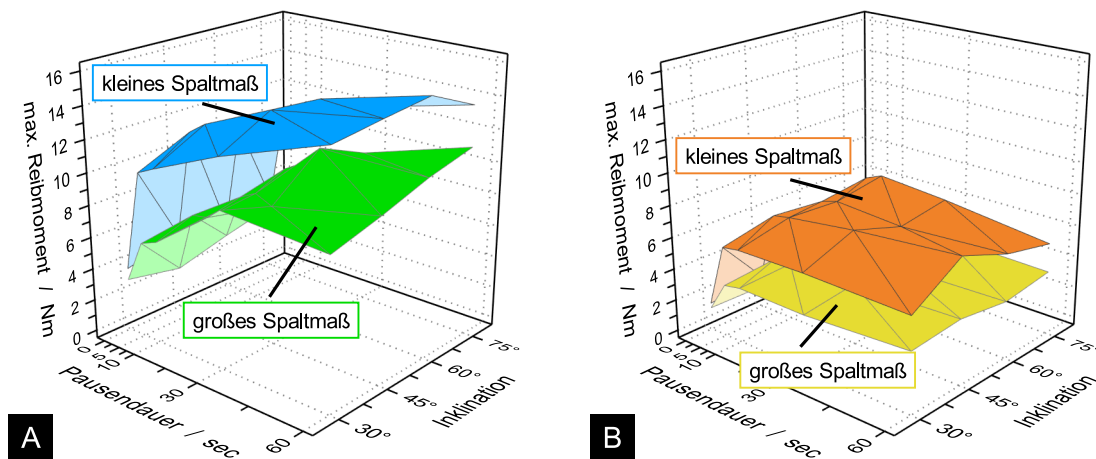


Abbildung 4.20.: Anlaufmoment bei kleinem und großem Spaltmaß bei CoC-Gleitpaarungen (alle 48 mm) in Abhängigkeit der Pfannen-Inklination. A: Maximales resultierendes Moment; B: maximales Konus-Moment ( $M_{z'}$ ).



## 5. Diskussion

Bei jeder Hüftimplantation ist die Frage nach dem verwendeten Implantatsystem zu klären. Doch welche Gleitpaarung ist für welchen Patienten geeignet? Die Antwort ist auch für den erfahrenen Operateur nicht immer eindeutig. Grund hierfür ist das komplexe Zusammenspiel einer Vielzahl von Faktoren, die das Ergebnis einer Endoprothese beeinflussen. Das primäre Problem, das eine allgemeingültige und wissenschaftlich fundierte Empfehlung schwierig macht, ist der Mangel an umfangreichen, evidenzbasierten Daten, die einen klaren Überblick über das Zusammenspiel aller klinisch relevanten Faktoren geben. In klinischen Studien werden einzelne Parameter, z.B. die Einbaulage, die Materialkombination oder die Kopfgröße zumeist getrennt voneinander betrachtet, da häufig auch die Fallzahlen zu gering sind, um weiterführende, statistisch belegbare Aussagen treffen zu können. Darüber hinaus gibt es eine Vielzahl patientenindividueller und operativer Parameter, z.B. die individuelle Konstitution oder der chirurgische Zugang zum Gelenk. Eine umfassende Standardisierung, wie sie für Studien in der Regel angestrebt wird, ist daher nicht immer gegeben, sodass der Bewertung von Co-Variablen als zusätzliche Einflussfaktoren, eine große Bedeutung zukommt. Die Interpretation klinischer Ergebnisse setzt daher Erfahrung voraus. Objektive Studien - wie die vorliegende Arbeit um die dreidimensionale Bewertung der Reibung -, die es ermöglichen, im Sinne einer praxisnahen Testung eine Vielzahl an Parametern unter standardisierten Bedingungen gezielt zu variieren, schaffen daher die Möglichkeit eines detaillierten Einblicks in die Funktion eines Gelenks.

### 5.1. Validierung und Verifizierung des Prüfaufbaus

Vor dem Hintergrund einer objektiven Herangehensweise stellt die kritische Bewertung der Ergebnisse aus den Untersuchungen zur Messgüte einen wichtigen Grundstein für die

Tabelle 5.1.: Maximale Reibmomente beim Pendel mit statischer Last.

	Jahr	Quelle	Gleitpaarung	Kinematik	Axiallast	Moment <sup>a</sup>
O’Kelly <i>et al.</i>	1977	[184]	MoP, 22,25 mm	freies Pendel <sup>b</sup>	2 kN	3 Nm <sup>c,d</sup>
Ma <i>et al.</i>	1983	[167]	MoP, 28 mm MoP, 43 mm MoP, 51 mm	$\pm 30^\circ$	0,89 kN	1,3 Nm <sup>c</sup> 2,75 Nm <sup>c</sup> 3,2 Nm <sup>c</sup>
Kaddick <i>et al.</i>	2015	[206]	CoP, 28 mm (neu) CoP, 28 mm (gebr.)	$\pm 24^\circ$	2 kN	4,5 Nm 4,0 Nm <sup>c</sup>
<b>eigene Daten</b>	2018	-	CoP, 28 mm CoP, 36 mm CoP, 40 mm	$\pm 25^\circ$	2 kN	3,12 Nm <sup>e</sup> 4,92 Nm <sup>e</sup> 5,68 Nm <sup>e</sup>

<sup>a</sup> Mittlere Amplitude  $\bar{M} = (M_{max} - M_{min})/2$  bei  $45^\circ$  klinischer Inklination.

<sup>b</sup> Nicht näher spezifiziert.

<sup>c</sup> Aus einer Grafik entnommene Daten.

<sup>d</sup> Berechnung auf Basis des Reibfaktors und der Axiallast.

<sup>e</sup> Messdaten aus dem Hüftsimulator.

Interpretation der späteren Messergebnisse dar. Die Standardabweichung für das zumeist ausgewertete resultierende Reibmoment  $M_{res}$  nach fünf Messwiederholungen inkl. Auf- und Abbau liegt im vorliegenden Fall bei  $\pm 0,24$  Nm. Zusammen mit den systemischen Störgrößen von  $<0,2$  Nm aus den Versuchen mit dem »idealen«, hydrostatischen Gleitlager resultiert eine absolute systemische Fehlergröße von  $<0,5$  Nm, was vor dem Hintergrund späterer maximaler Messwerte um ca. 2-15 Nm als vertretbar eingestuft werden kann.

Die sehr gute Übereinstimmung der Reibwerte aus dem physikalischen Pendel, das sich anhand der theoretischen Mechanik sehr genau beschreiben lässt, und dessen Nachbildung im Hüftsimulator unter Verwendung einer isolierten Rotation (Extension-Flexion) zeigen zudem eine sehr gute Übereinstimmung, auch mit publizierten Literaturwerten (Tabelle 5.1). Der Umfang an Validierung und Verifizierung der Reibungsmessung im Hüftsimulator ist in dieser Form neu und bislang für bestehende Messansätze nicht bekannt [198, 205]. Darüberhinaus sind die hohen Anforderungen an die Genauigkeit der Messsensorik nicht immer gegeben, was bei der Interpretation der veröffentlichten Ergebnisse zu beachten ist [198, 205]. Dies gilt auch für *In-vivo*-Messdaten, die zwar auf realistischen Patientenkine matiken beruhen, aber den Nachteil besitzen, neben der limitierten Genauigkeit der Messsensorik nur für ausgewählte, individuelle Fälle Daten zu erzeugen, ohne die Möglichkeit der Variation von implantat-, patienten- oder operationsspezifischen Versuchsparametern. Der Einfluss jedes einzelnen Parameters ist demnach nicht bestimmbar.

Wissenschaftlich etabliert sind bereits Reibungsuntersuchungen an angetriebenen Pen-

Tabelle 5.2.: Maximale Reibmomente beim angetriebenen Pendel mit dynamischer Last.

	Jahr	Quelle	Gleitpaarung	Kinematik	Axiallast	Moment <sup>a</sup>
Brockett <i>et al.</i>	2007	[177]	MoP, 28 mm	$\pm 25^\circ$	60% Sinus max = 2 kN	2,3 Nm <sup>b,c</sup>
			CoP, 28 mm			2,2 Nm <sup>b,c</sup>
			CoC, 28 mm			1,4 Nm <sup>b,c</sup>
			CoM, 28 mm			1,7 Nm <sup>b,c</sup>
Bishop <i>et al.</i>	2007	[214]	MoP, 28 mm	$\pm 20^\circ$	<i>in vivo</i> max = 2 kN <sup>d</sup>	3,3 Nm <sup>e,f</sup>
			MoM, 36 mm			4,8 Nm <sup>e,f</sup>
			CoC, 28 mm			2,0 Nm <sup>e,f</sup>
			CoM, 28 mm			1,9 Nm <sup>e,f</sup>
Bishop <i>et al.</i>	2008	[187]	MoP, 28 mm	$\pm 20^\circ$	<i>in vivo</i> max = 2 kN	4,1 Nm <sup>g</sup>
			MoM, 36 mm			5,5 Nm <sup>g</sup>
			CoC, 28 mm			2,4 Nm <sup>g</sup>
			CoM, 28 mm			2,4 Nm <sup>g</sup>
Bishop <i>et al.</i>	2012	[216]	CoP, 36 mm	$\pm 20^\circ$	<i>in vivo</i> max = 2 kN	3,06 Nm <sup>e,h,i</sup>
			MoM, 40 mm			4,76 Nm <sup>e,h,i</sup>
			CoC, 32 mm			1,04 Nm <sup>e,h,i</sup>
			CoC, 36 mm			1,5 Nm <sup>e,h,i</sup>
			CoC, 48 mm			2,45 Nm <sup>e,h,i</sup>
			CoM, 40 mm			2,79 Nm <sup>e,h,i</sup>
Bishop <i>et al.</i>	2013	[163]	MoM, 40 mm	$\pm 20^\circ$	<i>in vivo</i> max = 2 kN	4,9 Nm <sup>i</sup>
			CoC, 32 mm			2,5 Nm <sup>i</sup>
			CoC, 48 mm			2,4 Nm <sup>i</sup>
<b>eigene Daten</b>	2018	-	CoP, 28 mm	Simulator $\pm 20^\circ$	<i>in vivo</i> max = 1,96 kN	2,62 Nm
			CoP, 36 mm			3,59 Nm
			CoP, 40 mm			4,93 Nm
			MoP, 28 mm			2,31 Nm
			MoP, 36 mm			3,67 Nm
			MoP, 40 mm			4,59 Nm
			MoM, 36 mm			3,70 Nm
			CoC, 28 mm			1,40 Nm
			CoC, 36 mm			2,58 Nm
			CoC, 48 mm			2,38 Nm
			CoM, 36 mm			2,56 Nm

<sup>a</sup> maximales Reibmoment über einen Bewegungszyklus bei 45° klinischer Inklination.

<sup>b</sup> Messung in Rinderserum mit einem Proteingehalt von 62,43 g/l.

<sup>c</sup> Inklination nicht berücksichtigt.

<sup>d</sup> Last nicht näher spezifiziert.

<sup>e</sup> grafisch ermittelt.

<sup>f</sup> Proteingehalt im Testmedium (Serum) nicht angegeben.

<sup>g</sup> Messung in Rinderserum mit einem Proteingehalt von 5,95-7,65 g/l.

<sup>h</sup> Berechnung auf Basis des Reibfaktors und der Axiallast.

<sup>i</sup> Messung in Rinderserum mit einem Proteingehalt von 8,75-11,25 g/l.

delaufbauten, die über einen längeren Zeitraum eine vergleichsweise einfache einachsige Bewegung aufrecht erhalten können und durch Applikation einer dynamischen Axiallast eine Weiterentwicklung der eher historischen freien Pendel mit statischer Last darstellen. Sie dienen in der vorliegenden Studie als publizierte Referenz und werden als Vergleichswerte herangezogen (Tabelle 5.2). Neben einem ähnlichen qualitativen Verlauf (Abbildung

4.5) zeigen hierbei die ermittelten Reibwerte eine gute Übereinstimmung und eine vergleichbare Tendenz bei unterschiedlichen Kopfdurchmessern, wenngleich in der Literatur teilweise lediglich konkrete Einzelwerte verfügbar und die Versuchsbedingungen nicht in allen Fällen vollständig identisch sind (z.B. Einbaulage der Komponenten).

## 5.2. Prüfparameter

### 5.2.1. Einlaufverhalten

Reibung wird im Gegensatz zur Verschleißbestimmung gemäß ISO 14242-1, die normgerecht fünf Millionen Testzyklen einschließt (entspricht ca. 2-3 Jahre *in vivo* [35]), zumeist in Kurzzeitversuchen aufgenommen. Während bei *in vivo* erhobenen Daten zwar die Standzeit des Implantats, nicht aber die Anzahl und Intensität der Beanspruchungszyklen bekannt sind [198], wurden bisherige Reibungsdaten im Simulator nach 30-380 Zyklen erhoben [177, 187, 206, 216], mit Ausnahme der Arbeitsgruppe um Haider *et al.*, deren Intention es war, die Reibungsmessung in eine Langzeit-Verschleißsimulation über fünf Millionen Lastzyklen zu integrieren [205, 208]. Bei diesem Ansatz bleibt jedoch kritisch anzumerken, dass neben der abermals vergleichsweise hohen Ungenauigkeit der Sensorik für die Reibungsmessung nicht auf mögliche zeitabhängige Effekte, wie z.B. ein Driften des Kraft-Nullpunkts über die Prüfdauer aufgrund natürlicher Schwankungen der Umgebungsbedingungen (z.B. Temperatur, Luftfeuchte) eingegangen wurde [128, 199]. Das Einlaufverhalten in der vorliegenden Studie zeigte zwischen den Materialkombinationen deutliche Schwankungen bezüglich der Stabilisierung der Reibwerte über die Zeit. Auf Basis dieser Daten empfiehlt es sich, mindestens 1000 Messzyklen mit einer konstanten Kinematik zu berücksichtigen, um ein vollständiges Einlaufen zu gewährleisten. Interessanterweise berichten Kaddick *et al.* bei CoP-Gleitpaarungen, die bereits eine vollständige Verschleißtestung entsprechend ISO 14242-1 (fünf Millionen Simulationszyklen) durchlaufen hatten, von einem geringfügig kleineren Reibmoment unter  $\pm 24^\circ$  angetriebener Pendelbewegung, jedoch ein um mehr als die Hälfte reduziertes maximales Konusmoment bei dreidimensionaler Messung im Hüftsimulator im Vergleich zu einer neuen Gleitpaarung [206] (Tabelle 5.2 und 5.3). Das Konusmoment nach vollständiger Verschleißtestung entspricht dabei sehr gut dem gemessenen Konusmoment aus der vorliegenden Studie nach 1000 Messzyklen und vollständigem

Einlaufen (CoP, 28 mm). Dies könnte ebenso ein Indiz dafür sein, dass die »neue« Gleitpaarung zum Zeitpunkt der Erfassung (200 Zyklen) noch nicht vollständig eingelaufen war. Das Verhalten über einen längeren Zeitraum kann auf Basis der Daten in der vorliegenden Studie nicht bewertet werden, nimmt man jedoch das Verschleißverhalten über die Zeit als Richtwert, kann es sein, dass das Reibverhalten analog dazu über einen Zeitraum von 0,5 bis 2 Millionen Zyklen einem globalen Einlaufverhalten unterliegt [224, 227–229], wenngleich die aktuell erhobenen Daten nach 1000 Zyklen bereits für eine (kurzfristige) Sättigung sprechen. Neben Unterschieden im Einlaufverhalten zeigen sich im Vergleich zu den Ergebnissen der Arbeitsgruppen um Damm *et al.* und Haider *et al.* tendenziell größere Reibmomente, was allerdings auch an den diskutierten Unterschieden in der Messensorik liegen kann.

### 5.2.2. Kopfgröße, Patientengewicht und Ganggeschwindigkeit

Hinsichtlich der Entwicklung der Reibung bei Modifikation verschiedener Testparameter bestätigt sich die bei einachsiger Rotation erhöhte Reibung mit steigendem Kopfdurchmesser auch für die dreidimensionale Testung [230]. Ein direkter Zusammenhang wird erwartungsgemäß auch mit steigendem Patientengewicht beobachtet, d.h. schwere Patienten belasten die intermodulare und Implantat-Knochen-Schnittstelle zusätzlich zur Einleitung höherer Biegemomente auch nochmal deutlich stärker durch die Ausbildung größerer Reibmomente. In diesem Zusammenhang ist auch der diskutierte Einfluss von Patientenübergewicht ( $\text{BMI} > 30 \text{ kg/m}^2$ ) zum einen auf die höhere Prävalenz von Arthrose und zum anderen das insgesamt schlechtere klinische Ergebnis zu sehen [231]. Zudem deklarieren manche Hersteller Übergewicht selbst aus Gründen der Implantatfestigkeit als Kontraindikation, was auch für eine angepasste präklinische Testung spricht [232]. Interessant ist in diesem Zusammenhang auch der Vergleich der Reibergebnisse des *In-vivo*-Gehens mit den Vorgaben der bestehenden Norm zur Verschleißtestung (ISO 14242-1). Letztere zielt ebenso auf die Nachbildung des Aktivitätsprofils des »Normalen Gehens in der Ebene« und steht in der Diskussion, inwiefern dieses Profil tatsächlich die klinisch relevante Situation abbildet [40, 41]. Hintergrund sind die kinematischen Vorgaben der historischen, geglätteten Bewegungs- und Lastkurven auf Basis der Messung eines Probanden in den 1960er Jahren. Hinsichtlich der Reibungsentwicklung über einen Gangzyklus erzeugt die Kine-

Tabelle 5.3.: Vergleich der dreidimensionalen Simulation mit Ergebnisse aus der Literatur.

	Jahr	Quelle	Gleitpaarung	Kinematik	Axiallast	Moment <sup>a</sup>
Damm <i>et al.</i>	2013	[198]	CoP, 32 mm (3 Mo.)	Patientenmessung	<i>in vivo</i> , max: 2,04 kN	1,81 Nm <sup>b</sup>
Damm <i>et al.</i>	2015	[200]	CoP, 32 mm (3 Mo.) CoP, 32 mm (12 Mo.)	Patientenmessung	<i>in vivo</i> , max: 2,27 kN <i>in vivo</i> , max: 2,19 kN	2,11 Nm <sup>b</sup> 1,55 Nm <sup>b</sup>
Kaddick <i>et al.</i>	2015	[206]	CoP, 28 mm (neu) CoP, 28 mm (gebr.)	ISO 14242-1	ISO 14242-1, max: 3 kN	-1,7 bis 3,7 Nm <sup>c</sup> -1,5 bis 1,2 Nm <sup>c</sup>
Weisenburger <i>et al.</i>	2008	[205]	MoP, 36 mm (5 MCy) <sup>d</sup> CoM, 36 mm (KS) <sup>d</sup> CoM, 36 mm (GS) <sup>d</sup>	ISO 14242-1	ISO 14242-1, max: 3 kN	1,73 Nm <sup>e</sup> 1,30 Nm <sup>e</sup> 0,92 Nm <sup>e</sup>
Haider <i>et al.</i>	2016	[208]	MoP, 40 mm	ISO 14242-1	ISO 14242-1, max: 3 kN	3,6 Nm <sup>e</sup>
<b>eigene Daten</b>	2018	-	CoP, 28 mm CoP, 28 mm CoP, 36 mm CoP, 40 mm MoP, 28 mm MoP, 36 mm MoP, 40 mm MoM, 36 mm CoC, 28 mm CoC, 36 mm CoC, 48 mm CoM, 36 mm	ISO 14242-1	ISO 14242-1, max: 3 kN	4,62 (3,39) Nm <sup>f</sup> -0,9 bis 1,17 Nm <sup>c,f</sup> 5,53 (3,96) Nm <sup>f</sup> 7,68 (5,70) Nm <sup>f</sup> 5,27 (4,27) Nm <sup>f</sup> 6,46 (4,33) Nm <sup>f</sup> 5,80 (4,97) Nm <sup>f</sup> 7,02 (4,47) Nm <sup>f</sup> 2,25 (1,57) Nm <sup>f</sup> 3,22 (2,29) Nm <sup>f</sup> 2,91 (2,10) Nm <sup>f</sup> 5,26 (3,64) Nm <sup>f</sup>

<sup>a</sup> Maximalwert des resultierenden Moments über einen Gangzyklus bei 45° klinischer Inklination (sofern nicht anders angegeben).

<sup>b</sup> Durchschnitt über alle Probanden mit mittlerem Gewicht von 821 N.

<sup>c</sup> Minimales und maximales Moment um die Knochensache.

<sup>d</sup> 5 MCy: Daten nach fünf Millionen Belastungszyklen; KS/GS: kleines/großes Spaltmaß.

<sup>e</sup> Daten aus der Grafik entnommen, Berechnung auf Basis des Reifaktors und der Axialkraft.

<sup>f</sup> Mittelwert aus n = 4 Gleitpaarungen (in Klammern: Reilmomente für die Kinematik des »*In-vivo*-Gehens«, nicht Knochnmoment).



matik nach diesem ISO-Verschleißstandard in der vorliegenden Studie ähnliche maximale Reibmomente wie das *In-vivo*-Gehen mit einer skalierten Axiallast entsprechend einem Patientengewicht von 120 kg, wenngleich sich die qualitativen Verläufe über einen Gangzyklus sicherlich unterscheiden. Eine schnellere Ganggeschwindigkeit führte entsprechend der Schmierungstheorie in allen Fällen zu einer Reduktion des resultierenden Reibmoments. Dieser Effekt würde bei Hart-Hart-Gleitpaarungen (CoC, MoM und CoM) deutlich stärker erwartet, was jedoch durch die vorliegenden Ergebnisse nicht bestätigt wird. Diese zunächst widersprüchliche Erkenntnis könnte die Bedeutung der Schmierstoffzusammensetzung hervorheben. In der Literatur gibt es neben der klassischen Schmierungstheorie, die auf der Reynold'schen Differentialgleichung beruht, u.a. auch die Diskussion um die Bedeutung der Proteine als Festkörperschmierstoff innerhalb der Synovia, bzw. des Testmediums. Sie können auf den Implantatoberflächen adsorbieren und die Gleitpartner neben den hydrodynamischen Kräften während der Relativbewegung physisch in Form eines Protein-Protein-Kontakts voneinander trennen [142, 171].

### 5.2.3. Schwungphasenlast während des normalen Gehens

In der präklinischen Testung werden immer wieder einzelne Effekte, die über einen vollständigen Gangzyklus auftreten, diskutiert. Vor diesem Hintergrund kommt auch der wirkenden Axialkraft während der Schwungphase, wenn das führende Bein wieder nach vorne schwingt, eine besondere Aufmerksamkeit zu. *In-vivo*-Messungen zeigen hier eine große Streuung zwischen den Probanden [38, 39] Simulatoruntersuchungen weisen zudem nach, dass die Verschleißmenge bei MoM-Gleitpaarungen auch von der Höhe der Schwungphasenlast im Zeitraum zwischen dem Zehenablösen und dem erneuten Fersenauftritt abhängt (Abbildung 3.13) [181, 183, 233]. Im Detail wurde in einem angetriebenen Pendel mit dynamischem Lastprofil beobachtet, dass der Verschleiß und die Ionenfreisetzung mit steigender Schwungphasenlast (100 bzw. 280 N) - bei sonst identischen Testbedingungen - signifikant zunahm. Ein solcher Effekt zeigte sich trotz vergleichsweise großem Unterschied der Schwungphasenlast (50 bzw. 1000 N) bei CoC-Gleitpaarungen nicht [234]. Die vorliegenden Untersuchungen konnten zeigen, dass die Schwungphasenlast insbesondere bei Hart-Weich-Gleitpaarungen mit Polyethylenkomponente (CoP, MoP) Einfluss auf die Entwicklung der Reibung hat. Interessanterweise beschränkt sich dies nicht nur auf den Zeitraum zwischen

Zehenablösen und Fersenauftritt (65-100% des Gangzyklus) (Tabelle A.8), sondern überträgt sich auf den gesamten Gangzyklus. Eine Erhöhung der Schwungphasenlast führte auch zu einer Zunahme des maximalen resultierenden Reibmoments um den Zeitpunkt der axialen Spitzenlast (Abbildung 4.13). Leider sind in der wissenschaftlichen Literatur lediglich Vergleichswerte aus Verschleißuntersuchungen an Hart-Hart-Gleitpaarungen, nicht aber an Polyethylen-Gleitpaarungen bekannt. Die vorliegenden Ergebnisse weisen jedoch darauf hin, dass bei Polyethylen-Gleitpaarungen der Höhe der Axiallast während der Schwungphase für die Reibung des Gelenks eine besondere Bedeutung zukommt, im Gegensatz zu harten Materialkombinationen (CoC, CoM, MoM). Entsprechende Verschleißstudien wären für eine umfassende tribologische Bewertung wünschenswert.

### 5.2.4. Intraoperative Ausrichtung der Pfannenkomponente

Die klinische Bewertung der operativen Ausrichtung findet azetabulär über die Vermessung der Pfanneninklination und der -anteversion statt. Im Sinne einer »kombinierten Anteversion« werden zudem femorale Parameter berücksichtigt: der Offset, der Schaft-Hals-Winkel (CCD-Winkel) sowie die Antetorsion des Hüftschafths. Für die Tribologie entscheidend ist dabei primär die Position der Pfannenkomponente, während die Schaftausrichtung (zusammen mit der Position der Pfanne) den Bewegungsumfang des Gelenks bestimmt. Daher wurde für die Bewertung der operativen Ausrichtung hinsichtlich der Reibung die Position der Pfanne, genauer die Inklination, als klinisch am häufigsten bewerteter Faktor, herangezogen. Andere Ausrichtungsparameter bleiben im Zuge dieser Studie unverändert. Der Einfluss der Pfanneninklination auf die Reibungsentwicklung bei 36 mm MoM sowie 28 mm und 48 mm CoC könnte auf einen Effekt des Insertdesigns hinweisen, was auch bereits für CoC-Gleitpaarungen in der Literatur beschrieben ist [163, 179]. Ein Großkopf-CoC-Insert (48 mm) stellt mit einem Pfannenöffnungswinkel von  $<180^\circ$  keine vollständige Halbkugel dar, während bei kleineren Kopfdurchmessern (28 mm) bereits die Einlaufkante von ca. 2 mm Effekte zeigen kann, die bei mittleren Größen (36 mm) nicht so sehr ins Gewicht fallen. Bei steiler Pfannenausrichtung (hohe klinische Inklination, hier:  $75^\circ$ ) ist daher ein Kantenüberlauf bzw. ein Kontakt innerhalb des Bereichs der Einlaufkante denkbar, der einen Abriss des Schmierfilms und damit Festkörperkontakt zur Folge haben kann (technische Daten besonders zur Innengeometrie der 36 mm MoM liegen nicht vor). Obwohl in der

Literatur der Zusammenhang zwischen extremen Inklinationen (flach bzw. steil) und einer vermehrten Geräuschentwicklung bei CoC-Gleitpaarungen hergestellt wird, wurde in der vorliegenden Reibungsuntersuchung keine akustisch wahrnehmbaren Effekte (Quietschen oder Klacken) registriert [235–238].

### 5.2.5. Ganginitiierung aus der Ruhe

Im Sinne einer von verschiedenen Stellen vielfach propagierten »Worse case«-Testung [40] wurde in der Literatur bereits in den 1970er Jahren das Anlaufen aus dem belasteten Stand als fordernde Aktivität beschrieben [239] und zumeist für die Bewertung des metallischen Verschleißes aus MoM-Gleitpaarungen untersucht [155, 240–244]. Hintergrund ist die theoretische Verdrängung des Schmiermediums im Spalt über die Zeit, verbunden mit dem Kontakt der Gelenkoberflächen. Adhäsive Bindungskräfte können dartaufhin nach der Bewegungsinitiierung einen Anstieg des gemessenen resultierenden Haftreibungsmoments im Vergleich zur Gleitreibung während der kontinuierlichen Bewegung provozieren. Bei CoC-Gleitpaarungen begünstigen dabei freie keramische Wasserstoffbindungen die Ausprägung adhäsiver Van-der-Waals-Kräfte während eines »trockenen« Kontakts. Aus diesem Grund zeigen sich auch bei dieser Materialkombination die höchsten Anlaufmomente. Dieser Effekt wird u.a. im Hochleistungs-Motorsport bei der Verwendung keramischer Bremsen gezielt genutzt [245]. Eine keramische Gleitpaarung benötigt demnach im Sinne der allgemeinen Schmierungstheorie einen tragenden Flüssigkeitsfilm oder Proteinadhäsionen, die den direkten keramischen Kontakt der Oberflächen miteinander vermeiden [23]. Interessanterweise spielen neben der untersuchten Materialkombination auch die Länge der Pausendauer auf das Ausmaß des Anlaufeffekts eine Rolle. Während CoC-Gleitpaarungen mit kleinen Kopfdurchmessern keine Unterschiede mehr zwischen einer Pausendauer von 30 und 60 Sekunden zeigen, scheint bei Kopfdurchmesser  $\geq 36$  mm ein Maximum selbst nach 60 Sekunden (maximal getestete Pausendauer) noch nicht erreicht zu sein. Ein solcher Sättigungseffekt tritt bei Polyethylen-Gleitpaarungen (MoP, CoP) bereits nach ca. 5-10 Sekunden Pausendauer ein [155, 241]. Diese Ergebnisse unterstützen die allgemein geltende Annahme, dass Polyethylen-Gleitpaarungen als »fehlerverzeihend« gelten. Ergebnisse aus Simulatorstudien stützen dies darüberhinaus durch geringere prozentuale Verschleißzunahmen gegenüber Hart-Hart-Gleitpaarungen [243] bzw. selbst durch eine para-

doxe Reduktion des Polyethylen-Verschleißvolumens bei Berücksichtigung von Ruhepausen (60 Sekunden) im Vergleich zur kontinuierlichen Simulation [242]. Im Gegensatz dazu steigt der Verschleiß von MoM- und CoC-Gleitpaarungen unter diesen Bedingungen stark an [240, 243, 244]. Zusammenfassend bleibt festzuhalten, dass sich in allen Fällen eine Erhöhung des Anlaufmoments nach 5 und 10 Sekunden zeigt, was in der täglichen Nutzung fast Dreiviertel aller Ruhepausen entspricht ([223], Abbildung 3.16). Es ist daher davon auszugehen, dass innerhalb der Gleitpaarung dieses Szenario durchaus eine Relevanz für den Alltag eines Hüft-Patienten einnimmt, wenngleich die erhöhte Reibung nur auf eine kurze Dauer nach Ganginitiierung beschränkt ist [243, 246]. Die kombinierte Berücksichtigung der Pausendauer zusammen mit der Pfanneninklination verschärft diese »Worse case«-Betrachtung nochmals. Auch hier zeigt sich bei Polyethylen-Gleitpaarungen sehr deutlich eine Unempfindlichkeit gegen hoch-beanspruchende Szenarien, die eine kurzzeitige Verdrängung des Schmierfilms zur Folge haben. So zeigt sich für 36 mm-CoP-Gleitpaarungen bei keiner Pausendauer ein Einfluss der Pfanneninklination. Ähnlich wie bei der isolierten Betrachtung der Pfannenausrichtung während einer kontinuierlichen Bewegung (Pausendauer: 0 Sekunden), reagieren Hart-Hart-Gleitpaarungen dabei deutlich empfindlicher auf längere Pausendauern und klinischen Inklinationswinkeln außerhalb der als ideal angenommenen  $45^\circ$ .

### 5.2.6. Einfluss der Fertigungstoleranzen

Neben dem Pfannenöffnungswinkel sowie der fertigungsbedingten Rundheit und Rauheiten legt insbesondere das diametrale Spaltmaß die geometrischen Rahmenbedingungen des Gelenks fest. Während bei Polyethylen-Gleitpaarungen normseitig ein Mindestspaltmaß von 100-300  $\mu\text{m}$  gefordert wird [247], existieren solche Vorgaben für Hart-Hart-Gleitpaarungen nicht, wobei offensichtlich ein negatives Spaltmaß (Kopf größer als Insert) in allen Fällen vermieden wird, da dies in einem ungünstigen äquatorialen Kontakt und verminderter Schmiereigenschaften resultieren würde [165]. Vor diesem Hintergrund zeigt sich bei sehr kleinem Spaltmaß ein deutlicher Anstieg der Reibung bei nahezu allen untersuchten Kinematiken und Belastungsprofilen, was auch bei vorhergehenden Simulatorstudien beobachtet wurde [205]. Weiterführende Erkenntnisse zum Einfluss des Spaltmaßes beruhen wiederum vielfach auf Untersuchungen an MoM-Gleitpaarungen, deren Verschleiß mit größerem

Spaltmaß deutlich zunahm [248, 249]. Auf Basis dieser Ergebnisse und der allgemeinen Schmierungstheorie wurde vielfach ein möglichst geringes Spaltmaß gefordert, das jedoch nicht zu einem mechanischen Klemmen der Gleitpaarung führen darf [250]. Die höheren reibungsbedingten Belastungen auf die angrenzenden Schnittstellen widersprechen dabei dem theoretischen Modell, das eine verbesserte Hydrodynamik bei kleinerem Spaltmaß vorhersagt. Hier scheint sich die Theorie von der Praxis zu unterscheiden, bzw. neben der fluidmechanischen Betrachtung die Relevanz anderer Faktoren zuzunehmen. Hu *et al.* beschreiben den Effekt der fehlenden Schmiermittelversorgung während der Schwungphase bei einem geringen Spaltmaß von MoM-Gleitpaarungen [251], wonach der schmale Gelenkspalt (15-46  $\mu\text{m}$ , radial) das Nachfließen der Gelenkflüssigkeit und damit den Aufbau eines tragenden Schmierfilms behindert. Dies resultiert letztlich in einer Erhöhung der Reibung im Gelenk durch zunehmenden Festkörperkontakt. Zudem können agglomerierte Verschleißpartikel im Gelenkspalt die Schmierfilmbildung stören, wie von Tuke *et al.* für MoM-Gleitpaarungen vorgeschlagen [252]. Bei Verwendung von Gleitpaarungen, die einen besonders engen Schmierpalt haben, werden auch schnell Verformungseffekte der Pfanne beim Einschlagen in das mit Übermaß präparierte Knochenbett relevant. Während bei Polyethylengleitpaarungen durch das vorgeschriebene Mindestspaltmaß einem verformungsbedingten Klemmen entgegengewirkt wurde, können Pfannnenverformungen in der Größenordnung um 50-60  $\mu\text{m}$  bei Hart-Hart-Gleitpaarungen durchaus zu einer Reduktion des Gelenkspalts bis hin zum Festkörperkontakt führen, besonders bei dünnwandigen Pfannenkomponenten [253–256].

Auf Basis dieser Erkenntnisse lässt sich ein sehr genaues Bild der Funktion eines Hüftgelenks zeichnen. Teilweise decken sich die Ergebnisse sehr gut mit den Erkenntnissen aus der anerkannten Schmierungstheorie [23]. In anderen Fällen scheint es, als müssten neue Modelle erstellt werden, die ggf. den Einfluss der Zusammensetzung des Schmiermediums, im Besonderen die Wirkung der Proteine und sonstiger Bestandteile der Synovia, z.B. Phospholipide, Hyaluronsäure oder Glycoproteine, mit einschließen [257, 258]. Abhängig von der eingesetzten Materialkombination könnten demnach unterschiedliche Ansätze notwendig sein, um die Gleitlagerfunktion präzise beschreiben zu können.

Interessanterweise zeigen sich insbesondere bei den metallischen Gleitpaarungen, die im Zuge der vorliegenden Reibungsbetrachtung untersucht wurden, die höchsten Standardab-

weichungen (z.B. Abbildung 4.11). Dieser Effekt wird auch zuvor in Verschleißtestungen gemäß ISO 14242-1 bestätigt [259] und könnte aufgrund der größeren Varianzen in der Fertigung im Vergleich zu rein keramischen Gleitpaarungen resultieren.

### 5.3. Limitationen

Der Versuchsaufbau zur Reibungsmessung in der Hüfte, der dieser Arbeit zugrunde liegt, hat sich als valide und robust erwiesen und eröffnet neue Möglichkeiten bei der präklinischen Bewertung von Gleitpaarungen für die Hüftendoprothetik. Es wurden im Zuge der Anpassung des Hüftsimulators und der Auswertung Annahmen getroffen, die allerdings auch Limitationen unterliegen:

- Daten der *In-vivo*-Kinematiken und -Lasten stammen aus zwei unterschiedlichen Probandenkohorten:
  1. Die Lasten wurden aus den online verfügbaren Messdaten von Hüft-Patienten mit instrumentierter Endoprothese (*Orthoload*-Datenbank [195], Durchschnittsalter: 64-65 Jahre, Tabelle A.4) bezogen.
  2. Kinematiken stammen aus der Normdatenbank (gesunde Probanden, Durchschnittsalter: 29,7-31,7 Jahre, Tabelle A.3) der Heidelberger Ganganalyse. Bewegungskurven sind vergleichbar mit der Literatur [219].
- Die im Zuge dieser Arbeit gewählten Aktivitäten erhebt keinen Anspruch auf Vollständigkeit. Weitere relevante Belastungsszenarien sind in weiterführenden Studien zu entwickeln.
- Verwendung von aufbereitetem Kälberserum (gemäß Verschleißtestung nach ISO 14242-1) als Ersatzmedium für die Synovia. Hauptaugenmerk liegt hierbei in der Einstellung des Proteingehaltes nahe an der Physiologie. Neben der exakten Zusammensetzung weicht das Ersatzmedium auch bezüglich der Flüssigkeitsmenge von der *In-vivo*-Situation ab.
- Reduktion der Axiallast bei den Validierungsmessungen mit dem hydrostatischen Lager.

- Die Einzelrotationen (Extension/Flexion, Abduktion/Adduktion, Innen-/Außenrotation) werden beim verwendeten Hüftsimulatorkonzept über die Pfannenkomponente eingeleitet. Die Richtung der Lasteinleitung ist über die Simulation konstant vertikal, abweichend von der dreidimensionalen »Wanderung« des *In-vivo*-Hüftkraftvektors.
- Keine Berücksichtigung der Anteversion bei der operativen Ausrichtung der Pfannenkomponente.
- Begrenzung der Fallzahl auf  $n = 4$  Gleitpaarungen je untersuchte Material- oder Geometrieparameter aufgrund der aufwändigen experimentellen Testung.
- Kurzzeittests bilden ggf. nicht das Verhalten über einen langen Zeitraum ab, entsprechend einer *In-vivo*-Standzeit von mehreren Jahren.
- Toleranz der Mikrometerschrauben des XY-Tisches zur Ausrichtung des Kopfzentrums relativ zum Ursprung des Kraft-Momenten-Sensors.
- Verformung des Prüfaufbaus bzw. der abgewinkelten Kopfaufnahme als lineare Abhängigkeit der dynamischen Axiallast berücksichtigt (besonders relevant für den  $M_y$ -Kanal).





## 6. Schlussfolgerung

Abschließend wird die Umsetzung des Messaufbaus zusammengefasst und die erzielten Ergebnisse aus den Messungen an etablierten Gleitpaarungen hinsichtlich der klinischen Relevanz bewertet. Zuletzt wird ein Ausblick auf die Anwendung des Prüfaufbaus im Rahmen der präklinischen Testung gegeben.

### 6.1. Bewertung des Messaufbaus

Die Anforderungen an die Reibungsmessung sind in der Praxis sehr hoch. Das zeigen die theoretischen Überlegungen und Studien bei einachsiger Rotation (angetriebene Pendel). Insbesondere die in der Praxis nicht umsetzbare, exakte Ausrichtung aller drei rotativen Antriebe im Drehzentrum der Gleitpaarung fordert im Sinne der mechanischen Bestimmtheit die ebene Freigabe der Antriebe. Über eine geeignete Messsensorik und die Nutzung eines Luftlagers, das bei geringster lateraler Auslenkung keine relevanten Störgrößen induziert und gleichzeitig alle Momente aufnehmen kann, wurde die Reibungsmessung im dreidimensionalen Hüftsimulator erst ermöglicht. Erstmals wurden auch Validierungs- und Verifizierungsuntersuchungen als Nachweis für die geforderte Funktion durchgeführt. Anhand der Validierung am »idealen« hydrostatischen Lager konnte so bei bewusster Trennung der Gleitpartner während der Simulation die nahezu vollständige Vermeidung systemischer Störgrößen nachgewiesen werden. Zusammen mit der Genauigkeit der Sechs-Komponenten-Kraft-/Momentensensorik ist so eine quantitative Aussage zur Genauigkeit des Messaufbaus mit einer Unsicherheit von  $<0,5\text{ Nm}$  während der dynamischen Reibungsmessung möglich. Dieser Nachweis wurde in dieser Form erstmals durchgeführt.

Zudem wurde der Aufbau mit dem mechanisch bekannten System eines physikalischen Pendels bzw. mit bereits veröffentlichten Ergebnissen aus angetriebenen Pendeln vergli-

chen, um die Messwerte nochmals gegen bekannte Referenzen zu verifizieren. Dazu wurde im Zuge der vorliegenden Arbeit ein freies Pendel aufgebaut, das Hüft-Gleitpaarungen unter hohe konstanten Lasten untersuchen kann. Zur Vereinfachung des Aufbaus und aus Gründen der Vermeidung weiterer unbekannter Einflüsse wurde die identische Probenkammer eingesetzt wie auch bei den Versuchen im Hüftsimulator. Der Vergleich der Ergebnisse sowohl mit der Theorie und identischen Pendelmessungen im Simulator zeigte eine sehr gute Übereinstimmung, ebenso der Benchmark zu veröffentlichten Studien an angetriebenen Pendeln.

## 6.2. Fazit für die Klinik

Bewertet man die Absolutwerte der in dieser Studie gemessenen Reibmomente ist es notwendig, auf die Relevanz für den klinischen Alltag einzugehen. Als Referenz werden Angaben zur Verbindungsfestigkeit angrenzender Schnittstellen (Verankerung und intramodulare Konusverbindungen) aus der Literatur herangezogen. Hörbare Geräusche (Quietschen, Klacken etc.) wie sie selten im Alltag eines Patienten beschrieben werden und durchaus eine psychosomatische Wirkung entwickeln können [260], traten im Zuge der Messungen zur vorliegenden Studie nicht auf.

### 6.2.1. Auswirkungen auf die Verankerung im Knochen

Einen großen Einfluss auf die Verankerungsstabilität hat die Technik, mit der das Implantat im Knochen fixiert wird. Neben der zementfreien Verankerung, bei der sich der Knochen über die Zeit entsprechend der äußeren Lasteinleitung um das metallische Implantat neu strukturiert, besteht die Möglichkeit, eine oder beide verankernde Implantatkomponenten (femoral/azetabulär) zu zementieren. Technisch wird hierfür während der Operation Polymethylmethacrylat (PMMA) aus einem Monomerpulver und einer Startersubstanz angemischt und im viskösen Zustand als Schnittstelle zwischen Knochen und Implantat eingebracht. Nach dem Setzen des Implantats härtet das PMMA aus und sorgt für einen stabilen Sitz, der eine direkte post-operative Belastung ermöglicht. Welche Verankerungsart (zementfrei/zementiert) bei Primärimplantation verwendet wird, unterscheidet sich regional teilweise deutlich. Während in skandinavischen Ländern Hüftprothesen zumeist zemen-

tiert eingebracht werden, ist die Verteilung in Großbritannien eher ausgeglichen [25, 33]. In Deutschland und z.B. auch Australien hingegen wird bevorzugt zementfrei gearbeitet [32, 120], vor dem Hintergrund einer höheren Flexibilität im Falle eines Revisionseingriffs, da das einliegende Implantat in der Regel unter Einbringung eines geringeren knöchernen Substanzverlustes entfernt wird. Zementierte Prothesen werden hierzulande meistens bei älteren Patienten (> 70 Jahre) verwendet, deren Knochenqualität und Wahrscheinlichkeit für eine Wechselloperation gering ist. Hinsichtlich der Verankerungsfestigkeit zementierter Endoprothesen ist die Literaturlage dünn, da bei biomechanischen Studien der Fokus eher auf der Verwendung zementfreier Systeme liegt. Gut implantierte zementierte Prothesen gelten als sehr stabil und werden daher intraoperativ auch als Rückzugsmöglichkeit in Folge einer Komplikation (z.B. bei mangelhafter Presspassung) eingesetzt [261]. Aus diesem Grund wurde für die Bewertung der Verankerungsfestigkeit der Fokus auf die biomechanischen Studien an zementfreien Hüftendoprothesen, besonders der häufiger von einer Lockerung betroffene acetabuläre Komponente, gelegt. Hinsichtlich der Festigkeit eingewachsener, zementfreier Hüftschäfte und -pfannen gibt es erwartungsgemäß keine feststehenden Grenzwerte, an denen man sich orientieren könnte. Dies liegt primär an einer großen Variabilität der Qualität der Osseointegration, die die Verbindungsfestigkeit zwischen Knochen und Implantat beschreibt. Sie ist u.a. abhängig von der Knochenqualität, dem Implantatmaterial, der -oberflächenbeschaffenheit sowie dem -design [262]. Zum anderen sind reibungsbedingte Effekte für einen osseointegrierten Hüftschafte bzw. eine Hüftpfanne in der Regel nicht isoliert, sondern überlagert mit den wirkenden Kontaktkräften zu beurteilen. Daraus ergibt sich eine in der Klinik komplexe, dynamische, dreidimensionale Belastungssituation, die in der Regel bei der experimentellen Begutachtung auf einfachere, standardisierte Szenarien reduziert wird. Hierfür werden axiale Torsionstests [263–267], eine axiale Kantenbelastung [268, 269] sowie Aushebelversuche [270–275] unternommen, um die Stabilität der Knochen-Implantat-Schnittstelle zu quantifizieren [276]. Hinzu kommt, dass im Zuge von *In-vitro*-Studien in der Regel der biomechanische Effekt einer vollständigen Osseointegration (Sekundärstabilität) nicht nachgestellt werden kann und diese Ergebnisse meist lediglich Rückschlüsse auf die postoperative Situation (Primärstabilität) erlauben. Für die zementfreie Verankerung wird dabei sowohl schafte- als auch pfannenseitig eine Presspassung mit ca. 1-2 mm Übermaß angestrebt, die dann im Fol-

genden durch Knochenumbauprozessen auf die äußeren Lastverhältnisse angepasst wird. In der Literatur zeigen sich grundsätzlich solche Studien, die von sehr hohen Lockerungsmomenten im Bereich von  $>30$  Nm (Torsionsmoment) berichten [264, 267, 270, 277] und solchen, bei denen es bereits bei einem geringen äußeren Moment von  $<10$  Nm [271, 272, 274, 275], vereinzelt auch darunter (2,5-4 Nm) [263, 266, 273], zum mechanischen Lösen der Verbindung zwischen Implantat und Knochen kam. Grund für eine frühe mechanische Lockerung kann u.a. eine ungenügende Aufbereitung des Knochenbetts, z.B. durch zu großes intraoperatives Auffräsen, sein, wohingegen eine statistische Analyse bei einem Untermaß von 2 mm zeigte, dass bereits ein geringes Moment von 3,3 Nm in 4,6% der Fälle zu einer direkt postoperativen Lockerung geführt hätte [39]. Auf Basis der Erkenntnisse aus der vorliegenden Studie ist demnach bei einem guten Sitz des Implantats im Knochenbett (Lockerungsmoment  $>30$  Nm, s.o.) die mechanische Belastung durch die Gelenkreibung während kontinuierlicher Alltagsaktivitäten etwa um einen Faktor 10 geringer. Relevant sind dabei in der Regel weniger einmalige, anspruchsvolle Belastungen, z.B. ein Sprung aus großer Höhe, sondern vielmehr die wiederkehrende Dauerbelastung, die bei niedriger Verankerungsfestigkeit und hohen Reibmomenten, z.B. nach längeren Ruhepausen, eine mechanisch induzierte Lockerung im Sinne einer Ermüdung provozieren können [239]. Die hohen Raten an aseptischen Lockerungen, die aktuell in den Registern berichtet werden [24, 25, 32, 33], sprechen dafür, dass zusammen mit der partikelinduzierten Osteolyse auch Belastungen durch die Kontaktkräfte und Reibmomente auf die Hüfte hierfür ursächlich sein könnten [39].

### 6.2.2. Belastungen auf intramodulare Schnittstellen

In den letzten Jahren gab es in der wissenschaftlichen Fachliteratur einen starker Anstieg an Studien zu Implantatversagern, bei denen die intramodullaren Schnittstellen zwischen Implantatkomponenten als mit ursächlich aufgeführt sind [282]. In der englischsprachigen, medizinischen Fachliteratur wird dieses Phänomen häufig als »Trunnionosis« (*engl.* trunnion: männlicher Konus) beschrieben, das sich klinisch durch die Freisetzung von Korrosionsprodukten in die gelenknahe Umgebung äußert. Diese metallischen Partikel und Ionen können zu Gewebsreaktionen, Muskelatrophie, Pseudotumoren, Osteolysen oder in besonders exzessiven Fällen auch zu einer systemischen Toxizität führen [283]. Zu den modularen

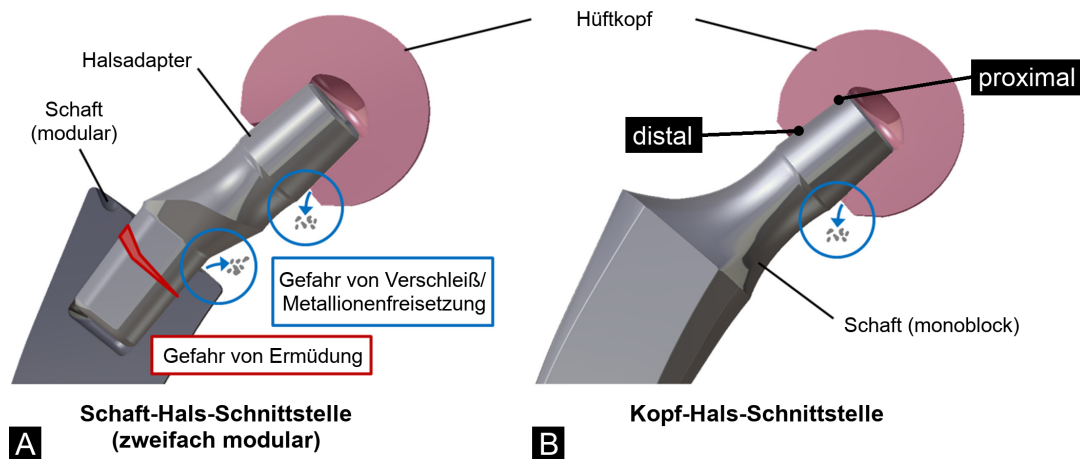


Abbildung 6.1.: Modulare Schnittstellen in der Hüftendoprothese. A: Adapter zur intraoperativen Ausrichtung; B: Standard-Kopf-Schaft-Schnittstelle (nach [278]).

Schnittstellen zählt die Konusverbindung zwischen Hüfterschaft und -kopf, aber auch solche, die aufgrund zusätzlicher modularer Bauteile zur intraoperativen Ausrichtung eingesetzt werden (Abbildung 6.1). Letztere sind insbesondere bei Implantatsystemen für die Revisionsendoprothetik, also für einen Wechseleingriff, zu finden, bei der die Versorgung aufgrund einer Vielzahl möglicher Knochendefektsituationen durch Austausch einzelner modularer Komponenten individuell angepasst werden kann. In der Regel handelt es sich bei einer modularen Schnittstelle um eine konische Verbindung, deren Dimensionen allerdings keiner einheitlichen Norm unterliegt und deren Geometrie und Oberflächenbeschaffenheit sich demnach von Hersteller zu Hersteller unterscheiden [284, 285]. Es fällt zudem auf, dass die Dimensionen der Konusschnittstelle unabhängig von Änderungen und Anpassungen des Kopfmaterials und der Größe des Kopfdurchmessers beibehalten wurde. Darüberhinaus ist in einer systemischen Betrachtung auch der Ort des Kontakts innerhalb der gefügten Konusverbindung (proximal/distal) nicht einheitlich (Abbildung 6.1). Dieser geometrische Unterschied zwischen männlichem und weiblichem Konusanteil wird allgemein als Konusspaltmaß bezeichnet [285, 286]. Besonders die Schadensbegutachtung an Explantat weist deutlich darauf hin, dass es innerhalb der Schnittstelle zu einer mechanisch induzierten Reibkorrosion - also korrosiven Prozessen unter Relativbewegung - kommt [287]. Die mechanische Belastung erfolgt hierbei neben dem Biegemoment auf den Halsbereich durch hohe Hüftkontaktkräfte, die u.a. auch ein »Kippen« des Kopfes auf dem Schaftkonus bewirken können [288], auch durch reibungsinduzierte Momente [132]. In experimentellen

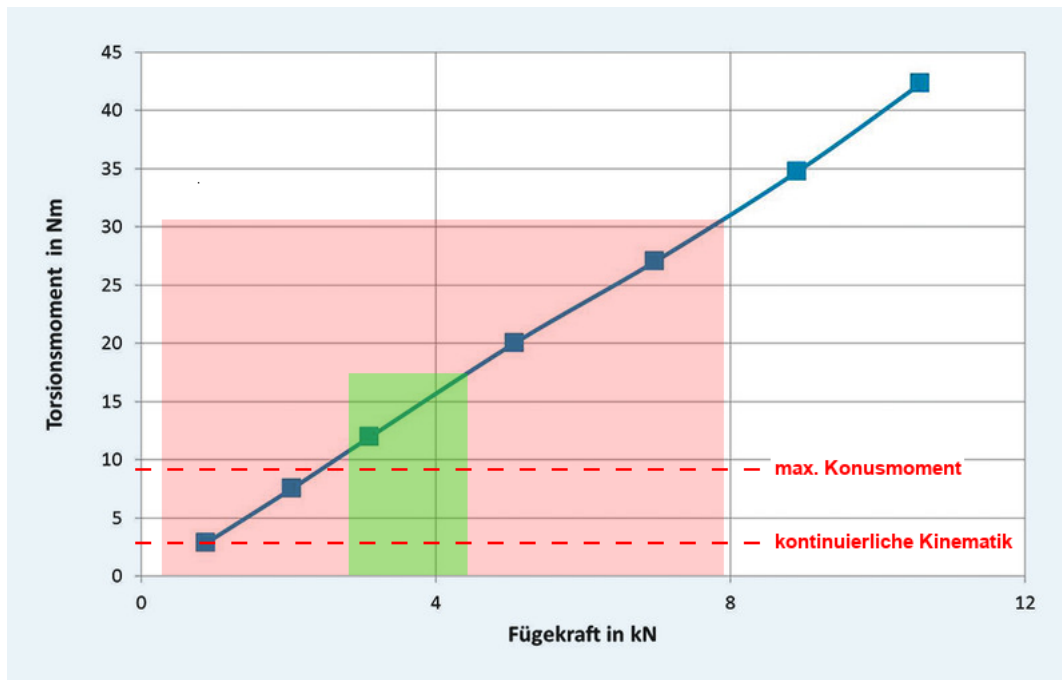


Abbildung 6.2.: Abdrehmoment in Abhängigkeit der Fügekraft (Geschwindigkeit: 100 kN/ms) zwischen einem 12/14-»Standard«-Konus aus Titan und einem 28 mm-CoCrMo-Kopf (nach [279]). Markiert sind die Bereiche relevanter intraoperativer Kräfte (rot) und deren Mittelwerte (grün) [280, 281].

*In-vitro*-Untersuchungen greift man durch Messung des Korrosionspotential über mehrere Belastungszyklen auf den mechanisch induzierten elektrochemischen Effekt der Reibkorrosion zurück, um indirekt die Konusverbindung bewerten zu können [283]. Eine einfachere, direkte Methode nutzt die Höhe der Abziehkraft (ISO 7206-10) oder des Abdrehmoments (ISO 7206-13), die notwendig sind, um den Hüftkopf vom -schaft zu lösen [289]. Aus der Untersuchung von Witt *et al.* an MoM-Explantaten zeigt sich eine Korrelation zwischen metallischem Verschleiß aus der Gelenkbewegung und dem Ausmaß der Konuskorrosion, was auch einen deutlichen Hinweis auf den möglichen Einfluss der Reibung gibt [290]. Die Ergebnisse weisen jedoch auch darauf hin, dass darüberhinaus noch weitere Einflussgrößen existieren, die bei der intramodullaren Korrosion eine Rolle spielen, z.B. die Qualität der intraoperativen Fügung der Komponenten durch die Stärke des Fügeimpulses durch den Operateur. Erwartungsgemäß ist das notwendige Abdrehmoment abhängig von der Materialpaarung »Schaft-Kopf« und der intraoperativen Aufschlagkraft. Kretzer *et al.* wiesen dabei eine lineare Abhängigkeit über eine Einschlagkraft nach (Abbildung 6.2) [279]. Die Abdrehmomente lagen bei operativ relevanten Einschlagkräften (0,3-7,8 kN) [280, 281] im

Bereich von <2-30 Nm (im Mittel ca. 10-17 Nm, 12/14-»Standard«-Titankonus). Abhängig von den Schaft- und Kopfmaterialien berichten Rehmer *et al.* nach fünfmaligem (leichten) Aufschlagen mit einer Hammerkraft von 2 kN ein notwendiges Abdrehmoment zwischen 5 Nm (CoCrMo-CoCrMo) und 10 Nm (Titan-Keramik), das sich bei einer doppelten Aufschlagkraft von 4 kN auch in etwa verdoppelte [289]. Darüberhinaus ist es naheliegend, dass die Höhe des Abdrehmoments zudem durch die technischen Abmaße der beiden konischen Verbindungsanteile beeinflusst wird. Mueller *et al.* stellte in einer experimentellen »Mix-and-Match«-Studie die klinisch unerwünschte Situation der Kombination von Hüftkopf und -schaft verschiedener Hersteller bei einer konstanten Aufschlagkraft von 3 kN nach. Im ungünstigsten Fall reichte dabei ein Moment von <10 Nm aus, um die Konusverbindung zu lösen [225]. In der vorliegenden Reibungsuntersuchung entsprechen die Momente, die zum Lösen der Verbindung aufgebracht werden, den gemessenen Konusmomenten, sodass hier eine sehr gute Vergleichbarkeit gegeben ist. Während dem kontinuierlichen »Normalen Gehen« wurden Konusmomente im Bereich von ca. 2-3 Nm gemessen, was sich auch mit der Literatur deckt [291]. Maximale Konusmomente beim kontinuierlichen »Treppensteigen« lagen bei bis zu 4,5 Nm. Bei der detaillierten Betrachtung eines Gangzyklus beim »Normalen Gehen« ist ein Vorzeichenwechsel und dadurch eine Wechselbelastung in der Konusverbindung zwischen Hüftschaft und -kopf nachweisbar. Dadurch kommt es in der Fügeschnittstelle über die Zeit zu einer Wechselbelastung und möglichen Ermüdungseffekten, d.h. letztlich zur Gefahr einer weiteren Senkung des notwendigen Abdrehmoments unter Dauerbelastung. Elektrochemische Untersuchungen der Reibkorrosion zwischen Schaft und Kopf haben zudem gezeigt, dass bereits geringe Konusmomente zu einer mechanischen Zerstörung der Passivschicht auf Titan-Schäften in der Konusschnittstelle führen kann. Über einen längeren Zeitraum kann so durch die iterative Bildung und Zerstörung der Oxidschicht ein fortlaufendes »Fressen« in Form einer Spaltkorrosion begünstigt werden. Dies resultiert in einer mechanischen Schwächung des Konusbereichs und in möglichen adversen biologischen Reaktionen auf metallische Verschleiß- und Korrosionsprodukte [131, 292–294]. Das maximal gemessene, reine Konusmoment nach 60 Sekunden Ruhepause bei einer 48 mm-CoC-Gleitpaarung mit kleinem Spaltmaß lag bei 9,2 Nm. Unter Berücksichtigung der aufgeführten ungünstigen Rahmenbedingungen (Belastungsszenario und ungenügende Komponentenfüging) könnte ein Reibmoment in dieser Höhe auch zum spontanen Lösen

der Verbindung oder über die Zeit zu einem Ermüdungseffekt führen. Darüber hinaus wurde gezeigt, dass auch eine Verunreinigung auf der Konusoberfläche vor dem Fügen das notwendige Abdrehmoment nochmals deutlich herabsetzen kann [295].

### 6.3. Ausblick

Nach wie vor spielt die Tribologie in der funktionellen Bewertung künstlicher Gelenke (hier: der Hüfte) eine entscheidende Rolle. Die Fokussierung auf den Verschleiß der beteiligten Gleitpartner resultiert dabei aus den frühen Beobachtungen entzündlicher Prozesse auf UHMWPE-Verschleißpartikel mit letztlich dramatischen, ultimativen Folgen für den Patienten. Ende des letzten Jahrhunderts dominierten Berichte über Implantatlockerungen aufgrund von Osteolysen die orthopädische Wissenschaft. Parallel hierzu wurde verstärkt an biomechanischen Testverfahren unter Verwendung von Gelenksimulatoren gearbeitet, die letztlich in den internationalen Normen ISO 14242/14243 für die Testung von Hüft- und Knieprothesen mündeten. Sie stellt auch heute noch den etablierten Standard für die biotribologische Bewertung dar. Dadurch ist die Berücksichtigung der Reibung in der präklinischen Testung in den letzten Jahrzehnten stark in den Hintergrund getreten. Durch den vorliegenden Prüfaufbau zur hochpräzisen dreidimensionalen Messung der Reibung im Hüftgelenk wird diese Lücke geschlossen. Lösungen für aktuelle Phänomene, die in der Klinik beobachtet werden, z.B. mechanische Implantatlockerungen oder der Verschleiß von modularen Schnittstellen, lassen sich dadurch für eine Vielzahl an Aktivitäten wissenschaftlich hochpräzise erarbeiten. Dies ermöglicht die Identifizierung kritischer Belastungsszenarien, um aktuelle Versagensmuster zu beschreiben, was nicht zuletzt dem Patienten wieder zugute kommt. Vor diesem Hintergrund steht die Reibungsmessung in der Diskussion als normseitig gefordertes Verfahren zur Erweiterung der standardisierten Testung. Die vorliegende Arbeit bietet einen Beitrag zur Etablierung der Reibungsmessung in vorhandenen Simulatorkonzepten im Sinne einer solchen technischen Erweiterung der präklinischen Testung. Sie weist im Besonderen auf die messtechnischen Schwierigkeiten (Sensorik, Vermeidung von Störgrößen) sowie die Validierung und Verifizierung hin. Zudem werden Messergebnisse an unterschiedlichen, klinisch verwendeten Gleitpaarungen unter Berücksichtigung operativer und patientenspezifischer Faktoren präsentiert und dis-



kutiert. Aufgrund der hohen Taktrate der Messsensorik, lässt sich der Reibungsverlauf über mehrere Bewegungszyklen bei unterschiedlichen Aktivitäten abbilden und somit ein sehr genaues Bild der Funktion eines künstlichen Hüftgelenks zeichnen. Hierbei zeigt sich auch das hohe Potential der *In-vitro*-Reibungsmessung. Für einen flächendeckenden Einsatz in der Praxis ist im Folgenden die Übertragbarkeit der Methodik auf kommerziell erhältliche Simulatorkonzepte zu prüfen und standardisierte Prüfparameter festzulegen. Eine Erweiterung der zulassungsrelevanten Testung steht dabei insbesondere auch seit dem im Mai 2017 in Kraft getretenen neuen europäischen Rechtsrahmen zur Verordnung von Medizinprodukten (Medical Device Regulations, MDR) im Fokus regulatorischer Behörden. Hierfür stellt die vorliegende Arbeit eine wissenschaftlich fundierte Basis dar. Zudem können anhand der theoretischen Herleitung des Reibmoments im einfachen physikalischen Pendel schnelle Untersuchungen von Prototypen durchgeführt werden, was es zu einem wertvollen Screeningtool innerhalb der Entwicklung neuer Gleitpaarungen macht. Auf Basis der vorliegenden Arbeit werden beide Verfahren exklusiv im Labor für Biomechanik und Implantatforschung des Universitätsklinikums Heidelberg angeboten.

Die Komplexität des Messaufbaus und der damit verbundene Aufwand bei der Einrichtung einer neuen Gleitpaarung hat gezeigt, dass dreidimensionale Reibungsmessungen im Hüftsimulator vergleichsweise aufwändig sind. Die Ergebnisse allerdings geben einen genauen Einblick in die Funktion eines künstlichen Hüftgelenks, wie es zuvor nicht möglich war. Dadurch lassen sich auch Schmierungstheorien, die seit langer Zeit die Biotribologie in der Hüfte beschreiben, überprüfen und durch Phänomene erweitern, die in der Theorie so nicht abbildbar sind, z.B. der Einfluss von Proteinen im Schmiermedium.



# Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1.1.	Stadien der Arthrosebildung im natürlichen Hüftgelenk. A: beginnende Arthrose; B: fortschreitende Knorpelzerstörung; C: vollständige Zerstörung (Indikation zum Gelenkersatz) (nach [18]). . . . .	3
Abbildung 1.2.	Biotribologisches System in der Hüfte. A: natürliches Gelenk; B: nach Implantation einer Totalendoprothese (nach [23]). . . . .	4
Abbildung 2.1.	Rotative Freiheitsgrade des Hüftgelenks. A: Extension/Flexion; B: Innen-/Außenrotation; C: Abduktion/Adduktion (nach [47]). . . . .	10
Abbildung 2.2.	Einflussfaktoren für das klinische Ergebnis eines Implantatsystems (nach [49]). . . . .	11
Abbildung 2.3.	<i>In-vitro</i> -Verschleißraten aus Simulatorstudien. A: üblicher Materialgleitpaarungen in der Hüftendoprothetik (oben: Kopf-, unten: Insertmaterial) [PE: konventionelles UHMWPE, XPE: quervernetztes Polyethylen, CoCr: Kobalt-Chrom-Basislegierung, Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> : Aluminiumoxidkeramik, ZTA: Mischoxidkeramik]; B: Detailansicht (nach [50]). . . . .	12
Abbildung 2.4.	Beispiel einer metallischen Überkronung des degenerierten Hüftkopfes durch eine Oberflächenersatzprothese (MoM) ohne intramedulären Schaft (ReCap, Biomet, Warsaw, USA). A: Abbildung der Prothese (kopf- und pfannenseitig); B: Röntgenaufnahme nach Implantation [78]. . . . .	14
Abbildung 2.5.	Einfluss von (A) Kopfgröße, (B) Halsdurchmesser und (C) Pfannenöffnungswinkel auf den Bewegungsumfang des Gelenks (nach [104]).	18

Abbildung 2.6.	Überführung des (A) dreidimensionalen Kopf-Insert-Modells bei einer Hüftendoprothese in (B) eine ebene Betrachtung von einem Kugelkopf mit äquivalentem Radius $R'$ , der auf der Ebene gleitet (nach [23]). . . . .	22
Abbildung 2.7.	Vergleich der Verschleißpfade. A: Kinematik gemäß ISO 14242-1 [34]; B: Visualisierung der Verschleißpfade bei ISO-Kinematik (roter Verschleißpfad: Hauptkontaktpunkt); C: analoge elliptische Bahnen auf einem CoCr-Insert nach Verschleißtestung im Hüftsimulator (nach [23]). . . . .	24
Abbildung 2.8.	Überblick der Schmierzustände während dem »Normalen Gehen in der Ebene« nach ISO 14242-1 für Kombinationen aus Metall und Keramik. A: Verteilung des $\lambda$ -Quotienten über dem Gangzyklus; B: Prozentuale Anteile der Schmierzustände (nach [23]). . . .	24
Abbildung 2.9.	Beispiel einer 4-Stationen-Screening-Einheit im Heidelberger Biomechaniklabor. A: Stift und Platte; B: Stationen gefüllt mit Testmedium (Reibungsmessung an der ersten Station) (nach [77]). . . .	26
Abbildung 2.10.	Frühes Charnley-Pendel. A: Prinzipskizze; B: Prüfaufbau (nach [156], Pfeil markiert die Gleitpaarung). . . . .	28
Abbildung 2.11.	Beispiel eines extern angetriebenen Pendels (inverser Aufbau, d.h. Kopf: oben; Pfanne: unten). A: Überblick; B: Prinzip der Entkopplung von Axiallast und unterem Messrahmen; C: angetriebene innere Wippe (EF) [1: Axialzylinder; 2: XY-Tisch; 3: 6-Komponenten-Kraftesszelle (Maschinenregelung); 4: oberer Rahmen; 5: unterer Messrahmen (mit dem Hüftkopf verbunden); 6: Kraftmesszelle; 7: lineare Lagerung; 8: angetriebener Probenbehälter (Insert); 9: Motor; 10: Kurbelwelle; 11: Gleitpaarung; 12: Schmiermedium] (nach [163]). . . . .	30

Abbildung 2.12. <i>In-vivo</i> -Reibungsmessung. A: Instrumentierte Endoprothese (Julius Wolff Institut, Berlin) [197]; B: Detailansicht Elektronik; C: Ergebnisse aus <i>In-vivo</i> -Reibungsmessungen mittels instrumentierter Hüftprothesen [HS: Fersenkontakt; CTO: Zehenabstoßen auf der Gegenseite; CHS: Fersenkontakt auf der Gegenseite; TO: Zehenabstoßen] [198]. . . . .	32
Abbildung 2.13. Orbitalsimulator mit integrierter Torsionsmessung um die Achse der Krafteinlenkung. A: 8-Stationen-Hüftsimulator; B: Testkammer; C+D: Pfannenaufnahmen; E: Lage der Momentenmessdose; F: erfasstes Torsionsmoment (nach [203]). . . . .	34
Abbildung 2.14. Servo-hydraulische Hüftsimitatoren mit integrierter Messeinheit. A: Reibungsmessung im kommerziellen Simulator (AMTI, USA, wie in [205]); B: Modifizierte Einzelstation (nach [206]). . . . .	35
Abbildung 3.1. Ein-Stationen-Hüftsimulator zur <i>In-vitro</i> -Verschleißtestung (MTS 858 Minibionix II). . . . .	38
Abbildung 3.2. Modifizierter Hüftsimulator zur Reibungsmessung. . . . .	39
Abbildung 3.3. Aufbau der geschlossenen Probenkammer (nach [209]). . . . .	39
Abbildung 3.4. Querkraftausgleich zur Freigabe lateraler Zwangskräfte. A: perspektivisch; B: in Seitenansicht [1: Elementar-Luftlager EZ-0053-170, 2: Festkörpergelenke, 3: Versorgungsdruck, 4: Druck-Ausgang, 5: Eingang Elementar-Luftlager]. . . . .	43
Abbildung 3.5. Fourier-Transformation (FFT) am Beispiel des Messkanals Mx (36 mm CoP). Der Bereich des Bandpasses ist gelb hervorgehoben. . . .	45
Abbildung 3.6. Signalverläufe der Momentenkanäle ( $M_x$ , $M_y$ , $M_z$ und $M_{res}$ ) vor und nach Anwendung des Bandpassfilters. . . . .	46
Abbildung 3.7. Koordinatentransformationen vom (A) Ursprung des Messaufnehmers ( $S^{Sens}$ ) ins Kopfbzentrum ( $S^K$ ) und (B) weiter ins Konus-Koordinatensystem ( $S^{Konus}$ ) (nach [209]). . . . .	47
Abbildung 3.8. Hydrostatisches Hüftgelenk. Schnittansicht durch den konzeptionellen Aufbau und die Kanalstruktur (nach [209]). . . . .	50

Abbildung 3.9.	Physikalisches Pendel. A: Pendelaufbau mit 2000 N konstanter Last; B: Detailansicht Drehpunkt (Hüftgelenk); C: Schematische Skizze für das theoretische Modell (Rotation im Uhrzeigersinn) (nach [209]).	51
Abbildung 3.10.	Abhängigkeit des Gesamtschwerpunkts bzw. der Schwungfrequenz von der Position der Blei-Gewichte (Beispiele für 0,45 Hz, 0,6 Hz und 0,75 Hz).	53
Abbildung 3.11.	Verwendete Gleitpaarungen. A: untersuchte Materialkombinationen; B: Pfanneninklinationen (Beispiel einer CoC-Gleitpaarung, 48 mm).	55
Abbildung 3.12.	Klinischer Fall einer steilen Pfannenausrichtung (hohe Inklination, hier: ca. 70°).	58
Abbildung 3.13.	Vergleich (A) der rotativen Kanäle und (B) der resultierenden Hüft- kraft für das »ISO Gehen« (ISO 14242-1) vs. <i>In-vivo</i> -Bewegungs- profil [ <i>FK</i> : Fernsenkontakt, <i>ZA</i> : Zehenabstoßen, <i>SPL</i> : Schwungpha- senlast].	61
Abbildung 3.14.	Kinematik und Verlauf der resultierenden Hüftkraft für einen Be- wegungszyklus. A: Treppe aufsteigen; B: Treppe absteigen [Hinweis: die Probanden sind schneller die Treppe abgestiegen ( $f_{ab} = 0,93$ Hz) als aufgestiegen ( $f_{auf} = 0,85$ Hz)].	61
Abbildung 3.15.	Anpassung des <i>In-vivo</i> -Gehens an unterschiedliche minimale Schwung- phasenlasten (SPL).	63
Abbildung 3.16.	Anlaufen nach Ruhepause. A: Kinematik (Bsp. einer Pausendauer von 5 sec); B: Verteilung der Ruhepausen über den Tag (Proban- denmessung) (nach [223]).	63
Abbildung 4.1.	Einzel- und resultierende Reibmomente nach 1000 Zyklen (ISO 14242- 1) bei 5 Wiederholungen.	66
Abbildung 4.2.	Resultierendes Moment $M_{res}$ unter Verwendung des Hydrolagers (Keramikkopf mit zentraler Bohrung und Polyethylen-Insert) im trockenen Zustand (links) und nach Trennung der Gleitpartner durch einen Wasserfilm (rechts).	67

- Abbildung 4.3. Vergleich der Reibergebnisse aus dem physikalischen Pendel, der Theorie und dem Hüftsimulator (Beispiel einer 36 mm CoP-Gleitpaarung). A: Winkelabnahme; B: Entwicklung des Reibmoments [Hinweis: die gestrichelte Kurve führt den approximierten Momentenverlauf im Simulator über die gemessenen drei Zyklen weiter]. . . . . 68
- Abbildung 4.4. Gemessenes Reibungsmoment im Simulator ( $n = 4$ ) und Berechnung aus dem Pendel ( $n = 1$ ; 4 Wiederholungen) bei CoP-Gleitpaarungen mit Kopfgrößen von 28, 36 und 40 mm. . . . . 69
- Abbildung 4.5. Ergebnisse des angetriebenen Pendel aus (A) dem Heidelberger Hüftsimulator und (B) der Literatur ([187]) (beides 28 mm MoP-Gleitpaarung) [Hinweis: Momentenprofile in A und B haben unterschiedliche Vorzeichen]. . . . . 69
- Abbildung 4.6. Maximales Reibmoment  $M_x$  (Kopf-Koordinatensystem  $S^K$ ) für verschiedene Gleitpaarungen ( $n = 4$ ) bei  $\pm 20^\circ$  Rotation (angetriebenes Pendel). . . . . 69
- Abbildung 4.7. Für jede Gleitpaarung werden (A) die Einzelmomente gemessen und (B) daraus über den zeitlichen Verlauf das resultierende Reibmoment berechnet; C: mittleres ( $n = 4$  Gleitpaarungen), maximales resultierendes Reibmomente für verschiedene Gleitpaarungen (»In-vivo-Gehen«, alle 36 mm Durchmesser) zu jedem Messzeitpunkt über den Gesamttestverlauf (1000 Zyklen) bestimmen. . . . . 71
- Abbildung 4.8. Konusmoment  $M_{z'}$  (Konus-Koordinatensystem  $S^{Konus}$ ) über den Gangzyklus (Mittel der CoP-Gleitpaarungen mit 36 mm Durchmesser, Kinematik nach ISO 14242-1). Gelbe Bereiche markieren den Zeitpunkt des maximalen Moments. . . . . 73
- Abbildung 4.9. Vergleich des resultierenden Reibmoments  $M_{res}$  und des Konusmoments  $M_{z'}$  zwischen CoP- und CoC-Gleitpaarungen (36 mm, mittlere Kurven aus  $n = 4$  Gleitpaarungen). A: »Normales Gehen« gemäß ISO 14242-1; B: »In-vivo-Gehen«; C: Treppe auf- und (D) absteigen (gelb hervorgehoben: Zeitpunkte der maximalen Reib-/Konusmomente). . . . . 74

Abbildung 4.10. Reibmoment in Abhängigkeit der Kopfgröße. A: »Normales Gehen« nach ISO 14242-1; B: » <i>In-vivo</i> -Gehen«; C: »Treppe aufsteigen«; D: »Treppe absteigen« (alle: 45° Inklination). . . . .	75
Abbildung 4.11. A: Einfluss des Patientengewichts (78,5 bis 140 kg) beim » <i>In-vivo</i> -Gehen« am Beispiel der CoP-Gleitpaarung mit 36 mm Durchmesser (Mittelwert); B: Reibung für alle Gleitpaarungen mit 36 mm Durchmesser [Hinweis: zum Vergleich ist zudem in allen Fällen das Reibmoment für die ISO 14242-1 angegeben]. . . . .	76
Abbildung 4.12. Reibmomente bei Gangfrequenzen von 0,5-2 Hz (» <i>In-vivo</i> -Gehen«, gelbe Markierung = Mittelwert der Probandenmessung). Variation zwischen Materialkombinationen mit 36 mm Durchmesser. . . . .	77
Abbildung 4.13. Vergleich der Materialkombinationen bei Schwungphasenlasten von 50-400 N (36 mm Durchmesser, 45° Inklination) [Hinweis: Abbildung der zweiten Hälfte des Gangzyklus]. . . . .	78
Abbildung 4.14. Maximales resultierendes Reibmoment für CoP-, MoM- und CoC-Gleitpaarungen mit 36 mm Durchmesser bei verschiedenen Aktivitäten. . . . .	78
Abbildung 4.15. Einfluss der Inklination auf das maximale Reibmoment bei CoC-Gleitpaarungen mit Kopfgrößen von 28, 36 und 48 mm (»Normales Gehen« nach ISO 14242-1). . . . .	79
Abbildung 4.16. Anlaufmoment (A) der 36 mm CoP- und (B) CoC-Gleitpaarung nach 60 Sekunden Ruhepause. Der gelbe Bereich veranschaulicht das Losbrechmoment zum Zeitpunkt der Ganginitiierung. . . . .	80
Abbildung 4.17. Entwicklung des Anlaufmoments über die Pausendauer für verschiedene Materialkombinationen und Kopfgrößen (Inklination = 40°. . . . .	81
Abbildung 4.18. Entwicklung des Anlaufmoments in Abhängigkeit der Pausendauer und der Inklination. CoC-Gleitpaarungen (A) mit 28 und 48 mm und (B) mit 36 mm Durchmesser; (C) CoP- und (D) MoM-Gleitpaarungen (jeweils 36 mm). . . . .	82



Abbildung 4.19. Einfluss des Spaltmaß auf die Reibungsentwicklung von CoC-Gleitpaarungen mit Kopfgrößen von 28, 36 und 48 mm (45° Inklinatlon) bei verschiedenen Aktivitäten. . . . . 83

Abbildung 4.20. Anlaufmoment bei kleinem und großem Spaltmaß bei CoC-Gleitpaarungen (alle 48 mm) in Abhängigkeit der Pfannen-Inklation. A: Maximales resultierendes Moment; B: maximales Konus-Moment ( $M_{z'}$ ). . . . . 83

Abbildung 6.1. Modulare Schnittstellen in der Hüftendoprothese. A: Adapter zur intraoperativen Ausrichtung; B: Standard-Kopf-Schaft-Schnittstelle (nach [278]). . . . . 103

Abbildung 6.2. Abdrehmoment in Abhängigkeit der Fügekraft (Geschwindigkeit: 100 kN/ms) zwischen einem 12/14-»Standard«-Konus aus Titan und einem 28 mm-CoCrMo-Kopf (nach [279]). Markiert sind die Bereiche relevanter intraoperativer Kräfte (rot) und deren Mittelwerte (grün) [280, 281]. . . . . 104

Abbildung A.1. Datenblatt Elementarluftlager EZ-0053-170 (Eitzenberger Luftlagertechnik GmbH) . . . . . 152



# Tabellenverzeichnis

Tabelle 1.1. Überlebensraten sowie meist-genannte Wechselursachen künstlicher Hüftgelenke (nationale Endoprothesenregister). . . . .	6
Tabelle 2.1. Materialkennwerte metallischer und keramischer Materialien [23]. . . . .	24
Tabelle 2.2. Fazit zu Screening-Prüfaufbauten an einfachen Probenkörpern. . . . .	27
Tabelle 2.3. Fazit zu freien Pendeln. . . . .	29
Tabelle 2.4. Fazit zu angetriebenen Pendeln. . . . .	31
Tabelle 2.5. Fazit zu <i>In-vivo</i> -Reibungsmessungen. . . . .	33
Tabelle 2.6. Fazit zu Reibungsmessungen im Hüftsimulator. . . . .	36
Tabelle 3.1. Untersuchte Hart-Weich-Gleitpaarungen (mit Polyethylen-Insert). . . . .	56
Tabelle 3.2. Untersuchte Hart-Hart-Gleitpaarungen (Kombinationen von Keramiken und Metallen). . . . .	57
Tabelle 3.3. Probanden aus der Ganganalyse. . . . .	59
Tabelle 3.4. Patienten mit instrumentierter Hüftprothese (3. Generation) [195]. . . . .	60
Tabelle 4.1. Absolute und relative Abweichungen nach fünf Wiederholungsmessungen (Mittelwerte und Standardabweichungen der absoluten Spitzenwerte). . . . .	66
Tabelle 5.1. Maximale Reibmomente beim Pendel mit statischer Last. . . . .	86
Tabelle 5.2. Maximale Reibmomente beim angetriebenen Pendel mit dynamischer Last. . . . .	87
Tabelle 5.3. Vergleich der dreidimensionalen Simulation mit Ergebnisse aus der Literatur. . . . .	90
Tabelle A.1. Technische Daten des Grundaufbaus (lt. Herstellerangaben). . . . .	151

Tabelle A.2. Verwendete Hüft-Gleitpaarungen. Hersteller-Teilenummer und geometrische Angaben. . . . .	170
Tabelle A.3. Patientendaten aus der Ganganalyse. . . . .	176
Tabelle A.4. Patientendaten aus der <i>Orthoload</i> -Datenbank. . . . .	178
Tabelle A.5. Spitzenwerte des Reibmoments über die Messzyklen aus dem physikalischen Pendel (8 Zyklen) und der Pendelmessung im Hüftsimulator (3 Zyklen). . . . .	179
Tabelle A.6. Dauer bis zum Erreichen eines stabilen Reibmomentes beim » <i>In-vivo</i> -Gehen« (alle bei 45° Inklination). . . . .	180
Tabelle A.7. Abhängigkeit des resultierenden Reibmoments von der Schwungphasenlast (SPL) bei 36 mm Gleitpaarungen (45° Inklination). . . . .	182
Tabelle A.8. Maximale resultierende Reibmomente über den gesamten Gangzyklus bei Modifikation der minimalen Schwungphasenlast (SPL). . . . .	182
Tabelle A.9. Anlaufmoment über die Pausendauer inkl. prozentualer Erhöhung. . . .	183

# Literatur

- [1] W. Pschyrembel, U. Arnold, M.V. Bilic, S. Witzel und B. Wedi, Hrsg. *Pschyrembel Klinisches Wörterbuch*. 266. Auflage, De Gruyter, Berlin, 2014.
- [2] H. Effenberger, L. Zichner und J. Richolt, Hrsg. *Implantat-Atlas Hüftschäfte*. Grieskirchen: Effenberger, 2007.
- [3] G. Lecerf, M.H. Fessy, R. Philippot, P. Massin, F. Giraud, X. Flecher, J. Girard, P. Mertl, E. Marchetti und E. Stindel. Femoral offset: anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 95.3 (2009), S. 210–219.
- [4] K.H. Grote und J. Feldhusen, Hrsg. *Dubbel - Taschenbuch für den Maschinenbau*. 22. Ausgabe, Springer, Berlin Heidelberg, 2007.
- [5] Statistisches Bundesamt (Destatis). *Statistisches Jahrbuch - Deutschland und Internationales*. Wiesbaden, 2017.
- [6] M.P. Rayman. Diet, nutrition and osteoarthritis. *BMC Musculoskeletal Disord* 16.Suppl 1 (2015), S7.
- [7] A.D. Woolf und B. Pfleger. Burden of major musculoskeletal conditions. *Bull World Health Organ* 81.9 (2003), S. 646–656.
- [8] WHO Scientific Group. The burden of musculoskeletal conditions at the start of the new millennium. *World Health Organ Tech Rep Ser* 919 (2003), S. 1–218.
- [9] S.B. Sherretta. Musculoskeletal disorders take up 16% of direct, 40% of indirect health care resources. *Orthop Today* 1 (2006), S. 16.
- [10] M. Rabenberg. *Arthrose*. Bd. 54. Gesundheitsberichterstattung des Bundes. Berlin: Robert Koch-Institut, 2013.

- [11] J. Martell-Pelletier, A.J. Barr, F.M. Cicuttini, P.G. Conaghan, C. Cooper, M.B. Goldring, G. Jones, A.J. Teichtahl und J.P. Pelletier. Osteoarthritis. *Nat Rev Dis Primers* 13.2 (2016), S. 16072.
- [12] D.T. Felson. Osteoarthritis as a disease of mechanics. *Osteoarthritis Cartilage* 21.1 (2013), S. 10–15.
- [13] Robert-Koch-Institut. *Daten und Fakten: Ergebnisse der Studie "Gesundheit in Deutschland aktuell 2010"*. Beiträge zur Gesundheitsberichterstattung des Bundes. Berlin: RKI, 2012.
- [14] G. Weseloh. Ermutigende Fortschritte in der Arthroseforschung. *Orthopade* 30.11 (2001), S. 813–814.
- [15] K.P. Günther, S. Fickert und J. Goronzy. "Arthrose". In: *Praxis der Orthopädie und Unfallchirurgie*. Hrsg. von C.J. Wirth, E. Mutschler, D. Kohn und T. Pohlermann. Thieme, 2013, S. 252–263.
- [16] Statistisches Bundesamt (Destatis). *Diagnosedaten der Patienten und Patientinnen in Krankenhäusern (einschl. Sterbe- und Stundenfälle)*. Wiesbaden, 2017.
- [17] H. Merx, K.E. Dreinhöfer und K.H. Günther. Sozialmedizinische Bedeutung der Arthrose in Deutschland. *Z Orthop Unfall* 145 (2007), S. 421–429.
- [18] F.U. Niethard, J. Pfeil und P. Biberthaler, Hrsg. *Orthopädie und Unfallchirurgie*. 6. Auflage, Thieme Verlag, Stuttgart, 2009.
- [19] Institut für Qualitätssicherung und Transparenz im Gesundheitswesen (IQTIG). *Qualitätsreport 2016*. Berlin, 2017.
- [20] R. Pivec, A.J. Johnson, S.C. Mears und M.A. Mont. Hip arthroplasty. *Lancet* 380.9855 (2012), S. 1768–1777.
- [21] I. D. Learmonth, C. Young und C. Rorabeck. The operation of the century: total hip replacement. *Lancet* 370.9597 (2007), S. 1508–1519.
- [22] C. Eingartner. Current trends in total hip arthroplasty. *Ortop Traumatol Rehabil* 9.1 (2007), S. 8–14.

- 
- [23] R. Sonntag, J. Reinders, J.S. Rieger, D.W.W. Heitzmann und J.P. Kretzer. Hard-on-hard lubrication in the artificial hip under dynamic loading conditions. *PLoS One* 8.8 (2013), e71622.
- [24] A. Grimberg, V. Jansson, T. Liebs, O. Melsheimer und A. Steinbrück. Endoprothesenregister Deutschland (EPRD): Jahresbericht 2017. URL: <https://www.eprd.de/de/ueber-uns/news/artikel/eprd-jahresbericht-2016-register-entwickelt-sich-dynamisch-ergebnisse-gewinnen-an-schaerfe/> (abgerufen am 20.10.2018).
- [25] Swedish Hip Arthroplasty Registry. Annual Report (2015).
- [26] A.M. Kandahari, X. Yang, K.A. Laroche, A.S. Dighe, D. Pan und Q. Cui. A review of UHMWPE wear-induced osteolysis: the role for early detection of the immune response. *Bone Res* 4 (2016), S. 16014.
- [27] H. G. Willert, H. Bertram und G.H. Buchhorn. Osteolysis in alloarthroplasty of the hip: the role of ultra-high molecular weight polyethylene wear particles. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 258 (1990), S. 95–107.
- [28] R. Elke. Partikelkrankheit. *Orthopade* 30.5 (2001), S. 258–265.
- [29] F. von Foerster, G. Hundt und M. Schmidt. “Besonderheiten, Komplikationen und Komplikationsmanagement”. In: *AE-Manual der Endoprothetik - Hüfte und Hüftrevision*. Hrsg. von L. Claes, p. Kirschner, C. Perka und M. Rudert. Springer, Berlin Heidelberg, 2012, S. 325–352.
- [30] B. Preininger, F. Haschke und C. Perka. Diagnostik und Therapie der Luxation nach Hüfttotalprothesenimplantation. *Orthopade* 43.1 (2014), S. 54–63.
- [31] J. Girard. Femoral head diameter considerations for primary total hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 101.1 Suppl (2015), S. 25–29.
- [32] Australian National Joint Replacement Registry. Annual Report. *Australian Orthopaedic Association* (2017).
- [33] National Joint Registry for England, Wales, Northern Ireland and the Isle of Man. Annual report (2017).

- [34] ISO 14242-1. Implants for surgery - Wear of total hip-joint prostheses - Part 1: Loading and displacement parameters for wear-testing machines and corresponding environmental conditions for test. *International Organization for Standardization* (2014).
- [35] S. Kinkel, N. Wollmerstedt, J. Kleinhans, C. Hendrich und C. Heisel. Patient activity after total hip arthroplasty declines with advancing age. *Clin Orthop Relat Res* 467.8 (2009), S. 2053–2058.
- [36] I. Komnik, S. Weiss, C.H. Fantini Pagani und W. Potthast. Motion analysis of patients after knee arthroplasty during activities of daily living - a systemic review. *Gait Posture* 41.2 (2015), S. 370–377.
- [37] P. Adam, L. Béguin, S. Grosclaude, B. Jobard und M.H. Fessy. Functional range of motion of the hip joint. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appart Mot* 94.4 (2008), S. 382–391.
- [38] G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss und G. N. Duda. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J Biomech* 34.7 (2001), S. 859–871.
- [39] G. Bergmann, A. Bender, J. Dymke, G. Duda und P. Damm. Standardized loads acting in hip implants. *PLoS One* 11.5 (2016), e0155612.
- [40] C. Zietz, C. Fabry, J. Reinders, R. Dammer, J.P. Kretzer, R. Bader und R. Sonntag. Wear testing of total hip replacements under severe conditions. *Expert Rev Med Devices* 12.4 (2015), S. 393–410.
- [41] C. Fabry, S. Herrmann, M. Kaehler, E.D. Klinkenberg, C. Woernle und R. Bader. Generation of physiological parameter sets for hip joint motions and loads during daily life activities for application in wear simulators of the artificial hip joint. *Med Eng Phys* 35.1 (2013), S. 131–139.
- [42] J. Reinders, R. Sonntag, L. Vot, C. Gibney, M. Nowack und J.P. Kretzer. Wear testing of moderate activities of daily living using in vivo measured knee joint loading. *PLoS One* 10.3 (2015), e0123155.



- 
- [43] C. Zietz, J. Reinders, J. Schwiesau, A. Paulus, J.P. Kretzer, T. Grupp, S. Utzschneider und R. Bader. Experimental testing of total knee replacements with UHMW-PE inserts: impact of severe wear test conditions. *J Mater Sci Mater Med* 26.3 (2015), S. 134.
- [44] Europäisches Parlament. Verordnung (EU) 2017/745 des Europäischen Parlaments und des Rates vom 5. April 2017 über Medizinprodukte, zur Änderung der Richtlinie 2001/83/EG, der Verordnung (EG) Nr. 178/2002 und der Verordnung (EG) Nr. 1223/2009 und zur Aufhebung der Richtlinien 90/385/EWG und 93/42/EWG des Rates (2017).
- [45] D.P. Byrne, K.J. Mulhall und J.F. Baker. Anatomy & biomechanics of the hip. *Open Sports Med J* 4 (2010), S. 51–57.
- [46] B.B. Bourne und C.H. Rorabeck. Soft tissue balancing: the hip. *J Arthroplasty* 17.4 Suppl 1 (2002), S. 17–22.
- [47] K. Zilles und B.N. Tillmann, Hrsg. *Anatomie*. Springer, Berlin Heidelberg, 2010.
- [48] R. Sonntag und Kretzer J.P. Die Qual der Wahl: Welche Hüft-Gleitpaarung für die orthopädische Praxis? Ein Update. *OUP* 4 (2017), S. 196–200.
- [49] R. Sonntag, J. Reinders und J.P. Kretzer. “Bio-tribological demands”. In: *Materials for total joint arthroplasty: biotribology of potential bearings*. Hrsg. von R. Sonntag und J.P. Kretzer. Imperial College Press, 2016, S. 1–14.
- [50] R. Sonntag, J. Reinders und Kretzer J.P. What’s next? Alternative materials for articulation in total joint replacement. *Acta Biomaterialia* 8.7 (2012), S. 2434–2441.
- [51] S.M. Kurtz, Hrsg. *UHMWPE biomaterials handbook*. 2. Auflage, Academic Press, Boston, 2009.
- [52] A. Bistolfi, M.B. Turell, Y.L. Lee und A. Bellare. Tensile and tribological properties of high-crystallinity radiation crosslinked UHMWPE. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 90.1 (2009), S. 137–144.
- [53] M. Endo, T.L. Tipper und D.C. Barton. Comparison of wear, wear debris and functional biological activity of moderately crosslinked and non-crosslinked polyethylenes in hip prostheses. *Proc Inst Mech Eng H* 216 (2002), S. 111–122.

- [54] J.G. Bowsher, P.A. Williams, I.C. Clarke, D.D. Green und T.K. Donaldson. "Severe" wear challenge to 36 mm mechanically enhanced highly crosslinked polyethylene hip liners. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 86 (2008), S. 253–263.
- [55] C.H. Geerdink, B. Grimm, R. Ramakrishnan, J. Rondhuis, A.J. Verburg und A.J. Tonino. Crosslinked polyethylene compared to conventional polyethylene in total hip replacement: pre-clinical evaluation, in-vitro testing and prospective clinical follow-up study. *Acta Orthop* 77.5 (2006), S. 719–725.
- [56] C. Zietz, C. Fabry, Middlborg, G. Fulda, W. Mittelmeier und R. Bader. Wear testing and particle characterisation of sequentially crosslinked polyethylene acetabular liners using different femoral head sizes. *J Mater Sci Mater Med* 24.8 (2013), S. 2057–2065.
- [57] J. Mutimer, P.A. Devane, K. Adams und J.G. Horne. Highly crosslinked polyethylene reduces wear in total hip arthroplasty at 5 years. *Clin Orthop Relat Res* 468.12 (2010), S. 3228–3233.
- [58] C. Heisel, M. Silca und T.P. Schmalzried. In vivo wear of bilateral total hip replacements: conventional versus crosslinked polyethylene. *Arch Orthop Trauma Surg* 125.8 (2005), S. 555–557.
- [59] R.G. Bitsch, T. Loidolt, C. Heisel, S. Ball und T.P. Schmalzried. Reduction of osteolysis with use of Marathon cross-linked polyethylene. A concise follow-up, at a minimum of five years, of a previous report. *J Bone Joint Surg Am* 90.7 (2008), S. 1487–1491.
- [60] J.A. Epinette und M.T. Manley. No differences found in bearing related hip survivorship at 10-12 years follow-up between patients with ceramic on highly cross-linked polyethylene bearings compared to patients with ceramic on ceramic bearings. *J Arthroplasty* 29.7 (2014), S. 1369–1372.
- [61] A. Galvin, L.M. Jennings, J.L. Tipper, E. Ingham und J. Fisher. Wear and creep of highly crosslinked polyethylene against cobalt chrome and ceramic femoral heads. *Proc Inst Mech Eng H* 224.10 (2010), S. 1175–1183.

- 
- [62] P.J. Firkins, J.L. Tipper, E. Ingham, M.H. Stone, R. Farrar und J. Fisher. A novel low wearing differential hardness, ceramic-on-metal hip joint prosthesis. *J Biomech* 34.10 (2001), S. 1291–1298.
- [63] A.A. Goldsmith, G.H. Isaac, D. Dowson und J.G. Lancaster. A comparative joint simulator study of the wear of metal-on-metal and alternative combinations in hip replacements. *Proc Inst Mech Eng H* 214 (2000), S. 39–47.
- [64] J. Fisher, P. Firkins, J. Tipper, R. Farrar und E. Ingham. “Wear of a novel ceramic on metal bearings for hip prosthesis”. In: *Bioceramics and alternative bearings in joint arthroplasty*. Hrsg. von J.A. D’Antonio und M. Dietrich. 10th BIOLOX Symposium Proceedings. Steinkopff, 2005. Kap. 2005.
- [65] T. Ishida, I.C. Clarke, T.K. Donaldson, H. Shirasu, T. Shishido und K. Yamamoto. Comparing ceramic-metal to metal-metal total hip replacements - A study of wear and ion release in 32- and 38-mm bearings. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 91.2 (2009), S. 887–896.
- [66] S. Affatato, W. Leardini, A. Jedenmalm, O. Riggeri und A. Toni. Larger diameter bearings reduce wear in metal-on-metal hip implants. *Clin Orthop Relat Res* 456 (2007), S. 153–158.
- [67] V. Saikko, T. Ahlroos, H. Revitzer, O. Ryti und P. Kuosmanen. The effect of acetabular cup position on wear of a large-diameter metal-on-metal prosthesis studied with a hip joint simulator. *Tribol Int* 60 (2013), S. 70–76.
- [68] D. Dowson, C. Hardaker, M. Flett und G.H. Isaac. A hip joint simulator study of the performance of metal-on-metal joints: Part II: Design. *J Arthroplasty* 19.8 Suppl 3 (2004), S. 124–130.
- [69] R. De Haan, C. Pattyn, H.S. Gill, D.W. Murray, P.A. Campbell und K. De Smet. Correlation between inclination of the acetabular component and metal ion levels in metal-on-metal hip resurfacing replacement. *J Bone Joint Surg Br* 90.10 (2008), S. 1291–1297.

- [70] Australian National Joint Replacement Registry. Supplementary Report. Metal on metal bearing surface conventional hip arthroplasty. *Australian Orthopaedic Association* (2017).
- [71] Australian National Joint Replacement Registry. Annual Report. *Australian Orthopaedic Association* (2014).
- [72] H. Pandit, S. Glyn-Jones, P. McLardy-Smith, R. Gundle, D. Whitwell, C.L. Gibbons, S. Ostlere, N. Athanasou, H.S. Gill und D.W. Murray. Pseudotumours associated with metal-on-metal hip resurfacings. *J Bone Joint Surg Br* 90.7 (2008), S. 847–851.
- [73] D.J. Langton, S.S. Jameson, T.J. Joyce, N.J. Hallab, S. Natsu und A.V.F. Nargol. Early failure of metal-on-metal bearings in hip resurfacing and large-diameter total hip replacement: A consequence of excess wear. *J Bone Joint Surg Br* 92.1 (2010), S. 38–46.
- [74] H. G. Willert, G.H. Buchhorn, A. Fayyazi, R. Flury, M. Windler, G. Köster und C.H. Lohmann. Metal-on-metal bearings and hypersensitivity in patients with artificial hip joints: a clinical and histomorphological study. *J Bone Joint Surg Am* 87.1 (2005), S. 28–36.
- [75] A.J. Smith, P. Dieppe, K. Vernon, M. Porter und A.W. Blom. Failure rates of stemmed metal-on-metal hip replacements: analysis of data from the National Joint Registry of England and Wales. *Lancet* 379.9822 (2012), S. 1199–1204.
- [76] K.P. Günther, J. Schmitt, P. Campbell, C.P. Delaunay, H. Drexler, H.B. Ettema, E. Garcia-Cimbrelo, F. Hannemann, A. Hartmann, H. Huberti, K. Knahr, J. Kunze, D.J. Langton, W. Lauer, I. Learmonth, C.H. Lohmann, J. Lützner, M. Morlock, A. Seidler, M.A. Wimmer und L. Zagra. Consensus statement "Current evidence on the management of metal-on-metal bearings". *Hip Int* 23.1 (2013), S. 2–5.
- [77] R. Sonntag, K. Feige, C.B. dos Santos und J.P. Kretzer. Hard chrome-coated and fullerene-doped metal surfaces in orthopedic bearings. *Materials* 10.12 (2017), S. 1449.

- 
- [78] T. Baad-Hansen, S. Storgaard Jakobsen und K. Soballe. Two-year migration results of the ReCap hip resurfacing system - a radiostereometric follow-up study of 23 hips. *Int Orthop* 35.4 (2011), S. 497–502.
- [79] P.W. Yoon, J.J. Yoo, Y. Kim, S. Yoo, S. Lee und H.J. Kim. The epidemiology of national trends of bearing surface usage in primary total hip arthroplasty in Korea. *Clin Orthop Surg* 8.1 (2016), S. 29–37.
- [80] I.C. Clarke, J.Y. Lazennec, E.J. Smith, N. Sugano, B.J. McEntire und G. Pezzotti. “Ceramic-on-ceramic bearings: simulator wear compared to clinical retrieval data”. In: *Materials for total joint arthroplasty: biotribology of potential bearings*. Hrsg. von R. Sonntag und J.P. Kretzer. Imperial College Press, 2016, S. 85–132.
- [81] P. Massin, R. Lopes, B. Masson und D. Mainard. Does BioloX Delta ceramic reduce the rate of component fractures in total hip replacement? *Orthop Traumatol Surg Res* 100.6-S (2014), S. 317–321.
- [82] W.G. Hamilton, J.P. McAuley, D.A. Dennis, J.A. Murphy, T.J. Blumenfeld und J. Politi. THA with Delta ceramic on ceramic: results of a multicenter investigational device exemption trial. *Clin Orthop Relat Res* 468.2 (2010), S. 358–366.
- [83] S.J. Lee, H.S. Kwak, J.J. Yoo und Kim H.J. Bearing change to metal-on-polyethylene for ceramic bearing fracture in total hip arthroplasty; does it work? *J Arthroplasty* 31.1 (2016), S. 204–208.
- [84] F. Traina, E. Tassinari, M. De Fine, B. Bordini und A. Toni. Revision of ceramic hip replacements for fracture of a ceramic component. *J Bone Joint Surg Am* 93.24 (2011), e147.
- [85] F. Traina, M. DeFine, A. Di Martino und C. Faldini. Fracture of ceramic bearing surfaces following total hip replacement: a systemic review. *Biomed Res Int* 2013 (2013), S. 157247.
- [86] H.G. Callaway, W. Flynn, C.S. Ranawat und T.P. Sculco. Fracture of the femoral head after ceramic-on-polyethylene total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 10.2 (1995), S. 855–859.

- [87] K.H. Koo, Y.C. Ha, W.H. Jung, S.R. Kim, J.J. Yoo und H.J. Kim. Isolated fracture of the ceramic head after third-generation alumina-on-alumina total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 90.2 (2008), S. 329–363.
- [88] P. Hernigou, F. Roubineau, C. Bouthors und C.H. Flouzat-Lachaniette. What every surgeon should know about ceramic-on-ceramic bearings in young patients. *EFORT Open Rev* 1.4 (2017), S. 107–111.
- [89] K. Mai, C. Verioti, K. Ezzet, S. Copp, R. Walker und C. Colwell. Incidence of ‘squeaking’ after ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 468.2 (2009), S. 413–417.
- [90] D.H. Owen, N.C. Russell, P.N. Smith und W.L. Walter. An estimation of the incidence of squeaking and revision surgery for squeaking in ceramic-on-ceramic total hip replacement: a meta-analysis and report from the Australian Orthopaedic Association National Joint Registry. *Bone Joint J* 96.2 (2014), S. 181–187.
- [91] C. Weiss, P. Gdaniec, N.P. Hoffmann, A. Hothan, G. Huber und M.M. Morlock. Squeak in hip endoprosthesis systems: An experimental study and a numerical technique to analyze design variants. *Med Eng Phys* 32.6 (2010), S. 604–609.
- [92] M.P. Abdel, T.J. Heyse, M.E. Elpers, D.J. Mayman, E.P. Su, P.M. Pellicci, T.M. Wright und D.E. Padgett. Ceramic liner fractures presenting as squeaking after primary total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 96.1 (2014), S. 27–31.
- [93] S. Taylor, M.T. Manley und K. Sutton. The role of stripe wear in causing acoustic emissions from alumina ceramic-on-ceramic bearings. *J Arthroplasty* 22.7-S3 (2007), S. 47–51.
- [94] F.F. sr. Buechel, F.F. jr. Buechel, T.E. Helbig, J. D’Alessio und M.J. Pappas. Two- to 12-year evaluation of cementless Buechel-Pappas total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 19.8 (2004), S. 1017–1027.
- [95] A. Galvin, C. Brockett, S. Williams, P. Hatto, A. Burton, G. Isaac, M. Stone, E. Ingham und J. Fisher. Comparison of wear of ultra-high molecular weight polyethylene acetabular cups against surface-engineered femoral heads. *Proc Inst Mech Eng H* 222.7 (2008), S. 1073–1080.

- 
- [96] E.Y. Gutmanas und I. Gotman. PIRAC Ti nitride coated Ti-6Al-4V head against UHMWPE acetabular cup-hip wear simulator study. *J Mater Sci Mater Med* 15.4 (2004), S. 327–330.
- [97] T. Kadar, G. Hallan, A. Aamodt, K. Indrekvam, M. Badawy, A. Skredderstun, L.I. Havelin, T. Stokke, K. Haugan, B. Espehaug und O. Furnes. Wear and migration of highly cross-linked and conventional cemented polyethylene cups with cobalt chrome or Oxinium femoral heads: a randomized radiostereometric study of 150 patients. *J Orthop Res* 29.8 (2011), S. 1222–1229.
- [98] Z.A. Morison, S. Patil, H.A. Khan, E.R. Bogoch, E.H. Schemitsch und J.P. Waddell. A randomized controlled trial comparing Oxinium and cobalt-chrome on standard and cross-linked polyethylene. *J Arthroplasty* 29.9 Suppl (2014), S. 164–168.
- [99] M.K. Harman, S.A. Banks und W.A. Hodge. Wear analysis of a retrieved hip implant with titanium nitride coating. *J Arthroplasty* 12.8 (1997), S. 938–945.
- [100] M.T. Raimondi und R. Pietrabissa. The in-vivo wear performance of prosthetic femoral heads with titanium nitride coating. *Biomaterials* 21.9 (2000), S. 907–913.
- [101] G.T. Evangelista, E. Fulkerson, E. Kummer und P.E. Di Cesare. Surface damage to an Oxinium femoral head prosthesis after dislocation. *J Bone Joint Surg Br* 89.4 (2007), S. 535–537.
- [102] A.M. Kop, C. Whitewood und D.J.L. Johnston. Damage of oxinium femoral heads subsequent to hip arthroplasty dislocation three retrieval case studies. *J Arthroplasty* 22.5 (2007), S. 775–779.
- [103] J. Charnley, Hrsg. *Low friction arthroplasty of the hip*. Springer, Berlin Heidelberg, 1979.
- [104] M. Morlock, N. Bishop und G. Huber. “Biomechanics in total hip arthroplasty”. In: *Tribology in total hip arthroplasty*. Hrsg. von K. Knahr. Springer, Berlin Heidelberg, 2011, S. 11–24.
- [105] D.W. Howie, O.T. Holubowycz und R. Middleton. Large femoral heads decrease the incidence of dislocation after total hip arthroplasty: a randomized controlled trial. *J Bone Joint Surg Am* 94.12 (2012), S. 1095–1102.

- [106] D.S. Garbuz, B.A. Masri, C.P. Duncan, N.V. Greidanus, E.R. Bohm, M.J. Petrak, C.J. Della Valle und A.E. Gross. The Frank Stinchfield Award: Dislocation in revision THA: do large heads (36 and 40 mm) result in reduced dislocation rates in a randomized clinical trial? *Clin Orthop Relat Res* 470.2 (2012), S. 351–356.
- [107] A.V. Lombardi, M.D. Skeels, K.R. Berend, J.B. Adams und O.J. Franchi. Do large heads enhance stability and restore native anatomy in primary total hip arthroplasty? *Clin Orthop Relat Res* 469.6 (2011), S. 1547–1553.
- [108] S.P. Singh und H.P. Bhalodiya. Head size and dislocation rate in primary total hip arthroplasty. *Indian J Orthop* 47.5 (2013), S. 443–448.
- [109] G.G. Klingenstein, A.M. Yeager, J.D. Lipman und G.H. Westrich. Increased range of motion to impingement with large head total hip arthroplasty: point of diminishing returns. *Hip Int* 22.3 (2012), S. 261–265.
- [110] F. Liu, Z. Jin, P. Roberts und P. Grigoris. Importance of head diameter, clearance, and cup wall thickness in elastohydrodynamic lubrication analysis of metal-on-metal hip resurfacing prostheses. *Proc Inst Mech Eng H* 220.6 (2006), S. 695–704.
- [111] D. Baykal, R.S. Siskey, H. Haider, V. Saikko, T. Ahlroos und S.M. Kurtz. Advances in tribological testing of artificial joint biomaterials using multidirectional pin-on-disk testers. *J Mech Behav Biomed Mater* 31 (2014), S. 117–134.
- [112] J.C. Hermida, A. Bergula, P. Chen, C.W. Colwell und D.D. D’Lima. Comparison of the wear rates of twenty-eight and thirty-two-millimeter femoral heads on cross-linked polyethylene acetabular cups in a wear simulator. *J Bone Joint Surg Am* 85.12 (2003), S. 2325–2331.
- [113] I.C. Clarke, A. Gustafson, H. Jung und A. Fujisawa. Hip-simulator ranking of polyethylene wear: comparisons between ceramic heads of different sizes. *Acta Orthop Scand* 67.2 (1996), S. 128–132.
- [114] J.P. Cobb, K. Davda, A. Ahmad, S.J. Harris und M. Masjedi. Why large-head metal-on-metal hip replacements are painful: the anatomical basis of psoas impingement on the femoral head-neck junction. *J Bone Joint Surg Br* 93.7 (2011), S. 881–885.



- 
- [115] W. Miehle und H. Schmitt. Extraartikuläres Weichteil-Impingement des Hüftgelenks. *Arthroscopie* 27.2 (2014), S. 88–92.
- [116] K.M. Varadarajan, M.P. Duffy, T. Zumbunn, D. Chan, K. Wannomae, B. Micheli, A.A. Freiberg, H.E. Rubash, H. Malchau und O.K. Muratoglu. Next-generation soft-tissue-friendly large-diameter femoral head. *Semin Arthroplasty* 24.4 (2013), S. 211–217.
- [117] J.C. Cole, J.E. Lemons und A.W. Eberhardt. Gamma irradiation alters fatigue-crack behavior and fracture toughness in 1900H and GUR 1050 UHMWPE. *J Biomed Mater Res* 63.5 (2002), S. 559–566.
- [118] M.P. Ast, T.K. John, A. Labbisiere, N. Robador und A.G. Valle. Fractures of a single design of highly cross-linked polyethylene acetabular liners: an analysis of voluntary reports to the United States Food and Drug Administration. *J Arthroplasty* 29.6 (2014), S. 1231–1235.
- [119] S.S. Tower, J.H. Currier, B.H. Currier, K.A. Lyford, D.W. Van Citters und M.B. Mayer. Rim cracking of the cross-linked longevity polyethylene acetabular liner after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 89.10 (2007), S. 2212–2217.
- [120] Endoprothesenregister Deutschland. *Jahresbericht*. 2016.
- [121] R. Sonntag, J. Reinders, U. Mueller und Kretzer J.P. Wahl der richtigen Gleitpaarung in der Hüftendoprothetik. *Z Orthop Unfall* 152.6 (2015), S. 587–596.
- [122] J. Fisher. Bioengineering reasons for the failure of metal-on-metal hip prostheses: An engineer’s perspective. *J Bone Joint Surg Br* 93.8 (2011), S. 1001–1004.
- [123] W. Waewsawangwong und S. B. Goodman. Unexpected failure of highly cross-linked polyethylene acetabular liner. *J Arthroplasty* 27.2 (2012), 323.e1–4.
- [124] G.E. Lewinnek, J.L. Lewis, R. Tarr, C.L. Compere und J.R. Zimmerman. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am* 60.2 (1978), S. 217–220.
- [125] G. Grammatopoulos, H. Pandit, S. Glyn-Jones, P. McLardy-Smith, R. Gundle, D. Whitwell, H.S. Gill und D.W. Murray. Optimal acetabular orientation for hip resurfacing. *J Bone Joint Surg Br* 92.8 (2010), S. 1072–1078.

- [126] E. Losina, J. Barrett, N.N. Mahomed, J.A. Baron und J.N. Katz. Early failures of total hip replacement: effect of surgeon volume. *Arthritis Rheum* 50.4 (2004), S. 1338–1343.
- [127] M. Manley, K. Ong, E. Lau und S.M. Kurtz. Effect of volume on total hip arthroplasty revision rates in the United States Medicare population. *J Bone Joint Surg Am* 90.11 (2008), S. 2446–2451.
- [128] P. Damm, F. Graichen, A. Rohlmann, A. Bender und G. Bergmann. Total hip joint prosthesis for in vivo measurement of forces and moments. *Med Eng Phys* 32.1 (2010), S. 95–100.
- [129] G. Bergmann, F. Graichen und A. Rohlmann. Hip joint contact forces during stumbling. *Langenbecks Arch Surg* 389.1 (2004), S. 53–59.
- [130] J.J. Prokopetz, E. Losina, R.L. Bliss, J. Wright, J.A. Baron und J.N. Katz. Risk factors for revision of primary total hip arthroplasty: a systematic review. *BMC Musculoskelet Disord* 13 (2012), S. 251.
- [131] S.Y. Jauch, L.G. Coles, L.V. Nq, A.W. Miles und H.S. Gill. Low torque levels can initiate a removal of the passivation layer and cause fretting in modular hip stems. *Med Eng Phys* 36.9 (2014), S. 1140–1146.
- [132] S. Hussenbocus, D. Kosuge, L.B. Solomon, D.W. Howie und R.H. Oskouei. Head-neck taper corrosion in hip arthroplasty. *Biomed Res Int* 2015 (2015), S. 758123.
- [133] Z.M. Jin, D. Dowson und J. Fisher. Analysis of fluid film lubrication in artificial hip joint replacements with surfaces of high elastic modulus. *Proc Inst Mech Eng H* 211.3 (1997), S. 247–256.
- [134] P.J. Firkins, J.L. Tipper, M.R. Saadatzadeh, E. Ingham, M.H. Stone, R. Farrar und J. Fisher. Quantitative analysis of wear and wear debris from metal-on-metal hip prostheses tested in a physiological hip joint simulator. *Biomed Mater Eng* 11.2 (2001), S. 143–157.
- [135] Y. Yan, A. Neville, D. Dowson, S. Williams und J. Fisher. Tribo-corrosion analysis of wear and metal ion release interactions from metal-on-metal and ceramic-on-

- metal contacts for the application in artificial hip prostheses. *Proc Inst Mech Eng J* 222.3 (2008), S. 438–492.
- [136] B.J. Hamrock und D. Dowson. Elastohydrodynamic lubrication of elliptical contacts for materials with low elastic modulus I - fully flooded conjunction. *Trans ASME* 100 (1978), S. 236–245.
- [137] J.Q. Yao, M.P. Laurent, T.S. Johnson, C.R. Blanchard und R.D. Crowninshield. The influences of lubricant and material on polymer/CoCr sliding friction. *Wear* 255.1-6 (2003), S. 780–784.
- [138] P. Czichos und K.H. Habig, Hrsg. *Tribologie-Handbuch*. 2. Auflage, Vieweg-Verlag, Wiesbaden, 2003.
- [139] E.S. Jones. Joint lubrication. *Lancet* 223.5783 (1934), S. 1426–1427.
- [140] T.E. Stanton. Boundary lubrication in engineering practice. *Eng* 135 (1923), S. 678–680.
- [141] B.M. Wroblewski, P.D. Siney und P.A. Fleming. Charnleys Hüftgelenkersatz. Geringe Reibung durch niedriges Drehmoment. *Schweiz Med Forum* 8.9 (2008), S. 166–172.
- [142] C. Myant, R. Underwood, J. Fan und P.M. Cann. Lubrication of metal-on-metal hip joints: The effect of protein content and load on film formation and wear. *J Mech Behav Biomed Mater* 6 (2012), S. 30–40.
- [143] M. Hartl, I. Křupka und D. Zhu. “EHL film thickness behaviour under high pressure - comparison between numerical and experimental results”. In: *IUTAM symposium on elastohydrodynamics and micro-elastohydrodynamics*. Hrsg. von R.W. Snidle und H.P. Evans. Bd. 134. Springer, Berlin Heidelberg, 2006, S. 217–228.
- [144] G. McClure, Z.M. Jin, J. Fisher und B.J. Tighe. Determination of lubricating film thickness for permeable hydrogel and non-permeable polyurethane layers bonded to a rigid substrate with particular reference to cushion form hip joint replacements. *Proc Inst Mech Eng H* 210.2 (1996), S. 89–93.
- [145] A.C. Clark, S.P. Ho und M. LaBerge. Conductive composite of UHMWPE and CB as a dynamic contact analysis sensor. *Tribol Int* 39.11 (2006), S. 1327–1335.

- [146] S. Smith, D. Dowson und A.A.J. Goldsmith. The lubrication of metal-on-metal total hip joints: a slide down the Stribeck curve. *Proc Inst Mech Eng J* 215.5 (2001), S. 483–493.
- [147] S. Smith, D. Dowson, A.A.J. Goldsmith, R. Valizadeh und J. Colligon. Direct evidence of lubrication in ceramic-on-ceramic total hip replacements. *Proc Inst Mech Eng C* 215.3 (2001), S. 265–268.
- [148] S. Smith, D. Dowson und A.A.J. Goldsmith. The effect of femoral head diameter upon lubrication and wear of metal-on-metal total hip replacements. *Proc Inst Mech Eng H* 215 (2001), S. 161–170.
- [149] D. Dowson, C.M. McNie und A.A.J. Goldsmith. Direct experimental evidence of lubrication in a metal-on-metal total hip replacement tested in a joint simulator. *Proc Inst Mech Eng C* 214.1 (2000), S. 75–86.
- [150] J.P. Kretzer, C. Zietz, C. Schröder, J. Reinders, L. Middelborg, A. Paulus, R. Sonntag, R. Bader und S. Utzschneider. Grundlagen zur tribologischen Analyse von Endoprothesen. *Orthopade* 41.10 (2012), S. 844–852.
- [151] H. McKellop, I. Clarke, K. Markolf und H. Amstutz. Friction and wear properties of polymer, metal and ceramic prosthetic joint materials evaluated on a multichannel screening device. *J Biomed Mater Res* 15.5 (1981), S. 619–653.
- [152] Z.P. Lu und K. Friedrich. On sliding friction and wear of PEEK. *Wear* 181-183.2 (1995), S. 624–631.
- [153] L. Ma und W.M. Rainforth. The effect of lubrication on the friction and wear of BioloX®delta. *Acta Biomater* 8.6 (2012), S. 2348–2359.
- [154] A. Mavraki und P.M. Cann. Friction and lubricant film thickness measurements on simulated synovial fluids. *Proc Inst Mech Eng J* 223.3 (2009), S. 325–335.
- [155] R. Nassutt, M.A. Wimmer, E. Schneider und M.M. Morlock. The influence of resting periods on friction in the artificial hip. *Clin Orthop Relat Res* 407 (2003), S. 127–138.
- [156] D.J.W. McMinn. “Development perspectives”. In: *Modern hip resurfacing*. Hrsg. von D.J.W. McMinn. Springer, Berlin Heidelberg, 2009, S. 1–41.

- 
- [157] J. Charnley. The lubrication of animal joints in relation to surgical reconstruction by arthroplasty. *Ann Rheum Dis* 19.1 (1960), S. 10–19.
- [158] C.H. Barnett und A.F. Cobbold. Lubrication within living joints. *J Bone Joint Surg Br* 44.3 (1962), S. 662–674.
- [159] A. Unsworth, D. Dowson und V. Wright. The frictional behavior of human synovial joints - Part I: Natural joints. *J Lubricat Techn* 97 (1975), S. 369–376.
- [160] J. O’Kelly, A. Unsworth, D. Dowson, A. Hall und V. Wright. A study of the role of synovial fluid and its constituents in the friction and lubrication of human hip joints. *Eng Med* 7.2 (1978), S. 73–83.
- [161] A. Unsworth, D. Dowson, V. Wright und D. Koshal. The frictional behavior of human synovial joints - Part II: Artificial joints. *J Lubricat Techn* 97 (1975), S. 377–382.
- [162] A. Unsworth. The effects of lubrication in hip prostheses. *Phys Med Biol* 23.2 (1978), S. 253–268.
- [163] N.E. Bishop, A. Hothan und M.M. Morlock. High friction moments in large hard-on-hard hip replacement bearings in conditions of poor lubrication. *J Orthop Res* 31.5 (2013), S. 807–813.
- [164] J.T. Scales, P. Kelly und D. Goddard. Friction torque studies of total joint replacements. The use of a simulator. *Ann Rheum Dis* 28.5 Suppl (1969), S. 30–35.
- [165] P.S. Walker und B.L. Gold. The tribology (friction, lubrication and wear) of all-metal artificial hip joints. *Clin Orthop Relat Res* 17.4 (1971), S. 285–299.
- [166] C.W. McClutchen. Mechanism of animal joints: sponge-hydrostatic and weeping bearings. *Nature* 184 (1959), S. 1284–1285.
- [167] S.M. Ma, J. Kabo und H.C. Amstutz. Frictional torque in surface and conventional hip. *J Bone Joint Surg Am* 65.3 (1983), S. 366–370.
- [168] R.M. Hall, A. Unsworth, B.M. Wroblewski und I.C. Burgess. Frictional characterisation of explanted Charnley hip prostheses. *Wear* 175.1-2 (1994), S. 159–166.
- [169] B.J. Roberts, A. Unsworth und N. Mian. Modes of lubrication in human hip joints. *Ann Rheum Dis* 41.3 (1982), S. 217–224.

- [170] S.C. Scholes und A. Unsworth. Comparison of friction and lubrication of different hip prostheses. *Proc Inst Mech Eng H* 214 (2000), S. 49–57.
- [171] S.C. Scholes und A. Unsworth. The effects of proteins on the friction and lubrication of artificial joints. *Proc Inst Mech Eng H* 220 (2006), S. 687–693.
- [172] S.C. Scholes, A. Unsworth, R.M. Hall und R. Scott. The effects of material combination and lubricant on the friction of total hip prostheses. *Wear* 241.2 (2000), S. 209–213.
- [173] A. Unsworth, M. Pearcy, E.F.T. White und G. White. Frictional properties of artificial hip joints. *Eng Med* 17.3 (1988), S. 101–104.
- [174] S. Flanagan. “Friction, lubrication and wear of total joint replacement”. Diss. Limerick: Faculty of Science und Engineering, University of Limerick, 2010.
- [175] S. Flanagan, E. Jones und C. Birkinshaw. In vitro friction and lubrication of large bearing hip prostheses. *Proc Inst Mech Eng H* 224.7 (2010), S. 853–864.
- [176] C. Brockett, P. Harper, S. Williams, G. Isaac, R. Dwyer-Joyce, Z. M. Jin und J. Fisher. The influence of clearance on friction, lubrication and squeaking in large diameter metal-on-metal hip replacements. *J Mater Sci Mater Med* 19.4 (2008), S. 1575–1579.
- [177] C. Brockett, S. Williams, Z. M. Jin, G. Isaac und J. Fisher. Friction of total hip replacements with different bearings and loading conditions. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 81 (2007), S. 508–515.
- [178] E. Pegg und M. Youseffi. Friction and lubrication behaviour of recap hip resurfacing implants using serum-based lubricants. *J Bone Joint Surg Br* 94.Supp XVIII (2012), S. 70.
- [179] E. Sariali, T. Stewart, Z. M. Jin und J. Fisher. In vitro investigation of friction under edge-loading conditions for ceramic-on-ceramic total hip prosthesis. *J Orthop Res* 28.8 (2010), S. 979–985.
- [180] F.C. Wang, C. Brockett, S. Williams, I. Udofia, J. Fisher und Z. M. Jin. Lubrication and friction prediction in metal-on-metal hip implants. *Phys Med Biol* 53.5 (2008), S. 1277.

- 
- [181] S. Williams, D. Jalali-Vahif, C. Brockett, Z. M. Jin, M.H. Stone, E. Ingham und J. Fisher. Effect of swing phase load on metal-on-metal hip lubrication, friction and wear. *J Biomech* 39.12 (2006), S. 2274–2281.
- [182] S. Williams, A. Schepers, G. Isaac, C. Hardaker, E. Ingham, D. van der Jagt, A. Breckon und J. Fisher. Ceramic-on-metal hip arthroplasties: a comparative in vitro and in vivo study. *Clin Orthop Relat Res* 465.23-32 (2007).
- [183] S. Williams. Metal-on-metal bearing wear with different swing phase loads. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 70.2 (2004), S. 233–239.
- [184] J. O’Kelly, A. Unsworth, D. Dowson, B. Jobbins und V. Wright. “Pendulum and simulator for studies of friction in hip joints”. In: *Evaluation of artificial joints*. Hrsg. von D. Dowson und V. Wright. Biological Engineering Soc., 1977, S. 19–29.
- [185] D.D. Auger, D. Dowson, J. Fisher und Z. M. Jin. Friction and lubrication in cushion form bearings for artificial hip joints. *Proc Inst Mech Eng H* 207.1 (1993), S. 25–33.
- [186] D.D. Auger, J.B. Medley, J. Fisher und D. Dowson. “A preliminary investigation of the ‘cushion bearing’ concept for joint replacement implants”. In: *Tribology Series*. Hrsg. von D. Dowson, C.M. Taylor und M. Godet. Bd. 17. Elsevier, 1990, S. 251–260.
- [187] N.E. Bishop, F. Waldow und M.M. Morlock. Friction moments of large metal-on-metal hip joint bearings and other modern designs. *Med Eng Phys* 30.8 (2008), S. 1057–1064.
- [188] J.A. Davidson, G. Schwartz, G. Lynch und S. Gir. Wear, creep, and frictional heating of femoral implant articulating surfaces and the effect on long-term performance - Part II, Friction, heating, and torque. *J Biomed Mater Res* 22.A1 Suppl (1988), S. 69–91.
- [189] G. Bergmann, F. Graichen, A. Rohlmann, A. Bender, B. Heinlein, G.N. Duda, M.O. Heller und M.M. Morlock. Realistic loads for testing hip implants. *Biomed Mater Eng* 20 (2010), S. 65–75.

- [190] I. Kutzner, B. Heinlein, F. Graichen, A. Bender, A. Rohlmann, A. Halder, A. Beier und G. Bergmann. Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects. *J Biomech* 43.11 (2010), S. 2164–2173.
- [191] G. Bergmann, A. Bender, F. Graichen, J. Dymke, A. Rohlmann, A. Trepczynski, M.O. Heller und I. Kutzner. Standardized loads acting in knee implants. *PLoS One* 9.1 (2014), e86035.
- [192] P. Westerhoff, F. Graichen, A. Bender, A. Halder, A. Beier, A. Rohlmann und G. Bergmann. In vivo measurement of shoulder joint loads during activities of daily living. *J Biomech* 42.12 (2009), S. 1840–1849.
- [193] A. Rohlmann, D. Pohl, A. Bender, F. Graichen, J. Dymke, H. Schmidt und G. Bergmann. Activities of everyday life with high spinal loads. *PLoS One* 9.4 (2014), e98510.
- [194] A. Rohlmann, G. Bergmann und F. Graichen. Loads on internal spinal fixators measured in different body positions. *Eur Spine J* 8.5 (1999), S. 354–359.
- [195] Julius Wolff Instituts der Charité Berlin. Orthoload-Datenbank. URL: <https://orthoload.com/> (abgerufen am 10.08.2012).
- [196] B.W. Stansfield, A.C. Nicol, J.P. Paul, I.G. Kelly, F. Graichen und G. Bergmann. Direct comparison of calculated hip joint contact forces with those measured using instrumented implants. An evaluation of a three-dimensional mathematical model of the lower limb. *J Biomech* 36.7 (2003), S. 929–936.
- [197] G. Bergmann, F. Graichen, J. Dymke, A. Rohlmann, G.N. Duda und P. Damm. High-tech hip implant for wireless temperature measurements in vivo. *PLoS One* 7.8 (2012), e43489.
- [198] P. Damm, J. Dymke, R. Ackermann, A. Bender, F. Graichen, A. Halder, A. Beier und G. Bergmann. Friction in Total Hip Joint Prosthesis Measured In Vivo during Walking. *PLoS One* 8.11 (2013), e78373.
- [199] G. Bergmann, F. Graichen, A. Rohlmann, P. Westerhoff, B. Heinlein, A. Bender und R. Ehrig. Design and calibration of load sensing orthopaedic implants. *J Biomech Eng* 130.2 (2008), S. 021009.



- 
- [200] P. Damm, A. Bender und G. Bergmann. Postoperative changes in in vivo measured friction in total hip joint prosthesis during walking. *PLoS One* 10.3 (2015), e0120438.
- [201] M. Spinelli, S. Affatato, L. Tiberi, S. Carmignato und M. Viceconti. Integrated friction measurements in hip wear simulations: short-term results. *Proc Inst Mech Eng H* 224.7 (2010), S. 865–876.
- [202] V. Saikko. Friction measurement in the biaxial rocking motion hip joint simulator. *J Tribol* 131.1 (2009), S. 011201–011208.
- [203] J.G. Bowsher und J.C. Shelton. A hip simulator study of the influence of patient activity level on the wear of crosslinked polyethylene under smooth and roughened femoral conditions. *Wear* 250.1-12 (2001), S. 167–179.
- [204] Y.S. Liao, H. McKellop, Z. Lu, P. Campbell und P. Benya. The effect of frictional heating and forced cooling on the serum lubricant and wear of UHMW polyethylene cups against cobalt–chromium and zirconia balls. *Biomaterials* 24.18 (2003), S. 3047–3059.
- [205] J.N. Weisenburger, M.G. Naylor, D.W. Schroeder, B.F. White, A. Unsworth, K.L. Garvin und H. Haider. “On-line measurement of friction of total hip replacement systems during multi-station hip wear testing”. In: *54th annual meeting of the Orthopaedic Research Society*. San Francisco, 2008.
- [206] C. Kaddick, M. Malczan, C. Buechele, M. Hintner und M.A. Wimmer. “On the measurement of three-dimensional taper moments due to friction and contact load in total hip replacement”. In: *Modularity and tapers in total joint replacement devices*. Hrsg. von A.S. Greenwald, S.M. Kurtz, J.E. Lemons und W.M. Mihalko. STP 1591. ASTM, 2015.
- [207] L. Scholl, J. Longaray, L. Raja, R. Lee, A. Faizan, L. Herrera, M. Thakore und J. Nevelos. Friction in modern total hip arthroplasty bearings: effect of material, design, and test methodology. *Proc Inst Mech Eng H* 230.1 (2016), S. 50–57.
- [208] H. Haider, J.N. Weisenburger und K.L. Garvin. Simultaneous measurement of friction and wear in hip simulators. *Proc Inst Mech Eng H* 230.5 (2016), S. 373–388.

- [209] R. Sonntag, S. Braun, L. Al-Salehi, J. Reinders, U. Mueller und J.P. Kretzer. Three-dimensional friction measurement during hip simulation. *PLoS One* 12.9 (2017), e0184043.
- [210] T. Scheerlinck. Cup positioning in total hip arthroplasty. *Acta Orthop Belg* 80.3 (2014), S. 336–347.
- [211] J.P. Paul. Force actions transmitted by joints in the human body. *Proc R Soc Lond B Biol Sci* 192.1107 (1976), S. 163–172.
- [212] M. Beck, D. Delfosse, R. Lerf, R. Becker, G. French, L. Hollmann, K. Knahr, H. Naeder, E. Meijer, P. Rehbein, J. Baines, V. Steenmeijer und A. de Gast. “Oxidation prevention with vitamin E in a HXLPE isoelastic monoblock pressfit cup: preliminary results”. In: *Total hip arthroplasty*. Hrsg. von K. Knahr. Springer, Berlin Heidelberg, 2012, S. 21–31.
- [213] Y. Fujii. Frictional characteristics of an aerostatic linear bearing. *Tribol Int* 39.9 (2006), S. 888–896.
- [214] N. Bishop, F. Waldow und M. Morlock. “Friction moments acting in artificial hip joints”. In: *5. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik (DGfB)*. Köln, 2007.
- [215] E. Hering, R. Martin und M. Stohrer, Hrsg. *Physik für Ingenieure*. 10. Auflage, Springer, Berlin Heidelberg, 2007.
- [216] N.E. Bishop, A. Hothan und M.M. Morlock. “Friction in large diameter hip bearings in compromised lubrication conditions”. In: *Annual meeting of the Orthopaedic Research Society (ORS)*. San Francisco, 2012.
- [217] F. Di Puccio und L. Mattei. Biotribology of artificial hip joints. *World J Orthop* 6.1 (2015), S. 77–94.
- [218] J.C. Hill, O.J. Diamond, S. O’Brian, J.G. Boldt, M. Stevenson und D.E. Beverland. Early surveillance of ceramic-on-metal total hip arthroplasty. *Bone Joint J* 97.3 (2015), S. 300–305.

- 
- [219] O. Pinzone, M.H. Schwartz, P. Thomason und R. Baker. The comparison of normative reference data from different gait analysis services. *Gait Posture* 40.2 (2014), S. 286–290.
- [220] T.W. Phillips, L.T. Nguyen und S.D. Munro. Loosening of cementless femoral stems: a biomechanical analysis of immediate fixation with loading vertical, femur horizontal. *J Biomech* 24.1 (1991), S. 37–48.
- [221] J. Stolk, N. Verdonchot und R. Huiskes. Stair climbing is more detrimental to the cement in hip replacement than walking. *Clin Orthop Relat Res* 405 (2002), S. 294–305.
- [222] Statistisches Bundesamt (Destatis). *Fragen zur Gesundheit - Körpermaße der Bevölkerung*. Wiesbaden, 2014.
- [223] M. Morlock, R. Nassutt, A. Bluhm, M. Vollmer, M. Honl, V. Mueller, E. Hille und E. Schneider. “Quantification of hip joint resting periods during daily activities: could they play a role for the failure of total hip prostheses due to the increase in static friction?” In: *46th Annual meeting of the Orthopaedic Research Society*. Orlando, Florida, 2000.
- [224] J. Daniel und A. Kamali. “Tribology of metal-on-metal bearings”. In: *Tribology in total hip arthroplasty*. Hrsg. von K. Knahr. Springer, Berlin Heidelberg, 2011.
- [225] U. Mueller, B. Panzram, S. Braun, R. Sonntag und J.P. Kretzer. Mixing of head-stem components in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 33.3 (2018), S. 945–951.
- [226] Julius Wolff Institut für Biomechanik und Muskuloskeletale Regeneration. Homepage. URL: [https://jwi.charite.de/forschung/belastung\\_und\\_bewegung/instrumentierte\\_implantate/](https://jwi.charite.de/forschung/belastung_und_bewegung/instrumentierte_implantate/) (abgerufen am 28.01.2018).
- [227] C. Heisel, N. Streich, M. Krachler, E. Jakobowitz und J.P. Kretzer. Characterization of the running-in-period in total hip resurfacing arthroplasty: an in vivo and in vitro metal ion analysis. *J Bone Joint Surg Am* 90.Suppl 3 (2008), S. 125–133.
- [228] J.J. Elsner, M. Shemesh, Y. Mezape, M. Levenshtein, K. Hakshur, A. Shterling und N. Linder-Ganz E. Eliaz. Long-term evaluation of a compliant cushion form

- acetabular bearing for total hip replacement: a 20 million cycles wear simulation. *J Orthop Res* 20.12 (2011), S. 1859–1866.
- [229] H. Oonishi, I.C. Clarke, V. Good, H. Amino und M. Ueno. Alumina hip joints characterized by run-in wear and steady-state wear to 14 million cycles in hip-simulator model. *J Biomed Mater Res A* 70.4 (2004), S. 523–532.
- [230] B.R. Burroughs, O.K. Muratoglu, C.R. Bragdon, K.K. Wannomae, S. Christensen, A.J. Lozynsky und W.H. Harris. In vitro comparison of frictional torque and torsionals resistance of aged conventional gamma-in-nitrogen sterilized polyethylene versus aged highly crosslinked polyethylene articulating against head sized larger than 32 mm. *Acta Orthop* 77.5 (2006), S. 710–718.
- [231] W. Liu, T. Wahafu, M. Cheng, T. Cheng, Y. Zhang und X. Zhang. The influence of obesity on primary total hip arthroplasty outcomes: A meta-analysis of prospective cohort studies. *Orthop Traumatol Surg Res* 101.3 (2015), S. 289–296.
- [232] J.D. Craik, M.D. Bircher und M. Rickman. Hip and knee arthroplasty implants contraindicated in obesity. *Ann R Coll Surg Engl* 98.5 (2016), S. 295–299.
- [233] Y. Yan, A. Neville, D. Dowson, S. Williams und J. Fisher. The influence of swing phase load on the electrochemical response, friction, and ion release of metal-on-metal hip prostheses in a friction simulator. *Proc Inst Mech Eng J* 223 (2009), S. 303–309.
- [234] J.E. Nevelos, E. Ingham, C. Doyle, A.B. Nevelos und J. Fisher. Wear of HIPed and non-HIPed alumina-alumina hip joints under standard and severe simulator testing conditions. *Biomaterials* 22.16 (2001), S. 2191–2197.
- [235] S.M. McDonnell, G. Boyce, J. Baré, D. Young und A.J. Shimmin. The incidence of noise generation arising from the large-diameter Delta Motion ceramic total hip bearing. *Bone Joint J* 95.2 (2013), S. 160–165.
- [236] S.A. Sexton, E. Yeung, M.P. Jackson, S. Rajaratnam, J.M. Martell, W.L. Walter, B.A. Zicat und W.K. Walter. The role of patient factors and implant position in squeaking of ceramic-on-ceramic total hip replacements. *J Bone Joint Surg Br* 93.4 (2011), S. 439–492.

- 
- [237] W.L. Walter, G.C. O'toole, W.K. Walter, A. Ellis und B.A. Zicat. Squeaking in ceramic-on-ceramic hips: the importance of acetabular component orientation. *J Arthroplasty* 22.4 (2007), S. 496–503.
- [238] S. Affatato, F. Traina, C. Mazzega-Fabbro, V. Sergo und M. Viceconti. Is ceramic-on-ceramic squeaking phenomenon reproducible in vitro? A long-term simulator study under severe conditions. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 91.1 (2009), S. 264–271.
- [239] S.R. Simon, I.L. Paul, R.M. Rose und E.L. Radin. 'Sticktion-friction' of total hip prostheses and its relationship to loosening. *J Bone Joint Surg* 57 (1975), S. 226–230.
- [240] G.E. Roter, J.B. Medley, J.D. Bobyn, J.J. Krygier und F.W. Chan. "Stop-dwell-start motion: a novel simulator protocol for the wear of metal-on-metal hip implants". In: *Tribology Series*. Hrsg. von D. Dowson, M. Priest, G. Dalmaz und A.A. Lubrecht. 40. Elsevier, 2002, S. 367–376.
- [241] M.A. Wimmer, R. Nassutt, C. Sprecher, J. Loos, G. Täger und A. Fischer. Investigation of stick phenomena in metal-on-metal hip joints after resting periods. *Proc Inst Mech Eng H* 220.2 (2006), S. 219–227.
- [242] J.P. Shorez, T.S. Harding, P.J. Atkinson und N. Walter. Alterations of the amount and morphology of wear particles by the addition of loading profile transitions during artificial hip wear testing. *Proc Inst Mech Eng H* 222.6 (2008), S. 865–875.
- [243] M. Hadley, C. Hardaker, S. Williams, Z. Jin, G. Isaac und J. Fisher. "In-vitro wear simulation of different materials for total hip replacement under stop-dwell-start conditions". In: *Orthopaedic Research Society 60th annual meeting*. 2014.
- [244] A. Kamali, A. Hussain, C. Li, J. Pamu, J. Daniel, H. Ziaee, J. Dankeil und D.J. McMinn. Tribological performance of various CoCr microstructures in metal-on-metal bearings: the development of a more physiological protocol in vitro. *J Bone Joint Surg Br* 92.5 (2010), S. 717–725.
- [245] W. Krenkel, Hrsg. *Ceramic matrix composites - fiber reinforced ceramics and their applications*. Wiley-VCH, Weinheim, 2008.

- [246] D. Jalali-Vahid, Z.M. Jin und D. Dowson. Effect of start-up conditions on elasto-hydrodynamic lubrication of metal-on-metal hip implants. *Proc Inst Mech Eng J* 220.3 (2006), S. 143–150.
- [247] ISO 7206-2. Chirurgische Implantate - Partieller und totaler Hüftgelenkersatz - Teil 2: Artikulierende Oberfläche aus Metall, Keramik und Kunststoff. *International Organization for Standardization* (2011).
- [248] F.W. Chan, J.D. Bobyn, J.B. Medley, J.J. Krygier und M. Tanzer. The Otto Aufranc Award. Wear and lubrication of metal-on-metal hip implants. *Clin Orthop Relat Res* 369 (1999), S. 10–24.
- [249] C.B. Rieker, R. Schön, R. Konrad, G. Liebenritt, P. Gnepf, M. Shen, P. Roberts und P. Grigoris. Influence of the clearance on in-vitro tribology of large diameter metal-on-metal articulations pertaining to resurfacing hip implants. *Ortho Clin N Am* 36.2 (2005), S. 135–142.
- [250] C.B. Rieker, R. Schön und P. Köttig. Development and validation of second-generation metal-on-metal bearing: laboratory studies and analysis of retrievals. *J Arthroplasty* 19.8 Suppl 3 (2004), S. 5–11.
- [251] X.Q. Hu, R.J. Wood, A. Taylor und M.A. Tuke. The tribological behaviour of different clearance moM hip joints with lubricants of physiological viscosities. *Proc Inst Mech Eng H* 225 (2011), S. 1061–1069.
- [252] M.A. Tuke, G. Scott, A. Roques, X.Q. Hu und A. Taylor. Design consideration and life prediction of metal-on-metal bearings: the effect of clearance. *J Bone Joint Surg Am* 90 Suppl 3 (2008), S. 134–141.
- [253] Z.M. Lin, S. Meakins, M.M. Morlock, P. Parsons, C. Hardaker, M. Flett und G. Isaac. Deformation of press-fitted metallic resurfacing cups. Part 1: experimental simulation. *Proc Inst Mech Eng H* 220.2 (2006), S. 299–309.
- [254] A. Hothan, G. Huber, C. Weiss, N. Hoffmann und M. Morlock. Deformation characteristics and eigenfrequencies of press-fit acetabular cups. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 26.1 (2011), S. 46–51.

- 
- [255] H.S. Hothi, J.J. Busfield und J.C. Shelton. Deformation of uncemented metal acetabular cups following impaction: experimental and finite element study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 17.11 (2014), S. 1261–1274.
- [256] C. Qiu, L. Wang, D. Li und Z. M. Jin. The influence of metallic shell deformation on the contact mechanics of a ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty. *Proc Inst Mech Eng H* 230.1 (2016), S. 4–12.
- [257] J. Fan, C. Myant, R. Underwood und P. Cann. Synovial fluid lubrication of artificial joints: protein film formation and composition. *Faraday Discuss* 156 (2012), S. 69–85.
- [258] J.M. Brandt, L.K. Brière, J. Marr, S.J. MacDonald, R.B. Bourne und J.B. Medley. Biochemical comparison of osteoarthritic human synovial fluid with calf sera used in knee simulator wear testing. *J Biomed Mater Res A* 94.3 (2010), S. 961–971.
- [259] J. Reinders, R. Sonntag, C. Heisel, T. Reiner, L. Vot und J.P. Kretzer. Wear performance of ceramic-on-metal hip bearings. *PLoS One* 8.8 (2013), e73252.
- [260] Y.D. Levy, S. Munir, S. Donohoo und W.L. Walter. Review on squeaking hips. *World J Orthop* 6.10 (2015), S. 812–820.
- [261] U. Brulc, V. Antolic und B. Mavcic. Risk factors for unsuccessful acetabular press-fit fixation at primary total hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 103 (2017), S. 993–997.
- [262] H.S. Khanuja, J.J. Vakil, M.S. Goddard und M.A. Mont. Cementless femoral fixation in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 93.5 (2011), S. 500–509.
- [263] E. Adler, S.A. Stuchin und F.J. Kummer. Stability of press-fit acetabular cups. *J Arthroplasty* 7.3 (1992), S. 295–301.
- [264] V. Goriainov, A. Jones, A. Briscoe, A. New und D. Dunlop. Do the cup surface properties influence the initial stability? *J Arthroplasty* 29.4 (2014), S. 757–762.
- [265] T. Tabata, N. Kaku, K. Hara und H. Tsumura. Initial stability of cementless acetabular cups: press-fit and screw fixation interaction - an in vitro biomechanical study. *Eur J Orthop Surg Traumatol* 25.3 (2015), S. 497–502.

- [266] K. Kaneko, Y. Inoue, A. Mogami und H. Iwase. The initial fixation of press-fit acetabular socket. Its clinical observation and fundamental study. *Eur J Orthop Surg Traumatol* 2.115-119 (10).
- [267] A. Ohlin und B. Balkfors. Stability of cemented sockets after 3-14 years. *J Arthroplasty* 7.1 (1992), S. 87–92.
- [268] J.T. Hsu und D.J. Lin. Effects of screw excentricity on the initial stability of the acetabular cup in artificial foam bone off different qualities. *Artif Organs* 34.1 (2010), E10–16.
- [269] D.C. Markel, N. Hora und M. Grimm. Press-fit stability of uncemented hemispheric acetabular components: a comparison of three porous coating systems. *Int Orthop* 2.72-75 (26).
- [270] R. Wetzel, M. Simnacher und G. Scheller. Primärstabilität von Press-fit Hüftpfannen - eine in-vitro Studie. *Biomed Tech (Berl)* 50.12 (2005), S. 400–403.
- [271] A. Kuhn, G. Scheller und M. Schwarz. Primärstabilität zementfreier Press-fit-Hüftpfannen. In-vitro-Auskippsversuche. *Biomed Tech (Berl)* 44.12 (1999), S. 356–359.
- [272] W. Macdonald, L.V. Carlsson, G.J. Charnley und C.M. Jacobsson. Press-fit acetabular cup fixation: principles and testing. *Proc Inst Mech Eng H* 213.1 (1999), S. 33–39.
- [273] R.M. Meneghini, C. Meyer, C.A. Buckley, A.D. Hanssen und D.G. Lewallen. Mechanical stability of novel highly porous metal acetabular components in revision total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 25.3 (2010), S. 337–341.
- [274] B. Olory, E. Havet, A. Gabrion, J. Vernois und P. Mertl. Comparative in vitro assessment of the primary stability of cementless press-fit acetabular cups. *Acta Orthop Belg* 70.1 (2004), S. 31–37.
- [275] G. Antoniadou, E.J. Smith, A.H. Deakin, S.C. Wearing und M. Sarungi. Primary stability of two uncemented acetabular components of different geometry: hemispherical or peripherally enhanced? *Bone Joint Res* 2.12 (2013), S. 264–269.
- [276] E.A. Crosnier. “Initial stability of press-fit acetabular components in total hip replacements”. Diss. University of Bath, Department of Mechanical Engineering, 2015.



- 
- [277] H.J. Clarke, R.H. Jinnah, K.E. Warden, Q.G. Cox und M.J. Curtis. Evaluation of acetabular stability in uncemented prostheses. *J Arthroplasty* 6.4 (1991), S. 335–340.
- [278] M. Baxmann, S.Y. Jauch, C. Schilling, W. Blomer, T.M. Grupp und M.M. Morlock. The influence of contact conditions and micromotions on the fretting behavior of modular titanium alloy taper connection. *Med Eng Phys* 35.5 (2013), S. 676–683.
- [279] J.P. Kretzer und V. Ewerbeck. Modulare Primärendoprothetik - Risiko gerechtfertigt? *Z Orthop Unfall* 153.3 (2015), S. 312–316.
- [280] R. Nassutt, I. Mollenhauer, K. Klingbeil, O. Henning und H. Grundei. Die Bedeutung der Setzkraft für die Sicherheit einer Konuskopplung vom Hüftstiel und keramischem Prothesenkopf. *Biomed Tech (Berl)* 51.2 (2006), S. 103–109.
- [281] J.P. Heiney, S. Battula, G.A. Vrabc, A. Parikh, R. Blice, A.J. Schönfeld und G.O. Njus. Impact magnitudes applied by surgeons and their importance when applying the femoral head onto the Morse taper for total hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg* 129.6 (2009), S. 793–796.
- [282] C.I. Esposito, T.M. Wright, S.B. Goodman und D.J. Berry. What is the trouble with trunnions? *Clin Orthop Relat Res* 472.12 (2014), S. 3652–3658.
- [283] A. Panagiotidou, J. Meswania, K. Osman, B. Bolland, J. Latham, J. Skinner, F.S. Haddad, A. Hart und G. Blunn. The effect of frictional torque and bending moment on corrosion at the taper interface: an in vitro study. *Bone Joint J* 97.4 (2015), S. 463–472.
- [284] S. Munir, W.L. Walter und W.R. Walsh. Variations in the trunnion surface topography between different commercially available hip replacement stems. *J Orthop Res* 33.1 (2015), S. 98–105.
- [285] U. Mueller, S. Braun, S. Schroeder, R. Sonntag und J.P. Kretzer. Same same but different? 12/14 stem and head tapers in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 32.10 (2017), S. 3191–3199.

- [286] S.B. Kocagoz, R.J. Underwood, S. Sivan, J.L. Gilbert, D.W. Macdonald, J.S. Day und S.M. Kurtz. Does taper angle clearance influence fretting and corrosion damage at the head-stem interface? A matched cohort retrieval study. *Semin Arthroplasty* 24.4 (2013), S. 246–254.
- [287] S.M. Kurtz, S.B. Kocagoz, J.A. Hanzlik, R.J. Underwood, J.L. Gilbert, D.W. MacDonald, G.C. Lee, M.A. Mont, M.J. Kraay, G.R. Klein, J. Parvizi und C.M. Rimnac. Do ceramic femoral heads reduce taper fretting corrosion in hip arthroplasty? A retrieval study. *Clin Orthop Relat Res* 471.10 (2013), S. 3270–3282.
- [288] D.J. Langton, R. Sidaginamale, J.K. Lord, A.V.F. Nargol und T.J. Joyce. Taper junction failure in large-diameter metal-on-metal bearings. *Bone Joint Res* 1.4 (2012), S. 56–63.
- [289] A. Rehmer, N.E. Bishop und M.M. Morlock. Influence of assembly procedure and material combination on the strength of the taper connection at the head-neck junction of modular hip endoprostheses. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 27.1 (2012), S. 77–83.
- [290] F. Witt, B.H. Bosker, N.E. Bishop, H.B. Ettema, C.C. Verheyen und M.M. Morlock. The relationship between titanium taper corrosion and cobalt-chromium bearing wear in large-head metal-on-metal total hip prostheses: a retrieval study. *J Bone Joint Surg Am* 96.18 (2014), e157.
- [291] R. Schäfer, U. Soltesz und P.F. Bernard. Friction in hip-joint prostheses and its influence on the fixation of the artificial head. *J Mater Sci Mater Med* 9.12 (1998), S. 687–690.
- [292] H.J. Cooper, C.J. Della Valle, R.A. Berger, M. Tetreault, W.G. Paprovsky, S.M. Sporer und J.J. Jacobs. Corrosion at the head-neck taper as a cause for adverse local tissue reactions after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 94.18 (2012), S. 1655–1661.
- [293] J.J. Jacobs, J.L. Gilbert und R.M. Urban. Corrosion of metal orthopaedic implants. *J Bone Joint Surg Am* 80.2 (1998), S. 268–282.

- [294] D.K. Hussey und B.J. McGrory. Ten-year cross-sectional study of mechanically assisted crevice corrosion in 1352 consecutive patients with metal-on-polyethylene total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 32.8 (2017), S. 2546–2551.
- [295] S.Y. Jauch, G. Huber, E. Hönig, M. Baxmann, T.M. Grupp und M.M. Morlock. Influence of material coupling and assembly condition on the magnitude of micro-motion at the stem-neck interface of a modular hip endoprosthesis. *J Biomech* 44.9 (2011), S. 1747–1751.



# A. Anhang

## A.1. Technische Spezifikationen des hydraulischen Grundaufbaus

Tabelle A.1.: Technische Daten des Grundaufbaus (lt. Herstellerangaben).

<b>Modell</b>	MTS 858 Mini Bionix <sup>®</sup> II (858.14)
<b>Hydraulikaggregat</b>	
Nenn-Systemdruck	21 MPa
Nenn-Förderstrom	26,5l/min
<b>Axiale Komponenten</b>	
Linearzylinder, Nennkraft	25 kN
<b>Torsionale Komponenten</b>	
Drehzylinder, Nennmoment	200 Nm
max. Drehwinkel	270°
<b>Kraft-Drehmomentaufnehmer</b>	
Nennkraft	25 kN
Nennmoment	250 Nm
<b>Hüftverschleiß-Modul</b>	
Extension/Flexion	120°
Adduktion/Abduktion	60°
Innen-/Außenrotation	> 20°

## A.2. Datenblatt Elementar-Luftlager EZ-0053-170

Die zentrale Komponente des aerostatischen Querkraftausgleichs stellt das Elementar-Luftlager dar, das eine Standard-Komponente der Firma Eitzenberger ist. Der Querkraftausgleich wurde basierend auf den technischen Daten des Elementarluftlagers konzeptionell angepasst (Abbildung A.1).

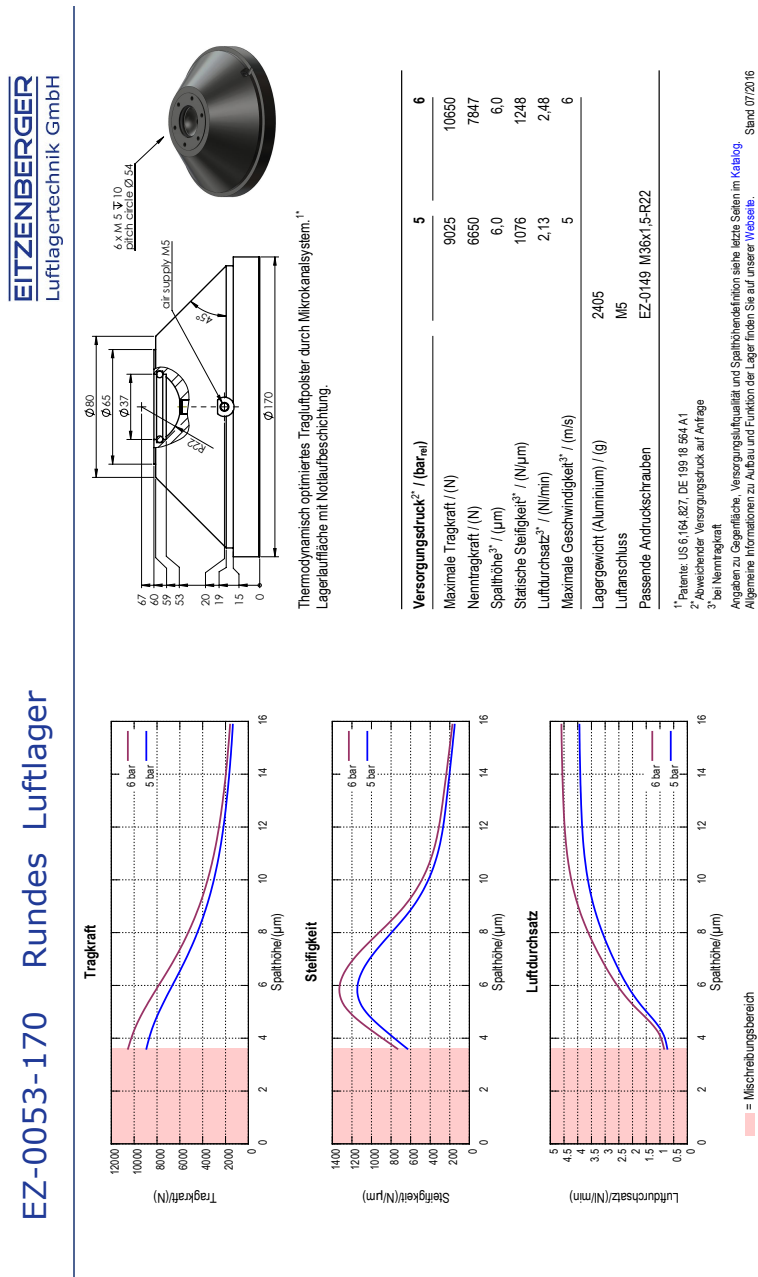


Abbildung A.1.: Datenblatt Elementarluftlager EZ-0053-170 (Eitzenberger Luftlagertechnik GmbH)

## A.3. MATLAB-Code (Post-Processing)

Im Folgenden ist das MATLAB-File zur Hauptauswertung der Rohdaten (nach Bandpassfilterung) aufgeführt. Es veranschaulicht nochmals im Detail die in Kapitel 3.1.4 beschriebene Versuchsauswertung.

### A.3.1. berechne.m

```

1 %% Berechnungsfunktion 'berechne.m'
2 % Uebergabe Parameter aus 'run.m'
3
4 % test: bestimmt Versuch (Bsp. 'Normales Gehen')
5 % probenname: Probenbezeichnung
6 % folder: Probenordner Rohdaten
7 % folder_out: Speicherort nach Berechnung
8 % sensFx, sensFy, sensFz, sensMx, sensMy, sensMz: Umrechnungsfaktoren von
9 % Volt in SI-Einheiten
10 % ausgabe, XLSsheet: unbenutzt
11
12 function ...
    berechne(test,probenname, folder, ausgabe, folder_out, sensFx, sensFy, sensFz,
13 sensMx, sensMy, sensMz, SS_10s, Δ_m, kopfd_m, p, XLSsheet)
14
15 if strcmp(test, 'NormGehen')
16     disp([probenname ': ..Normales Gehen']); % Anzeige im 'Command Window'
17     file = '#01.NormGehen-fft.mat';
18     data_rate = 4; % Faktor zur Korrektur der Datenrate (1024 Hz/4
19 % = 256 Hz)
20     bez = '';
21     activity = 'norm_gehen';
22 elseif strcmp(test, 'NormGeh.0,5Hz')
23     disp([probenname ': ..Normales Gehen (0,5Hz)']); % Anzeige im
24 % 'Command Window'
25     file = '#02.NormGeh_0,5Hz-fft.mat';
26     data_rate = 4; % Faktor zur Korrektur der Datenrate (1024 Hz/4
27 % = 256 Hz)

```

```
28     bez = '';
29     activity = 'gang_freq_05Hz';
30 elseif strcmp(test, 'NormGeh.0,75Hz')
31     disp([probenname ': ..Normales Gehen (0,75Hz)']); % Anzeige im
32     % 'Command Window'
33     file = '#03.NormGeh_0,75Hz-fft.mat';
34     data_rate = 4; % Faktor zur Korrektur der Datenrate (1024 Hz/4
35     % = 256 Hz)
36     bez = '';
37     activity = 'gang_freq_075Hz';
38 elseif strcmp(test, 'NormGeh.1,0Hz')
39     disp([probenname ': ..Normales Gehen (1,0Hz)']); % Anzeige im
40     % 'Command Window'
41     file = '#04.NormGeh_1,0Hz-fft.mat';
42     data_rate = 4; % Faktor zur Korrektur der Datenrate (1024 Hz/4
43     % = 256 Hz)
44     bez = '';
45     activity = 'gang_freq_1Hz';
46 elseif strcmp(test, 'NormGeh.1,25Hz')
47     disp([probenname ': ..Normales Gehen (1,25Hz)']); % Anzeige im
48     % 'Command Window'
49     file = '#05.NormGeh_1,25Hz-fft.mat';
50     data_rate = 4; % Faktor zur Korrektur der Datenrate (1024 Hz/4
51     % = 256 Hz)
52     bez = '';
53     activity = 'gang_freq_125Hz';
54 elseif strcmp(test, 'NormGeh.1,5Hz')
55     disp([probenname ': ..Normales Gehen (1,5Hz)']); % Anzeige im
56     % 'Command Window'
57     file = '#06.NormGeh_1,5Hz-fft.mat';
58     data_rate = 4; % Faktor zur Korrektur der Datenrate (1024 Hz/4
59     % = 256 Hz)
60     bez = '';
61     activity = 'gang_freq_15Hz';
62 elseif strcmp(test, 'NormGeh.2,0Hz')
63     disp([probenname ': ..Normales Gehen (2,0Hz)']); % Anzeige im
64     % 'Command Window'
65     file = '#07.NormGeh_2,0Hz-fft.mat';
```



```
66     data_rate = 4;    % Faktor zur Korrektur der Datenrate (1024 Hz/4
67     % = 256 Hz)
68     bez = '';
69     activity = 'gang_freq_2Hz';
70 elseif strcmp(test, 'NormGeh.100kg')
71     disp([probenname ': ..Normales Gehen (Patientengewicht 100kg)']);
72     % Anzeige im 'Command Window'
73     file = '#08.NormGeh_100kg-fft.mat';
74     data_rate = 4;    % Faktor zur Korrektur der Datenrate (1024 Hz/4
75     % = 256 Hz)
76     bez = '';
77     activity = 'pat_gew_100kg';
78 elseif strcmp(test, 'NormGeh.120kg')
79     disp([probenname ': ..Normales Gehen (Patientengewicht 120kg)']);
80     % Anzeige im 'Command Window'
81     file = '#09.NormGeh_120kg-fft.mat';
82     data_rate = 4;    % Faktor zur Korrektur der Datenrate (1024 Hz/4
83     % = 256 Hz)
84     bez = '';
85     activity = 'pat_gew_120kg';
86 elseif strcmp(test, 'NormGeh.140kg')
87     disp([probenname ': ..Normales Gehen (Patientengewicht 140kg)']);
88     % Anzeige im 'Command Window'
89     file = '#10.NormGeh_140kg-fft.mat';
90     data_rate = 4;    % Faktor zur Korrektur der Datenrate (1024 Hz/4
91     % = 256 Hz)
92     bez = '';
93     activity = 'pat_gew_140kg';
94 elseif strcmp(test, 'NormGeh.S-50N')
95     disp([probenname ': ..Normales Gehen (Schwungphasen-Last 50N)']);
96     % Anzeige im 'Command Window'
97     file = '#11.NormGeh_S-50N-fft.mat';
98     data_rate = 4;    % Faktor zur Korrektur der Datenrate (1024 Hz/4
99     % = 256 Hz)
100    bez = '';
101    activity = 'schwung_50N';
102 elseif strcmp(test, 'NormGeh.S-150N')
103    disp([probenname ': ..Normales Gehen (Schwungphasen-Last 150N)']);
```

```
104     % Anzeige im 'Command Window'
105     file = '#12.NormGeh_S-150N-fft.mat';
106     data_rate = 4;    % Faktor zur Korrektur der Datenrate (1024 Hz/4
107     % = 256 Hz)
108     bez = '';
109     activity = 'schwung_150N';
110 elseif strcmp(test,'NormGeh.S-250N')
111     disp([probenname ': ..Normales Gehen (Schwungphasen-Last 250N)']);
112     % Anzeige im 'Command Window'
113     file = '#13.NormGeh_S-250N-fft.mat';
114     data_rate = 4;    % Faktor zur Korrektur der Datenrate (1024 Hz/4
115     % = 256 Hz)
116     bez = '';
117     activity = 'schwung_250N';
118 elseif strcmp(test,'NormGeh.S-400N')
119     disp([probenname ': ..Normales Gehen (Schwungphasen-Last 400N)']);
120     % Anzeige im 'Command Window'
121     file = '#14.NormGeh_S-400N-fft.mat';
122     data_rate = 4;    % Faktor zur Korrektur der Datenrate (1024 Hz/4
123     % = 256 Hz)
124     bez = '';
125     activity = 'schwung_400N';
126 elseif strcmp(test,'TreppeAuf')
127     disp([probenname ': ..Treppe Aufsteigen']); % Anzeige im 'Command Window'
128     file = '#15.TreppeAuf-fft.mat';
129     data_rate = 4;    % Faktor zur Korrektur der Datenrate (1024 Hz/4
130     % = 256 Hz)
131     bez = '';
132     activity = 'treppe_auf';
133 elseif strcmp(test,'TreppeAb')
134     disp([probenname ': ..Treppe Absteigen']); % Anzeige im 'Command Window'
135     file = '#16.TreppeAb-fft.mat';
136     data_rate = 4;    % Faktor zur Korrektur der Datenrate (1024 Hz/4
137     % = 256 Hz)
138     bez = '';
139     activity = 'treppe_ab';
140 elseif strcmp(test,'ISO')
141     disp([probenname ': ..ISO Standardtestung']); % Anzeige im 'Command
```

```
142     % Window'
143     file = '#17.ISO-fft.mat';
144     data_rate = 4;    % Faktor zur Korrektur der Datenrate (1024 Hz/4
145     % = 256 Hz)
146     bez = '';
147     activity = 'iso';
148     elseif strcmp(test, 'Pendel.Bishop')
149         disp([probenname ': ..Pendel Bishop']); % Anzeige im 'Command Window'
150         file = '#18.PendelBishop-fft.mat';
151         data_rate = 4;    % Faktor zur Korrektur der Datenrate (1024 Hz/4
152         % = 256 Hz)
153         bez = '';
154         activity = 'pendel_HH';
155     elseif strcmp(test, 'Pendel.HD')
156         disp([probenname ': ..Pendel Heidelberg']); % Anzeige im 'Command Window'
157         file = '#19.PendelHD-fft.mat';
158         data_rate = 4;    % Faktor zur Korrektur der Datenrate (1024 Hz/4
159         % = 256 Hz)
160         bez = '';
161         activity = 'pendel_HD';
162     elseif strcmp(test, 'Pendel.CH3')
163         disp([probenname ': ..Pendel CH3']); % Anzeige im 'Command Window'
164         file = '#19a.PendelCH3-fft.mat';
165         data_rate = 4;    % Faktor zur Korrektur der Datenrate (1024 Hz/4
166         % = 256 Hz)
167         bez = '';
168         activity = 'pendel_CH3';
169     elseif strcmp(test, 'StartStop.5s')
170         disp([probenname ': ..Start-Stop Bedingungen (5 sec Pause)']);
171         % Anzeige im 'Command Window'
172         file = '#20.StartStop_5s-fft.mat';
173         data_rate = 1;    % Faktor zur Korrektur der Datenrate (1024 Hz/2
174         % = 512 Hz)
175         bez = '';
176         activity = 'ss5';
177     elseif strcmp(test, 'StartStop.10s')
178         disp([probenname ': ..Start-Stop Bedingungen (10 sec Pause)']);
179         % Anzeige im 'Command Window'
```

```
180     file = '#21.StartStop_10s-fft.mat';
181     data_rate = 1;    % Faktor zur Korrektur der Datenrate (1024 Hz/2
182     % = 512 Hz)
183     bez = '';
184     activity = 'ss10';
185 elseif (strcmp(test, 'StartStop.30s')) && (SS_10s == 0)
186     disp([probenname ': ..Start-Stop Bedingungen (30 sec Pause)']);
187     % Anzeige im 'Command Window'
188     file = '#21.StartStop_30s-fft.mat';
189     data_rate = 1;    % Faktor zur Korrektur der Datenrate (1024 Hz/2
190     % = 512 Hz)
191     bez = '';
192     activity = 'ss30';
193 elseif (strcmp(test, 'StartStop.30s')) && (SS_10s == 1)
194     disp([probenname ': ..Start-Stop Bedingungen (30 sec Pause)']);
195     % Anzeige im 'Command Window'
196     file = '#22.StartStop_30s-fft.mat';
197     data_rate = 1;    % Faktor zur Korrektur der Datenrate (1024 Hz/2
198     % = 512 Hz)
199     bez = '';
200     activity = 'ss30';
201 elseif (strcmp(test, 'StartStop.60s')) && (SS_10s == 0)
202     disp([probenname ': ..Start-Stop Bedingungen (60 sec Pause)']);
203     % Anzeige im 'Command Window'
204     file = '#22.StartStop_60s-fft.mat';
205     data_rate = 1;    % Faktor zur Korrektur der Datenrate (1024 Hz/2
206     % = 512 Hz)
207     bez = '';
208     activity = 'ss60';
209 elseif (strcmp(test, 'StartStop.60s')) && (SS_10s == 1)
210     disp([probenname ': ..Start-Stop Bedingungen (60 sec Pause)']);
211     % Anzeige im 'Command Window'
212     file = '#23.StartStop_60s-fft.mat';
213     data_rate = 1;    % Faktor zur Korrektur der Datenrate (1024 Hz/2
214     % = 512 Hz)
215     bez = '';
216     activity = 'ss60';
217 end
```

```

218
219 %% Einlesen der Daten
220 load(fullfile(folder,file)) % gefilterte Signale
221
222 %% Umrechnung in SI-Einheiten
223 data.time = [signals(:,1) signals(:,2)];
224     data.F = [signals(:,3)/sensFx signals(:,4)/sensFy signals(:,5)/sensFz];
225     data.M_KMD = [signals(:,6)/sensMx signals(:,7)/sensMy signals(:,8)/sensMz];
226 data.kinem = [signals(:,15) signals(:,16) signals(:,17) signals(:,18) ...
                signals(:,19) signals(:,20)];
227
228 %% Reduktion der Datenmenge entsprechend der Variablen 'data_rate'
229 data.time = data.time(1:data_rate:size(data.time,1),:);
230 data.F = data.F(1:data_rate:size(data.F,1),:);
231 data.M_KMD = data.M_KMD(1:data_rate:size(data.M_KMD,1),:);
232 data.kinem = data.kinem(1:data_rate:size(data.kinem,1),:);
233
234 %% Herausrechnen der systemischen Stoergroessen aus den Rohdaten
235 data.F(:,1) = data.F(:,1)-(p(1)*data.F(:,3)+p(2));
236 data.F(:,2) = data.F(:,2)-(p(3)*data.F(:,3)+p(4));
237 data.M_KMD(:,1) = data.M_KMD(:,1)-(p(5)*data.F(:,3)+p(6));
238 data.M_KMD(:,2) = data.M_KMD(:,2)-(p(7)*data.F(:,3)+p(8));
239 data.M_KMD(:,3) = data.M_KMD(:,3)-(p(9)*data.F(:,3)+p(10));
240
241
242 %% VERSCHIEBEMOMENT
243 % Beruecksichtigung des Verschiebemoments, das entsteht bei der
244 % Verschiebung der Kraefte aus dem Ursprung der KMD in das Kopfzentrum
245 % (zeilenweise) umrechnen (Kreuzprodukt r x F)
246 % Zusaetzlich wird die Zeit zum Moment der Aufnahme auf t=0 gesetzt.
247 t0 = data.time(1,1); % Zeitpunkt t=0
248 z0 = data.time(1,2); % Segmentzahl bei t=0
249 z = size(data.time,1);
250
251 if strcmp(test,'ISO')
252     for t=1:1:z
253         data.verschMatrix(t,:) = cross(Δ_m,data.F(t,:));
254         data.time(t,1) = data.time(t,1) - t0; % Berechnung der relativen

```

```

255         % Dauer
256         data.time(t,2) = ceil((data.time(t,2)-(z0-1))/2); % Berechnung
257         % der relativen Zyklenzahl (alte Versuche)
258     end
259 elseif strcmp(test,'Pendel.Bishop') || strcmp(test,'Pendel.HD') || ...
        strcmp(test,'Pendel.CH3') % Bei Pendelversuchen ist die Zyklenzahl
260 % nicht durch die MTS abgespeichert (manuelle Berechnung anhand der
261 % Dauer)
262     gesamtdauer = max(data.time(:,1))-t0;
263     for t=1:1:z
264         data.verschMatrix(t,:) = cross(Δ_m,data.F(t,:));
265         data.time(t,1) = data.time(t,1) - t0; % Berechnung der relativen
266         % Dauer
267         data.time(t,2) = ceil(data.time(t,1)/(gesamtdauer/10));
268         % Berechnung der relativen Zyklenzahl (bei 10 Gesamtzyklen)
269     end
270     data.time(1,2) = 1; % Erste Zeile gehoert zum ersten Zyklus (auf '1'
271 % setzen), sonst berechnet zu '0'
272 else
273     for t=1:1:z
274         data.verschMatrix(t,:) = cross(Δ_m,data.F(t,:));
275         % Verschiebmatrix Mv = m x F
276         data.time(t,1) = data.time(t,1) - t0; % Berechnung der relativen
277         % Dauer
278         data.time(t,2) = ceil((data.time(t,2)-(z0-1))/100); % Berechnung
279         % der relativen Zyklenzahl
280     end
281 end
282
283 data.M = data.M_KMD - data.verschMatrix;
284
285 %% Berechnung der resultierenden Reibkraft F_xy, des resultierenden
286 % Moments M_xyz und des Reibwertes mu
287 data.F(:,4) = data.F(:,3); % Axialkraft Fz in vierte Stelle (keine
288 % Beruecksichtigung fuer res. Reibkraft = 3.Stelle)
289 for t=1:1:z
290     data.F(t,3) = sqrt((data.F(t,1))^2+(data.F(t,2))^2); % res Reibkraft
291     data.M(t,4) = sqrt((data.M(t,1))^2+(data.M(t,2))^2+(data.M(t,3))^2);

```

```

292     % res Reibmoment
293     data.M(t,5) = abs(data.M(t,4)/(data.F(t,4)*(kopfd_m/2))); % Reibwert
294     % mu = Mres/(Fz x R)
295     % gedrehtes Koordiantensystem (30 Grad um y-Achse) --> Konusabdrehmoment
296     alpha = (30/360)*2*pi; % Schraegstellung der Kopfaufnahme
297     data.M_konus(t,1) = data.M(t,1)*cos(alpha)-data.M(t,3)*sin(alpha);
298     data.M_konus(t,2) = data.M(t,2);
299     data.M_konus(t,3) = data.M(t,1)*sin(alpha)+data.M(t,3)*cos(alpha);
300 end
301
302 data.all = [data.time data.F data.M data.kinem data.M_konus];
303
304 %% Berechnung der Maxima
305 zeile_ausgabe = 0; % Zuruecksetzen der Zeilen
306 for t=1:1:max(data.time(:,2))
307     if any(data.time(:,2) == t)
308         zeile_ausgabe = zeile_ausgabe + 1; % In naechster Zeile ablegen
309         zyklus_t = data.all(data.all(:,2) == t, :); % Selektion aller
310         % Felder im Zyklus t
311         max_values(zeile_ausgabe,1) = t; % 1.Spalte = aktueller Zyklus
312         % Maxima aus unaufbereiteten Messwerten im Kopfzentrum (ohne
313         % Crosstalkversuche)
314         max_values(zeile_ausgabe,2) = min(zyklus_t(:,3)); % 2.Spalte = Fx_min
315         max_values(zeile_ausgabe,3) = max(zyklus_t(:,3)); % 3.Spalte = Fx_max
316         max_values(zeile_ausgabe,4) = min(zyklus_t(:,4)); % 4.Spalte = Fy_min
317         max_values(zeile_ausgabe,5) = max(zyklus_t(:,4)); % 5.Spalte = Fy_max
318         max_values(zeile_ausgabe,6) = max(zyklus_t(:,5)); % 6.Spalte =
319         % = Fxy_max
320         max_values(zeile_ausgabe,7) = min(zyklus_t(:,7)); % 7.Spalte = Mx_min
321         max_values(zeile_ausgabe,8) = max(zyklus_t(:,7)); % 8.Spalte = Mx_max
322         max_values(zeile_ausgabe,9) = min(zyklus_t(:,8)); % 9.Spalte = My_min
323         max_values(zeile_ausgabe,10) = max(zyklus_t(:,8)); % 10.Spalte
324         % = My_max
325         max_values(zeile_ausgabe,11) = min(zyklus_t(:,9)); % 11.Spalte
326         % = Mz_min
327         max_values(zeile_ausgabe,12) = max(zyklus_t(:,9)); % 12.Spalte
328         % = Mz_max
329         max_values(zeile_ausgabe,13) = max(zyklus_t(:,10)); % 13.Spalte

```

```

330     % = Mxyz_max, Bestimmung des Indexes bei maximalem res. Moment
331     max_values(zeile_ausgabe,14) = max(zyklus_t(:,11)); % 14. Spalte
332     % = mu_max
333     % Maxima aus gedrehtem Koordinatensystem (Abdrehmoment = Mz)
334     max_values(zeile_ausgabe,15) = min(zyklus_t(:,18)); % 15.Spalte
335     % = Mx_konus_min
336     max_values(zeile_ausgabe,16) = max(zyklus_t(:,18)); % 16.Spalte
337     % = Mx_konus_max
338     max_values(zeile_ausgabe,17) = min(zyklus_t(:,19)); % 17.Spalte
339     % = My_konus_min
340     max_values(zeile_ausgabe,18) = max(zyklus_t(:,19)); % 18.Spalte
341     % = My_konus_max
342     max_values(zeile_ausgabe,19) = min(zyklus_t(:,20)); % 19.Spalte
343     % = Mz_konus_min
344     max_values(zeile_ausgabe,20) = max(zyklus_t(:,20)); % 20.Spalte
345     % = Mz_konus_max
346     end
347 end
348
349 %% Ausgabe
350 % Alle Versuche mit Dauer = 1000 Zyklen
351 if strcmp(test,'NormGehen') || strcmp(test,'TreppeAuf') || ...
    strcmp(test,'TreppeAb') || strcmp(test,'ISO')
352     % -----
353     % Resultierendes Moment ueber Gesamtverlauf
354     data_Mxyz = [data.all(:,1:2) data.all(:,10)];
355
356     % -----
357     % Statistik Maximalwerte (letzte Zyklen)
358     % Extrahieren letzte 3 Zyklen
359     u = size(max_values,1);
360     b = 1;
361     lastCycleNb = max(max_values(:,1));
362     for i = 1:1:u
363         if max_values(i,1) > (lastCycleNb-40) && max_values(i,1) < ...
            (lastCycleNb+1)
364             lastCycleMax(b,:) = max_values(i,:);
365             b = b+1;

```



```

366     end
367 end
368
369 % Mittelwert/Standardabweichung
370 v = size(lastCycleMax,2);
371 lastCycleMax_stat(1,1) = lastCycleNb;
372 for i = 2:1:v
373     lastCycleMax_stat(1,i) = mean(lastCycleMax(:,i));
374     lastCycleMax_stat(2,i) = std(lastCycleMax(:,i));
375 end
376
377 % -----
378 % Alle Daten der letzten 3 Zyklen
379 t = size(data.all,1);
380 a = 1;
381 for i = 1:1:t
382     if data.all(i,2) > (lastCycleNb-4) && data.all(i,2) < (lastCycleNb+1)
383         lastCycle(a,:) = data.all(i,:);
384         a = a+1;
385     end
386 end
387 end
388
389 % Alle Versuche mit Dauer = 60 Zyklen (Aufzeichnung der letzten 10 Zyklen)
390 if strcmp(test,'NormGeh.0,5Hz') || strcmp(test,'NormGeh.0,75Hz') || ...
    strcmp(test,'NormGeh.1,0Hz') || strcmp(test,'NormGeh.1,25Hz') || ...
    strcmp(test,'NormGeh.1,5Hz') || strcmp(test,'NormGeh.2,0Hz') || ...
    strcmp(test,'NormGeh.100kg') || strcmp(test,'NormGeh.120kg') || ...
    strcmp(test,'NormGeh.140kg') || strcmp(test,'NormGeh.S-50N') || ...
    strcmp(test,'NormGeh.S-150N') || strcmp(test,'NormGeh.S-250N') || ...
    strcmp(test,'NormGeh.S-400N') || strcmp(test,'Pendel.Bishop') || ...
    strcmp(test,'Pendel.HD') || strcmp(test,'Pendel.CH3')
391 % -----
392 % Resultierendes Moment ueber Gesamtverlauf
393 data_Mxyz = [data.all(:,1:2) data.all(:,10)];
394
395 % -----
396 % Mittelwert/Standardabweichung der Maximalwerte aller Zyklen

```

```

397     v = size(max_values,2);
398     lastCycleNb = max(max_values(:,1));
399     lastCycleMax_stat(1,1) = lastCycleNb;
400     for i = 2:1:v
401         lastCycleMax_stat(1,i) = mean(max_values(:,i));
402         lastCycleMax_stat(2,i) = std(max_values(:,i));
403     end
404
405     % -----
406     % Alle Daten der letzten 3 Zyklen
407     t = size(data.all,1);
408     a = 1;
409     for i = 1:1:t
410         if data.all(i,2) > (lastCycleNb-3) && data.all(i,2) < (lastCycleNb+1)
411             lastCycle(a,:) = data.all(i,:);
412             a = a+1;
413         end
414     end
415 end
416
417 % Start-Stop-Versuche
418 if strcmp(test,'StartStop.5s') || strcmp(test,'StartStop.10s') || ...
    strcmp(test,'StartStop.30s') || strcmp(test,'StartStop.60s')
419     % -----
420     % Resultierendes Moment ueber Gesamtverlauf
421     data_Mxyz = [data.all(:,1:2) data.all(:,10)];
422
423     % -----
424     % Statistik Maximalwerte
425     % Extrahieren der Peak-Zyklen (ohne Folgezyklen)
426     b = 1;
427     lastCycleNb = max(max_values(:,1));
428     for i = 1:3:28
429         lastCycleMax(b,:) = max_values(i,:);
430         b = b+1;
431     end
432     max_values = [];
433     max_values = lastCycleMax; % Ueberschreiben der 'max_values' (die in

```

```

434 % der Folge abgespeichert werden) mit den Peakwerten (ohne Folgezyklen)
435
436 % Mittelwert/Standardabweichung (Peakwerte alle 10 Start-Stop-Vorgaenge)
437 v = size(lastCycleMax,2);
438 lastCycleMax_stat(1,1) = 10; % Angabe erste Spalte (10 = Anzahl Versuche)
439 for i = 2:1:v
440     lastCycleMax_stat(1,i) = mean(lastCycleMax(:,i));
441     lastCycleMax_stat(2,i) = std(lastCycleMax(:,i));
442 end
443
444 % -----
445 % Extrahieren ERSTER Start-Stop-Vorgang (gesamter Zyklus)
446 t = size(data.all,1);
447 a = 1;
448 for i = 1:1:t
449     if data.all(i,2) < 4
450         lastCycle(a,:) = data.all(i,:);
451         a = a+1;
452     end
453 end
454 % -----
455 end
456
457 %% Speichern nach Aktivitaeten (ohne Aktivitaetsbezeichnung, Header
458 % integriert)
459 resMHeader = {'Laufzeit in s', 'Zyklus', 'Mxyz in Nm'};
460 e = size(data_Mxyz);
461 data_Mxyz = num2cell(data_Mxyz);
462 for i = 1:1:e(1)
463     for j = 1:1:e(2)
464         if i == 1 % Header nur in erster Zeile ausfuellen
465             str = [['resM_' probenname bez '(1,' num2str(j) ...
466                 '),'=resMHeader(1,' num2str(j) ');'];
467             eval(str);
468         end
469         str = [['resM_' probenname bez '(' num2str(i+1) ',' num2str(j) ...
470             '),'=data_Mxyz(' num2str(i) ',' num2str(j) ');'];
471         eval(str);

```

```

470     end
471 end
472
473 lastCycleHeader = {'Laufzeit in s', 'Zyklus', 'Fx in N', 'Fy in N', 'Fxy in ...
    N', 'Fz in N', 'Mx in Nm', 'My in Nm', 'Mz in Nm', 'Mxyz* in Nm', ...
    'mu=Mxyz/(Fz*R)', 'MTS Axial in N', 'MTS Torsion in Nm', 'MTS ...
    Displacement in mm', 'MTS IE in DEG', 'MTS AA in DEG', 'MTS EF in DEG', ...
    'Mx_konus in Nm', 'My_konus in Nm', 'Mz_konus* in Nm'};
474 f = size(lastCycle);
475 lastCycle = num2cell(lastCycle);
476 for i = 1:1:f(1)
477     for j = 1:1:f(2)
478         if i == 1 % Header nur in erster Zeile ausfuellen
479             str = [['lastCycle_' probenname bez '(1,' num2str(j) ...
                ')], '=lastCycleHeader(1,' num2str(j) ');'];
480             eval(str);
481         end
482         str = [['lastCycle_' probenname bez '(' num2str(i+1) ',' num2str(j) ...
                ')], '=lastCycle(' num2str(i) ',' num2str(j) ');'];
483         eval(str);
484     end
485 end
486
487 maxHeader = {'Zyklus', 'Fx_min in N', 'Fx_max in N', 'Fy_min in N', 'Fy_max ...
    in N', 'Fxy_max in N', 'Mx_min in Nm', 'Mx_max in Nm', 'My_min in Nm', ...
    'My_max in Nm', 'Mz_min in Nm', 'Mz_max in Nm', 'Mxyz_max in Nm', ...
    'mu_max', 'Mx_konus_min in Nm', 'Mx_konus_max in Nm', 'My_konus_min in ...
    Nm', 'My_konus_max in Nm', 'Mz_konus_min in Nm', 'Mz_konus_max* in Nm'};
488 g = size(max_values);
489 max_values = num2cell(max_values);
490 for i = 1:1:g(1)
491     for j = 1:1:g(2)
492         if i == 1 % Header nur in erster Zeile ausfuellen
493             str = [['max_' probenname bez '(1,' num2str(j) ...
                ')], '=maxHeader(1,' num2str(j) ');'];
494             eval(str);
495         end

```

```

496     str = [['max_' probenname bez '(' num2str(i+1) ',' num2str(j) ...
           ')], '=max_values(' num2str(i) ',' num2str(j) ');'];
497     eval(str);
498     end
499 end
500
501 statHeader = ['Versuch' maxHeader];
502 probe = {[probenname bez]; 'SD'};
503 lastCycleMax_stat = [probe num2cell(lastCycleMax_stat)];
504 if exist ([folder_out '\\' activity '.mat'], 'file') == 0 % Auswertung
505 % existiert noch nicht, erste Probe
506     h = size(lastCycleMax_stat);
507     for j = 1:1:h(2)
508         str = [['stat_lastCycleMax(1,' num2str(j) ')'], '=statHeader(1,' ...
               num2str(j) ');']; % Header
509         eval(str);
510         str = [['stat_lastCycleMax(2,' num2str(j) ...
               ')], '=lastCycleMax_stat(1,' num2str(j) ');'];
511         eval(str);
512         str = [['stat_lastCycleMax(3,' num2str(j) ...
               ')], '=lastCycleMax_stat(2,' num2str(j) ');'];
513         eval(str);
514     end
515 else % nicht die erste Auswertung, Daten einfach anhaengen ohne Header zu
516 % schreiben
517     load([folder_out '\\' activity '.mat'], '-mat', 'stat_lastCycleMax');
518     h = size(stat_lastCycleMax);
519     for j = 1:1:h(2)
520         str = [['stat_lastCycleMax(' num2str(h(1)+1) ',' num2str(j) ...
               ')], '=lastCycleMax_stat(1,' num2str(j) ');'];
521         eval(str);
522         str = [['stat_lastCycleMax(' num2str(h(1)+2) ',' num2str(j) ...
               ')], '=lastCycleMax_stat(2,' num2str(j) ');'];
523         eval(str);
524     end
525 end
526
527 if exist([folder_out '\\' activity '.mat']) ≠ 0

```

```
528     save([folder_out '\' activity '.mat'], ['resM_' probenname bez], ...
          ['lastCycle_' probenname bez], ['max_' probenname bez], ...
          'stat_lastCycleMax', '-append')
529 else % Daten existieren noch nicht, Erstanlage inkl. Header
530     save([folder_out '\' activity '.mat'], ['resM_' probenname bez], ...
          ['lastCycle_' probenname bez], ['max_' probenname bez], ...
          'stat_lastCycleMax')
531 end
```

## A.4. Gleitpaarungen

Die im Zuge der durchgeführten Reibungsmessungen eingesetzten Hüft-Gleitpaarungen inkl. der relevanten Parameter sind in der folgenden Tabelle A.2 aufgeführt.

Erläuterungen:

- *ID*: CoP → Keramik-Polyethylen; MoP → Metall-Polyethylen; CoC → Keramik-Keramik; MoM → Metall-Metall; CoM → Keramik-Metall
- *Materialienangaben (Mat.)*: Ce → Keramik; Me → Metall; XPE → quervernetztes Polyethylen.

Tabelle A.2.: Verwendete Hüft-Gleitpaarungen. Hersteller-Teilenummer und geometrische Angaben.

ID	Kopf				Insert				Diametrales
	ID	Mat.	Durchmesser	Rundheit	ID	Mat.	Durchmesser	Rundheit	Spaltmaß
CoP.28-1	12-589513	Ce	27,988 mm	5 $\mu\text{m}$	705879-1	XPE	28,898 mm	44 $\mu\text{m}$	910 $\mu\text{m}$
CoP.28-2	12-589513	Ce	27,988 mm	5 $\mu\text{m}$	689642-1	XPE	28,945 mm	22 $\mu\text{m}$	957 $\mu\text{m}$
CoP.28-3	12-589513	Ce	27,988 mm	5 $\mu\text{m}$	705879-2	XPE	28,933 mm	49 $\mu\text{m}$	945 $\mu\text{m}$
CoP.28-4	12-589513	Ce	27,988 mm	5 $\mu\text{m}$	689642-2	XPE	28,966 mm	21 $\mu\text{m}$	978 $\mu\text{m}$
CoP.36-1	14-2011245	Ce	35,973 mm	5 $\mu\text{m}$	705126-1	XPE	36,991 mm	22 $\mu\text{m}$	1018 $\mu\text{m}$
CoP.36-2	14-2011245	Ce	35,973 mm	5 $\mu\text{m}$	705126-2	XPE	36,956 mm	23 $\mu\text{m}$	983 $\mu\text{m}$
CoP.36-3	14-2011245	Ce	35,973 mm	5 $\mu\text{m}$	705126-3	XPE	36,969 mm	28 $\mu\text{m}$	996 $\mu\text{m}$
CoP.36-4	14-2011245	Ce	35,973 mm	5 $\mu\text{m}$	705126-4	XPE	36,907 mm	23 $\mu\text{m}$	934 $\mu\text{m}$
CoP.40-1	15-5257550	Ce	39,969 mm	5 $\mu\text{m}$	547016	XPE	40,975 mm	43 $\mu\text{m}$	1006 $\mu\text{m}$
CoP.40-2	15-5257550	Ce	39,969 mm	5 $\mu\text{m}$	547018	XPE	40,915 mm	39 $\mu\text{m}$	946 $\mu\text{m}$
CoP.40-3	15-5257550	Ce	39,969 mm	5 $\mu\text{m}$	535014	XPE	40,918 mm	81 $\mu\text{m}$	950 $\mu\text{m}$
CoP.40-4	15-5257550	Ce	39,969 mm	5 $\mu\text{m}$	535018	XPE	40,900 mm	39 $\mu\text{m}$	931 $\mu\text{m}$
MoP.28-1	8222062	Me	27,999 mm	6 $\mu\text{m}$	705879-1	XPE	28,898 mm	44 $\mu\text{m}$	899 $\mu\text{m}$
MoP.28-2	8222062	Me	27,999 mm	6 $\mu\text{m}$	689642-1	XPE	28,945 mm	22 $\mu\text{m}$	947 $\mu\text{m}$
MoP.28-3	8222062	Me	27,999 mm	6 $\mu\text{m}$	705879-2	XPE	28,933 mm	49 $\mu\text{m}$	934 $\mu\text{m}$
MoP.28-4	8222062	Me	27,999 mm	6 $\mu\text{m}$	689642-2	XPE	28,966 mm	21 $\mu\text{m}$	967 $\mu\text{m}$
MoP.36-1	8167259-1	Me	36,011 mm	9 $\mu\text{m}$	705126-1	XPE	36,991 mm	22 $\mu\text{m}$	980 $\mu\text{m}$



Fortsetzung von Tabelle A.2.

ID	Kopf				Insert				Diametrales
	ID	Mat.	Durchmesser	Rundheit	ID	Mat.	Durchmesser	Rundheit	Spaltmaß
MoP.36-2	8167259-1	Me	36,011 mm	9 $\mu\text{m}$	705126-2	XPE	36,956 mm	23 $\mu\text{m}$	946 $\mu\text{m}$
MoP.36-3	8167259-1	Me	36,011 mm	9 $\mu\text{m}$	705126-3	XPE	36,969 mm	28 $\mu\text{m}$	959 $\mu\text{m}$
MoP.36-4	8167259-1	Me	36,011 mm	9 $\mu\text{m}$	705126-4	XPE	36,907 mm	23 $\mu\text{m}$	897 $\mu\text{m}$
MoP.40-1	8165368	Me	40,000 mm	6 $\mu\text{m}$	547016	XPE	40,975 mm	43 $\mu\text{m}$	975 $\mu\text{m}$
MoP.40-2	8165368	Me	40,000 mm	6 $\mu\text{m}$	547018	XPE	40,915 mm	39 $\mu\text{m}$	915 $\mu\text{m}$
MoP.40-3	8165368	Me	40,000 mm	6 $\mu\text{m}$	535014	XPE	40,918 mm	81 $\mu\text{m}$	918 $\mu\text{m}$
MoP.40-4	8165368	Me	40,000 mm	6 $\mu\text{m}$	535018	XPE	40,900 mm	39 $\mu\text{m}$	899 $\mu\text{m}$
MoM.36-1	8167259-2	Me	36,006 mm	6 $\mu\text{m}$	2995590	Me	36,084 mm	5 $\mu\text{m}$	78 $\mu\text{m}$
MoM.36-2	8167259-3	Me	36,013 mm	7 $\mu\text{m}$	2891287	Me	36,096 mm	5 $\mu\text{m}$	83 $\mu\text{m}$
MoM.36-3	8167259-5	Me	36,011 mm	7 $\mu\text{m}$	2895851	Me	36,092 mm	4 $\mu\text{m}$	79 $\mu\text{m}$
MoM.36-4	8167259-6	Me	36,013 mm	6 $\mu\text{m}$	2746234	Me	36,098 mm	3 $\mu\text{m}$	87 $\mu\text{m}$
CoC.28-1	09-31674	Ce	27,997 mm	$\mu\text{m}$	13-107652	Ce	28,031 mm	$\mu\text{m}$	34 $\mu\text{m}$
CoC.28-2	09-31681	Ce	28,001 mm	$\mu\text{m}$	13-107655	Ce	28,038 mm	$\mu\text{m}$	37 $\mu\text{m}$
CoC.28-3	09-31660	Ce	27,995 mm	$\mu\text{m}$	13-107651	Ce	28,032 mm	$\mu\text{m}$	37 $\mu\text{m}$
CoC.28-4	09-31693	Ce	27,997 mm	$\mu\text{m}$	13-107646	Ce	28,035 mm	$\mu\text{m}$	38 $\mu\text{m}$
CoC.28-5	09-31686	Ce	27,960 mm	$\mu\text{m}$	08-114137	Ce	28,069 mm	$\mu\text{m}$	109 $\mu\text{m}$
CoC.28-6	09-31748	Ce	27,955 mm	$\mu\text{m}$	10-63778	Ce	28,070 mm	$\mu\text{m}$	115 $\mu\text{m}$
CoC.28-7	09-31689	Ce	27,963 mm	$\mu\text{m}$	06-68603	Ce	28,077 mm	$\mu\text{m}$	114 $\mu\text{m}$

Fortsetzung von Tabelle A.2.

ID	Kopf				Insert				Diametrales
	ID	Mat.	Durchmesser	Rundheit	ID	Mat.	Durchmesser	Rundheit	Spaltmaß
CoC.28-8	09-31688	Ce	27,966 mm	$\mu\text{m}$	06-68589	Ce	28,079 mm	$\mu\text{m}$	113 $\mu\text{m}$
CoC.36-1	06-282224	Ce	36,002 mm	$\mu\text{m}$	13-1042551	Ce	36,032 mm	$\mu\text{m}$	30 $\mu\text{m}$
CoC.36-2	11-159225	Ce	35,997 mm	$\mu\text{m}$	13-1042543	Ce	36,026 mm	$\mu\text{m}$	29 $\mu\text{m}$
CoC.36-3	06-282259	Ce	35,996 mm	$\mu\text{m}$	13-1042580	Ce	36,029 mm	$\mu\text{m}$	33 $\mu\text{m}$
CoC.36-4	11-159298	Ce	36,001 mm	$\mu\text{m}$	13-1042549	Ce	36,031 mm	$\mu\text{m}$	30 $\mu\text{m}$
CoC.36-5	Teil Nr.3	Ce	35,955 mm	$\mu\text{m}$	13-24847	Ce	36,087 mm	$\mu\text{m}$	132 $\mu\text{m}$
CoC.36-6	Teil Nr.7	Ce	35,962 mm	$\mu\text{m}$	13-24846	Ce	36,093 mm	$\mu\text{m}$	131 $\mu\text{m}$
CoC.36-7	Teil Nr.6	Ce	35,963 mm	$\mu\text{m}$	13-24848	Ce	36,096 mm	$\mu\text{m}$	133 $\mu\text{m}$
CoC.36-8	Teil Nr.1	Ce	35,955 mm	$\mu\text{m}$	13-24849	Ce	36,091 mm	$\mu\text{m}$	136 $\mu\text{m}$
CoC.48-1	13-15354	Ce	48,002 mm	$\mu\text{m}$	13-27846	Ce	48,090 mm	$\mu\text{m}$	88 $\mu\text{m}$
CoC.48-2	13-15357	Ce	48,004 mm	$\mu\text{m}$	13-27849	Ce	48,092 mm	$\mu\text{m}$	88 $\mu\text{m}$
CoC.48-3	13-15353	Ce	48,002 mm	$\mu\text{m}$	13-27850	Ce	48,091 mm	$\mu\text{m}$	89 $\mu\text{m}$
CoC.48-4	13-15359	Ce	47,998 mm	$\mu\text{m}$	13-27845	Ce	48,090 mm	$\mu\text{m}$	92 $\mu\text{m}$
CoC.48-5	Teil Nr.2	Ce	47,950 mm	$\mu\text{m}$	13-23447	Ce	48,169 mm	$\mu\text{m}$	219 $\mu\text{m}$
CoC.48-6	Teil Nr.1	Ce	47,951 mm	$\mu\text{m}$	13-23456	Ce	48,170 mm	$\mu\text{m}$	219 $\mu\text{m}$
CoC.48-7	Teil Nr.5	Ce	47,947 mm	$\mu\text{m}$	13-23435	Ce	48,167 mm	$\mu\text{m}$	220 $\mu\text{m}$
CoC.48-8	Teil Nr.4	Ce	47,947 mm	$\mu\text{m}$	13-23431	Ce	48,166 mm	$\mu\text{m}$	219 $\mu\text{m}$
CoM.36-1	11-159225	Ce	35,997 mm	$\mu\text{m}$	2895851	Me	36,092 mm	4 $\mu\text{m}$	95 $\mu\text{m}$

Fortsetzung von Tabelle A.2.

ID	Kopf				Insert			Diametrales	
	ID	Mat.	Durchmesser	Rundheit	ID	Mat.	Durchmesser	Rundheit	Spaltmaß
CoM.36-2	11-159298	Ce	36,001 mm	$\mu\text{m}$	2891287	Me	36,096 mm	5 $\mu\text{m}$	95 $\mu\text{m}$
CoM.36-3	06-282224	Ce	36,002 mm	$\mu\text{m}$	2746234	Me	36,098 mm	3 $\mu\text{m}$	96 $\mu\text{m}$
CoM.36-4	06-282259	Ce	35,996 mm	$\mu\text{m}$	2995590	Me	36,084 mm	5 $\mu\text{m}$	88 $\mu\text{m}$

## A.5. Ablauf der Simulation

1. 1000 Zyklen Normales Gehen, 0,93 Hz, Datenerfassung: 1-3;9-11;24-26;49-51;74-76;99-101;199-201;299-301;399-401;499-501;599-601;699-701;799-801;899-901;997-999
2. 60 Zyklen Normales Gehen bei 0,5 Hz, Datenerfassung: 51-60
3. 60 Zyklen Normales Gehen bei 0,75 Hz, Datenerfassung: 51-60
4. 60 Zyklen Normales Gehen bei 1,0 Hz, Datenerfassung: 51-60
5. 60 Zyklen Normales Gehen bei 1,25 Hz, Datenerfassung: 51-60
6. 60 Zyklen Normales Gehen bei 1,5 Hz, Datenerfassung: 51-60
7. 60 Zyklen Normales Gehen bei 2,0 Hz, Datenerfassung: 51-60
8. 60 Zyklen Normales Gehen bei 100 kg, 0,93 Hz, Datenerfassung: 51-60
9. 60 Zyklen Normales Gehen bei 120 kg, 0,93 Hz, Datenerfassung: 51-60
10. 60 Zyklen Normales Gehen bei 140 kg, 0,93 Hz, Datenerfassung: 51-60
11. 60 Zyklen Normales Gehen bei 50 N Schwungphasenlast, 0,93 Hz, Datenerfassung: 51-60
12. 60 Zyklen Normales Gehen bei 150 N Schwungphasenlast, 0,93 Hz, Datenerfassung: 51-60
13. 60 Zyklen Normales Gehen bei 250 N Schwungphasenlast, 0,93 Hz, Datenerfassung: 51-60
14. 60 Zyklen Normales Gehen bei 400 N Schwungphasenlast, 0,93 Hz, Datenerfassung: 51-60
15. 1000 Zyklen Treppe aufsteigen, 0,85 Hz, Datenerfassung: 1-3;9-11;24-26;49-51;74-76;99-101;199-201;299-301;399-401;499-501;599-601;699-701;799-801;899-901;997-999
16. 1000 Zyklen Treppe absteigen, 0,97 Hz, Datenerfassung: 1-3;9-11;24-26;49-51;74-76;99-101;199-201;299-301;399-401;499-501;599-601;699-701;799-801;899-901;997-999

17. 1000 Zyklen ISO 14242-1, 1,0 Hz, Datenerfassung: 1-3;9-11;24-26;49-51;74-76;99-101;199-201;299-301;399-401;499-501;599-601;699-701;799-801;899-901;997-999
18. 60 Zyklen Pendel mit dynamischer *In-vivo*-Last bei  $\pm 20^\circ$ , 1,0 Hz, Datenerfassung: 51-60
19. 60 Zyklen Pendel mit statischer Last bei  $\pm 25^\circ$ , 0,75 Hz, Datenerfassung: 51-60
20. 10x10 Zyklen Start-Stop nach 5 sec Pause, 0,93 Hz, Datenerfassung: (10x) 1-5
21. 10x10 Zyklen Start-Stop nach 10 sec Pause, 0,93 Hz, Datenerfassung: (10x) 1-5
22. 10x10 Zyklen Start-Stop nach 30 sec Pause, 0,93 Hz, Datenerfassung: (10x) 1-5
23. 10x10 Zyklen Start-Stop nach 60 sec Pause, 0,93 Hz, Datenerfassung: (10x) 1-5

## A.6. Patientendaten

Tabelle A.3.: Patientendaten aus der Ganganalyse.

Patienten-ID	Geschlecht	Gewicht	BMI	Alter
Normales Gehen				
52063	w	66 kg	21,3	31,7 Jahre
52090	m	71,3 kg	30,9	31,0 Jahre
52095	m	65,7 kg	23,8	27,3 Jahre
52101	m	76,2 kg	30,1	56,1 Jahre
52102	m	71 kg	24,9	27,4 Jahre
52110	m	85 kg	24,3	27,4 Jahre
52113	m	68,5 kg	24,6	27,9 Jahre
52120	m	74,3 kg	25,4	27,9 Jahre
52121	w	52,6 kg	21,1	25,2 Jahre
52122	m	77 kg	23,2	26,0 Jahre
52127	m	66 kg	19,9	26,8 Jahre
52129	w	69,4 kg	22,4	29,5 Jahre
52131	m	68 kg	22,0	25,5 Jahre
52132	m	82 kg	24,2	25,8 Jahre
	<b>11m/3w</b>	<b>70,9 ± 8,0 kg</b>	<b>23,6 ± 2,5</b>	<b>29,7 ± 7,8 Jahre</b>
Treppe aufsteigen				
52063	w	66 kg	21,3	31,7 Jahre
52088	m	100 kg	30,9	58,8 Jahre
52090	m	71,3 kg	30,9	31,0 Jahre
52101	m	76,2 kg	30,1	56,1 Jahre
52108	m	109,5 kg	32,7	29,7 Jahre
52111	w	64 kg	24,1	24,4 Jahre
52113	m	68,5 kg	24,6	27,9 Jahre
52120	m	74,3 kg	25,4	27,9 Jahre
52121	w	52,6 kg	21,1	25,2 Jahre
52125	w	68,4 kg	24,2	27,7 Jahre
52127	m	66 kg	19,9	26,8 Jahre
52129	w	69,4 kg	22,4	29,5 Jahre
52130	w	73 kg	23,0	28,2 Jahre

Fortsetzung von Tabelle A.3.

Patienten-ID	Geschlecht	Gewicht	BMI	Alter
52131	m	68 kg	22,0	25,5 Jahre
52132	m	82 kg	24,2	25,8 Jahre
	<b>9m/6w</b>	<b>73,9 ± 14,2 kg</b>	<b>24,6 ± 3,8</b>	<b>31,7 ± 10,7 Jahre</b>
Treppe absteigen				
52063	w	66 kg	21,3	31,7 Jahre
52088	m	100 kg	30,9	58,8 Jahre
52090	m	71,3 kg	30,9	31,0 Jahre
52101	m	76,2 kg	30,1	56,1 Jahre
52108	m	109,5 kg	32,7	29,7 Jahre
52111	w	64 kg	24,1	24,4 Jahre
52113	m	68,5 kg	24,6	27,9 Jahre
52121	w	52,6 kg	21,1	25,2 Jahre
52122	m	73 kg	23,0	28,2 Jahre
52125	w	68,4 kg	24,2	27,7 Jahre
52127	m	66 kg	19,9	26,8 Jahre
52129	w	69,4 kg	22,4	29,5 Jahre
52130	w	73 kg	23,0	28,2 Jahre
52131	m	68 kg	22,0	25,5 Jahre
52132	m	82 kg	24,2	25,8 Jahre
52134	w	70 kg	22,9	25,9 Jahre
	<b>9m/7w</b>	<b>73,9 ± 13,8 kg</b>	<b>24,3 ± 3,7</b>	<b>31,3 ± 10,5 Jahre</b>

Tabelle A.4.: Patientendaten aus der *Orthoload*-Datenbank.

Patienten-ID	Geschlecht	post-OP	Gewicht	Alter
Normales Gehen				
EBL	m	47 Mon.	62,2 kg	83 Jahre
HSR	m	11 Mon.	87,7 kg	55 Jahre
IBL	w	31 Mon.	83,6 kg	76 Jahre
KWL	m	4 Mon.	70,3 kg	61 Jahre
KWR	m	71 Mon.	71,6 kg	61 Jahre
PFL	m	69 Mon.	103,0 kg	49 Jahre
RHR	w	61 Mon.	71,4 kg	63 Jahre
	<b>5m/2w</b>	<b>42,0 ± 27,3 Mon.</b>	<b>78,5 ± 13,8 kg</b>	<b>64,0 ± 11,8 Jahre</b>
Treppe auf- und absteigen (identisch)				
EBL	m	30 Mon.	66,3 kg	83 Jahre
EBR	m	27 Mon.	66,3 kg	83 Jahre
HSR	m	72 Mon.	93,8 kg	55 Jahre
KWL	m	4 Mon.	70,3 kg	61 Jahre
KWR	m	71 Mon.	71,6 kg	61 Jahre
PFL	m	69 Mon.	103,0 kg	49 Jahre
RHR	w	61 Mon.	71,4 kg	63 Jahre
	<b>6m/1w</b>	<b>47,7 ± 27,1 Mon.</b>	<b>77,5 ± 14,7 kg</b>	<b>65,0 ± 13,2 Jahre</b>



## A.7. Physikalisches Pendel

Tabelle A.5.: Spitzenwerte des Reibmoments über die Messzyklen aus dem physikalischen Pendel (8 Zyklen) und der Pendelmessung im Hüftsimulator (3 Zyklen).

Zyklus	physikalisches Pendel	Hüftsimulator	p-Wert <sup>a</sup>
1	5,12 Nm	5,05 Nm	
2	5,07 Nm	5,02 Nm	
3	5,06 Nm	5,03 Nm	
4	5,07 Nm		
5	5,13 Nm		
6	5,08 Nm		
7	5,08 Nm		
8	5,15 Nm		
Mittelwert	5,09 ± 0,03 Nm	5,03 ± 0,02 Nm	0,014

<sup>a</sup> Statistische Auswertung durch Student's t-Test.

## A.8. Einlaufverhalten

Tabelle A.6.: Dauer bis zum Erreichen eines stabilen Reibmomentes beim »*In-vivo*-Gehen« (alle bei 45° Inklination).

ID	Einlaufdauer	
CoP.28-1	300 Zyklen	
CoP.28-2	200 Zyklen	
CoP.28-3	400 Zyklen	
CoP.28-4	300 Zyklen	
CoP.36-1	200 Zyklen	
CoP.36-2	200 Zyklen	
CoP.36-3	400 Zyklen	
CoP.36-4	50 Zyklen	
CoP.40-1	200 Zyklen	
CoP.40-2	50 Zyklen	
CoP.40-3	200 Zyklen	
CoP.40-4	400 Zyklen	
MoP.28-1	200 Zyklen	
MoP.28-2	400 Zyklen	
MoP.28-3	50 Zyklen	
MoP.28-4	50 Zyklen	
MoP.36-1 <sup>a</sup>	100 Zyklen	
MoP.36-2 <sup>a</sup>	200 Zyklen	
MoP.36-3 <sup>a</sup>	200 Zyklen	
MoP.36-4 <sup>a</sup>	50 Zyklen	
MoP.40-1	10 Zyklen	
MoP.40-2	50 Zyklen	
MoP.40-3	200 Zyklen	
MoP.40-4	10 Zyklen	
	<b>kleines Spaltmaß</b>	<b>großes Spaltmaß</b>
CoC.28-1	400 Zyklen	50 Zyklen
CoC.28-2	200 Zyklen	500 Zyklen
CoC.28-3	300 Zyklen	400 Zyklen

Fortsetzung von Tabelle A.6.

ID	Einlaufdauer	
CoC.28-4	100 Zyklen	400 Zyklen
CoC.36-1	100 Zyklen	200 Zyklen
CoC.36-2	600 Zyklen	200 Zyklen
CoC.36-3	500 Zyklen	200 Zyklen
CoC.36-4	100 Zyklen	200 Zyklen
CoC.48-1	500 Zyklen	100 Zyklen
CoC.48-2	200 Zyklen	400 Zyklen
CoC.48-3	200 Zyklen	400 Zyklen
CoC.48-4	100 Zyklen	200 Zyklen
MoM.36-1	900 Zyklen	
MoM.36-2	600 Zyklen	
MoM.36-3	900 Zyklen	
MoM.36-4	200 Zyklen	
CoM.36-1	50 Zyklen	
CoM.36-2	200 Zyklen	
CoM.36-3	300 Zyklen	
CoM.36-4	500 Zyklen	

<sup>a</sup> Polyethylen-Insert (36 mm) bereits zuvor für Testung gegen einen Keramik-Kopf eingesetzt.

## A.9. Schwungphasenlast

Tabelle A.7.: Abhängigkeit des resultierenden Reibmoments von der Schwungphasenlast (SPL) bei 36 mm Gleitpaarungen (45° Inklination).

Material	SPL 50 N	SPL 150 N	SPL 237 N <sup>a</sup>	SPL 250 N	SPL 400 N
CoP, 36 mm	0,74±0,13 Nm	0,94±0,10 Nm 125,7%	0,83±0,18 Nm 111,4%	1,24±0,11 Nm 165,6%	1,69±0,17 Nm 227,1%
MoP, 36 mm	1,49±0,43 Nm	1,82±0,36 Nm 122,4%	1,65±0,47 Nm 110,6%	2,14±0,28 Nm 143,4%	2,62±1,04 Nm 175,4%
MoM, 36 mm	1,99±0,80 Nm	2,07±0,76 Nm 103,9%	2,10±0,81 Nm 105,4%	2,14±0,69 Nm 107,4%	2,25±0,60 Nm 112,7%
CoC, 36 mm	0,57±0,30 Nm	0,56±0,18 Nm 98,6%	0,41±0,17 Nm 71,5%	0,62±0,17 Nm 109,4%	0,76±0,23 Nm 134,8%
CoM, 36 mm	2,63±0,93 Nm	2,65±0,80 Nm 100,9%	2,74±0,69 Nm 104,3%	2,67±0,66 Nm 101,4%	2,65±0,48 Nm 100,9%

<sup>a</sup> entspricht der durchschnittlichen Schwungphasenlast der Probanden

Tabelle A.8.: Maximale resultierende Reibmomente über den gesamten Gangzyklus bei Modifikation der minimalen Schwungphasenlast (SPL).

Material	SPL 50 N	SPL 150 N	SPL 237 N <sup>a</sup>	SPL 250 N	SPL 400 N
CoP, 28 mm	3,18±0,23 Nm	3,25±0,22 Nm	3,29±0,23 Nm	3,30±0,23 Nm	3,37±0,23 Nm
36 mm	3,78±0,15 Nm	3,91±0,17 Nm	3,96±0,24 Nm	4,02±0,20 Nm	4,16±0,21 Nm
40 mm	5,57±1,44 Nm	5,67±1,41 Nm	5,70±1,46 Nm	5,76±1,43 Nm	5,88±1,44 Nm
MoP, 28 mm	3,34±1,02 Nm	3,38±1,03 Nm	3,46±0,99 Nm	3,45±1,04 Nm	3,50±1,04 Nm
36 mm	4,14±0,60 Nm	4,25±0,62 Nm	4,33±0,55 Nm	4,36±0,61 Nm	4,45±0,59 Nm
40 mm	4,81±0,64 Nm	4,94±0,72 Nm	4,97±0,70 Nm	4,99±0,68 Nm	5,08±0,66 Nm
MoM, 36 mm	4,45±1,81 Nm	4,37±1,72 Nm	4,47±1,74 Nm	4,30±1,70 Nm	4,33±1,68 Nm
CoC, 28 mm	1,57±0,37 Nm	1,59±0,34 Nm	1,57±0,34 Nm	1,58±0,33 Nm	1,60±0,34 Nm
36 mm	2,28±0,52 Nm	2,28±0,50 Nm	2,29±0,85 Nm	2,28±0,48 Nm	2,28±0,45 Nm
48 mm	2,25±0,52 Nm	2,22±0,40 Nm	2,10±0,29 Nm	2,22±0,37 Nm	2,18±0,26 Nm
CoM, 36 mm	3,66±0,57 Nm	3,67±0,63 Nm	3,65±0,64 Nm	3,69±0,68 Nm	3,68±0,72 Nm

<sup>a</sup> entspricht der durchschnittlichen Schwungphasenlast der Probanden

## A.10. Anlaufmomente

Tabelle A.9.: Anlaufmoment über die Pausendauer inkl. prozentualer Erhöhung.

Gleitpaarung	kontinuierlich	Dauer der Ruhepause			
		5 sec	10 sec	30 sec	60 sec
CoP, 28 mm	3,29 Nm	4,84 Nm	4,92 Nm	5,18 Nm	5,47 Nm
		(+47,2%)	(+49,6%)	(+57,7%)	(+66,5%)
CoP, 36 mm	3,96 Nm	5,70 Nm	5,73 Nm	6,18 Nm	6,17 Nm
		(+43,9%)	(+44,7%)	(+56,0%)	(+55,9%)
CoP, 40 mm	5,70 Nm	7,34 Nm	7,32 Nm	7,85 Nm	7,74 Nm
		(+28,7%)	(+28,3%)	(+37,6%)	(+35,6%)
MoP, 28 mm	3,46 Nm	5,21 Nm	5,50 Nm	5,79 Nm	6,12 Nm
		(+50,5%)	(+58,8%)	(+67,4%)	(+76,7%)
MoP, 36 mm	4,33 Nm	5,68 Nm	5,95 Nm	6,59 Nm	6,85 Nm
		(+31,2%)	(37,4+%)	(+52,2%)	(+58,2%)
MoP, 40 mm	4,97 Nm	6,23 Nm	6,57 Nm	6,60 Nm	6,73 Nm
		(+25,3%)	(+32,1%)	(+32,9%)	(+35,5%)
MoM, 36 mm	4,47 Nm	7,65 Nm	7,34 Nm	6,99 Nm	6,87 Nm
		(+71,1%)	(+64,1%)	(+56,2%)	(+53,7%)
CoC, 28 mm	1,57 Nm	2,73 Nm	2,82 Nm	4,37 Nm	4,55 Nm
		(+73,8%)	(+79,7%)	(+178,5%)	(+189,8%)
CoC, 36 mm	2,29 Nm	5,05 Nm	4,55 Nm	6,88 Nm	7,99 Nm
		(+120,5%)	(+98,7%)	(+200,5%)	(+249,1%)
CoC, 48 mm	2,10 Nm	6,00 Nm	6,19 Nm	8,23 Nm	9,67 Nm
		(+185,1%)	(+194,2%)	(+290,9%)	(+359,4%)
CoM, 36 mm	3,64 Nm	6,95 Nm	7,28 Nm	6,68 Nm	5,95 Nm
		(+90,8%)	(+99,7%)	(+83,2%)	(+63,2%)