

Aus dem
Centrum für Orthopädie und Unfallchirurgie
Prof. Dr. med. Dr. h.c. Norbert P. Haas
Direktor der Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie
Prof. Dr. med. Carsten Perka
Direktor der Klinik für Orthopädie

Habilitationsschrift

Impingement des nativen und endoprothetisch ersetzten Hüftgelenks

zur Erlangung der Lehrbefähigung
für das Fach Orthopädie und Unfallchirurgie

vorgelegt dem Fakultätsrat der Medizinischen Fakultät
Charité-Universitätsmedizin Berlin

von

Dr. med. Georgi Iwan Wassilew
geboren in Berlin

Datum der Habilitation: 16.11.2015
Dekan: Herr Prof. Dr. A. R. Pries
1. Gutachter: Herr Prof. Dr. med. H. Windhagen
2. Gutachter: Herr Prof. Dr. med. T. Pohlemann

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	IV
Verzeichnis relevanter Abkürzungen	V
1 Einleitung.....	6
1.1 Arthrose des Hüftgelenks	6
1.2 Femoroazetabuläres Impingement.....	7
1.2.1 Pathobiomechanik.....	8
1.2.2 Azetabulär bedingtes Impingement.....	9
1.2.3 Femoral bedingtes Impingement.....	9
1.2.4 Radiologische Diagnostik	10
1.2.4.1 Globales azetabulär bedingtes femoroazetabuläres Impingement.....	11
1.2.4.2 Azetabuläre Retroversion	11
1.2.4.3 Femoral bedingtes Impingement	12
1.2.5 Gelenkerhaltende Chirurgie des femoroazetabulären Impingements	13
1.2.6 Aktuelle Problematiken in der Diagnostik und Behandlung des femoroazetabulären Impingements	14
1.3 Die endoprothetische Versorgung des Hüftgelenkes	15
1.4 Revisionen nach Hüftendoprothetik	16
1.5 Entwicklung, Eigenschaften und tribologische Aspekte der gegenwärtigen Gleitpaarungen.....	17
1.5.1 Polyethylen-Keramik und Polyethylen-Metall	17
1.5.1.1 Biologische Reaktion auf Polyethylenabriebpartikel	19
1.5.1.2 Abrieb und klinische Ergebnisse.....	19
1.5.2 Keramik	20
1.5.2.1 Mechanische und biologische Eigenschaften der Keramik.....	21
1.5.2.2 Tribologie	22
1.5.2.3 Klinische Ergebnisse und Revisionsraten.....	22
1.5.2.4 Kontroversen	22
1.5.3 Metall	24
1.5.3.1 Zusammensetzung und Struktur.....	25
1.5.3.2 Kontroversen	26
1.5.3.3 Klinische Ergebnisse	27
1.5.3.3.1 Oberflächenersatz- und Großkopf-Hüftendoprothesen	27
1.5.3.3.2 Metall-Metall-Hüftendoprothese	28
1.6 Mechanismen von Hüftendoprothesen-Malposition und -Impingement	29

1.7	Auswirkungen von Komponenten-Malposition und Impingement der Hüftendoprothesen auf die Tribologie und klinischen Ergebnisse.....	31
1.7.1	Keramik	32
1.7.2	Polyethylen	33
1.7.3	Metall	34
1.8	Risikofaktoren und Inzidenz der Komponenten-Malposition bei konventioneller Freihandpositionierung	36
1.9	Entwicklung und gegenwärtiger Stand der Navigation in der Hüftchirurgie.....	37
1.10	Postoperative Analyse der Pfannenposition.....	40
1.11	Wissenschaftliche Fragestellungen	41
2	Originalarbeiten.....	43
2.1	Dreidimensionale Methode zur Diagnostik der azetabulären Retroversion.....	43
2.2	Vierdimensionale Darstellung des femoroazetabulären Impingements und der Subluxationen mittels eines 320-Zeilen-Computertomographen.....	53
2.3	Validierung einer dreidimensionalen Analysesoftware zur Berechnung der postoperativen Pfannenposition nach Hüftendoprothesenimplantation	62
2.4	Validierung eines ultraschallbasierten Navigationssystems bezüglich der Pfannenpositionierung im Kadavermodell	73
2.5	Prospektiv randomisierter Vergleich zwischen oberflächen- und ultraschallbasierten Navigationssystemen bezüglich der Pfannenpositionierung	84
2.6	Validierung eines ultraschallbasierten Navigationssystems bezüglich der Schaftpositionierung und der Anwendung des Konzepts der kombinierten Anteversion im Kadavermodell.....	94
3	Diskussion	106
3.1	Radiologische Methoden zur Verbesserung der Diagnostik des femoroazetabulären Impingements	106
3.2	Analyse der Komponentenposition nach Hüftendoprothesenimplantation	110
3.3	Verbesserung der Komponentenpositionierung bei der Anwendung eines Navigationssystems	112
3.4	Limitationen	118
4	Zusammenfassung und Ausblick.....	121
	Danksagung.....	124
	Literaturverzeichnis	125

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Darstellung des normales Hüftgelenk und der globalen Pincer-FAI Formen	11
Abbildung 2: Darstellung des Alpha-Winkels auf MRT- und Röntgenaufnahmen	13
Abbildung 3: Impingement des nativen und endoprothetisch ersetzten Hüftgelenks.....	30
Abbildung 4: Darstellung der Mikroseparation während des Gangzyklus	33
Abbildung 5: Effekt der Fehlpositionierung der azetabulären Komponente oder des Kopfes auf die tribologische Kontaktfläche	34
Abbildung 6: Darstellung der posterioren Subluxation beim anterioren Impingement und der Schädigung des posterioren Kapsel-Labrum-Komplexes	110

Verzeichnis relevanter Abkürzungen

3D	dreidimensional
ACFM	Arteria circumflexa femoris medialis
ALTR	adverse local tissue reaction
ALVAL	aseptic lymphocyte-dominated vasculitis-associated lesions
a.p.	anterioposterior
APP	Anterior Pelvic Plane (Beckeneingangsebene)
ASK	Arthroskopie
BHR	Birmingham Hip Resurfacing System
BMI	Body Mass Index
CoCr	Kobalt-Chrom
COS	crossover sign
CT	Computertomographie
FAI	Femoroazetabuläres Impingement
GPa	Gigapascal
HXLPE	hochvernetztes Polyethylen
Ke-Ke	Keramik-Keramik
KGy	Kilogray
kN	Kilonewton
Me-Me	Metall-Metall
MRT	Magnetresonanztomographie
mSv	Millisievert
MZ	Millionen Zyklen
OFE	Oberflächenersatz
PE	Polyethylen
PMMA	Polymethylmethacrylat
Ppb	parts per Billion
PWS	posterior wall sign
ROM	range of motion
RSA	Röntgen-Stereometrie-Analyse
TEP	Totalendoprothese
UHMWPE	Ultra High Molecular Weight Polyethylene

1 Einleitung

Muskuloskelettale Erkrankungen sind eine der häufigsten Ursachen für progrediente Schmerzen und können zu massiven Einschränkungen im Alltag bis hin zum kompletten Verlust der Lebensqualität führen. Dabei haben die Erkennung und Behandlung dieser Erkrankungen einen hohen sozioökonomischen Stellenwert, da sie mit hohen volkswirtschaftlichen Kosten verbunden sind. So beliefen sich die Kosten für krankheitsspezifische Behandlungen im Jahr 2008 auf 24 Milliarden Euro. Insgesamt werden 75 % aller chronischen Schmerzsyndrome auf Erkrankungen des Bewegungsapparates zurückgeführt [1]. Außerdem sind muskuloskelettale Erkrankungen des Knie- und Hüftgelenks die häufigste Aufnahmediagnose in Deutschland. Im Jahr 2011 wurde in Deutschland bei 213935 Patienten ein künstliches Hüftgelenk implantiert [2]. Betroffen von einer Arthrose dieser Gelenke sind vor allem Patienten in der fünften bis siebten Lebensdekade. In einer aktuellen Vorhersage der Bevölkerungsentwicklung geht das Statistische Bundesamt (2012) davon aus, dass im Jahr 2060 bereits ca. 40 % der Bevölkerung in Deutschland älter als 60 Jahre alt sein werden. Daher ist damit zu rechnen, dass die chirurgischen Eingriffe zur Behandlung degenerativer Gelenkserkrankungen signifikant ansteigen [3, 4]. Dem Trend folgend wird in den nächsten Jahren bei steigender Anzahl der Primärimplantationen eine steigende Anzahl Revisionsoperationen zu verzeichnen sein [4]. Nach jahrzehntelanger intensiver Implantatforschung sind die technischen Voraussetzungen für lange Standzeiten geschaffen. Deswegen sollten im Fokus die Prävention der degenerativen Erkrankungen des Hüftgelenks und die Vermeidung von Komplikationen nach Hüft-TEP-Implantation stehen.

1.1 Arthrose des Hüftgelenks

Die Entstehung einer Osteoarthrose des Hüftgelenks ist ein multifaktorieller Prozess, bei dem ein Zusammenspiel aus genetischen, immunologischen, biologischen und biomechanischen Faktoren diskutiert wird [5-7]. Dabei kann die CA generell in eine primäre und eine sekundäre Form eingeteilt werden. Die Pathogenese der primären Koxarthrose ist jedoch bislang nicht vollständig geklärt, sodass eine kausale Therapie zum aktuellen Zeitpunkt nicht möglich ist [8-11]. Für die Entstehung einer sekundären Koxarthrose wird vor allem eine mechanische Überlastung des Hüftgelenks verantwortlich gemacht. Diese wird häufig von morphologischen Veränderungen der Hüftanatomie begleitet [12]. Neben den mechanischen Gründen sind seltener eine Infektion oder entzündliche bzw. rheumatologische Erkrankungen ursächlich für eine sekundäre Koxarthrose. Die mechanische Überlastung wird hauptsächlich durch zwei Mechanismen bedingt: eine Instabilität des Hüftgelenks durch eine Hüftdysplasie und ein vorzeitiger Knochen-zu-Knochen-Kontakt (femoroazetabuläres Impingement), der häufig aus morphologischen Verände-

rungen des Hüftkopf-Schenkelhals-Übergangs oder des azetabulären Randes resultiert [13]. Dabei gibt es eine zunehmende Evidenz, dass diese morphologischen Veränderungen des Hüftgelenks mit einer vorzeitigen Entstehung einer Koxarthrose assoziiert sind [14-16].

Die frühzeitige Erkennung und Prävention dieser Erkrankungen könnte die Entstehung einer vorzeitigen Arthrose verzögern [17]. Während in den letzten Jahrzehnten durch die Integration der Hüftsonographie in die Vorsorgeuntersuchungen bei Neugeborenen und Heranwachsenden die Früherkennung und rechtzeitige Behandlung der Hüftdysplasie deutlich verbessert wurden [18, 19], stehen die Diagnostik und Früherkennung des femoroazetabulären Impingements (FAI) noch am Beginn dieser Entwicklung [20].

1.2 Femoroazetabuläres Impingement

Nach dem heutigen Verständnis führt das FAI zu einer sukzessiven Degeneration und Dysfunktion des Hüftgelenks [13]. Dabei setzte sich das Verständnis dieses Krankheitsbilds aus vielen Einzelbeobachtungen des letzten Jahrhunderts zusammen. So beschrieb Preiser [21] die Einschränkung der Innenrotation des Hüftgelenks als initiales Zeichen für die Entstehung einer Koxarthrose. Andere Autoren berichteten über ein FAI des Hüftgelenks nach einer kindlichen Hüfterkrankung wie einer ausgeheilten Epiphysiolysis capitis femoris [13, 22-24]. Es entwickelten sich verschiedene Theorien, welche die Entstehung der Koxarthrose mit unterschiedlichen Ansätzen erklären sollten [24-26]. Meist wurden im Kindes- und Jugendalter erworbene Deformitäten wie z. B. die „tilt deformity“ mit einer vorzeitigen Koxarthrose in Verbindung gebracht [24].

Weitere Beobachtungen wurden bei Patienten mit Schenkelhalsfraktur gemacht, die nach Konsolidierung der Fraktur unerklärliche bewegungsabhängige Schmerzen im Hüftgelenk beschrieben [27]. Bildmorphologisch konnte eine Asphärizität des Schenkelhalses nachgewiesen werden, die durch den überschießenden Kallus bedingt wurde. Diese kallusbedingte Asphärizität des Schenkelhalses sollte durch ein vorzeitiges Anschlagen am Pfannenrand eine Schädigung desselben bedingen. So wurde eine deutliche Symptombesserung nach einer chirurgischen Kallusentfernung mittels Osteochondroplastik beschrieben [27]. Der Zusammenhang zwischen einem schlechten Outcome nach Osteochondroplastik und einer fortgeschrittenen Hüftgelenksdegeneration wurde dabei früh erkannt [27]. So reduzierte sich nach anfänglicher Euphorie die Anwendung dieser Technik wegen Bedenken gegen mögliche Komplikationen wie z. B. die Kompromittierung der Femurkopfdurchblutung. Arbeiten konnten jedoch nachweisen, dass die Perfusion des Hüftkopfes allein über die Arteria circumflexa femoris medialis (ACFM) gewährleistet wird [28]. Eine andere Arbeitsgruppe konnte in einer Gefäßinjektionsstudie den genauen Verlauf der ACFM nachweisen [29]. Auch die intraoperativen Laser-Doppler-Flow-Messungen konnten die zentrale Rolle der ACFM bzw. der Endäste ihres Ramus profundus im Retinakulum des Schenkelhalses für die Hüftkopfdurchblutung bestätigen [30, 31]. Mit diesen Erkenntnissen wurde

es möglich, die chirurgische Hüftluxation als einen sicheren Zugang zum Hüftgelenk zu entwickeln, ohne die Durchblutung des Hüftkopfes zu gefährden [32]. Durch die chirurgische Hüftluxation wurde eine uneingeschränkte Sicht auf den proximalen Femur und das Azetabulum möglich. Die aus dieser Technik gewonnenen Erkenntnisse revolutionierten die bisherige Theorie der Koxarthroseentstehung.

Überraschend war dabei die Erkenntnis, dass bei relativ geringem Verschleiß des Hüftkopfes ausgeprägte azetabuläre Knorpelschäden auftreten können [12, 33]. Vielmehr zeigten sich bei der Bewegungsprüfung am offenen Hüftgelenk ein Anschlagen und/oder ein Hineintreiben des asphärischen Schenkelhalses gegen oder in das Azetabulum, was die ausgeprägten Knorpel- und Labrumschäden erklärte. Durch diese Beobachtungen entwickelte sich das Konzept des femoroazetabulären Impingements als mechanischer Grund der Koxarthrose, welches mittlerweile von vielen Autoren bestätigt wurde. Im Gegensatz zu den bisherigen Konzepten der Osteoarthroseentstehung [24-26], die vor allem von deutlichen Veränderungen der Hüftanatomie wie einer Hüftdysplasie, Epiphysiolysis capitis femoris oder Morbus Perthes ausgingen, konnten Ganz et al. [33] auch kleinere und oft übersehene ossäre Malformationen mit einer Schädigung des Hüftgelenks in Verbindung bringen. Mittlerweile ist bekannt, dass kindliche Erkrankungen wie z. B. ein Morbus Perthes, eine Epiphysiolysis capitis oder metabolische und entzündliche Erkrankungen mit einer erhöhten Inzidenz eines FAI verbunden sind. Die Ätiologie für die meisten FAI-Subtypen ist bis zum gegenwärtigen Zeitpunkt unklar.

1.2.1 Pathobiomechanik

Das Hüftgelenk ist ein Nussgelenk und ermöglicht durch einen großen sphärischen Kopf eine hohe Bewegungsamplitude. Die Beweglichkeit wird bei normaler Anatomie vor allem durch die femorale Überdachung, die Dicke des Schenkelhalses, die Muskulatur und durch die Bänder des Hüftgelenks begrenzt. Um während der Hüftbeugung eine große Bewegungsfreiheit zu erreichen, muss die Hüftpfanne deutlich antevertiert sein. Die Tiefe des Azetabulums ist dabei ein Kompromiss zwischen Bewegungsfreiheit und optimaler Kraftübertragung. Selbst geringe Abweichungen dieser Anatomie, wie z. B. eine verminderte Anteversion oder ein zu tiefes Azetabulum, eine reduzierte Taillierung des Schenkelhalses oder eine Asphärizität des Kopf-Hals-Übergangs, können zu einem vorzeitigen Impingement führen und so die Bewegungsfreiheit des Hüftgelenks einschränken. Bei dem FAI führt die punktförmige und flächige Krafteinleitung des Schenkelhalses an das Azetabulum zu einem intraartikulären Schaden. Grundsätzlich muss zwischen femoralen und azetabulären morphologischen Formvarianten unterschieden werden, die zu einem unterschiedlichen Schädigungsmuster führen.

1.2.2 Azetabulär bedingtes Impingement

Das azetabulär bedingte FAI wird auch als „Beißzangen“- oder Pincer-FAI bezeichnet. Unter dem Sammelbegriff Pincer-FAI werden teils unterschiedliche Pathologien zusammengefasst. Grundsätzlich kann das Pincer-FAI in eine azetabuläre Retroversion [34] und eine global vermehrte Überdachung des Femurkopfes eingeteilt werden. Bei der azetabulären Retroversion liegen entweder eine fokale vermehrte Überdachung des kranialen Femurkopfes oder eine defizitäre azetabuläre Hinterwand vor. Diese Pathologien können isoliert oder kombiniert auftreten, wobei man die kombinierte Form auch als signifikante Retroversion bezeichnet. Eine global vermehrte Überdachung liegt bei einer zu tiefen Pfanne vor und wird je nach Ausprägung als Coxa profunda oder Protrusio acetabuli bezeichnet.

Beim Pincer-Subtyp kommt es beim Impingement zu einer Impaktion des Labrums, das zuerst geschädigt wird. Dies kann zu einer Degeneration und Ganglionbildung sowie zu einer Verknöcherung des Labrums führen.

Ein weiteres typisches Schädigungsmuster des Pincer-FAI ist die posteriorinferiore Knorpelmalazie, die auch als „Contre-Coup-Läsion“ bezeichnet wird. Diese entsteht bei der Hüftbeugung und anteriolateralem Impingement durch ein Heraushebeln des Hüftkopfes nach dorsokaudal (Subluxation) und eine daraus resultierende Druckerhöhung auf den Knorpel [13, 35]. Diese dorsokaudalen Knorpelläsionen können der Ausgangspunkt für die Koxarthrose sein. Tritt das Pincer-FAI isoliert auf, ist der Hüftkopf-Schenkelhals-Übergang normal konfiguriert. Bei fortgeschrittener Hüftgelenksdegeneration kann sich jedoch auch beim reinen Pincer-FAI auf der korrespondierenden femoralen Impingement-Zone eine sattelförmige Knochenapposition am Schenkelhals entwickeln [6]. Dabei tritt das Pincer-FAI vermehrt bei Frauen und zwischen der dritten und vierten Lebensdekade auf.

1.2.3 Femoral bedingtes Impingement

Von dem azetabulär bedingten Pincer-FAI ist das femoral bedingte FAI zu unterscheiden. Es wird auch als „Nockenwellen“- oder CAM-FAI bezeichnet [35]. Das CAM-FAI kann durch eine femorale Asphärität [16, 36, 37], eine Coxa vara [38], einen relativ zum Hüftkopfdurchmesser verminderten Offset des Schenkelhalses [39] und eine Retrotorsion des Schenkelhalses [40-42] bedingt sein. Die femorale Asphärität ist gekennzeichnet durch einen knöchernen Anbau und tritt vor allem anterolateral und lateral am Hüftkopf-Schenkelhals-Übergang auf. Die laterale Asphärität wird aufgrund der charakteristischen Form auch als „pistol grip deformity“ bezeichnet. In seltenen Fällen ist diese dorsal oder kaudal lokalisiert. Ventrale und laterale Schenkelhalsasphäritäten können idiopathisch [16], nach einer subklinischen Epiphysiolysis capitis femoris [43], nach einem Morbus Perthes [44] oder nach Schenkelhalsfraktur [27] auftreten. Dorsale und kaudale Schenkelhalsasphäritäten entstehen häufig aufgrund degenerativer Veränderungen des Hüftgelenks.

Als Schädigungsmechanismus werden das repetitive Anschlagen oder das Hineinpressen der femoralen Asphärizität an oder in das Azetabulum vor allem bei Hüftflexion und -innenrotation angesehen. Wenn das Azetabulum normal konfiguriert ist, wird der Hüftkopf formschlüssig geführt, sodass er nicht aus der Hüftpfanne ausweichen kann. Je nach aufgewendeter Kraft kann dies zu großen Scherkräften am chondrolabialen Übergang und zu einer Delamination des Knorpels vom subchondralen Knochen führen. Zu einer Degeneration des Labrum kommt es dabei sekundär [35] durch die Knorpelavulsion vom Labrum und vom subchondralen Knochen [6]. Kennzeichnend für das CAM-FAI ist der im Vergleich zum Pincer-FAI progrediente Verlauf. Patienten mit einem CAM-FAI beschrieben häufig schon in der zweiten und dritten Lebensdekade Funktionsdefizite und Schmerzen im Hüftgelenk.

1.2.4 Radiologische Diagnostik

Gemeinsam mit dem klinischen Befund des Patienten [45, 46] nimmt die Bildgebung bei der Diagnostik des FAI eine zentrale Rolle für die Indikation zum gelenkserhaltenen Eingriff ein [38, 47]. Dabei wird auf konventionellen Röntgenaufnahmen in mindestens zwei Ebenen ein FAI von anderen Hüftpathologien wie einer Hüftkopfnekrose, Hüftdysplasie oder einer schon fortgeschrittenen Degeneration des Hüftgelenks als Schmerzursache abgegrenzt [48]. Zu den Standardaufnahmen gehören eine orthograde anterioposteriore (a.p.) Beckenübersicht und eine axiale Aufnahme des Hüftgelenks [33]. Ergänzend zu der axialen Aufnahme kann eine Dunn-Rippstein-Aufnahme (in 45°-Hüftflexion) angefertigt werden, um den anterioren Hüftkopf-Schenkelhals-Übergang und die femorale Antetorsion darzustellen [49]. Die a.p.-Beckenübersicht wird in Rückenlage des Patienten mit einer Innenrotation von 15° beider Beine angefertigt (um die femorale Antetorsion auszugleichen). So können der laterale Kopf-Hals-Übergang und die Orientierung des Azetabulums beurteilt werden. Dabei sollte der Fokus-Film-Abstand 1,2 m betragen und die Foramina obturatoria sollten sich symmetrisch projizieren [50, 51]. Die axiale Aufnahme wird bei Hüftbeugung mit einer je nach Technik unterschiedlichen Abduktion des Beines und einem Fokus-Film-Abstand von 1,2 m auf die inguinale Region gerichtet durchgeführt. Die Faux-profil-Aufnahme wurde erstmals von Lequesne und de Sèze beschrieben [52, 53]. Mit dieser Aufnahme ist es möglich, die anteriore femorale Überdachung zu quantifizieren. Jedoch findet diese Aufnahme in der Diagnostik des femoroazetabulären Impingements selten Anwendung; vielmehr ist sie zur Abgrenzung oder zum Nachweis einer Hüftdysplasie hilfreich. Vorteile bietet die Aufnahme in der Beurteilung des posteriorinferioren Gelenksabschnitts, um „Contre-coup“-Läsionen (beginnende Gelenkspaltverschmälerungen durch Knorpeldegeneration) beim Pincer-FAI zu detektieren [35]. Für eine akkurate Beurteilung der Hüftanatomie sind qualitativ hochwertige Röntgenaufnahmen mit einer guten Bildauflösung und ohne Rotationsfehler bzw. mangelnde Zentrierung des Beckens notwendig. Aus Fehlern in der Aufnahmetechnik können eine Fehlinterpretation der Anatomie und eine falsche Diagnose resultieren [38]. Die Beckenkipfung stellt bei der Diagnostik der

azetabulären FAI-Zeichen eine entscheidende Einflussgröße dar, welche die Interpretation erschwert oder sogar unmöglich machen kann [54]. In seltenen Fällen ist es also notwendig, die Beckenkipfung durch eine streng seitliche Beckenaufnahme zu quantifizieren, um so die individuellen Parameter in der a.p.-Beckenübersicht richtig zu interpretieren und ggf. in der richtigen Beckenposition zu wiederholen [50, 51, 55, 56]. Neben den nativradiologischen Aufnahmen hat die Magnetresonanztomographie (MRT) in der Diagnostik des FAI einen festen Stellenwert. Vor allem die MR-Arthrographie mit einer radiären Sequenz des Schenkelhalses erlaubt eine gute Darstellung von Hüftkopf-Schenkelhals-Pathologien sowie von Schäden des chondrolabialen Komplexes [57-60]. Aktuell besteht die Indikation zur Computertomographie (CT) nur in den wenigsten Fällen.

1.2.4.1 Globales azetabulär bedingtes femoroazetabuläres Impingement

Zu den globalen Pincer-FAI Formen gehören die Coxa profunda und die Protrusio acetabuli. Beide Formen unterscheiden sich vom normalen Azetabulum durch eine vergrößerte generelle azetabuläre Überdachung und durch eine vermehrte Tiefe des Azetabulums. Dabei können sie durch ihren Ausprägungsgrad im Röntgenbild voneinander abgegrenzt werden. Bei einer normalen Hüftkonfiguration werden der Hüftkopf und das Azetabulum lateral der Köhler-Linie projiziert. Bei der Protrusio acetabuli berührt oder überschreitet der Femurkopf die Köhler-Linie und bei der Coxa profunda wird der mediale Rand des Azetabulums medial der Köhler-Linie (Abbildung 1) auf der Beckenübersicht projiziert [38].

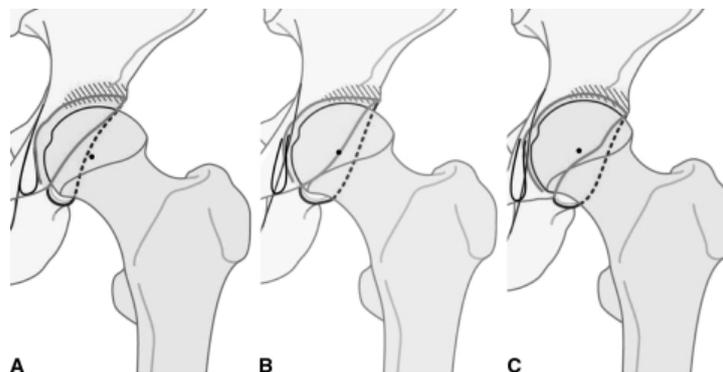


Abbildung 1: Darstellung des normales Hüftgelenk und der globalen Pincer-FAI Formen. **(A)** In einem normalen Hüftgelenk überdacht das Azetabulum suffizient den Hüftkopf. **(B)** Bei einer Coxa profunda ist der Hüftkopf deutlich medialisiert und die azetabuläre Fossa projiziert sich medial der Köhlerlinie. **(C)** Bei einer Protrusio acetabuli überschreitet der Hüftkopf die Köhlerlinie, das azetabuläre Dach ist abfallend und das Rotationszentrum des Kopfes ist medial der azetabulären Vorder-/Hinterwand [61].

1.2.4.2 Azetabuläre Retroversion

Bei einer azetabulären Retroversion kann eine Fehlorientierung des vorderen und/oder hinteren Pfannenrandes vorliegen [34, 62]. Die azetabuläre Retroversion kann entweder durch eine fokale

kraniale Prominenz der azetabulären Vorderwand und/oder eine defizitäre Hinterwand entstehen. Radiologisch wird bei einem Vorliegen der prominenten Vorderwand ein sogenanntes „crossover sign“ (COS) nachgewiesen, das im deutschen Sprachgebrauch auch als „8er-Zeichen“ bezeichnet wird. Das normale Azetabulum ist antevvertiert, das heißt, dass auf der a.p.-Beckenübersicht der azetabuläre Vorderrand im gesamten Verlauf medial des Hinterrandes projiziert wird [34, 63]. Ein COS liegt jedoch vor, wenn sich der azetabuläre Vorderrand lateral der Hinterwand auf der a.p.-Beckenübersicht darstellt [34]. Je nach zunehmender Ausprägung der Retroversion kreuzen der Vorder- und Hinterrand kaudaler [64].

Als Zeichen für eine defizitäre azetabuläre Hinterwand dient das „posterior wall sign“ (PWS) [34]. In einer normal konfigurierten Hüfte wird die Hinterwand lateral des Rotationszentrums des Femurkopfes in der a.p.-Beckenübersicht projiziert und das PWS ist negativ. Wird die Hinterwand jedoch medial des Rotationszentrums projiziert, besteht eine defizitäre Hinterwand und das PWS ist positiv [38].

Die Interpretation dieser Retroversionszeichen ist jedoch schwierig und wird durch verschiedene Einflussfaktoren erschwert. Zu diesen gehören die Position und Kippung des Beckens während der Aufnahme sowie die Qualität der Röntgenaufnahme [50, 54, 65]. Eine fehlzentrierte Beckenübersichtsaufnahme kann ebenso wie eine ausgeprägte Beckenkippung zu der Fehldiagnose einer Retroversion führen. So kann durch einen Projektionsfehler bei einer hohen Zentrierung oder eine vermehrte Inklination des Beckens bei der Aufnahme eine beidseitige Retroversion im Sinne eines positiven COS entstehen [38]. Bei einer realen azetabulären Retroversion kann das Azetabulum durch eine tiefe Zentrierung oder eine verminderte Inklination des Beckens als normalkonfiguriert fehlinterpretiert werden [38]. Eine neutrale Beckenposition liegt vor, wenn die Spitze des Steißbeins den Mittelpunkt des höchsten Punktes der Symphyse berührt. Als Maß für eine neutrale Beckenposition gilt, dass die Distanz zwischen der oberen Grenze der Symphyse und dem Mittelpunkt des Gelenks zwischen dem Os coccygis und dem Os sacrum bei Männern 3,2 cm und bei Frauen 4,7 cm beträgt [50]. Eine weitere Fehlerquelle ist ein fehlerhafter Film-Fokus-Abstand bei der Aufnahme. Bei einem zu geringen Abstand können trotz perfekter Zentrierung des Beckens die Vorderwand zu prominent und die Hinterwand defizitär erscheinen.

1.2.4.3 Femoral bedingtes Impingement

Laterale und kaudale femorale Asphäritäten können typischerweise in der a.p.-Beckenübersicht, anterolaterale und dorsale Asphäritäten in axialen Aufnahmen dargestellt werden. Diese femoralen Asphäritäten reduzieren dabei das femorale Kopf-Schenkelhals-Offset. Das femorale Offset ist durch die Distanz zwischen zwei Parallelen zur Schenkelhalsachse definiert. Dabei wird die eine Parallele an dem weitesten Diameter des Femurkopfes angelegt, die andere an dem Punkt, wo die Kopf-Hals-Kontur die Sphärität des Femurkopfes verlässt. Der Abstand zwischen

diesen Parallelen entspricht dem Kopf-Schenkelhals-Offset [66]. Bei asymptomatischen Hüften wurde ein ventrales Offset von $11,6 \pm 0,7$ mm beobachtet; bei Patienten mit einem CAM betrug es $7,2 \pm 0,7$ mm [39]. Allgemeiner Konsens ist, dass ein ventrales Offset unter 10 mm bezeichnend für ein CAM-FAI ist. Ein Maß für die Quantifizierung der femoralen Asphärizität ist der Alpha-Winkel, der zuerst auf axialen Magnetresonanztomographie(MRT)-Aufnahmen beschrieben wurde [67], mittlerweile aber auch auf axiale Röntgenaufnahmen übertragen wurde. Dabei gilt ein Alpha-Winkel [67] über 50° als pathologisch [38].

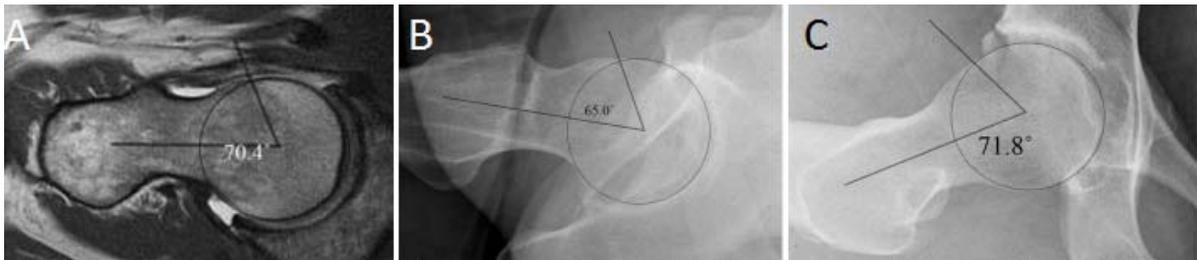


Abbildung 2: Darstellung des Alpha-Winkels auf MRT- und Röntgenaufnahmen. Der Alpha-Winkel zeigt sich auf der (A) axialen MRT-Aufnahme mit $70,4^\circ$, auf den beiden axialen Aufnahmen (B) und (C) mit 65° und mit $71,8^\circ$ [68].

Neben der femoralen Asphärizität im Hüftkopf-Schenkelhals-Übergang kann ein CAM-FAI durch eine femorale Retrotorsion [41] bedingt sein. So wird eine normale Antetorsion von 15° bis 20° angenommen [41]. Hüften mit einer femoralen Retrotorsion können als primäre Entität [42] nach einer Schenkelhalsfraktur [69] oder einer subklinischen Epiphysiolysis capitis femoris auftreten. Diese können reproduzierbar nur in Rotations-CT-Aufnahmen des proximalen und distalen Femurs berechnet werden. Des Weiteren kann eine Coxa vara mit einem Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel von unter 125° in der Beckenübersichtsaufnahme ein weiteres Zeichen für ein CAM-FAI sein [38].

1.2.5 Gelenkerhaltende Chirurgie des femoroazetabulären Impingements

Mit der von Ganz et al. [32] beschriebenen Technik war erstmals ein Zugang zum Hüftgelenk ohne eine Kompromittierung der Hüftgelenkdurchblutung möglich. Dadurch wurden viele Erkenntnisse über bisher unbekannte oder fehlinterpretierte Pathomechanismen der Hüfte gewonnen [6, 32]. Diese Technik gilt bis zum heutigen Tag als Goldstandard, da mit ihr alle FAI-Pathologien zu adressieren sind. Nachteilig ist jedoch die hohe Invasivität, die durch den großen Zugang bedingt wird. Um dem steigenden kosmetischen und funktionellen Anspruch der Patienten Rechnung zu tragen, entwickelten sich zunehmend minimal-invasive Verfahren. Deren Vorteile liegen in einer geringeren Invasivität, einer schnelleren Rehabilitation und in kürzen Krankenhausaufenthalten.

Zu diesen Verfahren gehören zum einen die minimal-invasive Arthrotomie über einen antero-lateralen oder anterioren Zugang, zum anderen die Hüftgelenksarthroskopie (Hüft-ASK) [70, 71].

In einigen Studien wird die minimal-invasive Arthrotomie arthroskopisch assistiert, um azetabuläre Pathologien behandeln zu können [72]. Dabei wurden bei der richtigen Indikation für alle Techniken gute mittelfristige Ergebnisse berichtet [70, 73]. Über die minimal-invasive Arthrotomie können nur anteriore CAM-Deformitäten adressiert werden. Die ideale Indikation für die Hüft-ASK und die arthroskopisch assistierte Arthrotomie ist eine isolierte anteriore CAM- und/oder Pincer-Deformität. Die Adressierung komplexer und extraartikulärer Pathologien ist durch diese Techniken nur begrenzt möglich. Neben der im Vergleich zu den offenen Verfahren deutlich verlängerten Operationsdauer gibt es bei der Hüft-ASK weitere Risiken wie Knorpelschäden durch die Instrumente oder Folgen der langen Traktion des Beines. Dabei zeigt die Hüft-ASK im Vergleich zu den anderen Verfahren die geringste Komplikationsrate. Clarke et al. berichteten über eine Komplikationsrate von 1,4 % in 1054 arthroskopischen Fällen und Ilizaliturri bestätigte diese Ergebnisse mit einer Komplikationsrate von 1,5 % [74, 75].

1.2.6 Aktuelle Problematiken in der Diagnostik und Behandlung des femoro-azetabulären Impingements

Neben den Röntgenaufnahmen wie der a.p.-Beckenübersicht und der axialen Hüftaufnahme gehört das MRT zu den Standardbildgebungen in der Diagnostik des FAI. Während auf den Röntgenaufnahmen indirekte Impingement-Zeichen wie z. B. eine Retroversion und/oder eine CAM-Deformität diagnostiziert wurden [48, 76], konnten mit speziellen Arthrographie-MR-Aufnahmen der chondrolabiale Übergang und die sequenziellen Schenkelhalsebenen dargestellt werden. Kürzlich durchgeführte Studien berichteten, dass die Erhebung dieser FAI-Zeichen auf konventionellen Röntgenaufnahmen mit einer nur geringen Reliabilität verbunden ist [54, 77]. Außerdem wurde beobachtet, dass die Akquisition des Alpha-Winkels auf axialen MRT-Bildern ebenfalls nur eine geringe Reliabilität besitzt [78]. Durch eine Fehlinterpretation können Pathologien übersehen und normale Strukturen als pathologisch diagnostiziert werden. Dies ist besonders bei azetabulären Pathologien bedeutend, da eine Diagnose und chirurgische Adressierung einer fokalen Retroversion bei grenzwertiger Überdachung zu einer iatrogenen Dysplasie führen können. Sogar Luxationen wurden nach Hüft-ASK mit einer Pfannenrandtrimmung als seltene Komplikation beschrieben [79, 80]. Bei der chirurgischen Hüftluxation besitzen solche präoperativen Fehlinterpretationen bei einem erfahrenen Operateur ggf. nur eine untergeordnete Bedeutung, da eine direkte Visualisierung und ggf. Adressierung des gesamten Hüftgelenks und aller Pathologien durch diese Technik möglich ist [32]. Bei weniger invasiven Operationsmethoden ist die präoperative Diagnostik jedoch von entscheidender Bedeutung, da nicht alle FAI-Pathologien im Hüftgelenk adressierbar sind und die Übersicht im Vergleich zur chirurgischen Hüftluxation deutlich begrenzt ist. Vor allem führen nicht adressierte FAI-Pathologien zu einer Persistenz der Beschwerden, einem schlechten Ergebnis und möglicherweise zu einer Revisionsoperation [81-84]. Herauszu-

stellen ist dabei, dass bis zu 26 % der Patienten nach Hüft-ASK über persistierende Hüftgelenksbeschwerden berichten [81, 85]. Ein großer Anteil wird dabei auf nicht oder nur unzureichend adressierte ossäre FAI-Pathologien zurückgeführt, was den hohen Stellenwert der präoperativen Diagnostik begründet. Deswegen sollte das Bestreben nach einer sehr akkuraten präoperativen Bildgebung, welche das Impingement darstellen kann, im Mittelpunkt der Forschung liegen. Da selbst standardisierte Röntgenbilder die oben beschriebenen Fehlerquellen aufweisen und es nur begrenzt möglich ist, diese nach der Aufnahme zu bearbeiten, sollte dafür eine radiologische Technik verwendet werden, bei der eine Nachbearbeitung der Aufnahmen in verschiedenen Ebenen möglich ist [86, 87]. Dadurch wäre diese von der Position des Beckens während der Aufnahme unabhängig. CT-Aufnahmen bieten diese Option und sind optimal, um nicht nur ossäre Pathologien des Hüftgelenks, sondern auch Rotationsfehler des proximalen Femurs korrekt zu diagnostizieren [88]. Da das FAI eine Erkrankung ist, die in endgradigen Bewegungen zur Schädigung führt, wäre das Optimum eine Bildgebung, welche dieses Impingement in den typischen Bewegungen darstellen kann. Die einzige Technik, welche diese Voraussetzungen erfüllt, ist derzeit die 320-Zeilen-Computertomographie, mit der Bildgebungen des Herzens während des Herzschlages möglich sind [89].

1.3 Die endoprothetische Versorgung des Hüftgelenkes

Die Primärendoprothetik des Hüftgelenkes ist eine der erfolgreichsten Operationen der modernen operativen Chirurgie mit exzellenten Langzeitergebnissen und einem hohen Anteil zufriedener Patienten [90]. Die moderne Hüftendoprothetik steht jedoch vor neuen Herausforderungen. So werden steigende Implantationszahlen nicht nur im europäischen Raum, sondern weltweit verzeichnet. Dieser Trend ist mehreren Faktoren geschuldet. Zum einen zeigt die prognostizierte Bevölkerungsentwicklung einen steigenden Anteil der über 60-Jährigen, sodass folglich die Anzahl der Primärimplantationen proportional dazu steigen wird. Außerdem hat sich der Patientenanspruch an den endoprothetischen Hüftgelenksersatz (Hüft-TEP) in den letzten Jahrzehnten deutlich gewandelt. So ist das Ziel, nach Hüft-TEP-Implantation nicht mehr nur in den Alltag zurückzukehren, sondern vielmehr den aktiven Sport wieder aufzunehmen, sogenannte Lifestyle-Aktivitäten fortzusetzen und trotzdem eine lange Lebensdauer zu gewährleisten [91]. Diesen Trends ist es geschuldet, dass in Zukunft immer höhere Anforderungen an das künstliche Gelenk und dessen Gleitpaarungen gestellt werden. Dabei konnten die Arbeiten von Bergmann et al. basierend auf telemetrischen Messprothesen zeigen, dass allein schon die Kräfte, die bei Alltagsaktivität auf eine Hüft-TEP einwirken, enorm sind und dass sie bei sportlicher Belastung noch deutlich ansteigen [92-94]. So steigen die Belastungen beim Joggen im Vergleich zum langsamen Gehen um das Dreifache an [92]. Ein weiterer Trend in der westlichen Welt und vor allem in Deutschland ist der zunehmende Anteil der Bevölkerung mit Adipositas. Dies ist ebenfalls ein

Faktor, welcher die Belastung der Hüft-TEP entscheidend beeinflusst [95, 96]. Vor dem Hintergrund dieser Entwicklungen sind die Langzeitergebnisse früherer Endoprothesen- und Gleitpaarungsgenerationen nicht kritiklos auf die aktuell zu versorgende Population zu übertragen [97]. Deswegen ist es von entscheidender Bedeutung, die aktuellen Entwicklungen in der Hüftendoprothetik kritisch zu beleuchten und Risikofaktoren frühzeitig wahrzunehmen, um mögliche Komplikationen zu vermeiden [98]. So soll die optimale Hüft-TEP einen minimalen Abrieb bei einem maximalen Bewegungsausmaß (ROM) sowie rasche und nachhaltige ossäre Integration erreichen. Beides gemeinsam gewährleistet eine Langlebigkeit über Jahrzehnte hinweg.

1.4 Revisionen nach Hüftendoprothetik

Um den Bedarf für die Weiter- oder Neuentwicklung zu begründen, scheint es zunächst notwendig, eine Versagensanalyse durchzuführen. Beleuchtet man die Endoprothesenregister der Länder Schweden (2012), Australien (2014) sowie England, Wales und Nordirland (2014), zeigen diese eindeutig, dass osteolysebedingte Lockerungen und Luxationen der Hüft-TEP (Tabelle 1) einen Hauptanteil der Komplikationen darstellen [99-101].

Tabelle 1: Revisionsursachen im australischen, schwedischen und englischen Endoprothesenregister [99-101]

Revisionsursachen	australisches Register (%)	schwedisches Register (%)	englisches Register (%)
Lockerungen/Osteolysen	49	75	25
Luxationen	14	7	17
Infektion	14	7	14
sonstige	23	11	44

Betrachtet man nun die Bestrebungen der aktuellen Hüft-TEP-Entwicklungen, erkennt man, dass versucht wird, gerade diese Faktoren zu adressieren. Will man die osteolysebedingten Lockerungen und Luxationen reduzieren, müssen die Themen Tribologie und Implantatpositionierung intensiv beleuchtet werden. Als Gleitpaarungen werden aktuell Keramik-Keramik (Ke-Ke), Polyethylen-Keramik (PE-Ke), Polyethylen-Metall (PE-Me) und deutlich rückläufig auch selten noch Metall-Metall (Me-Me) verwendet. Diese wurden in den letzten Dekaden stetig weiterentwickelt und zeigen zum Teil deutlich verbesserte Abriebeigenschaften gegenüber den ersten Generationen. Es traten jedoch trotz verbesserter Abriebeigenschaften neue Komplikationen wie lokale Gewebsreaktionen, Geräuschphänomene und Gleitpaarungsbrüche auf. Um die Probleme der neuen Gleitpaarungen zu verstehen, ist eine differenzierte Analyse notwendig, um ggf. durch den Operateur beeinflussbare Faktoren zu identifizieren und so zukünftige Fehlschläge zu reduzieren.

1.5 Entwicklung, Eigenschaften und tribologische Aspekte der gegenwärtigen Gleitpaarungen

1.5.1 Polyethylen-Keramik und Polyethylen-Metall

Die Gleitpaarungen aus einer Polyethylen(PE)-Pfanne oder einem PE-Inlay mit einem Metall- oder Keramikkopf sind die gegenwärtig am häufigsten verwendeten Gleitpaarungen in der Hüftendoprothetik. PE-bedingte Osteolysen stellen wiederum eine der häufigsten Komplikationen nach der Hüft-TEP dar [92-94]. So war der Hintergrund der stetigen Weiterentwicklungen des PE, die Abriebsrate zu reduzieren, um ein langes osteolysefreies Intervall zu gewährleisten und die Langlebigkeit der Hüft-TEP zu erhöhen. Die Entwicklung der ersten „Ultra High Molecular Weight Polyethylene“ (UHMWPE) geht dabei auf die Arbeiten von Craven und Charnley zurück [102]. Sie implantierten 1962 dieses Material in Form einer zementierten PE-Pfanne mit einem Monoblockschaft aus rostfreiem Stahl, die mit Polymethylmethacrylat(PMMA)-Zement fixiert wurde [103]. Diese „Low-friction“-Hüft-TEP versagte jedoch hauptsächlich wegen der PE-Oxidation, der oxidationsbedingten erhöhten Abriebraten und der daraus resultierenden Osteolysen [104]. In den 1970ern wurde das Poly-II (Zimmer, USA) entwickelt, ein Komposit aus Carbonfasern und UHMWPE, in den 1980ern das Hylamer (Duraloc-Pfannen; Joint Venture von DePuy und DuPont), ein UHMWPE mit erhöhter Kristallinität. Das Poly-II zeigte im kurzfristigen Follow-up schlechte klinische Ergebnisse. An explantierten Pfannen waren deutliche Schäden der PE-Oberflächen nachzuweisen, was auf die verminderte mechanische Resistenz des Materials aufgrund einer mangelnden Verbindung des Komposits zurückgeführt wurde [105]. Auch beim Hylamer wurde eine hohe Versagensrate aufgrund einer geringen Oxidationsresistenz und eines erhöhten Abriebs beobachtet [106], sodass beide Varianten nicht mehr verwendet wurden. Die Entwicklung zu den gegenwärtig verwendeten hochvernetzten Polyethylenen (HXLPE) erfolgte über mehrere Schritte. So wurden höheren Bestrahlungsdosen (HI-ZEX MILLION; Mitsui Chemicals, Tokio Japan und SOM; Mizunho Co. Ltd., Tokio Japan) verwendet und Agenzien wie Acetylen und Chlortrifluorethylen zugesetzt, um den Vernetzungsgrad zu steigern [107, 108]. Eine wegweisende Beobachtung wurde dabei von McKellop et al. verfasst, die im Hüftsimulator geringere Abriebsraten bei einer steigenden Dosis der Gammabestrahlung beobachteten [109]. Es wurde jedoch auch beobachtet, dass eine Strahlendosis von über 40 Kilogray (KGy) zu einer erhöhten Anzahl von freien Radikalen im PE führt. Diese freien Radikale können zu einer erhöhten PE-Oxidation führen, die wiederum reduzierte mechanische Eigenschaften des PE bedingt [110]. Um diese freien Radikale zu reduzieren, werden viele der aktuell verwendeten HXLPE nach der Bestrahlung thermisch behandelt („post-radiation melting“). Diese thermische Behandlung führt zu einer Reduktion der freien Radikale, aber auch zu einer Reduzierung der mechanischen Eigenschaften. Insbesondere die Rissbeständigkeit und Bruchzähigkeit des PE sollen dabei herabge-

setzt sein. Das Risiko für die Entstehung von Rissen oder eines Bruchs soll durch die Verwendung von größeren Köpfen und daraus resultierender geringerer HXLPE-Dicke erhöht sein [111, 112]. Weitere Risikofaktoren für Risse und Inlaybruch sind eine reduzierte PE-Dicke am Verschlussmechanismus, freistehende PE-Ränder (überhöhte Inlays) oder ein Malalignment der Pfanne und ein daraus resultierendes Impingement. So kann aus einem Impingement eine Spannungserhöhung resultieren, welche einen Riss im HXLPE initiiert, der sich rasch ausbreiten kann [113]. Da nicht alle HXLPE thermisch behandelt werden, stellt sich die Frage, welche theoretische Komplikation die größere klinische Relevanz zeigt: die mögliche Oxidation oder die herabgesetzte Rissbeständigkeit und Bruchzähigkeit. So zeigen die australischen Registerdaten für die modifizierten PE in den ersten neun Jahren ein geringes Revisionsrisiko, verglichen mit konventionellen PE [114]. Dabei besteht eine inverse Korrelation zwischen der Standzeit nach Implantation und dem Revisionsrisiko. Das geringere Risiko wird also bei längerem Nachuntersuchungszeitraum evidenter. Ebenfalls gibt es keinen Hinweis auf ein erhöhtes Revisionsrisiko bei der Verwendung eines größeren Kopfes [114]. Ob durch die Verwendung des HXLPE die Entstehung relevanter Osteolysen langfristig verhindert werden kann und damit längere Standzeiten der Hüft-TEP erreicht werden können, ist jedoch derzeit Gegenstand der Forschung. Alle aktuell verwendeten HXLPE (bestrahlt mit Dosen über 50 KGy) zeigen zumindest exzellente Abriebsraten. So wurde eine signifikante Reduktion der Abriebsrate von 37 % auf bis zu 95 % für das HXLPE im Vergleich zu konventionellem UHMWPE beobachtet [115, 116]. Um das Risiko einer Oxidation oder Oberflächenrisse zu vermeiden, wurden neue Methoden entwickelt, um die freien Radikale zu reduzieren. Eine Methode beinhaltet die Zugabe von Vitamin E, um die freien Radikale im hochvernetzten Polyethylen zu stabilisieren [117]. So wurde z. B. eine Methode zur Diffusion in das Polyethylen nach dem Vernetzungsprozess entwickelt. Durch die Interaktion des Vitamins E nach dem Vernetzungsprozess ist es möglich, die freien Radikale wirksam zu binden, ohne das Polyethylen aufzuschmelzen oder auszuhärten. Diese Methoden führten zu der Entwicklung der zweiten Generation der HXLPEs.

1.5.1.1 Biologische Reaktion auf Polyethylenabriebpartikel

Osteolysen entstehen durch einen komplexen Mechanismus, bei welchem durch Abriebpartikel eine entzündliche Kaskade und Aktivierung des „osteoclastogenic signaling pathway“ ausgelöst wird [118]. Abhängig von der Gleitpaarung und der mechanischen Belastung entstehen Polyethylenpartikel in einem bestimmten Volumen. Die kritische Größe der Polyethylenpartikel, die zu einer Makrophagenaktivierung führt, liegt bei 0,3 µm bis 5 µm [119]. Dabei akkumulieren die PE-Partikel in den periprothetischen Geweben, bis ein kritisches Volumen und eine kritische Konzentration erreicht werden. Bei der Phagozytose dieser Partikel bedingen biologische Reaktionen die Interaktion und Aktivierung vieler Zelltypen, die mit den autokinen und parakinen Signalwegen kommunizieren. Dabei werden Zytokine, Chemokine und andere proinflammatorische Faktoren von Zellen freigesetzt, die unter anderem eine Fremdkörperreaktion bedingen können [120-122]. Die Reaktion wird dabei maßgeblich von den Eigenschaften der Partikel und von individuellen Faktoren beeinflusst. Dabei induzieren Abriebpartikel eine systematische Reaktion durch eine Zellmigration in das Gebiet der Partikelquelle. In den meisten Fällen ist der Patient asymptomatisch, bis die Osteolyse weit vorgeschritten ist. So konnte gezeigt werden, dass eine PE-Abriebsrate von 30 mm³/Million Zyklen in Abhängigkeit von der Aktivität des Patienten zu einem Abriebsvolumen von 500 mm³ innerhalb von 8 bis 16 Jahren führt [123]. Diese Konzentrationen sind trotz individueller Unterschiede bezüglich der Reaktion auf PE-Abriebpartikel und Partikelkonzentrationen mit einem hohen Versagensrisiko der Hüftprothese assoziiert [124]. Auch Wilkenson et al. konnten eine Beziehung zwischen klinischer Abriebsrate und Osteolysen herstellen. So besteht ein Risiko von 0 % bei einem Abrieb von 0,1 mm/Jahr, von 43 % bei 0,1 mm/Jahr, von 80 % bei 0,2–0,3 mm/Jahr und von 100 % bei einer Abriebsrate von >0,3 mm/Jahr, nach 10 Jahren Osteolysen zu entwickeln [125].

1.5.1.2 Abrieb und klinische Ergebnisse

Ein systematisches Review fasste die Ergebnisse der ersten Generation der HXLPE und UHMWPE zusammen und berichtete über mittlere klinische Abriebsraten (Kopfpennetrationsraten) von 0,042 mm/Jahr für das HXLPE und von 0,137 mm/Jahr für das UHMWPE. Die mittleren klinischen Abriebsraten für das HXLPE der ersten Generation reichten dabei von 0,023 mm/Jahr (Durasul; Zimmer, Warsaw, USA) bis 0,063 mm/Jahr (Aeonian; Kyocera, Kyoto, Japan). So wurden für das HXLPE bei der Verwendung eines kleinen Kopfes (22–28 mm) Abriebsraten von 0,048 mm/Jahr und bei der Verwendung eines großen Kopfes (32–40 mm) Abriebsraten von 0,027 mm/Jahr beobachtet [126]. Während bei der Verwendung von UWMPE im 10-Jahres-Follow-up über Osteolysen von 26 % berichtet wurde [127], existieren keine Berichte über Osteolysen bei HXLPE. Auch das HXLPE der zweiten Generation zeigte in Simulatorstudien [128] und in Röntgen-Stereometrie-Analyse(RSA)-Studien mit einem Follow-up von 2 Jahren gute Ergebnisse bezüglich des Abriebs [129]. In der Hüftsimulatorstudie konnte eine Reduktion des Abriebs

von 97 % und 62 % gegenüber der zweiten Generation des HXLPE und UHMWPE sowie der zweiten Generation des HXLPE und der ersten Generation des HXLPE beobachtet werden [128]. Der klinische Abrieb betrug 0,009 mm in ersten und 0,024 mm im zweiten Jahr [129].

1.5.2 Keramik

Ke-Ke-Gleitpaarungen wurden entwickelt, um die Probleme der Friktion und des Abriebs, die bei den PE-Me und Me-Me beobachtet wurden, zu lösen. Das angestrebte Ziel war es, biologisch aktiven Abrieb zu reduzieren und damit die Inzidenz von Osteolysen und Lockerungen der Hüft-TEP zu senken. Die Pioniere der Keramik-Hüft-TEP waren Boutin und Mittelmeier. Dabei bestand die erste Generation der Ke-Ke-Gleitpaarungen hauptsächlich aus Aluminiumoxid [130, 131]. Die ersten Ergebnisse waren jedoch durch die hohen Frakturnraten von bis zu 13,4 % häufig nicht zufriedenstellend [132, 133]. Diese hohen Frakturnraten wurden dabei auf die große Korngröße und niedrige Dichte der Keramik sowie die mangelnde Reinheit der Fertigungsstoffe zurückgeführt [134]. Des Weiteren wurden hohe Lockerungsraten beobachtet, was auf das Implantatdesign, die mangelnde knöchernen Integration sowie auch chirurgisch bedingte Faktoren zurückgeführt wurde [131, 135-138]. So wurde 1977 durch eine Verbesserung des Keramik-Fertigungsprozesses und durch eine stabile Fixierung des Kopfes auf dem Morse-Konus eine Reduktion der Frakturnrate auf 2 % erreicht [139, 140]. Mit abnehmender Frakturnrate wurde das Problem der azetabulären Komponentenfixierung evidenter. Durch ein 1989 in Europa eingeführtes modulares System aus einem Keramikinlay in einer Metallpfanne (Zulassung in den USA im Jahre 2003) konnte dieses Problem adressiert werden [139, 141]. So wurde 1994 die dritte Keramik-Generation (BioloX forte; CeramTec AG, Plochingen, Germany) entwickelt, die weiterhin hauptsächlich aus Aluminiumoxid (>99,8 %) bestand. Verbesserungen des Fertigungsprozesses (deutlich reduzierte Korngröße, verbesserte Poliertechnik, isostatisches Pressverfahren) führten zur weiteren Optimierung der mechanischen Eigenschaften. So wurden anfänglich Keramik-Korngrößen von 50 µm verwendet; in der dritten Generation betrug die Korngröße nur noch 2 µm [142]. Die Frakturnraten konnten in der dritten Generation (BioloX forte, CeramTec AG, Plochingen, Germany) weiter auf 0,004 % reduziert werden [132]. Die vierte Generation der Ke-Ke-Gleitpaarungen wurde im Jahr 2000 als „alumina matrix composite“ (BioloX delta; CeramTec AG, Plochingen, Germany), bestehend aus Aluminiumoxid (81,6 %), yttria-stabilisierten tetragonalen Zirkoniumpartikeln (17 %) und Chromdioxid- sowie Strontium-Kristallen (1,4 %), eingeführt [140]. Dabei wurde beim BioloX delta im Vergleich zum BioloX forte eine kleinere Korngröße verwendet (statt 2 µm nun 0,6 µm), das Elastizitätsmodul verringert (von 407 auf 358 GPa) und die Risszähigkeit erhöht (von 3,2 auf 6,5 MPa). Durch diese veränderten mechanischen Eigenschaften sollten die Bruchfestigkeit und Bruch- oder Risszähigkeit verbessert werden. Die Bruchfestigkeit beschreibt die maximale mechanische Spannung des Materials, die zum Bruch führt, und die Risszähigkeit

bezeichnet den Widerstand eines Materials gegen ein Risswachstum. Dabei sollen die yttria-stabilisierten tetragonalen Zirkoniumpartikel, Chromdioxid- und Strontium- Kristalle das Risiko der Rissausbreitung und Keramikkomponentenfraktur minimieren. Außerdem wurden durch diese veränderte Zusammensetzung und mechanischen Eigenschaften andere Designoptionen wie dünnere Inlays und damit größere Köpfe möglich. Bei dem BioloX forte waren nur eingeschränkten Optionen mit 28- und 32-mm-Köpfen erhältlich.

1.5.2.1 Mechanische und biologische Eigenschaften der Keramik

Die Aluminiumkeramik zeigt exzellente physikalische und biologische Eigenschaften. Dabei besitzt die Keramik im Vergleich zu den anderen Gleitpaarungen den größten Härtegrad (Mohr 10; Diamant = Mohr 11), einen hohen Konduktionskoeffizienten und eine exzellente Resistenz gegenüber Korrosion. Aufgrund des hohen Oxidationsgrades ist sie biologisch inert und resistent gegenüber Oxidation. Durch die Ionenstruktur des Aluminiums ist sie hydrophil, was eine höhere Benetzbarkeit für Flüssigkeiten und damit eine größere Lubrikation gewährleistet als andere orthopädische Polymere oder Metalle [139, 143]. Des Weiteren hat dieses Material eine hohe Rigidität mit einem Elastizitätsmodul von 407 Gigapascal (GPa) für das BioloX forte auf 358 GPa für das BioloX delta (im Vergleich zu Kobalt-Chrom (CoCr) mit 210 GPa), was den Schwachpunkt dieses Materials darstellt. Insgesamt bedingen diese mechanischen Eigenschaften exzellente Abriebeigenschaften und machen das Material resistent gegenüber Dreikörperverschleiß [144]. Dabei ist der Friktionskoeffizient beim BioloX forte deutlich geringer als bei PE-Me [139]. Trotzdem müssen die Gleitpaarungen eine hohe Konformität (mindestens 50 µm) aufweisen. Wenn diese Konformität nicht gewährleistet ist, kann dies zu einem deutlich erhöhten Abrieb führen [143]. So betrug die Berstlast von Keramikköpfen 1977 noch 38 Kilonewton (kN). Aktuell liegt sie für den gegenwärtig am stärksten frakturgefährdeten Kopf (28 mm/L, BioloX delta) bei 80 kN und beträgt für die anderen Kopfoptionen bis 98 kN. In vitro und in vivo konnte gezeigt werden, dass Keramik biologisch inert ist [145]. Die geringe Größe der Abriebpartikel und das geringe Volumen des Keramikabriebs bedingen eine nur geringe Bioaktivität. So ließ sich in einer Studie nachweisen, dass bei Aluminiumoxidpartikeln keine zelluläre Reaktion, bei PE-Partikeln hingegen eine hohe biologische Reaktion beobachtet wird [146]. Ein weiterer wichtiger Vorteil dieser Ke-Ke-Gleitpaarung ist, dass das Serumionenniveau durch den Abrieb nicht angehoben wird.

1.5.2.2 Tribologie

In-vitro- und in-vivo-Studien konnten klar nachweisen, dass Ke-Ke-Gleitpaarungen im Vergleich zu den anderen gegenwärtig verwendeten Gleitpaarungen die besten tribologischen Eigenschaften besitzen. In Hüftsimulatorstudien konnten für die dritte Keramikgeneration zwei Phasen abgegrenzt werden. Während der ersten Million Zyklen der sogenannten Einlauf („run-in“)-Phase wurde ein volumetrischer Abrieb von 0,1 und 0,3 mm³/Millionen Zyklen (MZ) beobachtet [147, 148]. In der zweiten Phase, der Normalzustand („steady-state“)-Phase, wurde ein volumetrischer Abrieb von 0,01 mm³/MZ nachgewiesen [147, 148]. Auch bei der vierten Keramikgeneration (Bi-olox delta; CeramTec AG, Plochingen, Germany) wurden in vitro unter Standardbedingungen im Mittel geringe Abriebsraten von 0,05 mm³/MZ beobachtet [149]. Insgesamt variieren die klinischen Abriebsraten zwischen 0,3 µm und 5,0 mm/Jahr. Diese katastrophalen Abriebsraten wurden vor allem vor 1990 berichtet. Gegenwärtig werden Abriebsraten konstant unter 15 µm/Jahr publiziert [150, 151]. Auch in Explantationsstudien konnte ein Volumenabrieb von 0,4 mm³/Jahr für die Köpfe und von 0,3 mm³/Jahr für die Inlays der dritten Generation von Keramik-Hüft-TEP beobachtet werden [152].

1.5.2.3 Klinische Ergebnisse und Revisionsraten

In einem Review, das die gegenwärtigen Studien mit den Evidenzleveln I bis IV zusammenfasste, wurde über eine Revisionsrate für Ke-Ke-Gleitpaarungen von 2,2 % in einem mittleren Follow-up von 48 Monaten berichtet [153]. Dabei konnte eine erhöhte Revisionsrate bei einem Alter unter 45 Jahren, einem BMI über 31,8 kg/m² und einem Gewicht von durchschnittlich 97,5 kg beobachtet werden. Insgesamt konnten drei Studien mit einem 10-Jahres-Follow-up eine Überlebensrate von 97 % bis 99 % beobachten [127, 154, 155]. Dabei existiert eine Studie, welche für die dritte Keramikgeneration in einem langen Nachuntersuchungsintervall von 18,5 Jahren keine Osteolyse beobachtete [156]. Eine erste klinische Studie konnte in einem mittleren Nachuntersuchungsintervall von 3,2 Jahren eine Überlebensrate von 98 % für das Biolox delta beobachten [157].

1.5.2.4 Kontroversen

Bedenken gegenüber den Ke-Ke-Gleitpaarungen sind aufgrund von Streifenabrieb („stripe wear“), der Frakturgefahr und der Geräuschphänomene selbst in der mittlerweile vierten Generation noch existent. Zwar konnte die Inzidenz der Keramikfrakturen in den letzten Jahren deutlich reduziert werden [132], sie wird aber auch für die neuste Generation beschrieben. So existieren erste Studien und Fallberichte über Keramikkopf- und Inlaybrüche der vierten Keramikgeneration [157, 158]. Dabei können bestimmte Faktoren eine Keramikfraktur begünstigen. Dazu gehören eine Malposition der Komponenten, Fehler bei der Insertion der Keramikkomponenten und Fremdkörper im Metall-Keramik-Interface. Aufgrund des hohen Elastizitätsmoduls sind die Keramiken weniger resistent gegenüber nicht gleichförmigen Belastungen. Dabei sind die Keramiken

stärker von der initialen Komponentenposition abhängig. Während der Implantation müssen somit Stressspitzen auf die Keramik vermieden werden. Fremdkörper im Metall-Keramik-Interface sollen durch gründliche Reinigung des Konus oder des Pfannengrunds vermieden werden, ebenso Krafteinwirkungen auf die Fremdkörper über die Keramik. Eine Rotation des Kopfes während des Aufsetzens kann zu einer konzentrischen Krafteinleitung, zu Punktstressbelastungen und einem Versagen der Keramik führen. Außerdem ist die Passform des Konus und des Kopfes entscheidend, da verschiedene Hersteller unterschiedliche Konusformen produzieren. Revisionen nach Keramikfraktur stellen für die Patienten ein katastrophales Ereignis dar, weil nach der Revision nur in den seltensten Fällen ein mit der Primärimplantation vergleichbares Ergebnis zu erreichen ist. In einer multizentrischen Studie konnten im 3,5-Jahres-Follow-up nach der Revision auf eine PE-Me-Gleitpaarung bei Keramikfraktur Überlebensraten von 63 % beobachtet werden [159]. Eine andere Arbeitsgruppe beschreibt im mittleren Follow-up von 10,5 Jahren eine Überlebensrate von 100 % in einer kleinen Kohorte von 8 Patienten [160]. Bei diesen Patienten wurden alle Keramikpartikel entfernt, eine komplette Synvektomie und ein Wechsel auf eine PE-Me-Gleitpaarung durchgeführt [160]. Schließlich wurde bei isoliertem Kopfinlaywechsel eine hohe Komplikationsrate von 25 % beobachtet. Bei einem gleichzeitigen Schaftwechsel wurden hingegen keine Komplikationen registriert [161], wobei nach dem Schaftwechsel wieder eine Ke-Ke-Gleitpaarung verwendet wurde.

Die Geräuschphänomene bei Ke-Ke-Gleitpaarungen werden mit einer Inzidenz von 1 % bis 20 % angegeben und können für den Patienten eine Belastung darstellen, die bis zur Revision führen kann [162]. Dabei können die Phänomene in ein Klicken und ein Quietschen eingeteilt werden. Das Klicken kann durch eine Mikroseparation bei Gelenklaxizität oder ein Impingement bedingt sein. Das Quietschen wurde mit verschiedenen Faktoren in Verbindung gebracht.

Zu diesen gehören:

- ein Malalignment der Komponenten bei zu hoher oder zu geringer Anteversion und hoher Inklination
- ein großes femorales Offset und eine Lateralisation des Hüftzentrums
- junge, schwere und große Patienten
- eine hohe postoperative rotatorische Beweglichkeit
- ein hohes Aktivitätslevel [163]
- die Eigenfrequenz der Keramikkomponenten oder der Pfanne und des Schaftes [164]

Welche Faktoren bezüglich des Designs, der Geometrie oder Legierung der Komponenten für dieses Phänomen verantwortlich sind, ist bisher noch nicht geklärt.

1.5.3 Metall

Auch Me-Me-Gleitpaarungen sind in der Endoprothetik des Hüftgelenks keine neue Entwicklung. Die erste Hüft-TEP mit einer Me-Me-Artikulation aus Stahl geht auf Philip Wiles zurück, der diese 1938 einführte [165]. Weitverbreitet und erfolgreich waren jedoch erst die Me-Me-Hüft-TEP von McKee und Farrar, die in den 1960ern implantiert wurden [166]. Die Me-Me-Hüft-TEP von McKee und Farrar zeigten aber aufgrund der einfachen Herstellung schlechte klinische Ergebnisse und wurden zunächst von Metall-Polyethylen-Gleitpaarungen verdrängt [167, 168]. Jacobsson et al. konnten jedoch in einer prospektiven Langzeitbeobachtungsstudie vergleichbare Ergebnisse bei der Me-Me-McKee-Farrar- und der PE-Me-„Low-friction“-Hüft-TEP von Charnley zeigen [169]. Weitere Studien bestätigten diese Ergebnisse und konnten im Follow-up von 20 Jahren in einer kleinen Kohorte sehr gute klinische und radiologische Resultate beobachten [170, 171]. Des Weiteren konnten 25-mal geringere Abriebsraten der McKee-Farrar-Hüft-TEP im Vergleich zu den PE-Me-„Low-friction“-Hüft-TEP von Charnley beobachtet werden [172, 173]. Auf dieser Grundlage wurde mit der Metasul-Hüft-TEP (Sulzer Orthopedics, Schweiz) eine zweite Generation der Me-Me-Gleitpaarung entwickelt und 1988 eingeführt. Neben den Me-Me-Hüft-TEP, die aus einer Metasul-Metallschale in einem Polyethyleninlay und einem 28-mm- oder 32-mm-CoCr-Kopf bestanden, wurde durch die Materialinnovation auch das Konzept des Oberflächenersatzes (OFE) von McMinn und Wagner wieder aufgenommen. Dieses Konzept wurde über die Jahrzehnte wiederholt aufgegriffen, aber aufgrund schlechter klinischer Ergebnisse immer wieder fallen gelassen. So wurde 1938 der erste Me-Me-OFE, die „mould arthroplasty“, von Smith-Peterson entwickelt und implantiert. Er bestand nach diversen Materialkombinationen zuletzt aus einer femoralen Komponente aus Vitallium und einer azetabulären Komponente aus einer CoCr-Legierung. Auch diese Gleitpaarungen konnten in der klinischen Anwendung nur in wenigen Fällen eine gute Funktion und eine lange Überlebensrate zeigen [174]. Weitere Entwicklungen waren der OFE mit Polytetrafluorethylen [175] und der Metall-Polyethylen-OFE [176]. Beide zeigten ebenfalls unzureichende klinische Ergebnisse. Der OFE von Wagner zeigte eine hohe Inzidenz von peripheren Randschäden der azetabulären Komponente. Dies wurde auf das Design der azetabulären Komponente zurückgeführt, welche hemisphärisch (Überdachungswinkel 180°) konstruiert war, so dass für zukünftige Entwicklungen ein subhemisphärisches Design empfohlen wurde [177]. Dabei besitzt das Konzept des OFE theoretische Vorteile gegenüber einer konventionellen Hüft-TEP, etwa eine minimalere Knochenresektion, die Wiederherstellung der normalen femoralen Kraftübertragung, eine hohe Stabilität aufgrund der Verwendung großer Köpfe, eine Prävention von „stress-shielding“ und annähernde Rekonstruktion der normalen Hüftbiomechanik [178]. Die Me-Me-Gleitpaarungen der zweiten Generation zeigten in vitro 70- bis 100-fach geringere Abriebsraten als die UHMWPE-Me-Gleitpaarungen [148, 179].

Auch bei Me-Me-Gleitpaarungen konnte der Abrieb in zwei Phasen eingeteilt werden. Während der ersten „bedding-in“-Phase wurde ein höherer volumetrischer Abrieb von 0,1 und 0,3 mm³/Millionen Zyklen (MZ) beobachtet [180, 181]. In der zweiten Phase, der Normalzustand („steady-state“)-Phase, fiel der volumetrische Abrieb auf nur noch 0,08 mm³/MZ [182]. So konnten in Simulatorstudien unter standardisierten Gangbedingungen für die neuen Me-Me-Gleitpaarungen Abriebsraten von unter 1 mm³/MZ mit nanometergroßen Partikeln beobachtet werden, die mit einem Serum-Metallionen-Level von unter 5 „parts per Billion“ (ppb) in vivo verbunden waren [183-189]. Explantationsstudien konnten einen Abrieb von 0,004 mm/Jahr mit einem volumetrischen Abrieb von 1,5 mm³/MZ beobachten [190, 191]. Diese günstigen Abriebsraten wurden im mittelfristigen Follow-up bestätigt und außerdem wurde nur eine geringe Revisionsrate beobachtet [192]. Deswegen wurde die Me-Me-Hüft-TEP der zweiten Generation Anfang des Jahrtausends als Alternative gerade für junge, aktive Patienten empfohlen.

1.5.3.1 Zusammensetzung und Struktur

Alle in der Orthopädie verwendeten CoCr-Legierungen bestehen aus einer einheitlichen Zusammensetzung aus Carbiden, Chrom, Molybdän, Carbon, Nickel, Eisen u.a. CoCr-Legierungen bestehen primär aus einer Cobalt-Matrix und einer Carbid-Phase. In der Cobalt-Matrix verbessert Chrom die mechanischen Eigenschaften, während Molybdän die Resistenz gegenüber der Korrosion verbessert. Die Größe und die Verteilung der Carbid-Phase beeinflussen dabei die Härte und die mechanischen Eigenschaften. Neben der Zusammensetzung kann auch der Fertigungsprozess (Schmiede- oder Gussverfahren) die mechanischen Eigenschaften beeinflussen. CoCr-Gusslegierungen besitzen aufgrund ihrer gleichmäßigen Carbid-Mikrostruktur eine höhere Härte. Es besteht ein Zusammenhang zwischen dem Anteil des Carbons, der Carbid-Verteilung und den Eigenschaften der Oberfläche der Gleitpaarung. CoCr-Legierungen mit einem hohen Carbon-Anteil (>0,15 % = HCarCoCr) besitzen eine biphasische Struktur; die kleinen CoCr-Körner sind dabei von harten, kratzresistenten Carbiden umgeben. CoCr-Legierungen mit einem niedrigen Anteil von Carbonen (<0,15 % = NCarCoCr) sind dabei aufgrund des Fehlens der Carbide weicher. NCarCoCr produziert signifikant mehr Abrieb als HCarCoCr. So konnte die Kombination aus HCarCoCr-Kopf und -Pfanne die geringsten Abriebsraten zeigen [180, 193]. Die erste Generation der Me-Me-Gleitpaarungen waren Guss-CoCr-Legierungen (ASTM F-75) mit höherem Carbon-Anteil von 0,2 % bis 0,3 %. Aktuelle Me-Me-Gleitpaarungen können entweder Schmiede- oder Gusslegierungen sein, die zum Teil wärmebehandelt sind und unterschiedliche Carbon-Anteile enthalten (abhängig vom Hersteller) [180, 194, 195].

1.5.3.2 Kontroversen

Kürzlich wurde jedoch beobachtet, dass die klinischen Ergebnisse der Me-Me-Gleitpaarungen von zahlreichen Faktoren beeinflusst werden und dass die Abriebsraten um den Faktor 40 bis 100 ansteigen, wenn diese Gleitpaarungen versagen [196-198]. Zwar ist der Volumenabrieb der nanometergroßen Metallpartikel im Hüftgelenk in der Gesamtheit geringer als bei PE-Abrieb, aber eine Korrosion der Metallpartikel und die Exposition der Metallionen können zu verstärkten systemischen und lokalen biologischen Wechselwirkungen führen [199]. So wurden Abriebsraten über 1 mm³/MZ mit unerwarteten Reaktionen in Verbindung gebracht. Zu diesen Reaktionen zählen Komplikationen wie lokale oder ausgedehnte Gewebereaktionen, etwa „adverse local tissue reaction“ (ALTR) und „aseptic lymphocyte-dominated vasculitis-associated lesions“ (ALVAL) [200-202]. Dabei lassen sich die lokalen oder ausgedehnten periprothetischen Gewebereaktionen (ALTR: Adverse local tissue reaction) in drei Formen einteilen. Diese werden zwar getrennt voneinander beschrieben, können aber auch kombiniert auftreten oder sind histologisch schwierig voneinander abzugrenzen. Die erste Form der ALTR ist die Osteolyse. Die zweite Form sind die „aseptic lymphocyte-dominated vasculitis-associated lesions“ (ALVAL), die zuerst von Willert et al. [203] beschrieben wurden. In der histologischen Aufarbeitung zeigt die ALVAL-Reaktion eine perivaskuläre und/oder diffuse Lymphozyten- und Plasmazellinfiltration, Fibrin und extensive Nekrosen, die zu einer Metallallergie passen. Deswegen wurde diese Reaktion zuerst der Typ-IV-Allergie (verzögerte Hypersensitivität) zugeordnet. Voraussetzung ist dabei ein histologischer Nachweis von T-Lymphozyten, verbunden mit klinischen Symptomen und Ausschluss einer Implantatlockerung, Infektion oder massivem Abrieb [203]. Im Unterschied zur klassischen Typ-IV-Reaktion werden jedoch B-Lymphozyten in dem periprothetischen Gewebe nachgewiesen. Deswegen wurde die Reaktion als „aseptic lymphocyte-dominated vasculitis-associated lesions“ (ALVAL) bezeichnet. Ein ähnliches histologisches Bild mit einer ausgedehnteren Gewebereaktion wurde bei Pseudotumoren, der dritten Form der ALTR, beschrieben. Anfänglich wurden Pseudotumore bei Frauen mit Me-Me-Hüft-TEP als Reaktion auf eine Hypersensitivität in Form metallabriebgefüllter Bursae beschrieben [204]. Dann wurden diese mit hohen Abriebsraten bei hohen Randbelastungen und Malalignment der Pfanne in Verbindung gebracht [205, 206]. Histologisch werden sie von der ALVAL durch eine starke Infiltration hämatin- und metallgefüllter Makrophagen abgegrenzt [204]. Die Entstehung der Pseudotumore scheint dabei von der Menge und biologischen Aktivität des Metallabriebs sowie der individuellen Reaktivität des Patienten gegenüber dem Abrieb abhängig zu sein. Die Frage, warum Kobalt-Chrom-Abrieb bei manchen Patienten ausgedehnte Gewebereaktionen auslöst, bei anderen hingegen nicht, konnte bisher nicht beantwortet werden. Es besteht zumindest eine Korrelation zwischen Nekrosen des periprothetischen Gewebes und der Konzentration der Metallpartikel. Während geringe Metallkonzentrationen

nen zu einer Apoptose führen, bedingen hohe Konzentrationen eine Gewebsnekrose [207]. Neben den lokalen Gewebsreaktionen wurde eine Dissemination der Metallpartikel mit Ablagerung in neuralen Strukturen, Leber und Niere beschrieben [208, 209].

Dabei ist die systemische Ionenkonzentration eines der Hauptprobleme bei Me-Me-Gleitpaarungen, da Langzeiteffekte noch nicht abzuschätzen sind. Screeninguntersuchungen sind über Serum- und Urin-Metallionenmessungen möglich. Die Messung dieser Konzentrationen unterliegt jedoch multiplen Einflüssen, sodass Konzentrationen einer Probe je nach Methode unterschiedliche Ergebnisse erbringen können. Bei eingeschränkter Nierenfunktion ist die Ionenausscheidung zudem stark eingeschränkt [210]. Bedenklich sind Hinweise, dass Metallionen die Plazentaschranke passieren und so DNA-Schäden und Chromosomenveränderungen verursachen könnten [211, 212]. Unsicherheit herrscht noch bei den Langzeitauswirkungen, der Karzinogenität, Teratogenität und Toxizität der Abriebpartikel bei Me-Me-Gleitpaarungen. Diese konnten jedoch bisher nicht belegt werden [213]. Kobaltismus mit klinischen Symptomen wie Erblindung, Neuropathie, Kardiopathie, Schwerhörigkeit und Müdigkeit wurde nur in Einzelfällen beschrieben und ist mit außerordentlich erhöhten Metallionen assoziiert [214, 215].

1.5.3.3 Klinische Ergebnisse

1.5.3.3.1 Oberflächenersatz- und Großkopf-Hüftendoprothesen

Ein internationaler Konsensus orthopädischer Register fasste die Daten aus den australischen, englischen und neuseeländischen Registern zusammen [216]. Diese berichteten über ein zweifach erhöhtes Revisionsrisiko für Me-Me-Hüft-TEP, wenn der verwendete Kopf größer als 32 mm (9,4 %) statt kleiner als 32 mm (4,5 %) war [216]. Die Subgruppe mit einem guten Outcome nach OFE ist jünger als 65 Jahre, männlich, mit großen Kopfdurchmessern [216]. Diese Gruppe hatte eine vergleichbare Revisionsrate wie bei konventioneller Hüft-TEP. Im englischen Register zeichnet sich eine signifikant erhöhte Revisionsrate bei Me-Me-Hüft-TEP bei jungen Frauen mit großen Kopfdurchmessern und bei OFE bei Frauen mit kleinen Kopfdurchmessern ab [217, 218]. Außerdem ist das Versagen mit bestimmten Designparametern der azetabulären Komponente assoziiert. Um ein Impingement wie bei den Wagner-OFE zu vermeiden, sind die azetabulären Komponenten subhemisphärisch konstruiert und variieren im Überdachungswinkel. Es besteht eine direkte Beziehung zwischen dem Überdachungswinkel und der Pfannenposition vor allem bei der Inklination. Dabei sind azetabuläre Komponenten mit geringeren Überdachungsprofilen wie die ASR-Pfanne (DePuy Orthopaedics, Inc. Warsaw, Indiana, USA) von einer sehr exakten Implantatposition abhängig. So wurde bei dem ASR-OFE (DePuy Orthopaedics, Inc. Warsaw, Indiana, USA) eine Versagensrate von 25 % beobachtet, bei der ASR-Hüft-TEP eine Versagensrate von 48,8 % [219]. Im Gegensatz dazu zeigten sich für die Cormet 2000 (Corin, Cirencester, Großbritannien) und die „Birmingham Hip Resurfacing System“ (BHR; Smith & Nephew Orthopaedics

Ltd., Warwick, Großbritannien) im 11- und 10-Jahres-Follow-up Versagensraten von 7 % und 9 % mit dem Endpunkt einer Revision [220, 221].

1.5.3.3.2 Metall-Metall-Hüftendoprothese

In monozentrischen klinischen Studien wurden für die Metasul-Hüft-TEP bei einer Kopfgröße von 28 mm oder 32 mm vergleichsweise moderate, gute mittel- und langfristige Ergebnisse beobachtet. Dabei wurde in einer Kohorte von 111 Patienten mit einem Follow-up von 13 Jahren eine Überlebensrate von 94 % beobachtet. Revisionsgrund war dabei nicht eine metallabriebbedingte Osteolyse, sondern waren rezidivierende Hüftluxationen [222]. Eine andere monozentrische Untersuchung beobachtete für die Morscher-Pfanne in einem Follow-up von 5,1 Jahren eine sehr gute Überlebensrate von 98,5 % ohne Osteolysen. Einschränkend ist jedoch zu erwähnen, dass in dieser Studie ein Lost-to-Follow-up von 8 % bestand [223]. Eine retrospektive Kohortenstudie verglich Me-Me, Ke-Ke und UWMPE-Me in einem Follow-up von 8,5 Jahren. Sie beobachtete im Vergleich zu Ke-Ke und UWMPE-Me eine signifikant schlechtere Überlebensrate der Me-Me-Gleitpaarungen mit dem Endpunkt der Revision aufgrund einer aseptischen Lockerung (89,4 %, 99,5 % und 99,0 %) [224]. Dieselbe Arbeitsgruppe veröffentlichte dann einen Vergleich von Me-Me, UWMPE-Me, UWMPE-Ke und Ke-Ke in einer retrospektiven Kohorte mit einem mittleren Follow-up von 11,5 Jahren und 1369 eingeschlossenen Hüften. Die Überlebensrate war für Me-Me mit 90,2 % deutlich geringer als für UWMPE-Me, UWMPE-Ke und Ke-Ke mit jeweils 96,1 %, 98,1 % und 95,6 % [225]. Eine prospektiv randomisierte Studie konnte in einem Follow-up von 7 Jahren signifikant höhere Revisionsraten und „radiolucent lines“ für Me-Me-Gleitpaarungen im Vergleich zu UWMPE-Me und UWMPE-Ke beobachten [226]. Ein Review, welches die gegenwärtigen Studien mit den Evidenzleveln I bis IV bei Me-Me zusammenfasste, berichtete über eine Revisionsrate von 5,4 %, davon u.a. 1,4 % aufgrund einer ALTR und 2,6 % wegen einer Lockerung der jeweiligen Komponente. Betrachtet man die jeweiligen Me-Me-Subgruppen, wurde für Großkopf-Hüft-TEP (38 mm) eine signifikant höhere Revisionsrate von 5,5 % beobachtet, im Vergleich zu OFE (40–60 mm) mit 2,5 % und Me-Me-Hüft-TEP (28–32 mm) mit 3,4 % [153].

1.6 Mechanismen von Hüftendoprothesen-Malposition und -Impingement

Voraussetzungen für geringe Abriebsraten während des normalen Bewegungszyklus sind eine korrekte Komponentenposition unter Beachtung der biomechanischen Belastungsachse sowie eine korrekte Rekonstruktion des Offsets, des Rotationszentrums der Hüfte und der Beinlänge. Abweichungen von diesen Bedingungen können zu einem Konus-Pfannenrand-Impingement, zu Subluxationen, einer Mikroseparation und zu erhöhten Randbelastungen („edge-loading“) der Gleitpaarung führen. Das Konzept des femoroazetabulären Impingements, das von Ganz et al. bezüglich der nativen Hüfte beschrieben wurde [12], lässt sich zum Teil auf das endoprothetisch ersetzte Hüftgelenk übertragen (Abbildung 3). So kann ein femoral induziertes (CAM-)Impingement beim nativen Hüftgelenk durch ein reduziertes Kopf-Schenkelhals-Offset bedingt sein. Beim endoprothetisch ersetzten Hüftgelenk ist das Risiko für ein Impingement bei einem geringen Kopf-Konus-Offset $< 2,0$ deutlich erhöht [227]. Dabei wird das Kopf-Konus-Offset von der Kopfgröße, der Verwendung von Köpfen mit Kragen und der Geometrie des Konus beeinflusst [228-231]. Des Weiteren reduziert sich abhängig vom operativen Zugang mit steigender Kopfgröße das Risiko eines Impingements; die Bewegungsfreiheit wird erhöht [232-234]. Demnach ist das Risiko für ein postoperatives Impingement bei kleinen Köpfen mit der Verwendung eines runden Konus oder bei kleinen Köpfen mit Kragen und dem daraus resultierenden geringen Kopf-Konus-Offset am höchsten. So sollte gerade bei der Verwendung von kleinen Köpfen ein trapezförmiger Schaftkonus gegenüber einem runden Konus bevorzugt und auf einen Kragen verzichtet werden [235, 236]. Nach der Implantation eines OFE kann eine nicht adressierte präoperative femorale Asphärizität postoperativ weiterhin zu einem Impingement führen [237, 238]. So konnte beobachtet werden, dass neben der nicht korrigierten Schenkelhals-Pathologie wie der Pistolgrip-Deformität auch eine sagittale Malposition der femoralen Komponente zu einem postoperativen Impingement führt [237]. Zu den Faktoren, die ein azetabulär bedingtes Impingement (Pincer) nach der Hüft-TEP-Implantation bedingen können, gehören nicht entfernte azetabuläre Osteophyten [239], überhöhte Inlays [240], große Pfannendurchmesser und über das Knochenniveau überstehende Pfannen wie z. B. bei Lateralisation [241].

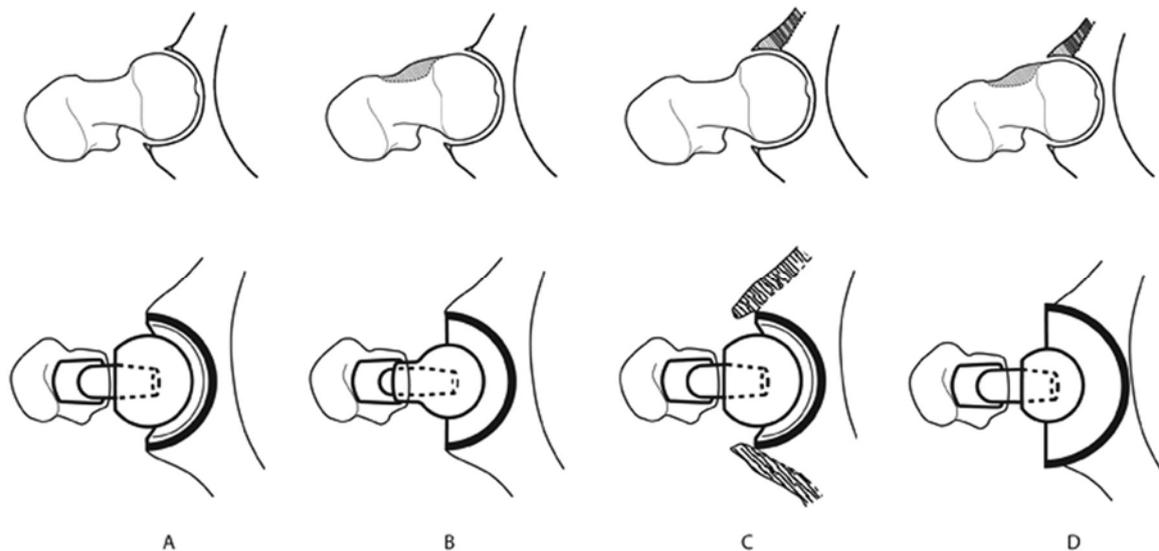


Abbildung 3: Impingement des nativen und endoprothetisch ersetzten Hüftgelenks [241].

(A) Die normale anatomische Hüfte und die optimale Hüft-TEP mit einer großen Kopf-Schenkelhals- oder Kopf-Konus-Ratio. (B) CAM-Typ-Impingement in einer anatomischen Hüfte ist bedingt durch ein reduziertes femorales Offset und bei der Hüft-TEP durch einen kleinen Kopf oder einen Konusadapter. (C) Pincer-Typ-Impingement kann durch eine exzessive azetabuläre Überdachung des Hüftkopfes im anatomischen Hüftgelenk verursacht werden. Bei der Hüft-TEP kann es durch eine unzureichende Entfernung azetabulärer Osteophyten entstehen. (D) Eine Kombination aus CAM- und Pincer-Typen in der anatomischen und der endoprothetisch ersetzten Hüfte mit einem kleinen Kopfdurchmesser, einer Kopf-Konus-Ratio $< 2,0$, einer großen Pfanne oder einem überhöhten Inlay.

Neben den oben angeführten Mechanismen führen auch verschiedene Komponentenfehlpositionen zu biomechanischen Konsequenzen wie Gelenkslaxizität, Konus-Pfannenrand-Impingement und Subluxationen. Der Kopf und die Pfanne besitzen dabei sechs unabhängige Freiheitsgrade, drei rotatorische und drei translatorische. Im Detail werden die biomechanischen Auswirkungen durch folgende Malpositionen bedingt [198]:

1. Translatorische Malposition:

1.1 Mediale oder kraniale Translation des Pfannenzentrums

- Die mangelnde Rekonstruktion des Pfannenzentrums führt zu einer translatorischen Gelenkslaxizität und Mikroseparation.

1.2 Reduktion des Offsets

- Die mangelnde Rekonstruktion des Kopfsentrums führt zu einer Gelenkslaxizität und Mikroseparation.

1.3 Kopf-Konus-Impingement mit dem Pfannenrand

- Subluxation des Kopfes an den gegenüberliegenden Pfannenrand oder Luxation der Hüft-TEP

2. Rotatorische Malposition der Pfanne:

2.1 Malposition der Pfanne (Inklination und Anteversion)

- Der Pfannenrand kreuzt die tribologische Krafteinleitung.

Neben dem unter 1.2 aufgeführten reduzierten medio-lateralen Offset kann auch eine verkürzte Beinlänge zu einem Impingement des proximalen Femurs mit dem Becken oder dem Pfannenrand führen [242, 243]. Dabei hat der Konus-Schaft-Winkel des verwendeten Implantats einen signifikanten Einfluss auf das resultierende Offset und die Beinlänge [236]. Aber auch bei einer ideal rekonstruierten Anatomie kann nach Hüft-TEP-Implantation ein Impingement entstehen. So bergen sehr bewegliche Hüftgelenke gerade bei Frauen mit Dysplasie bei hohen Bewegungsausmaßen das Risiko für ein Impingement [244]. Deswegen sollte bei diesen Patienten der größtmögliche Kopf unter Berücksichtigung der tribologischen Aspekte verwendet werden. Des Weiteren kann eine pathologische Beckenkipfung oder -verwringung die Pfannenorientierung signifikant beeinflussen und zu einem postoperativen Impingement trotz ideal positionierter Pfanne relativ zur APP führen [245]. Dabei kann der Einfluss der Beckenkipfung durch die Verwendung neuer Zielbereiche minimiert werden [246]. Hier muss erwähnt werden, dass auch eine Dysfunktion der pelvitrochantären Muskulatur zu einer pathologischen Biomechanik bis hin zur Luxation führen kann [247]. Neben dem Knochen-Knochen-, Komponenten-Knochen- oder Komponenten-Komponenten-Impingement kann es nach der Hüft-TEP zu einer Irritation der Kapsel und Sehnen kommen. Diese kann mit einer Symptomtrias mit zunehmendem Schmerz, Dysfunktion und Schwellung einhergehen. Dabei können drei Mechanismen unterschieden werden: Wenn eine zu große Pfanne am anterioren Pfannenrand übersteht oder der Trochanter minor mit dem Os ischii repetitiven Kontakt hat, kann es zu einem Psoas-Impingement kommen. Des Weiteren kann bei einem Impingement zwischen dem Konus und der Pfanne die Kapsel komprimiert werden. Außerdem kann bei einem zu geringen femoralen Offset die Kapsel bei einer Abduktion der Hüfte zwischen Trochanter major und dem Ileum komprimiert werden, was zu Schmerzen führen kann [241, 248].

1.7 Auswirkungen von Komponenten-Malposition und Impingement der Hüftendoprothesen auf die Tribologie und klinischen Ergebnisse

Die aktuellen Gleitpaarungen zeigen unter Standardbedingungen sehr gute tribologische Eigenschaften. Eine veränderte Biomechanik wie ein Impingement, eine Subluxation oder Mikroseparation können diese Eigenschaften jedoch deutlich verändern. Deswegen ist es wichtig, die klinischen Konsequenzen einer veränderten Biomechanik auf die Tribologie der verschiedenen Gleitpaarungen auszuführen.

1.7.1 Keramik

Im Hüftsimulator wurde bei Standardbedingungen für das BioloX forte eine Abriebsrate von 0,03–0,086 mm³/MZ beobachtet, für das BioloX delta 0,05 mm³/MZ. Eine rotatorische Malposition im Sinne einer Erhöhung der Inklination bis auf 65° mit erhöhten Randbelastungen („edge-loading“) führt dabei nicht zu einer signifikanten Erhöhung der schon sehr geringen Abriebsrate [149, 249]. So wurde unter diesen Bedingungen für das BioloX forte ein Abrieb von 0,086 mm³/MZ [249] gemessen, für das BioloX delta 0,05 mm³/MZ [149]. Bisher konnte nur eine Studie einen signifikanten Anstieg des Abriebs nachweisen [250]. Diese bestimmte aber lediglich den azetabulären Abrieb und besitzt deswegen nur eine begrenzte Aussagekraft. Unter einer translatorischen Malposition mit Mikroseparationen wurden für die Keramik der dritten Generation (Hersteller nicht angegeben) Abriebsraten von 1,84 mm³/MZ beobachtet [251]. Im Vergleich dazu konnte das BioloX delta unter diesen Bedingungen den Abrieb deutlich reduzieren. So wurden Abriebsraten von 0,13 mm³/MZ für einen 28-mm-Kopf und 0,22 mm³/MZ für einen 36-mm-Kopf gemessen [252]. Unter normalen Bedingungen wurden nanometergroße Abriebpartikel von 5 nm bis 90 nm, unter der veränderten Biomechanik mit Mikroseparation mikrometergroße Abriebpartikel mit einer Größe von 0,05 µm bis 3,2 µm [253, 254] beobachtet.

Die geringen Abriebsraten, wie sie in Simulatorstudien beobachtet wurden, lassen sich nur indirekt klinisch belegen. Durch die hohe Dichte der Keramik sind Penetrationsmessungen mittels der Martell-Methode [255] oder „Roentgen Stereophotogrammetric Analysis“ (RSA) nicht möglich [256]. Deswegen bedient man sich anderer Methoden wie dem radiologischen Nachweis von Osteolysen und Penetrationsmessungen an explantierten Keramik-Inlays, um den Abrieb bei Ke-Ke quantifizieren zu können. So konnten Explantationsstudien die geringen Abriebsraten der Ke-Ke-Gleitpaarungen aus dem Hüftsimulator bestätigen. Es wurde dabei ein Abrieb von 0,025 mm³/Jahr beobachtet [257]. Außerdem wurde bei reduzierter Anteversion von unter 15° ein erhöhter Abrieb mit einer Abriebsrate des Kopfes von 1,2 mm³/Jahr beobachtet, verglichen mit Abriebsraten von 0 mm³/Jahr bei einer Anteversion von ≥15° [258]. Ein Streifenabrieb, der ein indirektes Zeichen einer veränderten Biomechanik wie einer Mikroseparation und eines Kopf-Pfannenrand-Kontaktes ist, wurde in Explantationsstudien mit einer Inzidenz von mehr als 50 % angegeben [259]. Eine zu hohe Inklination und die daraus resultierenden erhöhten Randbelastungen scheinen aber auch mit Geräuschphänomenen assoziiert zu sein [260]. Ebenso wurde ein Zusammenhang zwischen einer erhöhten Anteversion der Pfanne von über 40° und einem Quietschen beim Laufen beschrieben [163].

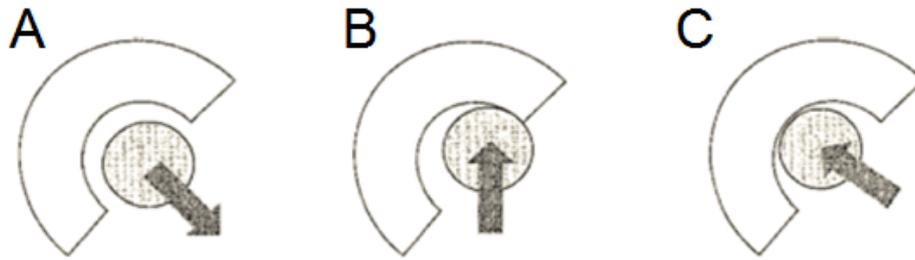


Abbildung 4: Darstellung der Mikroseparation während des Gangzyklus [261]. **(A)** Es entsteht eine Mikroseparation in der Schwungphase des Beines während des Schrittes. **(B)** Beim Auftreten kommt es zum Randkontakt des Kopfes mit der azetabulären Komponente. **(C)** In der Standphase des Schrittes kommt es zur Relokation des Kopfes in die zentrale Pfanne.

1.7.2 Polyethylen

Im Hüftsimulator konnte unter normalen Bedingungen ein deutlich reduzierter Abrieb des HXLPE der ersten und zweiten Generation im Vergleich zum UHMWPE beobachtet werden. So wurden für das HXLPE Abriebsraten von 5 bis 10 mm³/MZ und von 25 bis 40 mm³/MZ für das UHMWPE beobachtet. Bei rotatorischer und translatorischer Malposition kommt es beim UHMWPE und beim HXLPE der ersten Generation zu einem paradoxem Effekt, da sich die Abriebsraten reduzieren [262, 263]. Dieser Effekt wurde auf ein erhöhtes Potenzial für transiente elastohydrodynamische Lubrikation zurückgeführt [262, 263]. Im Gegensatz dazu kommt es beim HXLPE der zweiten Generation, stabilisiert mit Vitamin E, zu keiner Abriebsreduktion bei rotatorischer Malposition [263].

Bei der Verwendung eines Polyethylen-Gleitpartners kommt es beim Konus-Pfannenrand(PE-Inlay)-Impingement nicht zum Streifenabrieb, da das Polyethylen weicher als der Kopf ist. Vielmehr kommt es beim Impingement zu einer plastischen Deformierung des Inlays an zwei Seiten, zum einen an dem Ort des Kontaktes, zum anderen an der entgegengesetzten Stelle, an der der Kopf aus dem Inlay herausgehoben wird. Dabei kann es bei einem wiederholten Impingement zu Ermüdungsschäden und -rissen sowie Frakturen aufgrund der hohen Kräfteinwirkungen auf das PE kommen. Rissbildung und Frakturgefahr waren beim oxidierten UHMWPE eine häufige Ursache für ein vorzeitiges Versagen [264]. Beim HXLPE bestehen ebenfalls Bedenken aufgrund der reduzierten mechanischen Resistenz [265, 266]. So beobachtete eine Studie an 120 explantierten UHMWPE-Inlays bei 40 % Ermüdungsphänomene oder Risse, bei 59 % Zeichen eines Impingements und bei 65 % einen Schaden durch Oxidation [264]. Dabei wurden PE-Risse in Verbindung mit Zeichen eines Impingements und/oder einer Oxidation beobachtet. Eine andere Studie berichtete, dass bei 56 % von 162 PE-Inlays Schäden am PE-Rand als Zeichen eines PE-Konus-Impingements zu beobachten waren [267]. Bei 24 HXLPE(Durasul)-Inlays, die 10 bis 24 Monate nach Implantation im Rahmen eines Implantatrückrufs (aufgrund einer Kontamination der

Pfannenbeschichtung) explantiert wurden, zeigten 79 % (19/24) Schäden an der PE-Oberfläche („pitting“) und bei 71 % (17/24) wurden Oberflächenrisse sowie Delaminationen beobachtet [268]. Insgesamt gibt es nur vereinzelte Berichte über HXLPE-Brüche, die somit als sehr seltene Komplikation anzusehen sind [113, 269-271]. In vivo scheint ein Impingement die Abriebsraten zu erhöhen. So wurden bei Zeichen eines Konus-PE-Impingements Abriebsraten von 0,33 mm/Jahr und ohne Impingement-Zeichen $0,19 \pm 0,14$ mm/Jahr beobachtet [272]. Dies ist von entscheidender Bedeutung, da bei einer Abriebsrate von $>0,3$ mm/Jahr ein 100-prozentiges Risiko besteht, nach 10 Jahren Osteolysen und eine Hüft-TEP-Lockerung zu entwickeln [125]. In einer anderen Studie wurde von einem volumetrischen PE-Abrieb von 159 ± 42 mm³/Jahr bei Impingement-Zeichen und von 70 ± 21 mm³/Jahr bei geringen oder keinen Impingement-Zeichen berichtet [227]. Ein weiterer signifikanter Risikofaktor für hohe Abriebsraten und biologisch aktive Abriebpartikel sind beschädigte Köpfe nach der Luxation oder bei der Implantation [273].

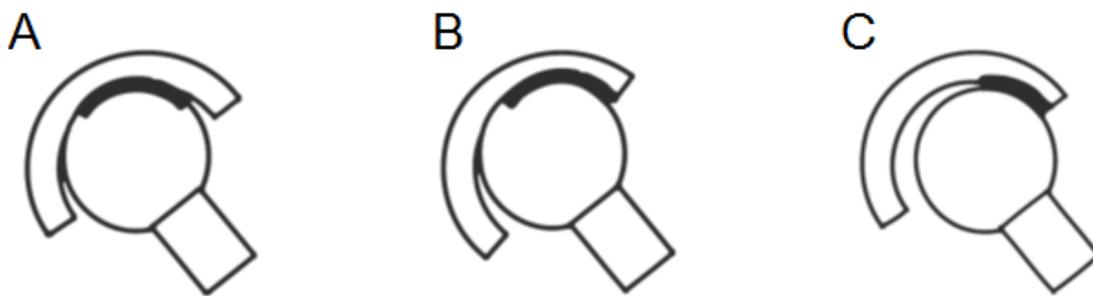


Abbildung 5: Effekt der Fehlpositionierung der azetabulären Komponente oder des Kopfes auf die tribologische Kontaktfläche. **(A)** Bei einer normalen Position befindet sich die Kontaktfläche (dicke schwarze Linie) innerhalb der krafttragenden Zone der azetabulären Komponente. **(B)** Bei einer rotatorischen Fehlposition der azetabulären Komponente (hohe Inklination) überschneiden sich der Pfannenrand und die tribologische Kontaktfläche. **(C)** Bei einer translatorischen Fehlposition des Kopfes oder der azetabulären Komponente überschneiden sich der Pfannenrand und die tribologische Kontaktfläche [198].

1.7.3 Metall

Unter normalen Bedingungen wurden für Me-Me-Hüft-TEP-Gleitpaarungen Abriebsraten von 0,08 bis 1 mm³/MZ und für OFE 0,1 bis 0,4 mm³/MZ beobachtet [181, 182, 194, 274]. Unter translatorischer Malposition wurden für Me-Me-Hüft-TEP-Gleitpaarungen Abriebsraten von 0,5 bis 3 mm³/MZ und für OFE 8 bis 14 mm³/MZ beobachtet [274]. Bei rotatorischer Malposition konnte für Me-Me-Hüft-TEP-Gleitpaarungen eine Abriebsrate von 1,58 mm³/MZ [275] und für OFE 0,7 mm³/MZ bis 71 mm³/MZ nachgewiesen werden [263, 276, 277]. Diese Studien zeigen eindeutig, dass die Abriebsraten der Metall-Metall-Gleitpaarungen abhängig von der Implantatposition sind.

Eine Studie untersuchte die Auswirkungen eines Impingements der OFE auf die Metallionen-Serumlevel [278]. Als radiologisches Impingement-Zeichen wurde ein Schenkelhals-Pfannenrand-Abstand unter 10 mm gewertet. Es wurden hierbei erhöhte Metallionen-Serumlevel bei einer Kombination aus positiven Impingement-Zeichen und einem Malalignment der Pfanne bezüglich der Inklination beobachtet. Außerdem konnte gezeigt werden, dass bei einer korrekt positionierten azetabulären Komponente ein Impingement nicht zu einer Erhöhung der Serumlevel führte. Das Ausmaß der rotatorischen Fehlposition, das kompensiert wird, bevor der Rand die Kontaktfläche überschneidet, ist dabei abhängig von der Kopfgröße und dem Implantatdesign hinsichtlich der Überdachung der azetabulären Komponente [261]. Ab welchem Ausmaß der veränderten Biomechanik oder der erhöhten Randbelastungen der Abrieb über $1 \text{ mm}^3/\text{MZ}$ ansteigt, ist noch ungeklärt. In einer Finite-Elemente-Studie wurde von Wang et al. der Effekt der Pfannenorientierung auf die Randbelastungen und das Impingement bei drei verschiedenen OFE-Designs analysiert (hoher, mittlerer und geringer Überdachungswinkel) [279]. Sie konnten zeigen, dass bei OFE-Designs mit einem geringen Überdachungswinkel erhöhte Randbelastungen („edge-loading“) bei einer Inklination ab 65° entstehen. Kontrovers dazu zeigten die OFE mit einem Design mit einem größeren Überdachungswinkel kein Edge-loading bei hoher Inklination (75°). Ein erhöhter Randkontakt ist also nicht nur abhängig von der Pfannenorientierung, sondern wird ebenso vom Design des OFE beeinflusst [279]. Abweichend von diesen experimentellen Ansätzen konnten klinische Studien zeigen, dass bei geringem Überdachungswinkel ein erhöhter Abrieb ab 50° und ein signifikant erhöhter Abrieb ab 55° Inklination zu beobachten war [280]. Bei mittlerem Überdachungswinkel wurde eine Inklination von $\leq 50^\circ$ in Abhängigkeit von der Anteversion [281] und von $\leq 55^\circ$ bei hohem Überdachungswinkel empfohlen [197]. Im Allgemeinen führt das Kopf-Pfannenrand-Impingement zu einer dramatisch erhöhten Kräfteinleitung, was die protektive Proteingrenzschicht zerstört und zum Anstieg von mechanischem (abrasivem und adhesivem) Abrieb führt. Diese Beobachtungen zeigen die aktuellen Kontroversen und die Bedeutung einer exakten Implantatpositionierung für eine zufriedenstellende Funktion ohne Komplikationen. Dabei bedingt eine höhere Inklination der Pfanne zwar eine größere impingementfreie Beweglichkeit, führt jedoch zu erhöhten Randbelastungen und Abrieb. Eine zu geringe Inklination oder geringe Anteversion ist mit einer geringeren impingementfreien Beweglichkeit und Subluxationen mit Beschädigung der Implantatoberfläche assoziiert, was zu einem erhöhten Abrieb führt. Dieses Problem scheint mit den gegenwärtigen OFE nicht lösbar zu sein. Neben der erhöhten Inklination wird eine reduzierte oder erhöhte Anteversion der Pfanne als Grund für das Versagen der Me-Me-OFE diskutiert [282].

Außerdem ist zu erwähnen, dass die Verwendung von großen Köpfen durch einen Kopf-Pfannenrand-Kontakt zu verstärkten Drehmomenten an der Kopf-Konus-Verbindung und erhöhtem Metallabrieb führen kann. Des Weiteren können verstärkte Drehmomente in Verbindung mit einem Kopf-Pfannenrand-Kontakt zu größeren Drehmomenten am Implantat-Knochen-Interface

führen und möglicherweise ein Risikofaktor für eine vorzeitige Lockerung sein [198, 283]. Ein Beispiel dafür ist die Durom-Großkopf-Hüft-TEP, die neben der ASR-Hüft-TEP eine schlechte Überlebensrate zeigte [284]. Diese Hüft-TEP zeigte ebenfalls eine hohe Rate von Frühkomplikationen, da das Fräsinstrumentarium kein passgenaues Lager für die acetabuläre Komponente präparierte [284]. Es wird angenommen, dass ein ossäres Einwachsen durch die großen Drehmomente und den mangelnden flächigen Knochen-Implantat-Kontakt nicht möglich war [284].

1.8 Risikofaktoren und Inzidenz der Komponenten-Malposition bei konventioneller Freihandpositionierung

Komponentenfehlpositionen sind mit einer erhöhten Inzidenz eines Impingements und Luxationen sowie damit verbundenen Komplikationen assoziiert. Dabei ist diese Inzidenz von verschiedenen Faktoren abhängig. Zu den Parametern gehören patientenassoziierte Faktoren wie der „body mass index“ (BMI) [285], das Alter [286, 287], Geschlecht [288] und die Ätiologie der Koxarthrose [289]. Aber auch chirurgische Faktoren wie die Erfahrung des Operateurs [288, 290], der operative Zugang [291-293], das Komponentendesign [294], die Kopfgröße [295, 296] und die Fixationsmethode der Hüft-TEP [289] können diese Inzidenz beeinflussen. Dabei wurden Zielzonen („safe zones“) für eine optimale Pfannenorientierung mit einer Spannbreite von 0° bis 30° für die Anteversion und 30° bis 50° für die Inklination angegeben, die bei Erreichen mit einer Reduktion dieser Komplikationen verbunden sind [246, 297, 298]. Ein Abweichen von diesen empfohlenen Zielzonen wurde mit einem erhöhten Risiko für ein Impingement und postoperative Luxationen in Verbindung gebracht [297-299]. So wurden für Pfannenkomponenten mit einer postoperativen Inklination von 55° bis 69° hohe Luxations- und Re-Luxationsraten beschrieben [287, 298, 300]. Pfannen mit einer hohen Anteversion sind dabei mit ventralen Luxationen, Pfannen mit einer geringen Anteversion mit einer dorsalen Luxation assoziiert. Eine der populärsten Zielzonen („safe zones“) wurde von Lewinnek et al. ($15^\circ \pm 10^\circ$ für die Anteversion und $40^\circ \pm 10^\circ$ für die Inklination) beschrieben [298], welche beim Erreichen das Luxationsrisiko reduzieren soll. Eine Studie untersuchte 2061 konsekutive Patienten, die eine primäre Hüft-TEP oder einen Oberflächenersatz erhalten hatten, auf Faktoren, die eine Fehlpositionierung beeinflussten [301]. Um Ausreißer zu definieren, wurde die Zielzone von Lewinnek verwendet [298]. Diese Studie konnte zeigen, dass nur 50 % in der Zielzone von Lewinnek lagen, wovon bei 63 % eine Abweichung in der Inklination und bei 79 % eine Abweichung in der Anteversion beobachtet wurde. Als Risikofaktoren für eine Malposition der Pfanne wurden die geringe Erfahrung des Operateurs (1,5–2,8-fach erhöhtes Risiko), die Verwendung eines minimal-invasiven Zugang (3,5–10,7-fach erhöhtes Risiko) und Übergewicht (1,1–1,7-fach erhöhtes Risiko) identifiziert [301].

Im Gegensatz zur Pfannenposition kann die femorale Antetorsion einfacher eingeschätzt werden, da die knöchernen Landmarken leichter zugänglich sind [302]. Die Positionierung eines zementierten Schaftes ist im Vergleich zum zementfreien Schaft deutlich einfacher, da der Hüft-TEP-Schaft schmaler ist als der femorale Kanal. Dies macht eine Korrektur der Antetorsion vor dem Aushärten des Zementes möglich. Die primäre Stabilität eines zementfreien Schaftes ist dabei von einem stabilen Pressfit abhängig. Dabei werden die Rotation und das sagittale Alignment von der Anatomie des proximalen Femurs beeinflusst. Signifikante Einflussfaktoren sind dabei die femorale Antetorsion, der antero-posteriore Isthmus auf der Höhe des Trochanter minor und der diaphysären Knochen (externer Radius und Dicke der posterioren Kortikalis) [303-305]. Die natürliche femorale Antetorsion zeigt dabei eine hohe Variation mit einer Retrotorsion von $6,7^\circ$ bis zu einer Antetorsion von $56,8^\circ$ [88]. So konnten Dorr et al. zeigen, dass selbst ein erfahrener Chirurg die Antetorsion des Schaftes nur mit einer Präzision von $11,3^\circ$, die Inklination und Anteversion der Pfanne mit $11,5^\circ$ und $12,3^\circ$ und die kombinierte Anteversion mit $16,8^\circ$ einschätzt [306-308]. Präzision bei der Hüft-TEP-Implantation heißt, dass die tatsächliche Position von der vermuteten um einige Grade abweicht.

1.9 Entwicklung und gegenwärtiger Stand der Navigation in der Hüftchirurgie

Wie im vorherigen Kapitel beschrieben, können Komponentenfehlpositionen der Pfanne und des Schaftes zu drastischen Komplikation und zu einem frühen Versagen der Hüft-TEP führen [163, 281, 299, 309]. Dabei verlassen sich die Operateure bei der Positionierung der Komponenten oftmals auf ihre Erfahrung, um ein exaktes und reproduzierbares Ergebnis zu erzielen [301, 307]. Dieses Vorgehen ist sicherlich bei den meisten Patienten effektiv, jedoch unterlaufen selbst den erfahrensten Operateuren Fehler oder die Anatomie des Patienten lässt nur eine unzureichende Implantatposition zu [306-308]. Die Fehler sind oftmals durch die variable Position des Beckens auf dem Operationstisch, die je nach Ausprägung der Weichteile schwierig zu beurteilen ist, begründet. Eine Möglichkeit, diese subjektiven Fehler zu vermeiden, ist die Verwendung eines computergestützten Verfahrens im Operationssaal, das eine reproduzierbare Komponentenposition erlaubt [310]. Die erste Anwendung einer stereotaktischen Vorrichtung wurde von Robert Henry Clarke und Sir Victor Horsley in Tierversuchen durchgeführt [311]. Dieses Gerät verwendete das „Cartesian coordinate system“, um die chirurgischen Instrumente zu lokalisieren.

Das Konzept der stereotaktischen Operation fand nach der Entwicklung der Computertomographie neue Anwendungen. Das erste Hüft-Navigationssystem wurde im Jahr 1992 klinisch eingesetzt [312]. Das System erforderte einen CT-Scan für die präoperative Planung der Operation. Zu Beginn der Evolution der Navigationssysteme waren aktive Navigationssysteme wie der ROBODOC (Integrated Surgical Systems, Davis) in Anwendung [312-314]. Der ROBODOC wurde

mit dem Hintergrund entwickelt, ein exakteres Lager für die patientenspezifisch angefertigten Schaftimplantate zu präparieren. Zuvor konnte gezeigt werden, dass eine ungenaue Präparation dieses Lagers zu einem Versagen der Implantate führte. Die Grenzen dieses Systems wurden schnell erreicht, da der Weichteilschonung bei der Entwicklung keine Beachtung geschenkt wurde [315, 316]. Das knöcherne Lager konnte durch diese Technik sehr genau präpariert und die femoralen Komponenten konnten exakt implantiert werden [314, 317]. Die Patienten zeigten jedoch im Vergleich zu konventionell operierten Patienten eine signifikant größere Abduktionschwäche und Nervenschäden des Hüftgelenks [315, 316]. Aus diesem Grund wurden aktive Verfahren aufgegeben und von der passiven Navigation abgelöst.

Die Entwicklung der dreidimensionalen (3D-)Sensortechnologie in den späten 1990er-Jahren bildete die Grundlage für die passiven Navigationssysteme. Der Begriff passive Navigation bedeutet, dass dem Operateur Informationen über Position und Orientierung der Instrumente oder Implantate gegeben werden, ohne aktive Schritte der Operation durchzuführen. Dabei basierten diese Systeme auf lichtempfindlichen elektronischen Bildaufnahmekameras und infrarotreflektierenden Markern, welche mit den Registrierungspointern (RF), den Instrumenten und Implantaten verbunden wurden. So entwickelten sich CT-basierte, fluoroskopiebasierte und bildlose Navigationssysteme.

Ein CT-basiertes Navigationssystem zur Verbesserung der Pfannenpositionierung wurde erstmals von DiGioia et al. beschrieben [318]. Für diese Technik waren präoperative CT-Aufnahmen und 3D-Rekonstruktionen des Beckens notwendig, um die Operation zu planen. Aus Rekonstruktionen der 3D-CT-Beckenmodelle wurden Landmarken der Beckeneingangsebene (APP), bestehend aus den beiden Spinae iliacae anteriores superiores und dem Mittelpunkt der Symphyse/Tuberkel des Os pubis, bestimmt und mit den intraoperativ abgelesenen Referenzpunkten synchronisiert. Da die APP als Referenzebene nicht immer neutral zur Sagittalebene ist [319], wurde von einigen Autoren eine funktionelle APP bei der Navigation verwendet, welche die individuelle Beckenkipfung integrierte [320, 321]. Dabei wurde die Genauigkeit dieser Navigationssysteme nicht von minimal-invasiven oder weniger invasiven Zugängen beeinflusst [322, 323]. Eine weitere Methode der bildbasierten Navigation ist die fluoroskopiebasierte Navigation. Diese Methode basiert auf einer 2D- oder 3D-Akquisition der APP-Landmarken [324]. Nachteilig bei den bildbasierten Navigationssystemen, zum Beispiel bei der CT-basierten Navigation, war der prä- und intraoperative Zeitaufwand der Planung und des aufwendigen Registrierungsprozesses. Zusätzlich bestanden aufgrund der zusätzlichen intraoperativen Strahlenexposition der Patienten Bedenken gegenüber der CT- und fluoroskopiebasierten Navigation. Deswegen wurde die bildfreie Navigation entwickelt, die unabhängig von einer präoperativen Bildgebung ist und auf kinematischen Datensätzen basiert. Dabei wird die APP über infrarotreflektierende Registrierungspointer (RF)

und lichtempfindliche elektronische Bildaufnahmekameras, die mit dem Navigationssystem verbunden sind, akquiriert und die Implantatposition relativ dazu bestimmt. Diese Technik entwickelte sich rapide, sodass mittlerweile eine große Anzahl verschiedener Navigationssysteme unterschiedlicher Hersteller verwendet wird. Ziel ist es, die Orientierung und die Position der Komponenten, das Offset sowie die Beinlänge intraoperativ genauer zu bestimmen und Ausreißer zu reduzieren. Mittlerweile konnten die Vorteile der Pfannennavigation, etwa eine Optimierung der Pfannenposition und Reduzierung der Ausreißer, in der Literatur belegt werden [308, 325, 326]. Wie oben erwähnt, wurde durch Dorr et al. [307, 308] eine geringe Präzision der Freihandpositionierung der Komponenten beobachtet. Im Kontrast dazu konnte diese Arbeitsgruppe eine Präzision der Computernavigation von unter 5° für die Pfanne und den Schaft zeigen [306]. Kürzlich wurde jedoch mit zunehmender Evidenz gezeigt, dass die Dicke des Weichteilmantels über den knöchernen Landmarken eine signifikante Fehlerquelle bei den bildfreien Navigationssystemen darstellt. So beobachtete eine frühere Studie signifikante Fehler der bildfreien Navigationssysteme bei übergewichtigen Patienten mit einem BMI über 25 kg/m^2 [325]. Da über 50 % der Patienten in Deutschland übergewichtig und fast 25 % adipös mit einem BMI über 30 kg/m^2 sind, müssen alternative Verfahren entwickelt werden, um den Vorteil der Navigation weiter gewährleisten zu können. Ansätze, um diesen weichteilinduzierten Fehler zu vermeiden, sind zum einen die direkte Registrierung der APP über kleine Inzisionen oder die Darstellung der knöchernen Landmarken durch einen Ultraschall [327]. Die Integration der ultraschallbasierten APP-Akquisition ist dabei ein weniger invasiver Zugang und zeigte in vitro erste gute Ergebnisse mit einer hohen Genauigkeit [328]. Ein weiterer Faktor, welcher das postoperative Ergebnis nach Hüft-TEP-Implantation beeinflussen kann, ist die Beckenkipfung, die mit der postoperativen Position der Pfanne signifikant assoziiert ist. Deswegen existieren Ansätze, welche die Beckenkipfung bezüglich der Implantatposition beachten und auch in die Navigation integrieren [319, 320]. Es ist dabei jedoch zu beachten, dass die Beckenkipfung nach der Hüft-TEP-Implantation nicht unveränderlich bleibt. So gibt es Berichte, die eine deutliche Veränderung der Beckenkipfung nach Hüft-TEP-Implantation beobachteten [329, 330]. Deswegen propagieren neuere Ansätze eine kombinierte Anteversion, bei der eine impingementfreie Zone bei einer kombinierten Schaft- und Pfannenanteversion von 25° bis 50° besteht. Diese Zielzone ist dabei von der Beckenkipfung unbeeinflusst und hat daher in der klinischen Anwendung signifikante Vorteile. Auch diese Zielzone kann bei der bildfreien Navigation berücksichtigt werden.

1.10 Postoperative Analyse der Pfannenposition

Um die Überlegenheit der Hüft-TEP-Navigation belegen zu können, wurde es notwendig, eine akkurate Methode zur Messung der postoperativen Pfannenposition zu entwickeln. So wurden zahlreiche Studien durchgeführt, um diese radiologisch zu bestimmen [331-334]. Dabei wurden verschiedene bildgebende Verfahren verwendet und Auswertungsmethoden angewandt, um die postoperative Inklination und Anteversion zu berechnen [332]. Eine grundlegende Arbeit wurde durch Murray veröffentlicht. Diese definierte eine anatomische, operative und radiologische Ebene des Azetabulums basierend auf der koronaren Ebene [335]. Die Navigation übertrug diese Definitionen von der koronaren auf die Beckeneingangsebene (APP) [298]. Dabei ist zu beachten, dass die intraoperativen Werte der Navigation auf Basis der APP nicht direkt mit konventionellen Röntgenaufnahmen auf Basis der koronaren Ebene verglichen werden können [331, 336]. Um diese Fehler der konventionellen Röntgenbilder zu reduzieren, wurden computertomographische (CT-)Aufnahmen mit dreidimensionalen (3D-)Rekonstruktionen verwendet [337]. Zur Berechnung der Pfannenposition verwenden die CT-Evaluierungssoftware und die Navigationssysteme die Beckeneingangsebene (APP) als Referenzebene und die drei Definitionen nach Murray (radiologisch, operativ und anatomisch) [335]. Dabei unterschieden sich die ermittelten Werte für eine Pfannenposition deutlich je nach verwendeter Definition. In der Literatur wird dieser Aspekt jedoch oft nicht beachtet. So wurden verschiedene Definitionen oftmals in derselben Studie verwendet und miteinander verglichen. Haaker et al. untersuchten zum Beispiel in zwei Patientenkollektiven die postoperative Pfannenposition mit und ohne die Verwendung eines Navigationssystems [338]. Als Zielwerte wurden bei beiden Verfahren 45° Inklination und 20° Anteversion angewendet. Als Bezugsebene diente die APP; die Pfannenposition wurde im CT gemessen. Die Autoren beachtetten jedoch zwei Faktoren nicht. Zum einen wurde während der Freihandimplantation die operative Definition in der koronaren Ebene verwendet und die APP sowie die Beckenkipfung wurden ignoriert. Während der Navigation und der postoperativen CT-Auswertung wurde die anatomische Definition angewendet. Es ist klar, dass definitionsgemäß zwischen diesen Gruppen deutliche Differenzen entstehen müssen, die nicht alleine auf die Fehler der Freihandimplantation zurückgeführt werden können. Der Winkel zwischen der koronaren Ebene im Liegen und der APP definiert den Wert der Beckenkipfung; und nur selten sind die beiden Ebenen während der Operation parallel zueinander. Lembeck et al. und Wan et al. beschrieben eine Veränderung der Anteversion von ca. $0,8^\circ$ pro 1° Beckenkipfung, was bei 10° Beckenkipfung eine Veränderung von 8° in der Anteversion ergibt [332, 339]. Neben diesem Beispiel sind in den bisher veröffentlichten Studien klar weitere methodische Fehler zu finden, die alleine durch eine unkorrekte Anwendung der Definitionen entstanden sind [298, 340, 341]. Deswegen sind die Studien nur bedingt miteinander zu vergleichen und Schlüsse über mögliche Vorteile eines Verfahrens nur begrenzt möglich. Neben diesen Einschränkungen gibt es weitere Bedenken. Es sind viele CT-Evaluierungsmethoden sowie kommerzielle Programme erhältlich und in der Literatur

beschrieben. Eine Validierung oder eine Darlegung der Grundlagen erfolgte nur vereinzelt. Um zukünftig einen Vergleich der Ergebnisse untereinander zu ermöglichen, besteht die Notwendigkeit, einen nachvollziehbaren Berechnungsalgorithmus zu entwickeln, eine Definition zu verwenden oder die Werte ineinander umzurechnen, um Vergleiche zu gestatten.

1.11 Wissenschaftliche Fragestellungen

Das femoroazetabuläre Impingement kann mit einer vorzeitigen Degeneration des nativen Hüftgelenks assoziiert sein. Auch das Impingement der Komponenten des endoprothetisch ersetzten Hüftgelenks wird mit einer erhöhten Inzidenz von Komplikationen in Verbindung gebracht. Für das native Hüftgelenk sind zahlreiche Operationstechniken beschrieben worden, mit denen eine Korrektur der FAI-Pathologien möglich ist. Problematisch ist jedoch gegenwärtig die akkurate und reproduzierbare Diagnostik der Impingement-Pathologien, da vor allem die azetabulären Abnormalitäten durch Kippung des Beckens fehlinterpretiert werden können. Dabei zeigte sich, dass die präoperativen Symptome persistieren können, wenn diese Pathologien operativ nicht adressiert wurden. Außerdem kann die Fehldiagnose einer azetabulären Retroversion zu einer Resektion des Pfannenrandes, zu einer idiopathischen Dysplasie und einer Instabilität des Hüftgelenks führen. Um diese Fehlinterpretation zu vermeiden, war ein Ziel dieser Arbeit die Entwicklung eines reproduzierbaren Analyseverfahrens, welches die azetabulären Pathologien reproduzierbar darstellen kann. Das Optimum wäre dabei eine radiologische Technik, welche die FAI-Pathologien dynamisch während des Impingements darstellt.

Bei dem endoprothetisch ersetzten Hüftgelenk kann eine Malposition der Komponenten und ein daraus resultierendes Impingement zu Mikroseparation und einer Instabilität der Hüft-TEP führen, was mit einem schlechten klinischen Ergebnis assoziiert ist. Dabei spielen die Erfahrung des Operateurs, der BMI des Patienten und die Wahl des Zugangs eine entscheidende Rolle für die Inzidenz der Pfannenmalposition. So liegen die Vorteile einer reproduzierbaren Methode wie der Verwendung eines Navigationssystems klar auf der Hand. Dieses bietet eine deutliche Reduzierung der Rate von fehlpositionierten Hüft-TEP-Komponenten. Gängige bildfreie Navigationssysteme zeigen zwar insgesamt eine hohe Genauigkeit, welche jedoch gerade bei adipösen Patienten deutlich abnimmt. So war ein weiteres Ziel der vorliegenden Arbeit, den Vorteil der Integration des Ultraschalls in den Navigationsalgorithmus gegenüber der bildfreien Navigation zu belegen. Außerdem war das Ziel die Entwicklung einer validierten Methode, welche die postoperative Pfannenposition akkurat berechnen kann, um Vergleiche zwischen den Techniken und Studien zu ermöglichen.

Zu Beginn der nachfolgend aufgeführten Arbeiten ergaben oder entwickelten sich im Verlauf der Forschungsarbeiten folgende Fragestellungen, die durch experimentelle und klinische Untersuchungen bearbeitet wurden:

1. Wie hoch ist die Spezifität und Genauigkeit bei der Ermittlung des COS und des PWS auf den standardisierten Beckenübersichtsaufnahmen im Vergleich zu einer CT-Methode auf Basis von 3D-Modellen in Relation zur koronaren und Beckeneingangsebene?
2. Wie hoch ist die Sensitivität, Spezifität und Genauigkeit einer präoperativen 4D-FAI-Visualisierung in impingementtypischen Bewegungen im Vergleich zu intraoperativen Befunden?
3. Wie hoch sind die Inzidenz der femoroazetabulären Subluxationen und die Prävalenz bei den FAI-Subtypen?
4. Welche intra-/interindividuelle Reproduzierbarkeit und Genauigkeit zeigt eine Analysesoftware auf Basis von 3D-CT-Modellen bei der Berechnung der postoperativen Pfannenposition im Phantommodell und in der klinischen Praxis?
5. Kann mittels der ultraschallbasierten Registrierung der APP im Kadaver reproduzierbar ein resultierender Fehler unter 5° in der Anteversion und Inklination erreicht werden?
6. Ist eine höhere Genauigkeit mittels der ultraschallbasierten Navigation im Vergleich zur bildfreien Navigation bezüglich der postoperativen Pfannenposition zu erreichen?
7. Ist durch die ultraschallbasierte Navigation eine Schaftimplantation mit einer Genauigkeit von unter 5° und somit eine sichere Platzierung innerhalb einer kombinierten Anteversion von unter $\pm 12,5^\circ$ möglich?
8. Wird die Genauigkeit der Navigationssysteme von der Erfahrung des Operateurs oder dem BMI des Patienten beeinflusst?

2 Originalarbeiten

2.1 Dreidimensionale Methode zur Diagnostik der azetabulären Retroversion

Es besteht eine zunehmende Evidenz, die das femoroazetabuläre Impingement (FAI) mit einer vorzeitigen Dysfunktion und Degeneration des Hüftgelenks beim jungen Erwachsenen in Verbindung bringt [13]. Eine große Querschnittstudie konnte eine deutliche Assoziation eines Pincer-FAI mit einem erhöhten Risiko einer CA belegen [16]. Während die chirurgische Behandlung des FAI bislang gute mittelfristige Ergebnisse zeigt, werden nicht diagnostizierte oder fehlinterpretierte ossäre FAI-Pathologien als Hauptgrund für Revisionen nach chirurgischer Adressierung angeführt [81, 85, 342]. Dabei beruht die bisherige Diagnostik des FAI auf dem klinischen Befund und der Interpretation konventioneller Röntgenaufnahmen [12, 38]. Während die femoralen Pathologien relativ einfach darzustellen sind, bestehen Bedenken bezüglich der diagnostischen Genauigkeit der azetabulären Retroversion auf konventionellen Röntgenbildern. Vor allem die variable Beckenkipfung könnte dabei zu projektionsbedingten Fehlern führen [50]. Von Ansätzen einer reproduzierbaren Methode für die Diagnostik radiologischer FAI-Zeichen auf Grundlage standardisierter Röntgenaufnahmen wurde in früheren Studien berichtet [343, 344]. Eine Korrektur der projektionsbedingten Fehler, die durch die Beckenkipfung entstehen, ist durch diese Methode nicht möglich. Nach unserem Wissen existiert gegenwärtig keine diagnostische Methode, welche die azetabuläre Retroversion oder die Orientierung des Azetabulums reproduzierbar erfassen kann. Es erschien daher sinnvoll, eine Methode auf Basis von CT-Datensätzen zu entwickeln, da diese die Möglichkeit bieten, die Bilder nach der Aufnahme zu bearbeiten, und so unabhängig von der Patientenposition während der Aufnahme sind [87]. Es konnte in einer früheren Studie gezeigt werden, dass eine standardisierte Methode auf Basis von CT-Datensätzen, computergenerierten 3D-Modellen und der APP als Referenzebene zu einer größeren diagnostischen Genauigkeit der azetabulären Anteversion führt [65]. So war es das Ziel der vorliegenden Studie, ein reproduzierbares Analyseverfahren zu entwickeln, mit dem bisherigen Standard zu vergleichen und den Einfluss der Beckenkipfung auf die azetabuläre Retroversion zu untersuchen. In der vorliegenden Arbeit wurde nun geprüft, wie hoch die Sensitivität, Spezifität und Genauigkeit bei der Ermittlung des COS und des PWS auf den konventionellen Röntgenbildern im Vergleich zu einer CT-Methode auf Basis von 3D-Modellen in Relation zur koronaren und Beckeneingangsebene ist. Außerdem sollte geprüft werden, ob die Ausprägung des COS in der koronaren Ebene signifikant durch die Beckenkipfung beeinflusst wird.

Es wurden bei 50 Hüftgelenken mit klinischen Symptomen eines FAI eine standardisierte Beckenübersichtsaufnahme und ein Becken-CT durchgeführt. Das COS und das PWS wurden konventionell auf den Röntgenbildern erhoben. Mithilfe einer Visualisierungssoftware (Amira) wurden

3D-Beckenmodelle generiert und auf diesen das Azetabulum sowie die koronare und Beckeneingangsebene mittels Landmarken markiert. So konnte das Azetabulum auf diese Ebenen projiziert werden und relativ dazu konnten das COS/PWS, die Anteversion und Inklination berechnet werden. Des Weiteren wurden die Beckenkipfung (Differenz aus Beckeneingangs- und koronarer Ebene) sowie die Ausprägung des COS (COS-Ratio zwischen azetabulärer Länge und Länge vom kranialen Azetabulum bis zum Kreuzungspunkt der Vorder-/Hinterwand) erhoben.

Ein positives COS und PWS wurde in der Beckenübersichtsaufnahme bei 40 % und 38 % mittels des Becken-CTs relativ zur koronaren Ebene bei 48 % und 34 % sowie relativ zur APP bei 28 % und 24 % beobachtet. Die Erhebung des COS auf den Beckenübersichtsaufnahmen zeigte eine geringe Sensitivität und Spezifität im Vergleich zum Becken-CT relativ zur koronaren Ebene (46 % und 58 %) sowie relativ zur APP (57 % und 61 %). Die Erhebung des PWS auf den Beckenübersichtsaufnahmen zeigte eine hohe Sensitivität und geringere Spezifität im Vergleich zum Becken-CT relativ zur koronaren Ebene (83 % und 50 %) sowie relativ zur APP (83 % und 55 %). Die Anteversion war bei den CTs relativ zur koronaren Ebene im Vergleich zu den CTs relativ zur APP signifikant geringer. Die mittlere Differenz betrug dabei $3,6^\circ \pm 4,1^\circ$. Außerdem wurde eine positive signifikante Korrelation zwischen zunehmender COS-Ratio und steigender Beckenkipfung beobachtet. Fünf Azetabuli mit einer COS-Ratio $>25\%$ als Zeichen eines ausgeprägten COS konnten auf den Beckenübersichtsaufnahmen nicht diagnostiziert werden.

Die Arbeit belegt, dass die Diagnostik des COS und des PWS mittels standardisierter Beckenübersichtsaufnahmen eine geringe diagnostische Wertigkeit besitzt. Insbesondere konnten Azetabuli mit einem ausgeprägten COS mittels der Röntgenaufnahmen nicht diagnostiziert werden. Dabei wurde die Ausprägung des COS durch eine zunehmende Beckenkipfung beeinflusst. Deswegen sollten Röntgenbilder nicht als alleinige Grundlage für die Operationsindikation bei azetabulärer Retroversion verwendet werden.

Wassilew G.I., Heller M.O., Diederichs G., Janz V., Wenzl M., Perka C.

Standardized AP radiographs do not provide reliable diagnostic measures for the assessment of acetabular retroversion. J Orthop Res. 2012 Sep;30(9):1369–76.

Link zum Dokument: <http://dx.doi.org/10.1002/jor.22086>

2.2 Vierdimensionale Darstellung des femoroazetabulären Impingements und der Subluxationen mittels eines 320-Zeilen-Computertomographen

In der vorausgegangenen Studie 2.1 konnten wir mittels einer auf 3D-CT-Beckenmodellen basierenden Analysesoftware zeigen, dass die Diagnostik der azetabulären Retroversion auf standardisierten Beckenübersichtsaufnahmen nur eine limitierte diagnostische Genauigkeit besitzt. Grundsätzlich ist das FAI eine Erkrankung, die auf der Grundlage eines dynamischen Schädigungsmechanismus entsteht. Dabei kommt es bei einem repetitiven Kontakt des Schenkelhalses mit dem azetabulären Rand in endgradigen Bewegungen zu einer Schädigung des Hüftgelenks [13]. Bisher basiert die radiologische Diagnostik jedoch auf statistischen radiologischen Aufnahmen. Auf diesen werden indirekte Impingement-Zeichen oder morphologische Parameter erhoben, die mit einem FAI assoziiert sein sollen. Viele dieser morphologischen Parameter zeigen jedoch nur eine geringe Evidenz für die vorzeitige Entstehung einer Koxarthrose [16, 345-347]. So konnten bei einer asymptomatischen Population diese morphologischen FAI-Pathologien ebenfalls zu einem hohen Prozentsatz nachgewiesen werden [348, 349]. Dies kann verschiedene Ursachen haben. Zum einen sind diese Erkrankung und die Schädigung von der Aktivität des Patienten abhängig. Zum anderen sind viele Mechanismen des FAI bis zum heutigen Tag noch unverstanden oder nicht belegt. So gehören femoroazetabuläre Subluxationen z. B. zum Konzept des Pincer-FAI, konnten bisher jedoch nicht bildgebend nachgewiesen werden. Es wäre somit sinnvoll, eine radiologische Methode zu entwickeln, welche das Impingement präoperativ dynamisch darstellen kann. Mit der 320-Zeilen-Computertomographie ist es möglich, die Herzperfusion während einer Herzaktion in 4D darzustellen [89]. Der Hintergrund dieser Studie war es nun zu prüfen, ob es mittels dieser Technik möglich ist, das FAI in impingementtypischen Bewegungen bildgebend darzustellen. Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Sensitivität und Spezifität einer präoperativen 4D-FAI-Visualisierung zu prüfen und die Genauigkeit im Vergleich mit den intraoperativen Befunden zu zeigen. Außerdem wurde untersucht, ob ein präoperativer Nachweis der femoroazetabulären Subluxationen gelingt, und die Prävalenz bei den FAI-Subtypen geprüft.

Es wurden 30 konsekutive Patienten mit klinischen Symptomen und nativradiologischen FAI-Zeichen in die Studie eingeschlossen. Das FAI wurde mittels 320-Zeilen-CT während der Hüftflexion und Außenrotation und Extension in 4D visualisiert. Alle Patienten wurden mittels der chirurgischen Hüftluxation operiert, es wurden dieselben Bewegungen wie im CT durchgeführt und das Impingement wurde registriert. Dabei dienten die intraoperativen Beobachtungen während der chirurgischen Hüftluxation als Goldstandard, um die Sensitivität, Spezifität und Genauigkeit zu berechnen.

Es wurde im 320-Zeilen-CT bei 90 % ein vorderes und bei 70 % ein hinteres Impingement beobachtet. Für das anteriore Impingement wurde eine hohe diagnostische Genauigkeit von 97 % mit einer Sensitivität von 96 % und einer Spezifität von 100 % beobachtet. Für das posteriore Impingement wurde ebenfalls eine hohe diagnostische Genauigkeit von 93 % mit einer Sensitivität von 100 % und einer Spezifität von 78 % beobachtet. Bei 40 % konnte eine anteriore und bei 70 % eine posteriore Subluxation präoperativ visuell dargestellt werden.

In der vorliegenden Arbeit konnten erstmalig durch eine nicht-invasive radiologische Methode das FAI und Subluxationen präoperativ dargestellt werden. Dabei besitzt diese Methode eine hohe diagnostische Genauigkeit. Somit ist es möglich, das FAI präoperativ darzustellen und eine adäquate chirurgische Therapie zu planen, ggf. die Invasivität zu reduzieren und das postoperative Ergebnis zu verbessern.

Wassilew G.I., Janz V., Heller M.O., Tohtz S., Rogalla P., Hein P., Perka C.

Real time visualization of femoroacetabular impingement and subluxation using 320-slice computed tomography. J Orthop Res. 2012 Sep 7.

Link zum Dokument: <http://dx.doi.org/10.1002/jor.22224>

2.3 Validierung einer dreidimensionalen Analysesoftware zur Berechnung der postoperativen Pfannenposition nach Hüftendoprothesenimplantation

In der Literatur werden verschiedene Methoden beschrieben, welche die radiologische Berechnung der Inklination und Anteversion der Pfannenkomponente nach Hüft-TEP ermöglichen sollten [302, 333, 334, 350]. Diese Technik gewann zunehmend an Bedeutung, um die theoretischen Vorteile der Verwendung eines Navigationssystems zur Implantation einer Hüft-TEP zu belegen. Dabei kamen konventionelle Röntgenbilder, 2D-CT-Schnittbilder und 3D-CT-Rekonstruktionen mit Referenzebenen zur Anwendung, wobei Letztere deutliche Vorteile gegenüber den anderen Verfahren zeigten [332]. Grundlage vieler CT-basierter Methoden [331, 351] sind dabei die Definitionen der Inklination und Anteversion nach Murray, die auf die APP übertragen wurden [335]. Durch die Vielzahl der Methoden und der unklaren Anwendung verschiedener Definitionen sind Vergleiche zwischen den Studien nur begrenzt möglich. Außerdem erfolgte eine Validierung dieser Methoden nur in wenigen Fällen [302, 351]. Der Gegenstand der vorliegenden Arbeit war es, eine 3D-CT-Analysesoftware auf der Basis von Amira (AMIRA Software; Mercury Computer Systems, Chelmsford, MA, USA) zu entwickeln und mit einem Phantommodell zu validieren. So wurden die intra- und interindividuelle Reproduzierbarkeit und die Genauigkeit der 3D-CT-Analysesoftware zur Berechnung der Pfannenposition mittels Phantommodell sowie mit klinischen Becken-CTs geprüft.

Es wurde eine 3D-Analysesoftware auf Basis eines Visualisierungsprogramms (Amira) entwickelt, mit welcher die postoperative Inklination und Anteversion relativ zur APP aus CT-Becken Datensätzen berechnet werden kann. Um die Genauigkeit dieser Software zu prüfen, wurde ein Phantommodell konstruiert, welches den Goldstandard darstellte. Mit diesem wurden 12 verschiedene Pfannenpositionen computertomographisch aufgenommen und mit der Software berechnet. Außerdem wurde bei 10 Patienten nach der Implantation einer Hüft-TEP ein Becken-CT angefertigt und die postoperative Pfannenposition mittels der Analysesoftware ermittelt. Dabei wurden Abweichungen zwischen den Pfannenpositionen des Phantommodells und der Berechnung der Analysesoftware als Fehler angegeben. Die intra- und interindividuelle Reproduzierbarkeit wurde mit dem Intraklassen-Korrelationskoeffizienten (ICC) berechnet.

Es wurde ein mittlerer Fehler von $-0,3^\circ \pm 0,6^\circ$ für die Inklination und $0,2^\circ \pm 0,6^\circ$ für die Anteversion berechnet. Außerdem wurde eine hohe intra- und interindividuelle Reproduzierbarkeit für diese Methode mit einem ICC über 0,8 nachgewiesen.

Die Resultate dieser Arbeit zeigen, dass mittels der 3D-CT-Analysesoftware eine hohe intra- und interindividuelle Reliabilität sowie Genauigkeit zur Evaluierung der postoperativen Pfannenposi-

tion zu beobachten war. Somit ist es mit dieser Methode möglich, die postoperative Pfannenposition sehr genau zu berechnen. Die detaillierte Darlegung der Berechnungsgrundlagen ermöglicht den nachfolgenden Studien eine große Transparenz.

Wassilew G.I., Janz V., Heller M., Wenzl M., Perka C., Hasart O.

Validation of a CT image based software for three-dimensional measurement of acetabular cup orientation. 2011;19(3):185–93.

Link zum Dokument: <http://dx.doi.org/10.3233/THC-2011-0629>

2.4 Validierung eines ultraschallbasierten Navigationssystems bezüglich der Pfannenpositionierung im Kadavermodell

Eine Malposition der azetabulären Komponente erhöht das Risiko für ein Impingement der Hüft-TEP-Komponenten, was zu erhöhtem Abrieb, Gleitpaarungsbruch und Luxation der Hüft-TEP führen kann [198, 299]. Diese Faktoren beeinflussen signifikant das kurz- und langfristige Outcome nach Hüft-TEP-Implantation. Um diese Komplikationen zu reduzieren, wurden Empfehlungen für eine optimale Pfannenposition publiziert. So soll eine Pfannenposition in der Zielzone („safe zone“) nach Lewinnek mit einer Inklination von $40^\circ \pm 10^\circ$ und einer Anteversion von $15^\circ \pm 10^\circ$ das Risiko für ein Impingement und eine Luxation reduzieren [298]. Dabei wurde bei der konventionellen Hüft-TEP-Implantation eine große Anzahl Ausreißer mit einer Inzidenz von bis zu 50 % beobachtet [301]. Gerade die gegenwärtig populären minimal-invasiven Zugänge, ein hoher Patienten-BMI und eine geringe Erfahrung des Operateurs wurden mit einer erhöhten Inzidenz von Pfannenfehlpositionen in Verbindung gebracht [301]. Um diese Komplikationen zu reduzieren, wurden Navigationssysteme für die Implantation der azetabulären Komponente entwickelt, welche zu einer deutlichen Reduktion der Spannweite von Anteversion und Inklination sowie der Ausreißer führten [326]. Nach einer Evolution der Navigationssysteme über zwei Dekaden wird mittlerweile die bildfreie Navigation am häufigsten verwendet. Kürzlich wurde jedoch gezeigt, dass diese Systeme bei Patienten mit einem BMI über 25 kg/m^2 intraoperativ eine deutliche Abweichung von den postoperativ im CT gemessenen Werten für die Pfannenorientierung anzeigten [325]. Diese Fehler können zu einer signifikanten Rate an postoperativen Pfannenfehlpositionen und zu den oben genannten Komplikationen führen. Deswegen wurde der Ultraschall zur direkten Visualisierung und Registrierung der ossären Landmarken in den Navigationsalgorithmus integriert. Die Verwendung eines 2,5D-Ultraschallsystems mit anschließender 3D-Rekonstruktion zeigte deutliche Vorteile gegenüber der Oberflächenregistrierung mittels bildfreier Navigation [328]. Da diese Technik durch die Vielzahl der Ultraschallaufnahmen sehr zeitintensiv ist, wurde in der aktuellen Arbeit die Genauigkeit der 2D-B-Mode-ultraschallbasierten Akquisition der APP-Landmarken an Kadavern geprüft. Die Fragstellungen der Studie waren: (1) Wie hoch ist die Genauigkeit der ultraschallbasierten Registrierung der APP-Landmarken am Kadaver und wie reproduzierbar ist ein resultierender Anteversions- und Inklinationsfehler unter 5° zu erreichen? (2) Wird dieser Fehler signifikant durch den BMI des Kadavers und die Erfahrung des Operateurs beeinflusst?

Die APP wurde von fünf Untersuchern insgesamt fünfmal bei zwei weiblichen Kadavern mittels eines 2D-B-Mode-Ultraschallsensors registriert. Die beiden Kadaver hatten prämortem einen BMI von 32 kg/m^2 und 25 kg/m^2 . Zwei Untersucher waren erfahrene Hüftchirurgen, die anderen drei hatten keine klinischen Erfahrungen mit dem Navigationssystem. Von den Kadavern wurde ein CT-Datensatz angefertigt und mit Hilfe von vorher eingebrachten Referenzmarkern wurde das

Referenzsystem des Navigationssystems mit der APP synchronisiert. Die Abweichungen von der APP wurden als Versions- und Rotationsfehler angegeben sowie die daraus resultierenden Inklinations- und Anteversionsfehler berechnet.

Es wurden ein mittlerer Rotationsfehler von $0,5^\circ \pm 1,0^\circ$ und ein Versionsfehler von $-0,4^\circ \pm 2,0^\circ$ beobachtet. Daraus wurden ein mittlerer Inklinationsfehler von $-0,1^\circ \pm 1,0^\circ$ und ein Anteversionsfehler von $-0,4^\circ \pm 2,0^\circ$ berechnet. Bei dem Kadaver mit dem niedrigeren BMI wurde ein statistisch signifikanter, aber klinisch nicht relevanter höherer Inklinations- und Anteversionsfehler beobachtet. Außerdem wurde kein signifikanter Unterschied zwischen den erfahrenen und unerfahrenen Untersuchern beobachtet. Die größten Variationen bei der Erfassung der ultraschallbasierten APP-Referenzlandmarken wurden an der kontralateralen Spina anterior superior beobachtet, welche ebenfalls in keinem klinisch relevanten Fehler resultierte.

Die vorliegende Studie konnte zeigen, dass die Integration des 2D-B-Mode-Ultraschall in den Navigationsalgorithmus eine sehr genaue und reproduzierbare Registrierung der APP ermöglicht, die als intraoperative Referenz für die Pfannenposition dient. Diese genaue Registrierung bedingt einen geringen Fehler der vom Navigationssystem angezeigten und tatsächlichen postoperativen Pfannenposition. Dabei resultieren aus einer geringen Erfahrung des Operateurs und einem höheren BMI des Kadavers keine klinisch relevanten Fehler.

Wassilew G.I., Heller M.O., Hasart O., Perka C., Südhoff I., Janz V., Duda G.N., König C.

Ultrasound-based computer navigation of the acetabular component: a feasibility study.

Arch Orthop Trauma Surg. 2012 Apr;132(4):517–25.

Link zum Dokument: <http://dx.doi.org/10.1007/s00402-011-1412-4>.

2.5 Prospektiv randomisierter Vergleich zwischen oberflächen- und ultraschallbasierten Navigationssystemen bezüglich der Pfannenpositionierung

In der vorausgegangenen Arbeit konnte der ultraschallbasierten APP-Akquisition eine hohe Genauigkeit nachgewiesen werden. Daraus errechnete sich ein geringer resultierender Fehler zwischen intraoperativ angezeigter und tatsächlicher postoperativer Pfannenposition. Der Vorteil der oberflächenbasierten Navigation gegenüber der Freihandpositionierung wurde in zahlreichen früheren Studien belegt [325]. Nun erschien es sinnvoll, den theoretischen Vorteil der ultraschallbasierten Navigation gegenüber der bildfreien Navigation in einer klinisch randomisierten Studie zu untersuchen. So wurden in dieser Studie 2.5 folgende Fragestellungen bearbeitet: (1) Ist eine höhere Genauigkeit mittels der ultraschallbasierten im Vergleich zur bildfreien Navigation bezüglich der postoperativen Pfannenposition zu erreichen? (2) Wird die Genauigkeit der ultraschallbasierten und bildfreien Navigation durch den BMI des Patienten beeinflusst?

In eine prospektiv randomisierte Studie wurden zwei Gruppen mit jeweils 40 Patienten eingeschlossen, bei denen aufgrund einer primären Koxarthrose eine Hüft-TEP implantiert wurde. In der ersten Gruppe erfolgte die Pfannenimplantation mittels eines bildfreien und in der zweiten Gruppe mittels eines ultraschallbasierten Navigationssystems. Bei allen Patienten wurde postoperativ ein CT des Beckens angefertigt und die postoperative Pfannenposition mittels der in der Arbeit 2.3 beschriebenen Analysesoftware berechnet. Der Fehler des Navigationssystems errechnete sich durch die Abweichungen zwischen der intraoperativ vom Navigationssystem registrierten und der postoperativ im CT gemessenen Inklination und Anteversion. Dabei wurde die Lewinnek-Zielzone als Referenz verwendet und Ausreißer in der postoperativen Pfannenposition wurden registriert. Außerdem wurde der Einfluss des BMI des Patienten auf den resultierenden Fehler mittels einer Pearson-Korrelation geprüft.

Mittels der bildfreien Navigation wird ein mittlerer Inklinationsfehler von $6,6^\circ \pm 3,6^\circ$ und ein mittlerer Anteversionsfehler von $8,7^\circ \pm 3,0^\circ$ beobachtet. Für die ultraschallbasierte Navigation ergaben sich ein mittlerer Inklinationsfehler von $4,2^\circ \pm 3,4^\circ$ und ein mittlerer Anteversionsfehler von $1,2^\circ \pm 1,7^\circ$. Dabei wurde hinsichtlich der Anteversion ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen beobachtet. Außerdem wurden in der bildfreien Navigation mit 30 % signifikant mehr Ausreißer außerhalb der Lewinnek-Zielzone beobachtet, verglichen mit 2,5 % bei der ultraschallbasierten Navigation. Des Weiteren wurde eine Korrelation zwischen dem BMI und dem Anteversionsfehler bei der bildfreien Navigation beobachtet.

In der Studie konnte erstmalig der klinische Vorteil der ultraschallbasierten gegenüber der bildfreien Navigation gezeigt werden. Diese Methode zeigt im Vergleich zur bildfreien Navigation eine

signifikante Reduzierung der Ausreißer hinsichtlich der Zielzone nach Lewinnek und des Anteversionsfehlers. Dabei wird der Anteversionsfehler bei der bildfreien Navigation durch den BMI beeinflusst, während er bei der ultraschallbasierten Navigation unbeeinflusst bleibt.

Wassilew G.I., Perka C., Janz V., König C., Asbach P., Hasart O.

Use of an ultrasound-based navigation system for an accurate acetabular positioning in total hip arthroplasty: a prospective, randomized, controlled study.

J Arthroplasty. 2012 May;27(5):687–94.

Link zum Dokument: <http://dx.doi.org/10.1016/j.arth.2011.06.038>.

2.6 Validierung eines ultraschallbasierten Navigationssystems bezüglich der Schaftpositionierung und der Anwendung des Konzepts der kombinierten Anteversion im Kadavermodell

Eine Finite-Elemente-Studie konnte zeigen, dass eine aus Pfannenanteversion und Schaftanteversion resultierende kombinierte Anteversion von $37,3^\circ$ die optimale Komponentenposition darstellt, um ein Impingement in allen Körperpositionen zu vermeiden und so einen maximalen Bewegungsspielraum zu erreichen [246]. Dabei ist diese Zielzone unabhängig von der variablen Beckenkipfung, welche die Pfannenposition beeinflusst und sich nach der Hüftoperation ändern kann. In der klinischen Praxis wird diese kombinierte Anteversion mit einer Spannbreite von 25° bis 50° angewendet [306]. Im Vergleich zur Freihandimplantation konnte durch die Verwendung eines orthopädischen Navigationssystems bei der Implantation der azetabulären Komponente eine höhere Präzision beobachtet werden [308]. Jedoch konnte ebenso gezeigt werden, dass bei einer isolierten Navigation der azetabulären Komponente nur eine geringe Korrelation zwischen der Lewinnek-Zielzone und dem Konzept der kombinierten Anteversion zu beobachten war [352]. Als Grund für diese geringe Übereinstimmung wurde die hohe Variabilität der Schaftantetorsion angeführt, die vor allem bei zementfreien Schäften nicht konstant mit einer Antetorsion von 15° implantiert werden konnte. Eine Ursache dafür ist, dass das resultierende Alignment der femoralen Hüft-TEP-Komponente von der individuellen Anatomie des proximalen Femurs abhängig ist [304]. Im Gegensatz dazu zeigte die Anwendung der navigierten „Femur-first“-Technik mit der Implantation des Schaftes vor der Pfanne, dass die Anzahl der Ausreißer relativ zur kombinierten Anteversion reduziert werden konnte [306]. Während bei der konventionellen Pfannennavigation die APP als Referenzebene dient, werden bei der Schaftnavigation die dorsalen femoralen Kondylen oder die femoralen Epikondylen als Referenz verwendet. Die signifikanten Akquisitionsfehler der oberflächenbasierten Navigation bezüglich der APP-Landmarken wurden beschrieben [325]. Es existieren jedoch Bedenken bezüglich der Genauigkeit der femoralen Landmarkenregistrierung mittels oberflächenbasierter Navigationssysteme gerade bei adipösen Patienten [306]. Da die Verwendung der oberflächenbasierten Landmarkenakquisition keine hinreichend verlässliche Methode zur Erfassung der Referenzebenen ist, besteht die Notwendigkeit der Entwicklung alternativer Methoden. Dabei konnte die ultraschallbasierte Registrierung eine hohe Genauigkeit in der Pfannennavigation zeigen (Arbeit 2.4), jedoch wurde bisher nie untersucht, ob mit dieser Technik eine zureichende Genauigkeit bei der Schaftnavigation erreicht werden kann. Ziel der vorliegenden Studie war es nun, die Genauigkeit der ultraschallbasierten Navigation bezüglich der Schaftimplantation zu prüfen und zu untersuchen, ob eine sichere Implantation der Komponenten innerhalb des Konzepts der kombinierten Anteversion mit einem Fehler von $\pm 12,5^\circ$ möglich ist. Da es bei der Registrierung der dorsalen femoralen Kondylen durch das darüber liegende

Weichgewebe zu einer Fehlinterpretation bei der Registrierung der prominentesten Punkte kommen kann, soll in dieser Studie geprüft werden, ob eine navigationssystemgeführte US-Registrierung eine höhere Genauigkeit ermöglicht. Folgende Fragestellungen wurden geprüft: (1) Ist es mittels ultraschallbasierter Navigation möglich, die Schaftantetorsion mit einer Genauigkeit von unter 5° und die kombinierte Anteversion mit einer Genauigkeit von unter $\pm 12,5^\circ$ zu erreichen? (2) Wird die Genauigkeit der ultraschallbasierten Hüft-TEP-Implantation von der Erfahrung des Operateurs beeinflusst? (3) Zeigt die geführte Registrierung der dorsalen Kondylen eine höhere Genauigkeit als die nicht geführte US-Registrierung?

Es wurden derselbe Versuchsaufbau, dieselbe Abfolge und dieselben Analyseverfahren wie in der Arbeit 2.4 verwendet. Als Referenz für die Schaftantetorsion dienten die dorsalen femoralen Kondylen, welche von den fünf Untersuchern fünfmal abgelesen wurden. Zum einen erfolgte das Ablesen der femoralen Landmarken nur über die Visualisierung der dorsalen Kondylen mittels des Echtzeit-Ultraschallbildes. Zum anderen wurde die Genauigkeit der geführten femoralen Landmarkenakquisition geprüft. Diese bedient sich der mechanischen femoralen Achse, welche durch die Registrierung des kinematischen Hüftzentrums der kranialen Patellaspitze definiert wird. Bei der Darstellung der dorsalen Kondylen zeigte das Navigationssystem die Abweichung in der medio-lateralen und antero-posterioren Achse in Grad an. Neben den Referenzmarkern am Becken wurden vor dem Versuch zusätzlich femorale Referenzmarker eingebracht. So wurden zuerst die Becken-/Femur-Marker abgelesen und danach erfolgte das Ablesen der ossären Landmarken. Durch die Becken-/Femur-Marker erfolgte die Synchronisierung der Koordinatensysteme des CTs und des Navigationssystems. Aus den Abweichungen von den ossären Landmarken wurden die resultierenden Fehler bezüglich der Anteversion, Antetorsion und der kombinierten Anteversion berechnet.

So wurden Antetorsionsfehler von $-1,5^\circ \pm 3,4^\circ$ und $-0,9^\circ \pm 3,1^\circ$ für die Freihand- und die geführte Navigation beobachtet. Daraus ergab sich ein kombinierter Anteversionsfehler von $-1,4^\circ \pm 3,6^\circ$ (Spannbreite $-12,3^\circ$ und $5,0^\circ$) und von $-1,4^\circ \pm 3,5^\circ$ (Spannbreite $-8,7^\circ$ und $7,6^\circ$) für die Freihand- und die geführte Navigation. Es wurde kein signifikanter Unterschied zwischen der Freihand- und der geführten Navigation beobachtet. Zusätzlich zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen erfahrenen und weniger erfahrenen Untersuchern.

In der Studie konnte gezeigt werden, dass die ultraschallbasierte Landmarkenakquisition eine Methode ist, die eine Komponentenposition innerhalb der Spannbreite von $\pm 12,5^\circ$ bezüglich des Konzeptes der kombinierten Anteversion ermöglicht. Die Genauigkeit wird dabei nicht von der Erfahrung des Operateurs beeinflusst.

Wassilew G.I., Janz V., Heller M.O., König C., Perka C., Südhoff I., Seeger J.B., Hasart O.
Ultrasound-based computer navigation: an accurate measurement tool for determining combined anteversion?

Technol Health Care. 2012;20(6):535–43.

Link zum Dokument: <http://dx.doi.org/10.3233/THC-2012-00699>.

3 Diskussion

3.1 Radiologische Methoden zur Verbesserung der Diagnostik des femoroazetabulären Impingements

Die reproduzierbare Diagnose des FAI ist ein entscheidender Faktor für eine effektive Behandlung, da eine Fehldiagnose oder eine Verzögerung der Therapie zu einer Progression der Arthrose führen können [6, 81, 85, 342]. Vor allem nicht adressierte azetabuläre FAI-Pathologien wurden bei 26 % als Grund für persistierende Beschwerden und eine daraus resultierende Revisionsoperation angegeben [353]. Derzeit erfolgt die Diagnose der azetabulären Retroversion über indirekte ossäre Impingement-Zeichen wie das COS und das PWS, die auf der a.p.-Beckenübersicht erhoben werden [34, 38]. Dabei existieren kontroverse Berichte über die diagnostische Genauigkeit des COS und PWS, da diese durch Faktoren wie die Beckenkippung, die Qualität der Aufnahme, einen fehlerhaften Film-Fokus-Abstand oder eine falsche Zentrierung der Röntgenaufnahme signifikant beeinflusst werden können [50, 51, 76, 354].

Ein wesentlicher Beitrag der Arbeit 2.1 war die Entwicklung einer 3D-CT-Analysesoftware, mit der eine objektive, von der Position und Kippung des Beckens unbeeinflusste Erhebung des COS und PWS möglich ist. So konnte für die Erhebung des COS und PWS mittels standardisierter a.p.-Beckenübersichtsaufnahmen im Vergleich zu den Berechnungen mittels 3D-CT-Rekonstruktionen relativ zur APP und zur koronaren Ebene nur eine geringe diagnostische Genauigkeit nachgewiesen werden.

Unsere Beobachtungen bezüglich der diagnostischen Genauigkeit der azetabulären Retroversion (COS und PWS) auf den Röntgenbildern werden nur begrenzt durch aktuelle Literatur bestätigt. Zaltz et al. bestätigten unsere Beobachtungen und beobachteten bei nur 50 % der auf standardisierten Röntgenbildern diagnostizierten COS tatsächlich eine azetabuläre Retroversion [355]. Diese Arbeitsgruppe wies vor allem auf einen Projektionsfehler durch die Spina iliaca anterior inferior hin, die ein positives COS in Röntgenbildern imitiert und so zu einer Fehlinterpretation führt. Kontrovers dazu berichteten Dandachli et al. [65] über eine höhere Sensitivität (92 % verglichen mit 57 %) für den Nachweis eines COS auf standardisierten Röntgenbildern. Die Spezifität war jedoch mit unseren Ergebnissen vergleichbar (55 % verglichen mit 61 %) und auch für das PWS wurde eine mit der vorliegenden Arbeit (83 % bzw. 50 %) vergleichbare Sensitivität (81 %) und Spezifität (53 %) beobachtet [65]. Unterschiede bezüglich der Sensitivität beim COS könnten dabei auf eine unterschiedliche Definition der azetabulären Retroversion zurückzuführen sein. In der vorliegenden Arbeit 2.1 wurde eine azetabuläre Retroversion im CT durch eine vorliegende azetabuläre Randanomalie (COS und PWS) entsprechend der radiologischen Definition auf Röntgenbildern relativ zu einer Referenzebene definiert. Dandachli et al. [65] diente ein Cut-off-Wert

der azetabulären Anteversion in axialen CT-Schnitten, welcher aus einer kleinen Population berechnet wurde, bei der ein Becken-CT aus hüftunspezifischen Gründen angefertigt wurde. Klinische Symptome oder die Erhebung des klassischen COS oder ein PWS auf Röntgenbildern wurden bei diesen Patienten jedoch nicht erhoben [65]. Auch Jamali et al. fanden im Vergleich zu unseren Ergebnissen (Spezifität 57 % und Sensitivität 61 %) eine höhere Sensitivität (96 %) und Spezifität (95 %) für das COS auf a.p.-Beckenübersichtsaufnahmen [354]. Allerdings wurde ihre Studie an Skeletten ohne Weichteilmantel, bei hochstandardisierten Aufnahmebedingungen und ohne Bewegung der Patienten durchgeführt, woraus eine optimale Bildqualität resultierte. Diese Bedingungen sind im klinischen Alltag jedoch nur begrenzt reproduzierbar. Daher sind auch die Ergebnisse von Jamali et al. [354] und Dandachli et al. [65] nur begrenzt mit unseren Ergebnissen vergleichbar.

Außerdem wurde in der vorliegenden Studie beobachtet, dass trotz einer standardisierten Aufnahmetechnik bei der Anfertigung der konventionellen Beckenübersichtsaufnahmen der Einfluss der Beckenkipfung auf die Ausprägung des COS nicht vollständig ausgeschlossen werden kann [50, 51, 356]. So wurde in der vorliegenden Studie eine hohe Variabilität der Beckenkipfung mit einer Spannbreite von 30° beobachtet. Bei erhöhter Beckenkipfung wurden ausgeprägtere Retroversionen in den koronaren CT-Aufnahmen beobachtet. Der Einfluss der Beckenkipfung auf die azetabuläre Retroversion wurde schon in früheren Studien bei Verwendung von Röntgenbildern und CT-Aufnahmen beschrieben [50, 356, 357]. Die Aufnahme des Azetabulums erfolgt der Definition folgend in der koronaren Ebene [335]. Da die Röntgenaufnahme und die CT-Aufnahmen im Liegen durchgeführt wurden und die Lagerung des Beckens in beiden Untersuchungen standardisiert nach denselben Vorgaben erfolgte, sollten die Aufnahmeebenen (koronar) vergleichbar sein, sodass daraus eine größere Übereinstimmung resultiert. Deswegen sollte die vorliegende Studie nun eine mögliche Korrelation des COS zwischen den Röntgenaufnahmen und den 3D-CT-Rekonstruktionen in der koronaren Ebene prüfen.

Wider Erwarten wurde keine deutliche Verbesserung der Sensitivität und Spezifität in den CT-Rekonstruktionen relativ zur koronaren Ebene beobachtet. Dies deutet darauf hin, dass die anderen Faktoren, wie z. B. die Bildqualität der Röntgenaufnahme, die transversale Rotation des Beckens oder eine fehlerhafte Zentrierung des Röntgenstrahls, zu einer Fehlinterpretation führen könnten.

Eine weitere bedeutende Beobachtung der vorliegenden Studie war, dass die fünf Hüften mit einer schweren Retroversion (CO-Ratio >25 %) nicht als Retroversion auf den Röntgenbildern diagnostiziert, sondern als normal gewertet wurden. Diese Beobachtungen zeigen, dass die a.p.-Beckenübersichtsaufnahmen nur eine limitierte Wertigkeit in der Diagnostik der azetabulären Retroversion haben. Das Vorhandensein eines COS wird selbst auf standardisierten Beckenübersichtsaufnahmen signifikant fehlinterpretiert. Dies kann zu der Diagnose einer azetabulären Re-

troversion führen, obwohl tatsächlich keine Retroversion des Azetabulums vorliegt, oder signifikante Retroversionen werden sogar als nicht vorhanden fehlinterpretiert. Letztere Beobachtung würde die hohe Rate an nicht-adressierten Pincer-FAI erklären, welche zu persistierenden Beschwerden und einer Revisionsoperation führen [353].

Außerdem konnte in 2.1 eine hohe falsch positive Rate an fokaler Retroversion nachgewiesen werden. Dies kann im Fall einer darauffolgenden Operation zu einer Resektion des vorderen und lateralen Randes führen. Bei gleichzeitig defizitärer azetabulärer Hinterwand kann dies zu einer iatrogenen Dysplasie oder einer strukturellen Instabilität führen. Die Folge wäre eine Progredienz der Degeneration des Hüftgelenks. Deswegen sollte die Evaluierung des COS und PWS an a.p.-Beckenübersichtsaufnahmen die alleinige Grundlage für die Entscheidung einer operativen Intervention des azetabulären Randes sein.

Die Schwächen der zweidimensionalen statischen Aufnahmen wurden in der Arbeit 2.1 klar belegt. Insgesamt resultiert der Großteil der bisherigen Erkenntnisse und Theorien über das FAI aus dynamischen intraoperativen Beobachtungen, die während einer chirurgischen Hüftluxation [32] oder Arthroskopie [358] gewonnen wurden. Mit diesen Techniken ist jedoch bei der Impingement-Prüfung nur die Peripherie des Gelenks einzusehen. Intraartikuläre Prozesse beim Impingement können dabei nur indirekt durch das Schädigungsmuster abgeschätzt werden. Subluxationen, die aus dem Impingement resultieren, wurden in der Literatur postuliert, konnten aber präoperativ bisher nicht nachgewiesen werden [12].

Ein wesentlicher Beitrag der Arbeit 2.2 war es, nun erstmalig das Impingement präoperativ darzustellen und mit den intraoperativen Befunden zu vergleichen. So konnte eine hohe Übereinstimmung der präoperativen Beobachtungen mit den intraoperativen Befunden beim anterioren und posterioren Impingement nachgewiesen werden.

Die Bedeutung der präoperativen Darstellung des Impingements gewinnt zunehmend an Bedeutung, da weniger invasive Verfahren wie die Hüft-ASK [359] oder die arthroskopisch assistierte Mini-open-Arthrotomie [70] die intraoperative Erfassung der ossären Pathologien erschweren. Deswegen ist es wichtig, diese so genau wie möglich präoperativ zu erkennen, um diese Pathologien operativ suffizient adressieren zu können [56]. Ansätze einer präoperativen Simulation eines FAI auf Grundlage präoperativer Bildgebung wurden beschrieben [56, 360]. So simulierte die spezielle Software „Hip Motion“ unter Verwendung von 3D-CT-Rekonstruktionen des Hüftgelenks ein potenzielles FAI [56]. Damit war es möglich, die Hüftgelenksbeweglichkeit in verschiedenen Richtungen und ein daraus resultierendes Impingement darzustellen. Die Limitationen dieser Technik waren jedoch vielfältig. So konnten intraartikuläre Prozesse oder die Hüftkinematik nach dem Impingement nicht simuliert werden [56]. Eine weitere Schwäche dieser Methode war, dass Weichteile und Knorpel nicht in die Simulation integriert werden konnten. Es handelte sich also

um eine alleinige ossäre Simulation des FAI. So ist es nicht verwunderlich, dass die prognostizierten ROM überschätzt wurden [56]. Ein zweiter Versuch, das Impingement dynamisch zu visualisieren, war die Ganganalyse mit 3D-MRT-Modellen [361, 362]. Mithilfe dieser Technik wurden unterschiedliche Bewegungsmuster analysiert. Diese Studie zeigte z. B. bei Balletttänzern, dass aus einem supraphysiologischen Bewegungsumfang selbst bei normaler Hüftanatomie ein Impingement und Subluxationen resultieren [361]. Diese Arbeitsgruppe postulierte in einer Folgestudie, dass die große supraphysiologische Bewegung und die Subluxationen durch die Weichteiladaptation nach jahrelangem Training entstehen [363]. Dabei zeigten auch Hüften mit einer normalen Anatomie ein Schädigungsmuster (azetabuläre Knorpel- und Labrumschäden), welches dem FAI gleicht [363].

Des Weiteren wurden in der Arbeit 2.2 erstmalig Subluxationen beim anterioren und posterioren femoroazetabulären Impingement dargestellt. Bisher wurde eine Subluxation beim Pincer-FAI vermutet [12]. Es wurde postuliert, dass ein Impingement des normal konfigurierten Schenkelhalses über die vermehrte anteriolaterale Überdachung bei zunehmender Hüftflexion im Pincer-FAI resultiert. Als Folge dieses Impingements soll eine subtile Subluxation des Hüftkopfes entstehen; dadurch entstehen erhöhte Scherkräfte, die am dorsokaudalen Gelenksbereich zu einer Knorpelschädigung führen [12]. Im Gegensatz zu dieser bisher angenommenen Theorie wurden in der vorliegenden Arbeit 2.2 bei allen FAI-Subtypen (CAM, Pincer, kombinierter Typ) Subluxationen beim anterioren und zusätzlich beim posterioren Impingement beobachtet.

Neben dem oben genannten Mechanismus der typischen Pincer-induzierten Subluxation wurde in der vorliegenden Arbeit ein weiterer Subluxationsmechanismus beobachtet. Unsere Beobachtungen deuten darauf hin, dass der Hüftkopf gerade durch die ausgeprägten CAM-Deformitäten aus dem dorsokaudalen Gelenksbereich herausgehoben wird. So kann je nach aufgewendeter Kraft eine Verletzung des dorsalen Kapsel-Labrum-Komplexes bis hin zu Frakturen der dorsalen azetabulären Wand beim Impingement entstehen. Dies könnte zu einer Instabilität dieses Komplexes führen und dadurch einen Faktor für eine vorzeitige Hüftgelenksdegeneration darstellen.

Unabhängig von der vorliegenden Arbeit wurde in einer früheren Studie eine solche Verletzung bei American-Football-Spielern beobachtet [364]. Erst in einer späteren Studie wurde der von uns beobachtete Mechanismus als ursächlich für den Verletzungskomplex in einer Kohorte von Leistungssportlern bestätigt. Krych et al. [358] beobachteten bei Leistungssportlern (American-Football-Spielern) einen Befundkomplex mit einer Verletzung des anterioren Labrums, einer hinteren knöchernen Bankart-Läsion, Synovitis, Knorpelverletzung des Hüftkopfes und Avulsion des Ligamentum teres. Als Limitation dieser Studie wurde die fehlende Übertragbarkeit auf den normalen Patienten mit einem FAI angeführt [358].

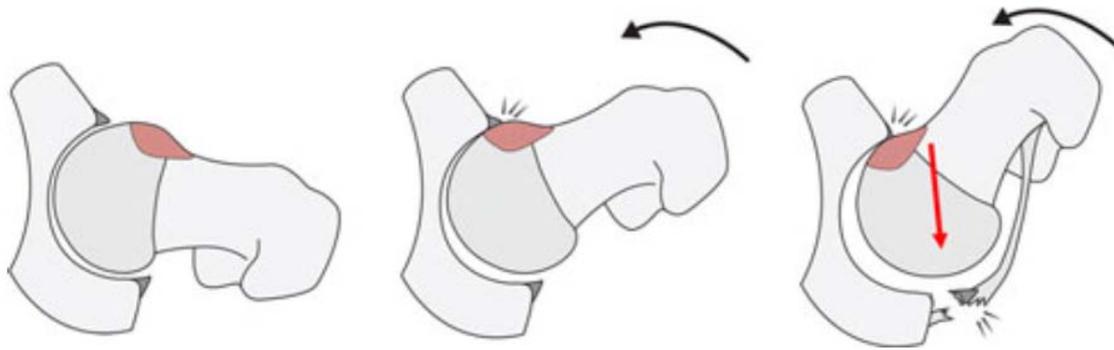


Abbildung 6: Darstellung der posterioren Subluxation beim anterioren Impingement und der Schädigung des posterioren Kapsel-Labrum-Komplexes [358]

In der vorliegenden Studie wurden hingegen Patienten mit einem FAI untersucht, die kein zurückliegendes Sporttrauma hatten. Wir beobachteten jedoch denselben zugrundeliegenden Mechanismus. Subluxationen wurden bei anteriorem Impingement in 40 % (12 von 30), bei posteriorem Impingement in 70 % (21 von 30) der Fälle nachgewiesen. Damit bestätigen wir das Vorkommen dieses Phänomens beim vorderen und hinteren Impingement. Außerdem war der Anteil der vorderen Subluxation beim hinteren Impingement überraschend hoch. Dies wurde vor allem auf die hohe Prävalenz von dorsalen femoralen Asphärizitäten und eine vermehrte dorsale Überdachung zurückgeführt. Ob diese Pathologien primär vorhanden waren oder degenerativ entstanden sind, war durch die vorliegende Studie jedoch nicht zu klären [365].

3.2 Analyse der Komponentenposition nach Hüftendoprothesenimplantation

Die azetabuläre Pfannenposition ist ein entscheidender Faktor, der signifikante Auswirkungen auf das kurz- und mittelfristige Outcome nach der Hüft-TEP Implantation hat [275, 299, 366]. Eine Fehlposition der azetabulären Komponente wurde unter anderem mit Komplikationen wie einem Impingement und daraus resultierenden erhöhten Abriebsraten sowie einer Luxation in Verbindung gebracht [198]. Um diese Komplikationen zu reduzieren, wurden verschiedene Zielzonen für die sichere intraoperative Pfannenpositionierung vorgeschlagen [298, 299, 367]. Die Navigation wurde entwickelt, um eine Pfannenposition innerhalb dieser Zielzonen mit der APP als Referenzebene reproduzierbar zu erreichen [306, 318]. Für die reproduzierbare Diagnostik einer Pfannenfehlposition und um die Vorteile bezüglich der Genauigkeit der Navigation belegen zu können, bedarf es jedoch ebenso einer akkuraten Methode. Dabei gilt aktuell das 3D-CT als Goldstandard bei der Evaluation der postoperativen Pfannenposition [337, 351]. Deswegen wurde in der vorliegenden Arbeit 2.3 eine Methode auf Basis von 3D-CT-Rekonstruktionen und der APP als Referenz entwickelt.

Insgesamt wurde in der vorliegenden Arbeit 2.3 eine Genauigkeit von $0,3^\circ$ (SD $\pm 0,6^\circ$) für die Inklination und $0,2^\circ$ (SD $\pm 0,6^\circ$) für die Anteversion mit einem maximalen Fehler von $1,4^\circ$ für die Inklination und $1,4^\circ$ für die Anteversion ermittelt. Außerdem wurde eine hohe intra- und interindividuelle Reproduzierbarkeit in dem Ex-vivo-Experiment und der klinischen Anwendung beobachtet.

Neben der gegenwärtigen Studie existierten bisher nur wenige weitere Studien, welche die Genauigkeit der Analysesoftware validierten. So beschrieben Malik et al. [302] eine Genauigkeitsstudie, um die 3D-CT-Analysesoftware mittels eines Phantommodells zu prüfen. Sie beobachteten einen maximalen Fehler von $1,3^\circ$ für die Inklination und von 1° für die Anteversion. Lin et al. [351] implantierten in sieben Kadaverbecken künstliche Hüftpfannen und verwendeten die direkte Knochendigitalisierung als Goldstandard für die Analyse der postoperativen Pfannenposition. So wurde bei drei Untersuchern ein mittlerer Fehler der 3D-CT-Analysesoftware von $0,5^\circ$, $0,8^\circ$ und $3,2^\circ$ für die Anteversion sowie $0,4^\circ$, $0,3^\circ$ und $2,1^\circ$ für die Inklination beobachtet. Es ergab sich eine intra- und interindividuelle Übereinstimmung von über 0,9 (Cronbachs Alpha) [351]. Die Ergebnisse der vorliegenden und der Studie von Malik et al. und Lin et al. zeigen die hohe Genauigkeit und Reproduzierbarkeit dieser 3D-CT-Methode, wobei die beobachteten Fehler klinisch nicht relevant sind.

In der klinischen Praxis sind Röntgenaufnahmen weiterhin das wichtigste Werkzeug, um die postoperative Pfannenposition zu bestimmen. Vorteile gegenüber dem CT sind dabei der einfache Zugang, die niedrigere Strahlendosis und die geringeren Kosten. Die Inklination kann auf Röntgenaufnahmen relativ einfach bestimmt werden, während es für die Anteversion eines komplexeren Rechenalgorithmus bedarf. Dabei wurden viele Methoden beschrieben, um die postoperative Anteversion auf Röntgenbildern zu berechnen [334, 368-371]. Dagegen konnten Kalteis et al. [331] zeigen, dass die Berechnung der Anteversion nach der Formel von Widmer auf Röntgenbildern zwar nur einen geringen mittleren Fehler von $1,7^\circ$ zeigt, was vergleichbar mit unseren Ergebnissen ist. Jedoch wurden eine hohe Spannweite von $-16,6^\circ$ bis $29,8^\circ$ sowie eine hohe Standardabweichung von $\pm 9,3^\circ$ beobachtet, sodass dieser Methode nur eine geringe diagnostische Wertigkeit zugesprochen werden kann.

Kontrovers zu diesen Beobachtungen konnten Lu et al. [372] über eine hohe intra- und interindividuelle Übereinstimmung bei der Berechnung der postoperativen Anteversion und Inklination auf Beckenübersichtsaufnahmen berichten. Im Vergleich zu den CT-Berechnungen wurde zwar ein signifikanter Unterschied von im Mittel $2,3^\circ$ beobachtet. Dieser ist jedoch klinisch nicht relevant [372]. Auch McArthur et al. [350] zeigten eine hohe intra- und interindividuelle Übereinstimmung sowie Genauigkeit der „Cross-table-lateral“-Aufnahme. Die Beobachtungen wurden jedoch am Kunstknochen unter optimalen Aufnahmebedingungen durchgeführt, sodass in der klinischen An-

wendung Aufnahme- und Positionierungsfehler nicht ausgeschlossen werden können. Unter Verwendung der gleichen „Cross-table-lateral“-Aufnahme beobachteten Ghelman et al. [373] an Kunstbecken deutlich größere Abweichungen der Röntgenaufnahmen im Vergleich zu CT-Berechnungen. Dabei wurde in der Anteversion eine mittlere Abweichung von $8,7^\circ$ (Spannbreite $10,7^\circ$ bis $25,0^\circ$) beobachtet. Die Berechnungen der postoperativen Pfannenanteversion auf Röntgenbildern werden von vielen Faktoren beeinflusst. Zu diesen Faktoren gehören die Zentrierung des Röntgenstrahls, der Film-Fokus-Abstand und die Position des Beckens (Kippung und Position) während der Aufnahme. Weitere signifikante Nachteile der Röntgenaufnahmen sind, dass eine Retroversion nicht von einer Anteversion der Pfanne abgegrenzt und die Antetorsion des Schaftes nicht berechnet werden kann. Dabei sollte gerade bei Patienten mit wiederholten Luxationen die kombinierte Anteversion aus Pfanne und Schaft beachtet werden. Da das CT aufgrund der hohen Strahlenbelastung keine routinemäßige und wiederholte Anwendung zulässt, werden alternative Verfahren entwickelt. So gibt es erste Daten zu der In-vitro-Erfassung der Pfannenposition mittels eines EOS-Scanners [374]. EOS ist ein digitales Röntgensystem, welches die „Partikel-Detektor“-Technologie und die „Lineare Scanning“-Technologie verbindet. Dabei benötigt EOS bis zu 10-mal weniger Dosis als herkömmliche Röntgensysteme und macht 3D-Rekonstruktion der Knochen unter Belastung möglich. Es zeigt im Vergleich mit CT-Berechnungen einen Fehler von $2,6^\circ$ für die Inklination und $3,9^\circ$ für die Anteversion [374]. Der Nachweis eines klinischen Vorteils dieser Technologie steht gegenwärtig noch aus.

3.3 Verbesserung der Komponentenpositionierung bei der Anwendung eines Navigationssystems

Die Genauigkeit der Pfannenpositionierung mittels Navigationssystem ist abhängig von einer exakten Erfassung des anatomischen Referenzsystems [375]. Viele Navigationssysteme verwenden dabei die Beckeneingangsebene (APP) [332], die aus den Spinae iliacae anteriores superiores und der Symphyse besteht. Nach der Erfassung der APP dient diese während der gesamten Navigation als Referenz für die Positionserfassung der Instrumente und Hüft-TEP-Komponenten. Fehler bei der Registrierung eines der drei Referenzpunkte können zu fatalen Fehlern bei der postoperativen Pfannenposition führen [375]. Dabei wurden signifikante Abweichungen der intraoperativ von bildfreien Navigationssystem angezeigten und der postoperativ radiologisch berechneten Pfannenpositionen gerade bei adipösen Patienten beobachtet [325]. Als Grund für diese Fehler wird ein indirektes Ablesen der APP auf dem darüber liegenden Weichteilmantel angenommen [325, 328]. Deswegen wurde ein Navigationssystem entwickelt, das mithilfe des Ultraschalls eine direkte Visualisierung und somit Registrierung der ossären Landmarken der APP ermöglicht [327, 328, 376]. Durch diese direkte Visualisierung und Registrierung sollen klinisch relevante Fehler reduziert werden. Hintergrund der Arbeit 2.4 war, die Genauigkeit der ultraschallbasierten APP-Registrierung im Ex-vivo-Experiment zu prüfen.

In der Arbeit 2.4 wurden resultierende Registrierungsfehler der APP im Mittel von $0,5^\circ$ (Spannbreite $-1,0^\circ$ bis $2,7^\circ$) für den Rotations- und $-0,4^\circ$ (Spannbreite $-3,8^\circ$ bis $2,6^\circ$) für den Versionsfehler beobachtet. Insgesamt errechnete sich ein resultierender Fehler von $-0,1^\circ$ (Spannbreite $-1,5^\circ$ bis $2,7^\circ$) und $-0,4^\circ$ (Spannbreite $-4,9^\circ$ bis $3,3^\circ$) für die Inklination und Anteversion.

Eine frühere Studie machte vergleichbare Beobachtungen [328]. So konnten Paratte et al. bei der ultraschallbasierten APP-Akquisition einen mittleren Rotationsfehler von $2,8^\circ$ (SD $\pm 0,2^\circ$) und einen mittleren Versionsfehler von $6,2^\circ$ (SD $\pm 4,1^\circ$) zeigen [328]. Der maximale Fehler in der vorliegenden Arbeit 2.4 war jedoch jeweils geringer als der mittlere Fehler, welcher in der Studie von [328] beobachtet wurde. Einschränkend muss erwähnt werden, dass die Navigationssysteme unterschiedliche Arten von Ultraschall anwendeten. So verwendeten Paratte et al. ein 2,5D-Ultraschallsystem im A-Modus [328]; in der vorliegenden Arbeit 2.4 wurde ein 2D-Ultraschallsystem im B-Modus verwendet. Deswegen ist ein Vergleich der Ergebnisse nur bedingt möglich. Dennoch könnten die besseren Ergebnisse in unserer Studie ein Indiz dafür sein, dass die semiautomatische 3D-Rekonstruktion einer hohen Anzahl von eingelesenen Bildern der knöchernen Referenzpunkte eine weniger genaue und robuste Methode ist als die manuelle Identifikation eines einzigen B-Modus-Ultraschallbilds wie in der vorliegenden Arbeit 2.4. Anscheinend minimiert das visuelle Echtzeit-Feedback über den Navigationsbildschirm die resultierenden Fehler. Abschließend sollte jedoch erwähnt werden, dass ein Vorteil einer Technik nur durch den direkten Vergleich dieser beiden Systeme in einer zukünftigen Studie untermauert werden kann.

Ein zweiter Aspekt der Arbeit von Paratte et al. [328] war der Vergleich der ultraschallbasierten mit der bildfreien Landmarkenakquisition in dem Ex-vivo-Experiment. Im Gegensatz dazu wurden bei der Verwendung einer bildfreien Landmarkenakquisition Versionsfehler von $16,2^\circ$ (Spannbreite $15,4^\circ$ bis $17,0^\circ$) und ein Rotationsfehler von $2,0^\circ$ (Spannbreite $1,5^\circ$ bis $2,4^\circ$) beobachtet [328]. Dabei wurden diese Ergebnisse beim Abtasten der APP ohne sterile Abdeckung berechnet. Durch das Verdecken der APP durch sterile Abdecktücher wie bei einer realen Operation wurde sogar ein mittlerer Fehler von $19,3^\circ$ (Spannbreite $18,4^\circ$ bis $21,2^\circ$) für die Version und $3,8^\circ$ (Spannbreite $3,4^\circ$ bis $4,2^\circ$) für die Rotation beobachtet [328].

Die Akquisition eines optimalen Ultraschallbilds ist abhängig vom jeweiligen Anwender des Navigationssystems. Der Prozess der APP-Registrierung bei der Verwendung eines 2D-B-Mode beinhaltet zwei Schritte. Der erste besteht im Erkennen der Landmarken und der Fixierung des Bildes auf dem Bildschirm. Der zweite Schritt ist das Markieren des Referenzpunktes auf dem Schirm durch den Pointer. Dabei ist es denkbar, dass Fehler durch die vom Benutzer definierte Position und Orientierung der Ultraschallsonde auftreten, welche die Darstellung der ossären Landmarke bestimmt und durch die Qualität des Ultraschallbildes beeinflusst wird. Zum anderen kann eine weitere Fehlerquelle durch die Identifikation der Referenzpunkte auf dem Ultraschallbild durch den Bediener selbst entstehen. Daher wurde in der vorliegenden Arbeit 2.4 der wichtige

Aspekt, ob ein Fehler durch einen Mangel an Erfahrung bei der Erfassung der Referenzpunkte auftreten kann, ebenfalls untersucht. Neben zwei erfahrenen Chirurgen wurden drei Untersucher, die bisher keine klinischen Erfahrungen mit dem Einsatz eines Ultraschall-Navigationssystems hatten, gebeten, die APP-Referenzpunkte zu erfassen. Dabei wurde zwischen den zwei erfahrenen und den drei unerfahrenen Untersuchern kein klinisch relevanter Fehler nachgewiesen. Der maximale resultierende Inklinationsfehler betrug $2,7^\circ$ und der größte Anteversionsfehler $4,9^\circ$. Die Wiederholung der APP-Akquisitionen zeigte eine hohe intra- und interindividuelle Reproduzierbarkeit mittels „Interklassen-Korrelationskoeffizient“ über 0,9. Diese Untersuchungen der vorliegenden Studie zeigen, dass die Verwendung eines ultraschallbasierten Navigationssystems die Nachteile der Freihand- und der bildfreien Navigation zumindest in einem Kadavermodell kompensieren kann.

Paratte und Argerson [325] berichteten über eine geringe Korrelation der intraoperativ vom Navigationssystem angezeigten und postoperativ im CT gemessenen Pfannenposition bei der Verwendung eines bildfreien Navigationssystems für Patienten mit einem BMI $>27 \text{ kg/m}^2$. Kontrovers dazu wurde in der vorliegenden Studie ein signifikant größerer, aber klinisch nicht relevanter Inklinations- und Anteversionsfehler beim Kadaver mit dem geringeren BMI beobachtet. Dies könnte ein Hinweis dafür sein, dass eine zu geringe Weichteildicke über den APP-Landmarken die APP-Akquisition erschwert.

So konnte die Arbeit 2.4 zeigen, dass die ultraschallbasierte Navigation eine genaue und reproduzierbare Methode für die Erfassung der anatomischen APP-Landmarken ist. Des Weiteren führen ein erhöhter BMI und eine geringe Erfahrung des Untersuchers nicht zu einer signifikanten Erhöhung des Fehlers bei der ultraschallbasierten APP-Akquisition.

Im Gegensatz dazu wurde bei der Landmarkenakquisition mittels eines bildfreien Navigationssystems ein mittlerer Versionsfehler der APP von 19° beobachtet, was zu einer klinisch relevanten Reduzierung der Anteversion führt [328, 377]. Eine reduzierte Pfannenanteversion reduziert die impingementfreie Beweglichkeit, was zu impingementbedingten Komplikationen und einer Luxation der Hüft-TEP führen kann. In einer früheren Studie [328] konnte der theoretische Vorteil der ultraschallbasierten Navigation gegenüber der bildfreien Navigation in vitro gezeigt werden. Deswegen wurde in der Arbeit 2.5 untersucht, ob die höhere Genauigkeit mittels der ultraschallbasierten Navigation im Vergleich zur bildfreien Navigation bezüglich der postoperativen Pfannenposition in einer prospektiv randomisierten Studie nachzuweisen ist.

So konnten in der vorliegenden Arbeit 2.5 ein signifikant geringerer Anteversionsfehler und eine signifikante Reduktion der Ausreißer in der ultraschallbasierten im Vergleich zu der bildfreien Navigationsgruppe beobachtet werden. Während in der ultraschallbasierten Gruppe 2,5 % Ausreißer beobachtet wurden, konnten in der bildfreien Navigationsgruppe 30 % nachgewiesen werden.

Die Ergebnisse der Arbeit 2.5 bestätigen den theoretischen Vorteil, der in der Arbeit 2.4 beobachtet wurde. Die geringen APP-Akquisitionsfehler bei der Verwendung einer ultraschallbasierten Navigation bedingen auch in vivo geringe Fehler in der postoperativen Pfannenposition. Auch die Beobachtungen von Parratte et al. [328] bezüglich der bildfreien Navigation wurden in der vorliegenden Studie bestätigt. So zeigten Parratte und Argenson bei der Verwendung eines bildfreien Navigationssystems 20 % Ausreißer [325]. Im Gegensatz zu unseren und den Beobachtungen von Parratte und Argenson [325] konnten Kalteis et al. [326] mit 7 % eine wesentlich geringere Anzahl an Ausreißern zeigen. Überraschend ist diese hohe Prävalenz der Pfannenfehlpositionen, wenn man die Ergebnisse eines Validierungsexperimentes betrachtet. So wurde für ein bildfreies Navigationssystem eine mittlere Präzision von 1° für die Inklination und $1,3^\circ$ für die Anteversion nachgewiesen [302]. In dieser Studie wurden die Landmarken ex vivo ohne den fehlerinduzierenden Weichteilmantel abgelesen, was die hohe Genauigkeit erklärt. Spencer et al. beobachteten in einem Kadavermodell eine große intra- und interindividuelle Variation sowie signifikante Fehler während der APP-Landmarkenakquisition mittels eines bildfreien Navigationssystems [378]. Parratte et al. [328] konnten dann in einem ähnlichen Modell beobachten, dass das bildfreie Navigationssystem von der Dicke des Gewebes über den knöchernen APP-Landmarken beeinflusst wird. So zeigten Richold und Rittmeister [379] mithilfe einer Ultraschalluntersuchung eine im Vergleich zu der Spina iliaca anterior superior dreimal dickere Fettschicht über der Symphyse. Im Gegensatz zur Spina iliaca anterior superior ist das Fett über der Symphyse nicht verschieblich, sondern kann nur durch den stumpfen Registrierungspointer unter Kompression gebracht werden. Ein direktes Ablesen der knöchernen Landmarke über der Symphyse ist theoretisch nur bei extrem schlanken Patienten möglich. Ein nahezu korrektes Ablesen der beiden Spinae iliacae anteriores superiores und der resultierende Fehler bei der Registrierung der Symphyse bedingt eine Referenzebene, die nicht der knöchernen APP entspricht. Die resultierende Ebene wurde von Parratte et al. auch als „cutaneous Lewinnek plane“ bezeichnet [328].

Durch diesen Registrierungsfehler entstehen die signifikanten Versionsfehler in der oben diskutierten Studie [328]. Wolf et al. entwickelten ein mathematisches Modell, welches die entstehenden Fehler in der Anteversion und Inklination durch Registrierungsfehler der APP berechnen kann [377]. So kann aus einem totalen Fehler der APP-Registrierung von nur 4 mm ein Fehler von 7° in der Anteversion und 2° in der Inklination resultieren [377].

Diese Beobachtungen bestätigen die Ergebnisse unserer Studie. Durch das exakte Registrieren der knöchernen APP mittels des ultraschallbasierten Navigationssystems und der abweichenden „cutaneous Lewinnek plane“ durch das oberflächenbasierte Navigationssystem sind der signifikante Unterschied in der Anteversion und der Ausreißer bezüglich der „Lewinnek safe zone“ [298] zu erklären.

Darüber hinaus wurde bei der Verwendung eines oberflächenbasierten Navigationssystems ein signifikant größerer mittlerer Anteversionsfehler von $8,7^\circ$ (SD $\pm 3,0^\circ$), verglichen mit $1,2^\circ$ (SD $\pm 1,7^\circ$) in der ultraschallbasierten Gruppe, ermittelt. Dabei bestätigen auch diese Ergebnisse die Beobachtungen in früheren Studien [325, 380, 381]. So beobachteten Hohmann et al. 2011 eine schlechte Korrelation zwischen intraoperativ vom Navigationssystem angezeigter und postoperativ im CT berechneter Anteversion [381]. In deren Kohorte wurde bei 20 % ein Anteversionsfehler über 10° beobachtet. Im Gegensatz zu diesen Berichten beobachteten Ryan et al. und Dorr et al. geringere Fehler bei der Verwendung eines bildfreien Navigationssystem [308, 382]. Es muss jedoch einschränkend erwähnt werden, dass Dorr et al. die Symphyse direkt über einen kleinen Hautschnitt und durch das darüber liegende Gewebe palpieren, was mit einer höheren Invasivität assoziiert ist [308]. Ein weiterer Grund für die höhere Genauigkeit in früheren Studien können die Unterschiede in der chirurgischen Technik, die Verwendung von verschiedenen Navigationssystemen und eines anderen Verfahrens der CT-Auswertung sein [308, 382]. Des Weiteren wurde in der vorliegenden Arbeit 2.4 der Einfluss des BMI auf den resultierenden Anteversions- und Inklinationsfehler in beiden Navigationssystemen geprüft.

Während eine Assoziation zwischen dem BMI und dem Inklinationsfehler bei der Anwendung eines bildfreien Navigationssystems statistisch nicht nachgewiesen werden konnte, wurde in der Arbeit 2.5 eine positive Korrelation zwischen dem BMI und dem Anteversionsfehler beobachtet. Dabei zeigte sich, dass aus einem steigenden BMI ein größerer Anteversionsfehler resultierte. In der ultraschallbasierten Gruppe gab es keine Korrelation zwischen dem BMI und dem Anteversions-/Inklinationsfehler. Unsere Ergebnisse bestätigen dabei die Beobachtungen von Parratte und Argenson [325], die ebenfalls einen steigenden Fehler zwischen intraoperativ angezeigter und postoperativ gemessener Pfannenposition bei zunehmendem BMI zeigten. Eine andere Studie konnte diese Beziehung nicht nachweisen. So beobachteten Ryan et al. [382] bei der Verwendung eines bildfreien Navigationssystems keine signifikante Korrelation zwischen dem BMI und der Anteversion. Eine mögliche Erklärung für diese unterschiedlichen Erkenntnisse ist, dass die Patienten in der Studie von Ryan et al. durchschnittlich einen wesentlich geringeren BMI (26 kg/m^2) hatten als in unserer Studie ($28,8 \text{ kg/m}^2$) [382].

In den Arbeiten 2.4 und 2.5 konnte gezeigt werden, dass die ultraschallbasierte Navigation eine deutliche Verbesserung der APP-Akquisition ermöglicht und in einer signifikanten Reduktion der Pfannenfehlpositionen außerhalb der Zielzone nach Lewinnek [298] resultiert.

Lewinnek et al. [298] beschrieben eine „Zielzone“ mit einer Inklination von $40^\circ \pm 10^\circ$ und einer Anteversion von $15^\circ \pm 10^\circ$. In ihrer Studie konnte gezeigt werden, dass die Luxationsrate bei den azetabulären Komponenten innerhalb dieser Zone reduziert wurde [298]. Dabei wird angenommen, dass die femorale Hüft-TEP-Komponente mit einer Antetorsion von 15° implantiert werden sollte. Viele Studien konnten jedoch belegen, dass es in Abhängigkeit vom Schaftdesign und der Anatomie des Femurs zu einer hohen Variabilität der postoperativen Schaftantetorsion kommt. So wurde von einer Spannbreite von 30° Retrotorsion bis 45° Antetorsion berichtet [383, 384]. Auch Sendtner et al. [385] beobachteten in einer konsekutiven Patientenkohorte nur 5 von 60 Schäfte innerhalb der von Tönnis und Heinicke [41] als normal beschriebenen Antetorsion von 10° bis 15° . Daher wird von den Autoren eine Schaftimplantation mit einer darauffolgenden Pfannenimplantation empfohlen. Um der hohen Variabilität der Schaftantetorsion und der Variabilität der Beckenkipfung Rechnung zu tragen, wurde das Konzept der kombinierten Antetorsion entwickelt. Das Konzept der kombinierten Anteversion ist eine Methode, die in allen Körperpositionen eine Stabilität im endoprothetisch versorgten Hüftgelenk ermöglicht [367]. Damit ist eine impingementfreie ROM bei verschiedenen Alltagaktivitäten und Körperhaltungen möglich, z. B. von der Rückenlage zum Sitzen. So konnte eine Finite-Elemente-Studie zeigen, dass eine kombinierte Anteversion von $37,3^\circ$ eine impingementfreie Bewegung ermöglicht [246], und mathematische Modelle bestätigten diesen Zielwert [367]. Klinische Studien konnten dabei eine impingementfreie Zone von 25° bis 35° für Männer und von bis zu 45° für Frauen belegen [386]. Dorr et al. erweiterten die obere Grenze, da aufgrund der klinischen Erfahrungen anteriore Luxationen erst bei 50° beobachtet wurden [306]. Um diese Zielzone reproduzierbar erreichen zu können, ist neben einer präzisen Rotationbestimmung des Schaftes eine darauf abgestimmte Pfannenanteversion erforderlich. Da es auch bei der Freihandtechnik zu einem großen Fehler zwischen der intraoperativ angenommenen und postoperativ im CT gemessenen Schaftantetorsion kommt [307], könnte die Verwendung der Navigation zu einer höheren Genauigkeit führen.

Deswegen sollte in der Arbeit 2.6 untersucht werden, ob mittels der ultraschallbasierten Navigation die Schaftimplantation mit einer Genauigkeit von unter 5° möglich ist. So konnte ein resultierender mittlerer Antetorsionsfehler von $-1,5^\circ$ (SD $\pm 3,4^\circ$) bei der ultraschallbasierten Navigation beobachtet werden. Dabei sind unsere Ergebnisse vergleichbar mit den Ergebnissen von Dorr et al. [306], die eine bildfreie Schaftnavigation anwendeten und für diese eine mittlere Präzision von $4,8^\circ$ beobachten konnten. Diese Beobachtungen sind von besonderer Bedeutung, da Dorr et al. [307] in einer vorherigen Studie eine große Spannbreite der Schaftantetorsion von $-8,6^\circ$ bis $27,1^\circ$ bei der Freihandimplantation des Schaftes beobachteten. In einer Folgestudie wurde über die

gleiche Spannbreite bei der Verwendung einer navigationsassistierten Schaftimplantation berichtet [306]. Diese Studien deuten darauf hin, dass die Schaftantetorsion nicht signifikant durch die Navigation beeinflusst werden kann, sondern diese vielmehr als Methode zu nutzen ist, mit der es dem Chirurgen möglich wird, die tatsächliche Position anzuzeigen. So kann nach der Schaftimplantation die Pfannenanteversion der Schaftantetorsion angepasst werden, um den Zielbereich der kombinierten Anteversion zu erreichen.

Die zweite Fragestellung, die in der Studie 2.6 geprüft werden sollte, ist, ob eine Implantation der Hüft-TEP mit einem kombinierten Fehler von unter $\pm 12,5^\circ$ entsprechend dem Konzept der kombinierten Anteversion möglich ist. So konnte in der vorliegenden Studie gezeigt werden, dass der resultierende Fehler in jedem Fall innerhalb der Spannbreite von $\pm 12,5^\circ$ entsprechend dem Konzept der kombinierten Antetorsion lag. Auch Dorr et al. [306] beobachteten mithilfe eines oberflächenbasierten Navigationssystems, dass 96 % der Hüft-TEP im postoperativen CT innerhalb dieser Zielzone lagen.

Theoretisch kann eine Abweichung des Ultraschallbildes von der koronaren Ebene relativ zur mechanischen Achse des femoralen Schaftes zu signifikanten Fehlern im postoperativen torsionalen Schaft-Alignment führen. Deswegen wurde in dieser Studie zusätzlich eine navigationsgestützte Führung des Ultraschallsensors geprüft; jedoch konnte sich keine signifikante Überlegenheit der geführten Ultraschallschaftnavigation zeigen. Auch die Erfahrung des Operateurs zeigte wie in der Arbeit 2.4 keinen signifikanten Einfluss auf den resultierenden Fehler.

3.4 Limitationen

Neben den Erkenntnissen aus den Arbeiten 2.1 bis 2.6 sollten ebenso die Schwächen und Limitationen diskutiert werden. In der Arbeit 2.1 wurde eine Analysesoftware entwickelt, die eine objektive Erhebung der azetabulären Morphologie auf der Grundlage von statischen Bilddaten erlaubt. Die Arbeit 2.1 konnte darüber hinaus zeigen, dass die Beckenkipfung die Orientierung des Azetabulums signifikant beeinflusst. Da das FAI eine Erkrankung ist, die nur bei endgradigen Bewegungen zu einer Schädigung des Gelenks führt, ist diese Methode auf die Vorhersage eines resultierenden Impingements bei verschiedenen Alltagsbewegungen begrenzt [387]. Im Gegensatz dazu visualisiert die in der Arbeit 2.2 beschriebene 4D-CT-Methode das resultierende FAI. Mit den gewonnenen CT-Datensätzen des Beckens ist ebenfalls eine morphologische Analyse des Hüftgelenks möglich. Hier ist nun kritisch zu erwähnen, dass die Datenakquisition aller Originalarbeiten in dieser Habilitationsschrift auf CT-Datensätzen basiert. Nachteilig bei der Verwendung von CT-Aufnahmen sind die höhere Strahlendosis und die Kosten im Vergleich zu Röntgenaufnahmen [388]. Außerdem ist zu beachten, dass sich die dynamischen CT-Untersuchungen der Arbeit 2.2 neben einer hohen diagnostischen Genauigkeit auch durch eine erhöhte Strahlenexposition im Vergleich zu einem konventionellen Becken-CT auszeichnen. Deswegen wird die

Indikation für die zuletzt genannte Untersuchung sehr sorgfältig gestellt. Bei speziellen Fragestellungen wie Grenzindikation oder unklaren Pathologien sollten dynamische CT-Untersuchungen zum Nachweis oder zum Ausschluss durchgeführt werden. Für die dynamischen CT-Untersuchungen in der Arbeit 2.2 ergab sich nach unserem Protokoll eine mittlere Strahlenexposition von 9,8 Millisievert (mSv) gegenüber im Mittel 4 mSv bei einem konventionellen Becken-CT [388]. Ob diese erhöhte Strahlenexposition mit einem erhöhten Patientenrisiko assoziiert ist, kann anhand der gegenwärtigen Datenlage nicht eindeutig beantwortet werden. So kann anhand der heutigen Erkenntnisse keine klare Grenze für die Strahlenexposition, die das individuelle Krebsentstehungsrisiko erhöht, angegeben werden. Hierbei werden Werte von 10 mSv bis 100 mSv diskutiert [389, 390]. Aufgrund der Wertigkeit der funktionellen Bildgebung und des Nutzens dieser Technik für den Patienten sollte weiterhin an Niedrigstrahlen („Low-dose“)-Protokollen gearbeitet werden, um potenzielle Risiken für den Patienten zu reduzieren und diese Technik als Standarddiagnostik zu etablieren.

Die Navigation zur Implantation einer Hüft-TEP weist ebenfalls einige Limitationen auf. Die Verwendung verschiedener Referenzsysteme wie die Zielzone nach Lewinnek oder die kombinierte Anteversion haben klinisch zum gegenwärtigen Zeitpunkt keinen Vorteil erbracht. In Metaanalysen konnte gegenwärtig lediglich nachgewiesen werden, dass die Verwendung eines Navigationssystems die Genauigkeit der Positionierung der Komponenten steigert und die Anzahl der Ausreißer innerhalb der vermuteten „sicheren Zielzonen“ gegenüber der Freihandtechnik reduziert [391, 392]. Nur sehr wenige Studien konnten geringere Revisions- und Luxationsraten für die Navigation in einem kleinen Patientenkollektiv beobachten [320]. Aktuell existieren keine Langzeitergebnisse oder großen Patientenkohorten, die eine reduzierte Luxations- und Abriebsrate sowie ein verbessertes Outcome durch die Navigation belegen. Ökonomische Studien konnten zeigen, dass Technologien mit hohen Anschaffungskosten wie die Navigationssysteme nur dann kosteneffektiv sind, wenn sie in Kliniken mit einem hohen Eingriffsvolumen angewendet werden [393]. Daher ist die breite Anwendung dieser traditionellen Navigationssysteme ohne bislang erwiesenen Vorteil wirtschaftlich schwierig umzusetzen. Eine andere Studie konnte zeigen, dass die Navigation die Implantationsgenauigkeit von Operateuren mit einer geringen jährlichen Implantationszahl deutlich verbessert. Das spricht wiederum für die breite Anwendung [393].

Ein weiterer kritischer Punkt neben den hohen Anschaffungskosten des Systems ist der erhöhte Zeitaufwand durch den Navigationsalgorithmus. So berichteten Kalteis et al. [326] bei der Verwendung eines bildfreien Navigationssystems im Vergleich zur Freihandtechnik über eine Verlängerung der Operationszeit von im Mittel 8 Minuten. Bei der CT-basierten Navigation wurde aufgrund des aufwendigen Registrierungsprozesses eine mittlere Verlängerung der Operationszeit von 12 Minuten angegeben. In der Arbeit 2.5 ergab sich bei der bildbasierten Ultraschall-Navigation im Vergleich zur bildfreien Navigation ebenfalls eine Verlängerung der Operationszeit

von 5 Minuten. Aktuell existieren keine Daten, welche die Operationszeitverlängerung bei der Navigation der Pfanne und des Schaftes quantifizieren. Sicherlich bieten diese Limitationen weiterhin Raum für zukünftige Studien, um diese offenen Fragen zu beantworten.

4 Zusammenfassung und Ausblick

Die vorliegende Habilitationsschrift ist eine systematische Zusammenfassung meiner wissenschaftlichen Arbeiten zum Thema Impingement des nativen und endoprothetisch ersetzten Hüftgelenks. Im Vordergrund der Forschungsprojekte standen dabei die Verbesserung der Diagnostik des FAI und die Vermeidung einer Komponentenfehlpotion nach Hüft-TEP durch Verwendung eines Navigationssystems.

Die erste Forschungsarbeit konzentrierte sich dabei auf die Entwicklung einer 3D-CT-Analysesoftware zur Diagnostik der azetabulären Retroversion. Es konnte nachgewiesen werden, dass die Diagnostik der azetabuläre Retroversion mittels standardisierter Beckenübersichtsaufnahmen signifikant durch die Beckenkipfung beeinflusst wird und dadurch häufig zu einer Fehldiagnose führt. Außerdem wurde beobachtet, dass nur durch eine 3D-CT-Methode eine reproduzierbare Diagnose der azetabulären Retroversion gewährleistet ist (Originalarbeit 2.1).

Mit der Integration der dynamischen 4D-CT-Aufnahmen war es erstmals möglich, präoperativ das FAI in typischen Bewegungen darzustellen. Außerdem gelang es erstmalig, die bisher postulierten Subluxationen darzustellen, welche nicht nur, wie bisher angenommen, beim anterioren, sondern auch beim posterioren Impingement und bei allen FAI-Subtypen nachzuweisen waren (Originalarbeit 2.2).

Die Entwicklung einer Analysesoftware, die auf 3D-CT-Rekonstruktionen basierte, machte es möglich, die postoperative Pfannenposition exakt und reproduzierbar zu erheben (Originalarbeit 2.3).

In einem Kadavermodell konnte eine sehr hohe Präzision der APP-Landmarkenakquisition des ultraschallbasierten Navigationssystems gezeigt werden. Durch die genaue Registrierung der Landmarken konnten signifikante Vorteile bei hohem BMI und geringer Erfahrung des Anwenders beobachtet werden, da diese hierbei zu keiner Verschlechterung der Präzision führten (Originalarbeit 2.4).

Die im Kadavermodell beobachteten Vorteile konnten dann in einer prospektiv randomisierten Studie, die ein bildfreies und ein ultraschallbasiertes Navigationssystem verglich, nachgewiesen werden. So konnte eine deutliche Reduktion der Ausreißer bei der Verwendung des ultraschallbasierten Navigationssystems beobachtet werden. Auch in der klinischen Studie wurde die Präzision des ultraschallbasierten Navigationssystems nicht durch den BMI des Patienten beeinflusst (Originalarbeit 2.5).

Schließlich wurde geprüft, wie präzise die Schaftnavigation bei der Verwendung eines ultraschallbasierten Navigationssystems ist, um das Konzept der kombinierten Anteversion zu erreichen. Die Ergebnisse belegten die Effektivität der ultraschallbasierten Navigation bei der femoralen und azetabulären Landmarkenakquisition. So ist es theoretisch möglich, das Konzept der kombinierten Anteversion sicher mit dieser Methode umzusetzen (Originalarbeit 2.6).

Zukünftige Studien sollten in der Diagnostik bezüglich des FAI des nativen Hüftgelenks die 3D-Analysesoftware integrieren. Dabei muss neben der Darstellung der azetabulären Retroversion auch die Morphologie der femoralen Überdachung und der femoralen Sphärizität untersucht werden. Mit dieser Methode sollten ggf. die Normwerte neu definiert werden, um präarthrotische Deformitäten (Dysplasie und FAI) besser von einer normalen Anatomie abgrenzen zu können. Des Weiteren sollte mit dieser Analyseverfahren die noch unbekannte Prävalenz der FAI-Pathologien in einer asymptomatischen Population erhoben werden. Dazu kann die Auswertung und klinische Untersuchung von Patienten, bei denen ein CT aufgrund hüftunspezifischer Gründe durchgeführt wurde, dienen. Studien werden zukünftig die pathologische Relevanz heutiger ossärer präarthrotischer Deformitäten klarer differenzieren können. Mit zunehmendem Verständnis der Grenzen der normalen Hüftanatomie werden die FAI-Eingriffszahlen deutlich abnehmen. Bei selektiverer Indikation und der weiteren Evolution der Techniken sowie Reduktion der Invasivität werden die sekundären Osteoarthrosen deutlich rückläufig sein.

Die Komponentenfehlposition und die damit veränderten biomechanischen Bedingungen nach Hüft-TEP-Implantation beeinflussen die Tribologie der Gleitpaarungen maßgeblich. Somit haben die Komponentenposition, das Erreichen einer optimalen Beweglichkeit und die Vermeidung eines Impingements der Komponenten Einfluss auf das kurz- und langfristige Outcome nach Hüft-TEP. Die gegenwärtig sicherste Gleitpaarung sind der Keramikkopf und das PE-Inlay. Jedoch liegen die tribologischen Vorteile der Ke-Ke-Gleitpaarungen klar auf der Hand. Bedenken in Bezug auf Keramikbrüche und Geräuschphänomene sind jedoch auch in der mittlerweile vierten Generation gegenwärtig. Zukünftig wird eine weitere Verbesserung der Implantationsmethoden und der Insertion der Keramikkomponenten auf den Schaft und die Pfanne zu einer weiteren Reduzierung dieser Komplikationen führen. Mit der Navigation ist es nunmehr möglich, alle impingementrelevante Faktoren wie das Komponentenalignment, das Offset und die Beinlänge mit einem klinisch nicht relevanten Fehler intraoperativ zu bestimmen. Andere Faktoren wie eine Hyperflexibilität der Hüfte oder ein Mangel an knöcherner Überdachung der Pfanne, wie für die Dysplasie typisch, können vom Operateur ebenfalls intraoperativ bestimmt werden. So kann intraoperativ entweder für die Verwendung einer PE-Ke- oder einer Ke-Ke-Gleitpaarung entschieden werden. Prospektiv randomisierte Studien sollten unter Beachtung dieser Parameter Ke-Ke und HXLPE-Ke prüfen.

Die Verwendung eines Navigationssystems muss zeigen, ob daraus neben der theoretischen Vorteile einer genaueren Komponentenpositionierung auch ein klinischer Vorteil resultiert. Dabei wäre wie in der Originalarbeit 2.4 eine prospektiv randomisierte Studie mit drei Gruppen (Frei-handimplantation, bildfreie und ultraschallbasierte Navigation) sinnvoll.

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Dr. h.c. Norbert P. Haas, Direktor des Centrums für Muskuloskeletale Chirurgie der Charité, Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, der mir die Arbeit ermöglicht hat. Ich danke ihm für das in mich gesetzte Vertrauen und die Geduld sowie seine Unterstützung in der Umsetzung der wissenschaftlichen Arbeit. Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Carsten Perka, Direktor des Centrums für Muskuloskeletale Chirurgie, Klinik für Orthopädie, danke ich besonders für die wissenschaftliche Begleitung bei der Durchführung und Analyse der durchgeführten Studien sowie für seine konstruktiven Anregungen. Unter seiner Ägide und Mitverantwortung war es möglich, diese Arbeiten zu organisieren und in die Arbeitsabläufe zu integrieren.

Bedanken möchte ich mich auch sehr herzlich bei Herrn Dr. med. Olaf Hasart, ehemals Oberarzt im Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie der Charité, der viele meiner Studien begleitet und unterstützt hat.

Weiterhin gilt mein Dank Herrn Univ.-Prof. Dr. G.N. Duda, Leiter des Julius Wolff Instituts der Charité, für die Bereitstellung der wissenschaftlichen Ressourcen und den stets kritischen und fruchtbaren Diskussionen.

Außerdem gilt Herrn Dr. med. Viktor Janz und Herrn Prof. Dr. Ing. Markus Heller mein Dank für die akribische Arbeit und Unterstützung an vielen gemeinsamen Projekten, welche diese Arbeit möglich gemacht haben.

Allen anderen Mitarbeitern und Kollegen der Klinik, die mich mit ihrer Diskussionsbereitschaft oder klinischen Tätigkeit bei der Verwirklichung dieser Arbeit begleitet haben, möchte ich ebenfalls aufrichtig danken.

Literaturverzeichnis

1. Breivik, H., et al., *Survey of chronic pain in Europe: prevalence, impact on daily life, and treatment*. Eur J Pain, 2006. **10**(4): p. 287-333.
2. Böhn, K., *Gesundheitszustand der Bevölkerung und Ressourcen der Gesundheitsversorgung/Datenreport 2013*. Statistisches Bundesamt, 2013.
3. Kurtz, S., et al., *Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030*. J Bone Joint Surg Am, 2007. **89**(4): p. 780-5.
4. Kurtz, S.M., et al., *Future young patient demand for primary and revision joint replacement: national projections from 2010 to 2030*. Clin Orthop Relat Res, 2009. **467**(10): p. 2606-12.
5. Gonzalez, A., *Osteoarthritis year 2013 in review: genetics and genomics*. Osteoarthritis Cartilage, 2013. **21**(10): p. 1443-51.
6. Leunig, M. and R. Ganz, *The evolution and concepts of joint-preserving surgery of the hip*. Bone Joint J, 2014. **96-B**(1): p. 5-18.
7. Haseeb, A. and T.M. Haqqi, *Immunopathogenesis of osteoarthritis*. Clin Immunol, 2013. **146**(3): p. 185-96.
8. Aigner, T., et al., *Aging theories of primary osteoarthritis: from epidemiology to molecular biology*. Rejuvenation Res, 2004. **7**(2): p. 134-45.
9. Huang, C.Y., et al., *Advanced glycation end products cause collagen II reduction by activating Janus kinase/signal transducer and activator of transcription 3 pathway in porcine chondrocytes*. Rheumatology (Oxford), 2011. **50**(8): p. 1379-89.
10. Blanco, F.J., I. Rego, and C. Ruiz-Romero, *The role of mitochondria in osteoarthritis*. Nat Rev Rheumatol, 2011. **7**(3): p. 161-9.
11. Martin, J.A. and J.A. Buckwalter, *The role of chondrocyte senescence in the pathogenesis of osteoarthritis and in limiting cartilage repair*. J Bone Joint Surg Am, 2003. **85-A Suppl 2**: p. 106-10.
12. Ganz, R., et al., *The etiology of osteoarthritis of the hip: an integrated mechanical concept*. Clin Orthop Relat Res, 2008. **466**(2): p. 264-72.
13. Leunig, M., P.E. Beaulé, and R. Ganz, *The concept of femoroacetabular impingement: current status and future perspectives*. Clin Orthop Relat Res, 2009. **467**(3): p. 616-22.
14. Allen, D., et al., *Prevalence of associated deformities and hip pain in patients with cam-type femoroacetabular impingement*. J Bone Joint Surg Br, 2009. **91**(5): p. 589-94.
15. Beck, M., et al., *Hip morphology influences the pattern of damage to the acetabular cartilage: femoroacetabular impingement as a cause of early osteoarthritis of the hip*. J Bone Joint Surg Br, 2005. **87**(7): p. 1012-8.
16. Gosvig, K.K., et al., *Prevalence of malformations of the hip joint and their relationship to sex, groin pain, and risk of osteoarthritis: a population-based survey*. J Bone Joint Surg Am, 2010. **92**(5): p. 1162-9.
17. Steppacher, S.D., et al., *Mean 20-year followup of Bernese periacetabular osteotomy*. Clin Orthop Relat Res, 2008. **466**(7): p. 1633-44.
18. Shorter, D., T. Hong, and D.A. Osborn, *Cochrane Review: Screening programmes for developmental dysplasia of the hip in newborn infants*. Evid Based Child Health, 2013. **8**(1): p. 11-54.
19. Mahan, S.T., J.N. Katz, and Y.J. Kim, *To screen or not to screen? A decision analysis of the utility of screening for developmental dysplasia of the hip*. J Bone Joint Surg Am, 2009. **91**(7): p. 1705-19.
20. Gupta, A.K., G.D. Abrams, and S.J. Nho, *What's New in Femoroacetabular Impingement Surgery: Will We Be Better in 2023?* Sports Health, 2014. **6**(2): p. 162-70.
21. Preiser, *Statische Gelenkerkrankungen*. Enke, Stuttgart, 1911.
22. Carlouz, H., J.G. Pous, and J.C. Rey, *[Upper femoral epiphysiolyis]*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 1968. **54**(5): p. 387-491.
23. Herndon, C.H., C.H. Heyman, and D.M. Bell, *Treatment of Slipped Capital Femoral Epiphysis by Epiphyseodesis and Osteoplasty of the Femoral Neck. A Report of Further Experiences*. J Bone Joint Surg Am, 1963. **45**: p. 999-1012.

24. Murray, R.O., *The aetiology of primary osteoarthritis of the hip*. Br J Radiol, 1965. **38**(455): p. 810-24.
25. Harris, W.H., *Etiology of osteoarthritis of the hip*. Clin Orthop Relat Res, 1986(213): p. 20-33.
26. Solomon, L. and C.M. Schnitzler, *Pathogenetic types of coxarthrosis and implications for treatment*. Arch Orthop Trauma Surg, 1983. **101**(4): p. 259-61.
27. Ganz, R., et al., [*Cervico-acetabular impingement after femoral neck fracture*]. Unfallchirurg, 1991. **94**(4): p. 172-5.
28. Sevitt, S. and R.G. Thompson, *The Distribution and Anastomoses of Arteries Supplying the Head and Neck of the Femur*. J Bone Joint Surg Br, 1965. **47**: p. 560-73.
29. Gautier, E., et al., *Anatomy of the medial femoral circumflex artery and its surgical implications*. J Bone Joint Surg Br, 2000. **82**(5): p. 679-83.
30. Notzli, H.P., et al., *Laser Doppler flowmetry for bone blood flow measurements: helium-neon laser light attenuation and depth of perfusion assessment*. J Orthop Res, 1989. **7**(3): p. 413-24.
31. Notzli, H.P., et al., *Perfusion of the femoral head during surgical dislocation of the hip. Monitoring by laser Doppler flowmetry*. J Bone Joint Surg Br, 2002. **84**(2): p. 300-4.
32. Ganz, R., et al., *Surgical dislocation of the adult hip a technique with full access to the femoral head and acetabulum without the risk of avascular necrosis*. J Bone Joint Surg Br, 2001. **83**(8): p. 1119-24.
33. Ganz, R., et al., *Femoroacetabular impingement: a cause for osteoarthritis of the hip*. Clin Orthop Relat Res, 2003(417): p. 112-20.
34. Reynolds, D., J. Lucas, and K. Klaue, *Retroversion of the acetabulum. A cause of hip pain*. J Bone Joint Surg Br, 1999. **81**(2): p. 281-8.
35. Leunig, M. and R. Ganz, [*Femoroacetabular impingement. A common cause of hip complaints leading to arthrosis*]. Unfallchirurg, 2005. **108**(1): p. 9-10, 12-7.
36. Doherty, M., et al., *Nonspherical femoral head shape (pistol grip deformity), neck shaft angle, and risk of hip osteoarthritis: a case-control study*. Arthritis Rheum, 2008. **58**(10): p. 3172-82.
37. Siebenrock, K.A., et al., *Abnormal extension of the femoral head epiphysis as a cause of cam impingement*. Clin Orthop Relat Res, 2004(418): p. 54-60.
38. Tannast, M., K.A. Siebenrock, and S.E. Anderson, *Femoroacetabular impingement: radiographic diagnosis--what the radiologist should know*. AJR Am J Roentgenol, 2007. **188**(6): p. 1540-52.
39. Eijer, H., S.R. Myers, and R. Ganz, *Anterior femoroacetabular impingement after femoral neck fractures*. J Orthop Trauma, 2001. **15**(7): p. 475-81.
40. Murphy, S.B., et al., *Femoral anteversion*. J Bone Joint Surg Am, 1987. **69**(8): p. 1169-76.
41. Tonnis, D. and A. Heinecke, *Acetabular and femoral anteversion: relationship with osteoarthritis of the hip*. J Bone Joint Surg Am, 1999. **81**(12): p. 1747-70.
42. Tschauner, C., et al., [*Rotational abnormalities of the hip joint*]. Radiologe, 2002. **42**(6): p. 457-66.
43. Goodman, D.A., et al., *Subclinical slipped capital femoral epiphysis. Relationship to osteoarthritis of the hip*. J Bone Joint Surg Am, 1997. **79**(10): p. 1489-97.
44. Snow, S.W., et al., *Anterior impingement of the femoral head: a late phenomenon of Legg-Calve-Perthes' disease*. J Pediatr Orthop, 1993. **13**(3): p. 286-9.
45. Clohisy, J.C., et al., *Clinical presentation of patients with symptomatic anterior hip impingement*. Clin Orthop Relat Res, 2009. **467**(3): p. 638-44.
46. Tijssen, M., et al., *Diagnostics of Femoroacetabular Impingement and Labral Pathology of the Hip: A Systematic Review of the Accuracy and Validity of Physical Tests*. Arthroscopy, 2012.
47. Lepage-Saucier, M., et al., *Femoroacetabular impingement: normal values of the quantitative morphometric parameters in asymptomatic hips*. Eur Radiol, 2014.
48. Tannast, M. and K.A. Siebenrock, *Conventional radiographs to assess femoroacetabular impingement*. Instr Course Lect, 2009. **58**: p. 203-12.
49. Meyer, D.C., et al., *Comparison of six radiographic projections to assess femoral head/neck asphericity*. Clin Orthop Relat Res, 2006. **445**: p. 181-5.

50. Siebenrock, K.A., D.F. Kalbermatten, and R. Ganz, *Effect of pelvic tilt on acetabular retroversion: a study of pelvis from cadavers*. Clin Orthop Relat Res, 2003(407): p. 241-8.
51. Tannast, M., et al., *Tilt and rotation correction of acetabular version on pelvic radiographs*. Clin Orthop Relat Res, 2005. **438**: p. 182-90.
52. Lequesne, M. and S. de, *[False profile of the pelvis. A new radiographic incidence for the study of the hip. Its use in dysplasias and different coxopathies]*. Rev Rhum Mal Osteoartic, 1961. **28**: p. 643-52.
53. Lequesne, M. and A. Djian, *[The false profile of the hip. Technic and value in coxopathy]*. J Radiol Electrol Med Nucl, 1968. **49**(10): p. 776-8.
54. Clohisy, J.C., et al., *Radiographic evaluation of the hip has limited reliability*. Clin Orthop Relat Res, 2009. **467**(3): p. 666-75.
55. Tannast, M., et al., *Estimation of pelvic tilt on anteroposterior X-rays--a comparison of six parameters*. Skeletal Radiol, 2006. **35**(3): p. 149-55.
56. Tannast, M., et al., *Noninvasive three-dimensional assessment of femoroacetabular impingement*. J Orthop Res, 2007. **25**(1): p. 122-31.
57. Anderson, S.E., et al., *Femoroacetabular impingement magnetic resonance imaging*. Top Magn Reson Imaging, 2009. **20**(3): p. 123-8.
58. Neumann, G., et al., *Prevalence of labral tears and cartilage loss in patients with mechanical symptoms of the hip: evaluation using MR arthrography*. Osteoarthritis Cartilage, 2007. **15**(8): p. 909-17.
59. Pfirrmann, C.W., et al., *Cam and pincer femoroacetabular impingement: characteristic MR arthrographic findings in 50 patients*. Radiology, 2006. **240**(3): p. 778-85.
60. Sahin, M., et al., *Evaluation of Labral Pathology and Hip Articular Cartilage in Patients with Femoroacetabular Impingement (FAI): Comparison of Multidetector CT Arthrography and MR Arthrography*. Pol J Radiol, 2014. **79**: p. 374-80.
61. Leunig, M., T.W. Huff, and R. Ganz, *Femoroacetabular impingement: treatment of the acetabular side*. Instr Course Lect, 2009. **58**: p. 223-9.
62. Ezoë, M., M. Naito, and T. Inoue, *The prevalence of acetabular retroversion among various disorders of the hip*. J Bone Joint Surg Am, 2006. **88**(2): p. 372-9.
63. Siebenrock, K.A., R. Schoeniger, and R. Ganz, *Anterior femoro-acetabular impingement due to acetabular retroversion. Treatment with periacetabular osteotomy*. J Bone Joint Surg Am, 2003. **85-A**(2): p. 278-86.
64. Werner, C.M., et al., *Correlation of the cross-over ratio of the cross-over sign on conventional pelvic radiographs with computed tomography retroversion measurements*. Skeletal Radiol, 2010. **39**(7): p. 655-60.
65. Dandachli, W., et al., *Three-dimensional CT analysis to determine acetabular retroversion and the implications for the management of femoro-acetabular impingement*. J Bone Joint Surg Br, 2009. **91**(8): p. 1031-6.
66. Henle, P., M. Tannast, and K.A. Siebenrock, *[Imaging in developmental dysplasia of the hip]*. Orthopade, 2008. **37**(6): p. 525-31.
67. Notzli, H.P., et al., *The contour of the femoral head-neck junction as a predictor for the risk of anterior impingement*. J Bone Joint Surg Br, 2002. **84**(4): p. 556-60.
68. Barton, C., et al., *Validity of the alpha angle measurement on plain radiographs in the evaluation of cam-type femoroacetabular impingement*. Clin Orthop Relat Res, 2011. **469**(2): p. 464-9.
69. Wendt, M.C., J.R. Cass, and R.R. Trousdale, *Incidence of radiographic cam-type impingement in young patients (<50) after femoral neck fracture treated with reduction and internal fixation*. HSS J, 2013. **9**(2): p. 113-7.
70. Matsuda, D.K., et al., *Comparative systematic review of the open dislocation, mini-open, and arthroscopic surgeries for femoroacetabular impingement*. Arthroscopy, 2011. **27**(2): p. 252-69.
71. Fayad, T.E., M.A. Khan, and F.S. Haddad, *Femoroacetabular impingement: an arthroscopic solution*. Bone Joint J, 2013. **95-B**(11 Suppl A): p. 26-30.

72. Hartmann, A. and K.P. Gunther, *Arthroscopically assisted anterior decompression for femoroacetabular impingement: technique and early clinical results*. Arch Orthop Trauma Surg, 2009. **129**(8): p. 1001-9.
73. Botser, I.B., et al., *Open surgical dislocation versus arthroscopy for femoroacetabular impingement: a comparison of clinical outcomes*. Arthroscopy, 2011. **27**(2): p. 270-8.
74. Clarke, M.T., A. Arora, and R.N. Villar, *Hip arthroscopy: complications in 1054 cases*. Clin Orthop Relat Res, 2003(406): p. 84-8.
75. Ilizaliturri, V.M., Jr., *Complications of arthroscopic femoroacetabular impingement treatment: a review*. Clin Orthop Relat Res, 2009. **467**(3): p. 760-8.
76. Tannast, M., K.A. Siebenrock, and S.E. Anderson, *[Femoroacetabular impingement: radiographic diagnosis--what the radiologist should know]*. Radiologia, 2008. **50**(4): p. 271-84.
77. Mast, N.H., et al., *Reliability and agreement of measures used in radiographic evaluation of the adult hip*. Clin Orthop Relat Res, 2011. **469**(1): p. 188-99.
78. Nouh, M.R., et al., *Femoroacetabular impingement: can the alpha angle be estimated?* AJR Am J Roentgenol, 2008. **190**(5): p. 1260-2.
79. Mei-Dan, O., M.O. McConkey, and M. Brick, *Catastrophic failure of hip arthroscopy due to iatrogenic instability: can partial division of the ligamentum teres and iliofemoral ligament cause subluxation?* Arthroscopy, 2012. **28**(3): p. 440-5.
80. Matsuda, D.K., *Acute iatrogenic dislocation following hip impingement arthroscopic surgery*. Arthroscopy, 2009. **25**(4): p. 400-4.
81. Heyworth, B.E., et al., *Radiologic and intraoperative findings in revision hip arthroscopy*. Arthroscopy, 2007. **23**(12): p. 1295-302.
82. May, O., W.Y. Matar, and P.E. Beaulé, *Treatment of failed arthroscopic acetabular labral debridement by femoral chondro-osteoplasty: a case series of five patients*. J Bone Joint Surg Br, 2007. **89**(5): p. 595-8.
83. Bogunovic, L., et al., *Why do hip arthroscopy procedures fail?* Clin Orthop Relat Res, 2013. **471**(8): p. 2523-9.
84. Clohisy, J.C., et al., *Persistent structural disease is the most common cause of repeat hip preservation surgery*. Clin Orthop Relat Res, 2013. **471**(12): p. 3788-94.
85. Philippon, M.J., et al., *Revision hip arthroscopy*. Am J Sports Med, 2007. **35**(11): p. 1918-21.
86. Martin, C.M., et al., *A three-dimensional measurement approach for the morphology of the femoral head*. J Anat, 2014.
87. Perreira, A.C., et al., *Multilevel measurement of acetabular version using 3-D CT-generated models: implications for hip preservation surgery*. Clin Orthop Relat Res, 2011. **469**(2): p. 552-61.
88. Merle, C., et al., *Comparison of native anatomy with recommended safe component orientation in total hip arthroplasty for primary osteoarthritis*. J Bone Joint Surg Am, 2013. **95**(22): p. e172.
89. Otton, J.M., et al., *Four-dimensional image processing of myocardial CT perfusion for improved image quality and noise reduction*. J Cardiovasc Comput Tomogr, 2013. **7**(2): p. 110-6.
90. Learmonth, I.D., C. Young, and C. Rorabeck, *The operation of the century: total hip replacement*. Lancet, 2007. **370**(9597): p. 1508-19.
91. Abe, H., et al., *Jogging after total hip arthroplasty*. Am J Sports Med, 2014. **42**(1): p. 131-7.
92. Bergmann, G., F. Graichen, and A. Rohlmann, *Hip joint loading during walking and running, measured in two patients*. J Biomech, 1993. **26**(8): p. 969-90.
93. Damm, P., et al., *Friction in total hip joint prosthesis measured in vivo during walking*. PLoS One, 2013. **8**(11): p. e78373.
94. Heller, M.O., et al., *Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing*. J Biomech, 2005. **38**(5): p. 1155-63.
95. Astrup, A., et al., *Obesity in Europe - does anybody care?* Expert Opin Pharmacother, 2013. **14**(8): p. 971-3.

96. Berghofer, A., et al., *Obesity prevalence from a European perspective: a systematic review*. BMC Public Health, 2008. **8**: p. 200.
97. Ollivier, M., et al., *Does impact sport activity influence total hip arthroplasty durability?* Clin Orthop Relat Res, 2012. **470**(11): p. 3060-6.
98. Melvin, J.S., et al., *Early failures in total hip arthroplasty - a changing paradigm*. J Arthroplasty, 2014. **29**(6): p. 1285-8.
99. Garellick, G., Rogmark, C., Kärrholm, J., Rolfson, U., *Swedish Hip Arthroplasty Register Annual Report 2012*. 2012.
100. Borroff, M., Green, M., Gregg, P., MacGregor, A., Porter, M., Tucker, K., Wishart, N., *National Joint Registry or England, Wales and Northern Ireland 2014*. 2014.
101. Graves, S., Davidson, D., de Steiger, R., Lewis, P., Stone, J., Tomkins, A., Vial, R., Miller, L., *ANNUAL REPORT 2014, Hip and Knee Arthroplasty, National Joint Replacement Registry*. 2014.
102. Charnley, J., *Total hip replacement by low-friction arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 1970. **72**: p. 7-21.
103. Charnley, J., *The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention*. J Bone Joint Surg Br, 1972. **54**(1): p. 61-76.
104. Joshi, R.P., et al., *Osteolysis after Charnley primary low-friction arthroplasty. A comparison of two matched paired groups*. J Bone Joint Surg Br, 1998. **80**(4): p. 585-90.
105. Wright, T.M., et al., *Analysis of surface damage in retrieved carbon fiber-reinforced and plain polyethylene tibial components from posterior stabilized total knee replacements*. J Bone Joint Surg Am, 1988. **70**(9): p. 1312-9.
106. Chmell, M.J., et al., *Early failure of Hylamer acetabular inserts due to eccentric wear*. J Arthroplasty, 1996. **11**(3): p. 351-3.
107. Oonishi, H., et al., *The optimum dose of gamma radiation-heavy doses to low wear polyethylene in total hip prostheses*. J Mater Sci Mater Med, 1997. **8**(1): p. 11-8.
108. Grobbelaar, C.J., T.A. du Plessis, and F. Marais, *The radiation improvement of polyethylene prostheses. A preliminary study*. J Bone Joint Surg Br, 1978. **60-B**(3): p. 370-4.
109. McKellop, H., et al., *Development of an extremely wear-resistant ultra high molecular weight polyethylene for total hip replacements*. J Orthop Res, 1999. **17**(2): p. 157-67.
110. Ries, M.D. and L. Pruitt, *Effect of cross-linking on the microstructure and mechanical properties of ultra-high molecular weight polyethylene*. Clin Orthop Relat Res, 2005. **440**: p. 149-56.
111. Lam, L., T. Drew, and P. Boscainos, *Effect of acetabular orientation on stress distribution of highly cross-linked polyethylene liners*. Orthopedics, 2013. **36**(11): p. e1346-52.
112. Ast, M.P., et al., *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, 2014. **29**(6): p. 1231-5.
113. Tower, S.S., et al., *Rim cracking of the cross-linked longevity polyethylene acetabular liner after total hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am, 2007. **89**(10): p. 2212-7.
114. Graves, S., et al., *Revision of Hip & Knee Arthroplasty Supplementary Report 2013*. National Joint Replacement Registry, Australian Orthopaedic Association, 2013.
115. Geerdink, C.H., et al., *Cross-linked compared with historical polyethylene in THA: an 8-year clinical study*. Clin Orthop Relat Res, 2009. **467**(4): p. 979-84.
116. Engh, C.A., Jr., et al., *A randomized prospective evaluation of outcomes after total hip arthroplasty using cross-linked marathon and non-cross-linked Enduron polyethylene liners*. J Arthroplasty, 2006. **21**(6 Suppl 2): p. 17-25.
117. Oral, E., S.L. Rowell, and O.K. Muratoglu, *The effect of alpha-tocopherol on the oxidation and free radical decay in irradiated UHMWPE*. Biomaterials, 2006. **27**(32): p. 5580-7.
118. Gallo, J., et al., *Particle disease: biologic mechanisms of periprosthetic osteolysis in total hip arthroplasty*. Innate Immun, 2013. **19**(2): p. 213-24.
119. Green, T.R., et al., *Polyethylene particles of a 'critical size' are necessary for the induction of cytokines by macrophages in vitro*. Biomaterials, 1998. **19**(24): p. 2297-302.
120. Santavirta, S., et al., *Aggressive granulomatous lesions in cementless total hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg Br, 1990. **72**(6): p. 980-4.

121. Santavirta, S., et al., *Aggressive granulomatous lesions associated with hip arthroplasty. Immunopathological studies.* J Bone Joint Surg Am, 1990. **72**(2): p. 252-8.
122. Purdue, P.E., et al., *The cellular and molecular biology of periprosthetic osteolysis.* Clin Orthop Relat Res, 2007. **454**: p. 251-61.
123. Knahr, F.i., *Tribology of Hip Protheses.* Tribology in Total Hip Arthroplasty, 2011: p. 3-9.
124. Matthews, J.B., et al., *Comparison of the response of primary human peripheral blood mononuclear phagocytes from different donors to challenge with model polyethylene particles of known size and dose.* Biomaterials, 2000. **21**(20): p. 2033-44.
125. Wilkinson, J.M., et al., *Polyethylene wear rate and osteolysis: critical threshold versus continuous dose-response relationship.* J Orthop Res, 2005. **23**(3): p. 520-5.
126. Kurtz, S.M., H.A. Gawel, and J.D. Patel, *History and systematic review of wear and osteolysis outcomes for first-generation highly crosslinked polyethylene.* Clin Orthop Relat Res, 2011. **469**(8): p. 2262-77.
127. D'Antonio, J.A., W.N. Capello, and M. Naughton, *Ceramic bearings for total hip arthroplasty have high survivorship at 10 years.* Clin Orthop Relat Res, 2012. **470**(2): p. 373-81.
128. Dumbleton, J.H., et al., *The basis for a second-generation highly cross-linked UHMWPE.* Clin Orthop Relat Res, 2006. **453**: p. 265-71.
129. Campbell, D.G., J.R. Field, and S.A. Callary, *Second-generation highly cross-linked X3 polyethylene wear: a preliminary radiostereometric analysis study.* Clin Orthop Relat Res, 2010. **468**(10): p. 2704-9.
130. Boutin, P., *[Total arthroplasty of the hip by fritted aluminum prosthesis. Experimental study and 1st clinical applications].* Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 1972. **58**(3): p. 229-46.
131. Mittelmeier, H. and J. Heisel, *Sixteen-years' experience with ceramic hip prostheses.* Clin Orthop Relat Res, 1992(282): p. 64-72.
132. Willmann, G., *Ceramic femoral head retrieval data.* Clin Orthop Relat Res, 2000(379): p. 22-8.
133. Knahr, K., et al., *Survival analysis of an uncemented ceramic acetabular component in total hip replacement.* Arch Orthop Trauma Surg, 1987. **106**(5): p. 297-300.
134. Capello, W.N., et al., *Alternative bearing surfaces: alumina ceramic bearings for total hip arthroplasty.* Instr Course Lect, 2005. **54**: p. 171-6.
135. Boutin, P., et al., *The use of dense alumina-alumina ceramic combination in total hip replacement.* J Biomed Mater Res, 1988. **22**(12): p. 1203-32.
136. Jeffers, J.R. and W.L. Walter, *Ceramic-on-ceramic bearings in hip arthroplasty: state of the art and the future.* J Bone Joint Surg Br, 2012. **94**(6): p. 735-45.
137. Miller, E.H., et al., *Self-bearing, uncemented, ceramic total hip replacement arthroplasty.* Instr Course Lect, 1986. **35**: p. 188-202.
138. Mahoney, O.M. and J.H. Dimon, 3rd, *Unsatisfactory results with a ceramic total hip prosthesis.* J Bone Joint Surg Am, 1990. **72**(5): p. 663-71.
139. Hannouche, D., et al., *Ceramics in total hip replacement.* Clin Orthop Relat Res, 2005(430): p. 62-71.
140. Hannouche, D., et al., *Fractures of ceramic bearings: history and present status.* Clin Orthop Relat Res, 2003(417): p. 19-26.
141. Bizot, P., et al., *Press-fit metal-backed alumina sockets: a minimum 5-year followup study.* Clin Orthop Relat Res, 2000(379): p. 134-42.
142. Sedel, L., *Evolution of alumina-on-alumina implants: a review.* Clin Orthop Relat Res, 2000(379): p. 48-54.
143. Christel, P.S., *Biocompatibility of surgical-grade dense polycrystalline alumina.* Clin Orthop Relat Res, 1992(282): p. 10-8.
144. Cooper, J.R., et al., *Ceramic bearing surfaces in total artificial joints: resistance to third body wear damage from bone cement particles.* J Med Eng Technol, 1991. **15**(2): p. 63-7.
145. Germain, M.A., et al., *Comparison of the cytotoxicity of clinically relevant cobalt-chromium and alumina ceramic wear particles in vitro.* Biomaterials, 2003. **24**(3): p. 469-79.

146. Zhang, Y.F., Y.F. Zheng, and L. Qin, *A comprehensive biological evaluation of ceramic nanoparticles as wear debris*. *Nanomedicine*, 2011. **7**(6): p. 975-82.
147. Oonishi, H., et al., *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*, 2004. **70**(4): p. 523-32.
148. Clarke, I.C., et al., *Ultra-low wear rates for rigid-on-rigid bearings in total hip replacements*. *Proc Inst Mech Eng H*, 2000. **214**(4): p. 331-47.
149. Al-Hajjar, M., et al., *Effect of cup inclination angle during microseparation and rim loading on the wear of BIOLOX(R) delta ceramic-on-ceramic total hip replacement*. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2010. **95**(2): p. 263-8.
150. Jazrawi, L.M., et al., *Wear rates of ceramic-on-ceramic bearing surfaces in total hip implants: a 12-year follow-up study*. *J Arthroplasty*, 1999. **14**(7): p. 781-7.
151. Prudhommeaux, F., et al., *Wear of alumina-on-alumina total hip arthroplasties at a mean 11-year followup*. *Clin Orthop Relat Res*, 2000(379): p. 113-22.
152. Walter, W.L., et al., *Edge loading in third generation alumina ceramic-on-ceramic bearings: stripe wear*. *J Arthroplasty*, 2004. **19**(4): p. 402-13.
153. Porat, M., et al., *Causes of failure of ceramic-on-ceramic and metal-on-metal hip arthroplasties*. *Clin Orthop Relat Res*, 2012. **470**(2): p. 382-7.
154. Kress, A.M., et al., *Excellent results with cementless total hip arthroplasty and alumina-on-alumina pairing: minimum ten-year follow-up*. *Int Orthop*, 2011. **35**(2): p. 195-200.
155. Lee, Y.K., et al., *Alumina-on-alumina total hip arthroplasty: a concise follow-up, at a minimum of ten years, of a previous report*. *J Bone Joint Surg Am*, 2010. **92**(8): p. 1715-9.
156. Hamadouche, M., et al., *Alumina-on-alumina total hip arthroplasty: a minimum 18.5-year follow-up study*. *J Bone Joint Surg Am*, 2002. **84-A**(1): p. 69-77.
157. Hamilton, W.G., et al., *THA with Delta ceramic on ceramic: results of a multicenter investigational device exemption trial*. *Clin Orthop Relat Res*, 2010. **468**(2): p. 358-66.
158. Lombardi, A.V., Jr., et al., *Delta ceramic-on-alumina ceramic articulation in primary THA: prospective, randomized FDA-IDE study and retrieval analysis*. *Clin Orthop Relat Res*, 2010. **468**(2): p. 367-74.
159. Allain, J., et al., *Revision total hip arthroplasty performed after fracture of a ceramic femoral head. A multicenter survivorship study*. *J Bone Joint Surg Am*, 2003. **85-A**(5): p. 825-30.
160. Sharma, V., et al., *Revision total hip arthroplasty for ceramic head fracture: a long-term follow-up*. *J Arthroplasty*, 2010. **25**(3): p. 342-7.
161. Koo, K.H., et al., *Revision of ceramic head fracture after third generation ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty*. *J Arthroplasty*, 2014. **29**(1): p. 214-8.
162. Matar, W.Y., et al., *Revision hip arthroplasty for ceramic-on-ceramic squeaking hips does not compromise the results*. *J Arthroplasty*, 2010. **25**(6 Suppl): p. 81-6.
163. Walter, W.L., et al., *Squeaking in ceramic-on-ceramic hips: the importance of acetabular component orientation*. *J Arthroplasty*, 2007. **22**(4): p. 496-503.
164. Hothan, A., et al., *The influence of component design, bearing clearance and axial load on the squeaking characteristics of ceramic hip articulations*. *J Biomech*, 2011. **44**(5): p. 837-41.
165. Wiles, P., *The surgery of the osteoarthritic hip*. *Br J Surg*, 1958. **45**(193): p. 488-97.
166. McKee, G.K. and J. Watson-Farrar, *Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis*. *J Bone Joint Surg Br*, 1966. **48**(2): p. 245-59.
167. Zahiri, C.A., et al., *Lessons learned from loosening of the McKee-Farrar metal-on-metal total hip replacement*. *J Arthroplasty*, 1999. **14**(3): p. 326-32.
168. Knight, S.R., R. Aujla, and S.P. Biswas, *Total Hip Arthroplasty - over 100 years of operative history*. *Orthop Rev (Pavia)*, 2011. **3**(2): p. e16.
169. Jacobsson, S.A., K. Djerf, and O. Wahlstrom, *A comparative study between McKee-Farrar and Charnley arthroplasty with long-term follow-up periods*. *J Arthroplasty*, 1990. **5**(1): p. 9-14.
170. Streicher, R.M., et al., *Metal-on-metal articulation for artificial hip joints: laboratory study and clinical results*. *Proc Inst Mech Eng H*, 1996. **210**(3): p. 223-32.

171. Brown, S.R., et al., *Long-term survival of McKee-Farrar total hip prostheses*. Clin Orthop Relat Res, 2002(402): p. 157-63.
172. Jacobs, J.J., et al., *Metal release in patients who have had a primary total hip arthroplasty. A prospective, controlled, longitudinal study*. J Bone Joint Surg Am, 1998. **80**(10): p. 1447-58.
173. Schulte, K.R., et al., *The outcome of Charnley total hip arthroplasty with cement after a minimum twenty-year follow-up. The results of one surgeon*. J Bone Joint Surg Am, 1993. **75**(7): p. 961-75.
174. Wright, D.M., et al., *Smith-Petersen mould arthroplasty: an ultra-long-term follow-up*. J Arthroplasty, 2006. **21**(6): p. 916-7.
175. Charnley, J., *Using Teflon in arthroplasty of the hip-joint*. J Bone Joint Surg Am, 1966. **48**(4): p. 819.
176. Wagner, M. and H. Wagner, *Preliminary results of uncemented metal on metal stemmed and resurfacing hip replacement arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 1996(329 Suppl): p. S78-88.
177. Wiadrowski, T.P., et al., *Peripheral wear of Wagner resurfacing hip arthroplasty acetabular components*. J Arthroplasty, 1991. **6**(2): p. 103-7.
178. Clarke, I.C., et al., *Current concepts of metal-on-metal hip resurfacing*. Orthop Clin North Am, 2005. **36**(2): p. 143-62, viii.
179. Amstutz, H.C. and P. Grigoris, *Metal on metal bearings in hip arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 1996(329 Suppl): p. S11-34.
180. Dowson, D., et al., *A hip joint simulator study of the performance of metal-on-metal joints: Part I: the role of materials*. J Arthroplasty, 2004. **19**(8 Suppl 3): p. 118-23.
181. Rieker, C., R. Konrad, and R. Schon, *In vitro comparison of the two hard-hard articulations for total hip replacements*. Proc Inst Mech Eng H, 2001. **215**(2): p. 153-60.
182. Chan, F.W., et al., *The Otto Aufranc Award. Wear and lubrication of metal-on-metal hip implants*. Clin Orthop Relat Res, 1999(369): p. 10-24.
183. Brown, C., et al., *Characterisation of wear particles produced by metal on metal and ceramic on metal hip prostheses under standard and microseparation simulation*. J Mater Sci Mater Med, 2007. **18**(5): p. 819-27.
184. Williams, S., et al., *Comparative wear under different conditions of surface-engineered metal-on-metal bearings for total hip arthroplasty*. J Arthroplasty, 2004. **19**(8 Suppl 3): p. 112-7.
185. Williams, S., et al., *Effect of swing phase load on metal-on-metal hip lubrication, friction and wear*. J Biomech, 2006. **39**(12): p. 2274-81.
186. Firkins, P.J., et al., *Quantitative analysis of wear and wear debris from metal-on-metal hip prostheses tested in a physiological hip joint simulator*. Biomed Mater Eng, 2001. **11**(2): p. 143-57.
187. Fisher, J., et al., *Tribology of alternative bearings*. Clin Orthop Relat Res, 2006. **453**: p. 25-34.
188. Jin, Z.M., D. Dowson, and J. Fisher, *Analysis of fluid film lubrication in artificial hip joint replacements with surfaces of high elastic modulus*. Proc Inst Mech Eng H, 1997. **211**(3): p. 247-56.
189. Leslie, I., et al., *Effect of bearing size on the long-term wear, wear debris, and ion levels of large diameter metal-on-metal hip replacements-An in vitro study*. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2008. **87**(1): p. 163-72.
190. Kothari, M., D.L. Bartel, and J.F. Booker, *Surface geometry of retrieved McKee-Farrar total hip replacements*. Clin Orthop Relat Res, 1996(329 Suppl): p. S141-7.
191. McKellop, H., et al., *In vivo wear of three types of metal on metal hip prostheses during two decades of use*. Clin Orthop Relat Res, 1996(329 Suppl): p. S128-40.
192. Dorr, L.D., et al., *Total hip arthroplasty with use of the Metasul metal-on-metal articulation. Four to seven-year results*. J Bone Joint Surg Am, 2000. **82**(6): p. 789-98.
193. St John, K.R., L.D. Zardiackas, and R.A. Poggie, *Wear evaluation of cobalt-chromium alloy for use in a metal-on-metal hip prosthesis*. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2004. **68**(1): p. 1-14.

194. Dowson, D., et al., *A hip joint simulator study of the performance of metal-on-metal joints: Part II: design*. J Arthroplasty, 2004. **19**(8 Suppl 3): p. 124-30.
195. Heisel, C., et al., *Ten different hip resurfacing systems: biomechanical analysis of design and material properties*. Int Orthop, 2009. **33**(4): p. 939-43.
196. Morlock, M.M., et al., *Modes of implant failure after hip resurfacing: morphological and wear analysis of 267 retrieval specimens*. J Bone Joint Surg Am, 2008. **90** Suppl 3: p. 89-95.
197. Campbell, P., et al., *The John Charnley Award: a study of implant failure in metal-on-metal surface arthroplasties*. Clin Orthop Relat Res, 2006. **453**: p. 35-46.
198. Fisher, J., *Bioengineering reasons for the failure of metal-on-metal hip prostheses: an engineer's perspective*. J Bone Joint Surg Br, 2011. **93**(8): p. 1001-4.
199. Brown, C., J. Fisher, and E. Ingham, *Biological effects of clinically relevant wear particles from metal-on-metal hip prostheses*. Proc Inst Mech Eng H, 2006. **220**(2): p. 355-69.
200. Williams, D.H., et al., *Prevalence of pseudotumor in asymptomatic patients after metal-on-metal hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am, 2011. **93**(23): p. 2164-71.
201. Catelas, I. and M.A. Wimmer, *New insights into wear and biological effects of metal-on-metal bearings*. J Bone Joint Surg Am, 2011. **93** Suppl 2: p. 76-83.
202. Matthies, A.K., et al., *Pseudotumors are common in well-positioned low-wearing metal-on-metal hips*. Clin Orthop Relat Res, 2012. **470**(7): p. 1895-906.
203. Willert, H.G., et al., *Metal-on-metal bearings and hypersensitivity in patients with artificial hip joints. A clinical and histomorphological study*. J Bone Joint Surg Am, 2005. **87**(1): p. 28-36.
204. Campbell, P., et al., *Histological features of pseudotumor-like tissues from metal-on-metal hips*. Clin Orthop Relat Res, 2010. **468**(9): p. 2321-7.
205. Glyn-Jones, S., et al., *The in vivo linear and volumetric wear of hip resurfacing implants revised for pseudotumor*. J Bone Joint Surg Am, 2011. **93**(23): p. 2180-8.
206. Kwon, Y.M., et al., *Analysis of wear of retrieved metal-on-metal hip resurfacing implants revised due to pseudotumours*. J Bone Joint Surg Br, 2010. **92**(3): p. 356-61.
207. Granchi, D., et al., *Cell death induced by metal ions: necrosis or apoptosis?* J Mater Sci Mater Med, 1998. **9**(1): p. 31-7.
208. Prentice, J.R., et al., *Metal-on-metal hip prostheses and systemic health: a cross-sectional association study 8 years after implantation*. PLoS One, 2013. **8**(6): p. e66186.
209. Clark, M.J., et al., *Brain structure and function in patients after metal-on-metal hip resurfacing*. AJNR Am J Neuroradiol, 2014. **35**(9): p. 1753-8.
210. Lass, R., et al., *Comparison of synovial fluid, urine, and serum ion levels in metal-on-metal total hip arthroplasty at a minimum follow-up of 18 years*. J Orthop Res, 2014.
211. Ladon, D., et al., *Changes in metal levels and chromosome aberrations in the peripheral blood of patients after metal-on-metal hip arthroplasty*. J Arthroplasty, 2004. **19**(8 Suppl 3): p. 78-83.
212. Ziaee, H., et al., *Transplacental transfer of cobalt and chromium in patients with metal-on-metal hip arthroplasty: a controlled study*. J Bone Joint Surg Br, 2007. **89**(3): p. 301-5.
213. Makela, K.T., et al., *Cancer incidence and cause-specific mortality in patients with metal-on-metal hip replacements in Finland*. Acta Orthop, 2014. **85**(1): p. 32-8.
214. Tower, S., *Arthroprosthetic cobaltism: identification of the at-risk patient*. Alaska Med, 2010. **52**: p. 28-32.
215. Tower, S.S., *Arthroprosthetic cobaltism: neurological and cardiac manifestations in two patients with metal-on-metal arthroplasty: a case report*. J Bone Joint Surg Am, 2010. **92**(17): p. 2847-51.
216. Graves, S.E., et al., *A multinational assessment of metal-on-metal bearings in hip replacement*. J Bone Joint Surg Am, 2011. **93** Suppl 3: p. 43-7.
217. Smith, A.J., et al., *Failure rates of metal-on-metal hip resurfacings: analysis of data from the National Joint Registry for England and Wales*. Lancet, 2012. **380**(9855): p. 1759-66.
218. Smith, A.J., et al., *Failure rates of stemmed metal-on-metal hip replacements: analysis of data from the National Joint Registry of England and Wales*. Lancet, 2012. **379**(9822): p. 1199-204.

219. Langton, D.J., et al., *Accelerating failure rate of the ASR total hip replacement*. J Bone Joint Surg Br, 2011. **93**(8): p. 1011-6.
220. Gross, T.P., F. Liu, and L.A. Webb, *Clinical outcome of the metal-on-metal hybrid Corin Cormet 2000 hip resurfacing system: an up to 11-year follow-up study*. J Arthroplasty, 2012. **27**(4): p. 533-538 e1.
221. Reito, A., et al., *Outcome of Birmingham hip resurfacing at ten years: role of routine whole blood metal ion measurements in screening for pseudotumours*. Int Orthop, 2014. **38**(11): p. 2251-7.
222. Randelli, F., et al., *Cementless Metasul metal-on-metal total hip arthroplasties at 13 years*. J Arthroplasty, 2012. **27**(2): p. 186-92.
223. Halma, J.J., et al., *Excellent survivorship of the Morscher monoblock cup with a 28-mm Metasul-on-Metasul bearing at a mean of 5-year follow-up*. J Arthroplasty, 2014. **29**(2): p. 405-9.
224. Milosev, I., et al., *Comparison of ten-year survivorship of hip prostheses with use of conventional polyethylene, metal-on-metal, or ceramic-on-ceramic bearings*. J Bone Joint Surg Am, 2012. **94**(19): p. 1756-63.
225. Topolovec, M. and I. Milosev, *A comparative study of four bearing couples of the same acetabular and femoral component: a mean follow-up of 11.5 years*. J Arthroplasty, 2014. **29**(1): p. 176-80.
226. Bjorgul, K., et al., *High rate of revision and a high incidence of radiolucent lines around Metasul metal-on-metal total hip replacements: results from a randomised controlled trial of three bearings after seven years*. Bone Joint J, 2013. **95-B**(7): p. 881-6.
227. Usrey, M.M., et al., *Does neck/liner impingement increase wear of ultrahigh-molecular-weight polyethylene liners?* J Arthroplasty, 2006. **21**(6 Suppl 2): p. 65-71.
228. Padgett, D.E., et al., *Influence of total hip design on dislocation: a computer model and clinical analysis*. Clin Orthop Relat Res, 2006. **447**: p. 48-52.
229. Barrack, R.L., et al., *Stem design and dislocation after revision total hip arthroplasty: clinical results and computer modeling*. J Arthroplasty, 2001. **16**(8 Suppl 1): p. 8-12.
230. Hedlundh, U. and A.S. Carlsson, *Increased risk of dislocation with collar reinforced modular heads of the Lubinus SP-2 hip prosthesis*. Acta Orthop Scand, 1996. **67**(2): p. 204-5.
231. Urquhart, A.G., et al., *Polyethylene wear after total hip arthroplasty: the effect of a modular femoral head with an extended flange-reinforced neck*. J Bone Joint Surg Am, 1998. **80**(11): p. 1641-7.
232. Khatod, M., et al., *An analysis of the risk of hip dislocation with a contemporary total joint registry*. Clin Orthop Relat Res, 2006. **447**: p. 19-23.
233. Burroughs, B.R., et al., *Range of motion and stability in total hip arthroplasty with 28-, 32-, 38-, and 44-mm femoral head sizes*. J Arthroplasty, 2005. **20**(1): p. 11-9.
234. Berry, D.J., et al., *Effect of femoral head diameter and operative approach on risk of dislocation after primary total hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am, 2005. **87**(11): p. 2456-63.
235. Barrack, R.L., *Dislocation after total hip arthroplasty: implant design and orientation*. J Am Acad Orthop Surg, 2003. **11**(2): p. 89-99.
236. Krushell, R.J., D.W. Burke, and W.H. Harris, *Range of motion in contemporary total hip arthroplasty. The impact of modular head-neck components*. J Arthroplasty, 1991. **6**(2): p. 97-101.
237. Lavigne, M., et al., *Painful impingement of the hip joint after total hip resurfacing: a report of two cases*. J Arthroplasty, 2008. **23**(7): p. 1074-9.
238. Girard, J., et al., *Femoral head to neck offset after hip resurfacing is critical for range of motion*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2012. **27**(2): p. 165-9.
239. Rodriguez-Elizalde, S., et al., *Computerized virtual surgery demonstrates where acetabular rim osteophytes most reduce range of motion following total hip arthroplasty*. HSS J, 2013. **9**(3): p. 223-8.
240. Krushell, R.J., D.W. Burke, and W.H. Harris, *Elevated-rim acetabular components. Effect on range of motion and stability in total hip arthroplasty*. J Arthroplasty, 1991. **6** Suppl: p. S53-8.

241. Malik, A., A. Maheshwari, and L.D. Dorr, *Impingement with total hip replacement*. J Bone Joint Surg Am, 2007. **89**(8): p. 1832-42.
242. Bartz, R.L., et al., *The effect of femoral component head size on posterior dislocation of the artificial hip joint*. J Bone Joint Surg Am, 2000. **82**(9): p. 1300-7.
243. Charles, M.N., et al., *Soft-tissue balancing of the hip: the role of femoral offset restoration*. Instr Course Lect, 2005. **54**: p. 131-41.
244. Padgett, D.E. and H. Warashina, *The unstable total hip replacement*. Clin Orthop Relat Res, 2004(420): p. 72-9.
245. Sato, T., et al., *Effects of posterior pelvic tilt on anterior instability in total hip arthroplasty: a parametric experimental modeling evaluation*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2013. **28**(2): p. 178-81.
246. Widmer, K.H. and B. Zurfluh, *Compliant positioning of total hip components for optimal range of motion*. J Orthop Res, 2004. **22**(4): p. 815-21.
247. Preininger, B., F. Haschke, and C. Perka, *[Diagnostics and therapy of luxation after total hip arthroplasty]*. Orthopade, 2014. **43**(1): p. 54-63.
248. Amstutz, H.C., J.T. Antoniadis, and M.J. Le Duff, *Results of metal-on-metal hybrid hip resurfacing for Crowe type-I and II developmental dysplasia*. J Bone Joint Surg Am, 2007. **89**(2): p. 339-46.
249. Nevelos, J.E., et al., *The influence of acetabular cup angle on the wear of "BIOLOX Forte" alumina ceramic bearing couples in a hip joint simulator*. J Mater Sci Mater Med, 2001. **12**(2): p. 141-4.
250. Affatato, S., et al., *Is ceramic-on-ceramic squeaking phenomenon reproducible in vitro? A long-term simulator study under severe conditions*. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2009. **91**(1): p. 264-71.
251. Stewart, T., et al., *Long-term wear of HIPed alumina on alumina bearings for THR under microseparation conditions*. J Mater Sci Mater Med, 2001. **12**(10-12): p. 1053-6.
252. Al-Hajjar, M., et al., *Wear of 36-mm BIOLOX(R) delta ceramic-on-ceramic bearing in total hip replacements under edge loading conditions*. Proc Inst Mech Eng H, 2013. **227**(5): p. 535-42.
253. Nevelos, J., et al., *Microseparation of the centers of alumina-alumina artificial hip joints during simulator testing produces clinically relevant wear rates and patterns*. J Arthroplasty, 2000. **15**(6): p. 793-5.
254. Tipper, J.L., et al., *Alumina-alumina artificial hip joints. Part II: characterisation of the wear debris from in vitro hip joint simulations*. Biomaterials, 2002. **23**(16): p. 3441-8.
255. Martell, J.M. and S. Berdia, *Determination of polyethylene wear in total hip replacements with use of digital radiographs*. J Bone Joint Surg Am, 1997. **79**(11): p. 1635-41.
256. Selvik, G., *Roentgen stereophotogrammetry. A method for the study of the kinematics of the skeletal system*. Acta Orthop Scand Suppl, 1989. **232**: p. 1-51.
257. Dorlot, J.M., P. Christel, and A. Meunier, *Wear analysis of retrieved alumina heads and sockets of hip prostheses*. J Biomed Mater Res, 1989. **23**(A3 Suppl): p. 299-310.
258. Lusty, P.J., et al., *Wear and acetabular component orientation in third generation alumina-on-alumina ceramic bearings: an analysis of 33 retrievals [corrected]*. J Bone Joint Surg Br, 2007. **89**(9): p. 1158-64.
259. Nevelos, J.E., et al., *Comparative analysis of two different types of alumina-alumina hip prosthesis retrieved for aseptic loosening*. J Bone Joint Surg Br, 2001. **83**(4): p. 598-603.
260. Rosneck, J., A. Klika, and W. Barsoum, *A rare complication of ceramic-on-ceramic bearings in total hip arthroplasty*. J Arthroplasty, 2008. **23**(2): p. 311-3.
261. Mak, M.M., et al., *Effect of microseparation on contact mechanics in ceramic-on-ceramic hip joint replacements*. Proc Inst Mech Eng H, 2002. **216**(6): p. 403-8.
262. Williams, S., et al., *Wear and deformation of ceramic-on-polyethylene total hip replacements with joint laxity and swing phase microseparation*. Proc Inst Mech Eng H, 2003. **217**(2): p. 147-53.
263. Halma, J.J., et al., *Edge loading does not increase wear rates of ceramic-on-ceramic and metal-on-polyethylene articulations*. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2014.
264. Birman, M.V., et al., *Cracking and impingement in ultra-high-molecular-weight polyethylene acetabular liners*. J Arthroplasty, 2005. **20**(7 Suppl 3): p. 87-92.

265. Holley, K.G., et al., *Impingement of acetabular cups in a hip simulator: comparison of highly cross-linked and conventional polyethylene*. J Arthroplasty, 2005. **20**(7 Suppl 3): p. 77-86.
266. Duffy, G.P., et al., *Fracture of a cross-linked polyethylene liner due to impingement*. J Arthroplasty, 2009. **24**(1): p. 158 e15-9.
267. Shon, W.Y., et al., *Impingement in total hip arthroplasty a study of retrieved acetabular components*. J Arthroplasty, 2005. **20**(4): p. 427-35.
268. Bradford, L., et al., *Fatigue crack propagation resistance of highly crosslinked polyethylene*. Clin Orthop Relat Res, 2004(429): p. 68-72.
269. Halley, D., A. Glassman, and R.D. Crowninshield, *Recurrent dislocation after revision total hip replacement with a large prosthetic femoral head. A case report*. J Bone Joint Surg Am, 2004. **86-A**(4): p. 827-30.
270. Moore, K.D., et al., *Early failure of a cross-linked polyethylene acetabular liner. A case report*. J Bone Joint Surg Am, 2008. **90**(11): p. 2499-504.
271. Furmanski, J., et al., *Clinical fracture of cross-linked UHMWPE acetabular liners*. Biomaterials, 2009. **30**(29): p. 5572-82.
272. Yamaguchi, M., et al., *The spatial location of impingement in total hip arthroplasty*. J Arthroplasty, 2000. **15**(3): p. 305-13.
273. Tipper, J.L., et al., *Quantitative analysis of polyethylene wear debris, wear rate and head damage in retrieved Charnley hip prostheses*. J Mater Sci Mater Med, 2000. **11**(2): p. 117-24.
274. Jennings, L.M., et al., (iv) *Enhancing the safety and reliability of joint replacement implants*. Orthop Trauma, 2012. **26**(4): p. 246-252.
275. Williams, S., et al., *Tribology and wear of metal-on-metal hip prostheses: influence of cup angle and head position*. J Bone Joint Surg Am, 2008. **90** Suppl 3: p. 111-7.
276. Lee, R.K., et al., *Metal-on-metal bearings: the problem is edge-loading wear*. Surg Technol Int, 2010. **20**: p. 303-8.
277. Angadji, A., et al., *Influence of cup orientation on the wear performance of metal-on-metal hip replacements*. Proc Inst Mech Eng H, 2009. **223**(4): p. 449-57.
278. Le Duff, M.J., et al., *Does femoral neck to cup impingement affect metal ion levels in hip resurfacing?* Clin Orthop Relat Res, 2014. **472**(2): p. 489-96.
279. Wang, L., et al., *The effect of cup orientation and coverage on contact mechanics and range of motion of metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty*. Proc Inst Mech Eng H, 2012. **226**(11): p. 877-86.
280. Isaac, G.H., et al., *Changes in whole blood metal ion levels following resurfacing: serial measurements in a multi-centre study*. Hip Int, 2009. **19**(4): p. 330-7.
281. Hart, A.J., et al., *Cup inclination angle of greater than 50 degrees increases whole blood concentrations of cobalt and chromium ions after metal-on-metal hip resurfacing*. Hip Int, 2008. **18**(3): p. 212-9.
282. Takamura, K.M., et al., *Wear analysis of 39 conserve plus metal-on-metal hip resurfacing retrievals*. J Arthroplasty, 2014. **29**(2): p. 410-5.
283. Donell, S.T., et al., *Early failure of the Ultima metal-on-metal total hip replacement in the presence of normal plain radiographs*. J Bone Joint Surg Br, 2010. **92**(11): p. 1501-8.
284. Long, W.T., et al., *Failure of the Durom Metasul acetabular component*. Clin Orthop Relat Res, 2010. **468**(2): p. 400-5.
285. Sadr Azodi, O., et al., *High body mass index is associated with increased risk of implant dislocation following primary total hip replacement: 2,106 patients followed for up to 8 years*. Acta Orthop, 2008. **79**(1): p. 141-7.
286. Morrey, B.F., *Difficult complications after hip joint replacement. Dislocation*. Clin Orthop Relat Res, 1997(344): p. 179-87.
287. Newington, D.P., G.C. Bannister, and M. Fordyce, *Primary total hip replacement in patients over 80 years of age*. J Bone Joint Surg Br, 1990. **72**(3): p. 450-2.
288. Sanchez-Sotelo, J. and D.J. Berry, *Epidemiology of instability after total hip replacement*. Orthop Clin North Am, 2001. **32**(4): p. 543-52, vii.
289. Conroy, J.L., et al., *Risk factors for revision for early dislocation in total hip arthroplasty*. J Arthroplasty, 2008. **23**(6): p. 867-72.

290. Bosker, B.H., et al., *Poor accuracy of freehand cup positioning during total hip arthroplasty*. Arch Orthop Trauma Surg, 2007. **127**(5): p. 375-9.
291. Kwon, M.S., et al., *Does surgical approach affect total hip arthroplasty dislocation rates?* Clin Orthop Relat Res, 2006. **447**: p. 34-8.
292. Masonis, J.L. and R.B. Bourne, *Surgical approach, abductor function, and total hip arthroplasty dislocation*. Clin Orthop Relat Res, 2002(405): p. 46-53.
293. Arthursson, A.J., et al., *Prosthesis survival after total hip arthroplasty--does surgical approach matter? Analysis of 19,304 Charnley and 6,002 Exeter primary total hip arthroplasties reported to the Norwegian Arthroplasty Register*. Acta Orthop, 2007. **78**(6): p. 719-29.
294. Regis, D., A. Sandri, and P. Bartolozzi, *Stem modularity alone is not effective in reducing dislocation rate in hip revision surgery*. J Orthop Traumatol, 2009. **10**(4): p. 167-71.
295. Garbuz, D.S., et al., *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, 2012. **470**(2): p. 351-6.
296. Hummel, M.T., et al., *Decreased dislocation after revision total hip arthroplasty using larger femoral head size and posterior capsular repair*. J Arthroplasty, 2009. **24**(6 Suppl): p. 73-6.
297. Kummer, F.J., et al., *The effect of acetabular cup orientations on limiting hip rotation*. J Arthroplasty, 1999. **14**(4): p. 509-13.
298. Lewinnek, G.E., et al., *Dislocations after total hip-replacement arthroplasties*. J Bone Joint Surg Am, 1978. **60**(2): p. 217-20.
299. Biedermann, R., et al., *Reducing the risk of dislocation after total hip arthroplasty: the effect of orientation of the acetabular component*. J Bone Joint Surg Br, 2005. **87**(6): p. 762-9.
300. Kelley, S.S., et al., *Relationship of femoral head and acetabular size to the prevalence of dislocation*. Clin Orthop Relat Res, 1998(355): p. 163-70.
301. Callanan, M.C., et al., *The John Charnley Award: risk factors for cup malpositioning: quality improvement through a joint registry at a tertiary hospital*. Clin Orthop Relat Res, 2011. **469**(2): p. 319-29.
302. Malik, A., et al., *A validation model for measurement of acetabular component position*. J Arthroplasty, 2010. **25**(5): p. 812-9.
303. Wassilew, G.I., et al., *3D CT Analysis of Combined Cup and Stem Anteversion in Cases of Cup Navigation in Hip Arthroplasty*. Orthopedics, 2010. **33**(10): p. 48-51.
304. Dorr, L.D., et al., *Structural and cellular assessment of bone quality of proximal femur*. Bone, 1993. **14**(3): p. 231-42.
305. Maruyama, M., et al., *The Frank Stinchfield Award: Morphologic features of the acetabulum and femur: anteversion angle and implant positioning*. Clin Orthop Relat Res, 2001(393): p. 52-65.
306. Dorr, L.D., et al., *Combined anteversion technique for total hip arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 2009. **467**(1): p. 119-27.
307. Dorr, L.D., et al., *A comparison of surgeon estimation and computed tomographic measurement of femoral component anteversion in cementless total hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am, 2009. **91**(11): p. 2598-604.
308. Dorr, L.D., et al., *Precision and bias of imageless computer navigation and surgeon estimates for acetabular component position*. Clin Orthop Relat Res, 2007. **465**: p. 92-9.
309. Kennedy, J.G., et al., *Effect of acetabular component orientation on recurrent dislocation, pelvic osteolysis, polyethylene wear, and component migration*. J Arthroplasty, 1998. **13**(5): p. 530-4.
310. Xu, K., et al., *Computer navigation in total hip arthroplasty: A meta-analysis of randomized controlled trials*. Int J Surg, 2014. **12**(5): p. 528-33.
311. Jensen, R.L., J.L. Stone, and R.A. Hayne, *Introduction of the human Horsley-Clarke stereotactic frame*. Neurosurgery, 1996. **38**(3): p. 563-7; discussion 567.
312. Paul, H.A., et al., *Development of a surgical robot for cementless total hip arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 1992(285): p. 57-66.

313. Taylor, K.S., *Robodoc: study tests robot's use in hip surgery*. Hospitals, 1993. **67**(9): p. 46.
314. Bargar, W.L., A. Bauer, and M. Borner, *Primary and revision total hip replacement using the Robodoc system*. Clin Orthop Relat Res, 1998(354): p. 82-91.
315. Bach, C.M., et al., *No functional impairment after Robodoc total hip arthroplasty: gait analysis in 25 patients*. Acta Orthop Scand, 2002. **73**(4): p. 386-91.
316. Zipper, S.G. and H. Puschmann, *[Nerve injuries after computer-assisted hip replacement: case series with 29 patients]*. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 2005. **143**(4): p. 399-402.
317. Nishihara, S., et al., *Comparison between hand rasping and robotic milling for stem implantation in cementless total hip arthroplasty*. J Arthroplasty, 2006. **21**(7): p. 957-66.
318. DiGioia, A.M., et al., *The Otto Aufranc Award. Image guided navigation system to measure intraoperatively acetabular implant alignment*. Clin Orthop Relat Res, 1998(355): p. 8-22.
319. Nishihara, S., et al., *Measurements of pelvic flexion angle using three-dimensional computed tomography*. Clin Orthop Relat Res, 2003(411): p. 140-51.
320. Sugano, N., et al., *Mid-term results of cementless total hip replacement using a ceramic-on-ceramic bearing with and without computer navigation*. J Bone Joint Surg Br, 2007. **89**(4): p. 455-60.
321. Miki, H., et al., *Anatomic hip range of motion after implantation during total hip arthroplasty as measured by a navigation system*. J Arthroplasty, 2007. **22**(7): p. 946-52.
322. Sugano, N., et al., *Comparison of mini-incision total hip arthroplasty through an anterior approach and a posterior approach using navigation*. Orthop Clin North Am, 2009. **40**(3): p. 365-70.
323. DiGioia, A.M., 3rd, et al., *Mini-incision technique for total hip arthroplasty with navigation*. J Arthroplasty, 2003. **18**(2): p. 123-8.
324. Grutzner, P.A., et al., *C-arm based navigation in total hip arthroplasty-background and clinical experience*. Injury, 2004. **35 Suppl 1**: p. S-A90-5.
325. Parratte, S. and J.N. Argenson, *Validation and usefulness of a computer-assisted cup-positioning system in total hip arthroplasty. A prospective, randomized, controlled study*. J Bone Joint Surg Am, 2007. **89**(3): p. 494-9.
326. Kalteis, T., et al., *Imageless navigation for insertion of the acetabular component in total hip arthroplasty: is it as accurate as CT-based navigation?* J Bone Joint Surg Br, 2006. **88**(2): p. 163-7.
327. Kilian, P., et al., *New visualization tools: computer vision and ultrasound for MIS navigation*. Int J Med Robot, 2008. **4**(1): p. 23-31.
328. Parratte, S., et al., *The use of ultrasound in acquisition of the anterior pelvic plane in computer-assisted total hip replacement: a cadaver study*. J Bone Joint Surg Br, 2008. **90**(2): p. 258-63.
329. Taki, N., et al., *Change in pelvic tilt angle 2 to 4 years after total hip arthroplasty*. J Arthroplasty, 2012. **27**(6): p. 940-4.
330. Kyo, T., I. Nakahara, and H. Miki, *Factors predicting change in pelvic posterior tilt after THA*. Orthopedics, 2013. **36**(6): p. e753-9.
331. Kalteis, T., et al., *Position of the acetabular cup -- accuracy of radiographic calculation compared to CT-based measurement*. Eur J Radiol, 2006. **58**(2): p. 294-300.
332. Wan, Z., et al., *Imaging and navigation measurement of acetabular component position in THA*. Clin Orthop Relat Res, 2009. **467**(1): p. 32-42.
333. Blendea, S., et al., *Measurements of acetabular cup position and pelvic spatial orientation after total hip arthroplasty using computed tomography/radiography matching*. Comput Aided Surg, 2005. **10**(1): p. 37-43.
334. Widmer, K.H., *A simplified method to determine acetabular cup anteversion from plain radiographs*. J Arthroplasty, 2004. **19**(3): p. 387-90.
335. Murray, D.W., *The definition and measurement of acetabular orientation*. J Bone Joint Surg Br, 1993. **75**(2): p. 228-32.
336. Marx, A., et al., *Misinterpretation of cup anteversion in total hip arthroplasty using planar radiography*. Arch Orthop Trauma Surg, 2006. **126**(7): p. 487-92.
337. Olivecrona, H., et al., *A new CT method for measuring cup orientation after total hip arthroplasty: a study of 10 patients*. Acta Orthop Scand, 2004. **75**(3): p. 252-60.

338. Haaker, R.G., et al., *Comparison of conventional versus computer-navigated acetabular component insertion*. J Arthroplasty, 2007. **22**(2): p. 151-9.
339. Lembeck, B., et al., *Pelvic tilt makes acetabular cup navigation inaccurate*. Acta Orthop, 2005. **76**(4): p. 517-23.
340. Digioia, A.M., 3rd, et al., *Comparison of a mechanical acetabular alignment guide with computer placement of the socket*. J Arthroplasty, 2002. **17**(3): p. 359-64.
341. Kalteis, T., et al., *Greater accuracy in positioning of the acetabular cup by using an image-free navigation system*. Int Orthop, 2005. **29**(5): p. 272-6.
342. Domb, B.G., et al., *Revision hip preservation surgery with hip arthroscopy: clinical outcomes*. Arthroscopy, 2014. **30**(5): p. 581-7.
343. Tannast, M., et al., *Radiographic analysis of femoroacetabular impingement with Hip2Norm-reliable and validated*. J Orthop Res, 2008. **26**(9): p. 1199-205.
344. Zheng, G., et al., *Hip2Norm: an object-oriented cross-platform program for 3D analysis of hip joint morphology using 2D pelvic radiographs*. Comput Methods Programs Biomed, 2007. **87**(1): p. 36-45.
345. Chung, C.Y., et al., *Hip osteoarthritis and risk factors in elderly Korean population*. Osteoarthritis Cartilage, 2010. **18**(3): p. 312-6.
346. Ecker, T.M., et al., *Pathomorphologic alterations predict presence or absence of hip osteoarthrosis*. Clin Orthop Relat Res, 2007. **465**: p. 46-52.
347. Gregory, J.S., et al., *Early identification of radiographic osteoarthritis of the hip using an active shape model to quantify changes in bone morphometric features: can hip shape tell us anything about the progression of osteoarthritis?* Arthritis Rheum, 2007. **56**(11): p. 3634-43.
348. Sutter, R., et al., *How useful is the alpha angle for discriminating between symptomatic patients with cam-type femoroacetabular impingement and asymptomatic volunteers?* Radiology, 2012. **264**(2): p. 514-21.
349. Joo, J.H., et al., *Evaluation of the alpha angle in asymptomatic adult hip joints: analysis of 994 hips*. Hip Int, 2013. **23**(4): p. 395-9.
350. McArthur, B., et al., *Measuring acetabular component version after THA: CT or plain radiograph?* Clin Orthop Relat Res, 2012. **470**(10): p. 2810-8.
351. Lin, F., et al., *Validation of a computer navigation system and a CT method for determination of the orientation of implanted acetabular cup in total hip arthroplasty: a cadaver study*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2008. **23**(8): p. 1004-11.
352. Wassilew, G.I., et al., *Use of an Ultrasound-Based Navigation System for an Accurate Acetabular Positioning in Total Hip Arthroplasty A Prospective, Randomized, Controlled Study*. J Arthroplasty, 2011.
353. Ross, J.R., et al., *Residual Deformity Is the Most Common Reason for Revision Hip Arthroscopy: A Three-dimensional CT Study*. Clin Orthop Relat Res, 2014.
354. Jamali, A.A., et al., *Anteroposterior pelvic radiographs to assess acetabular retroversion: high validity of the "cross-over-sign"*. J Orthop Res, 2007. **25**(6): p. 758-65.
355. Zaltz, I., et al., *The crossover sign overestimates acetabular retroversion*. Clin Orthop Relat Res, 2013. **471**(8): p. 2463-70.
356. Tannast, M., et al., *Which Radiographic Hip Parameters Do Not Have to Be Corrected for Pelvic Rotation and Tilt?* Clin Orthop Relat Res, 2014.
357. Murphy, R.J., et al., *A quantitative method to assess focal acetabular overcoverage resulting from pincer deformity using CT data*. Clin Orthop Relat Res, 2011. **469**(10): p. 2846-54.
358. Krych, A.J., et al., *Is posterior hip instability associated with cam and pincer deformity?* Clin Orthop Relat Res, 2012. **470**(12): p. 3390-7.
359. Botser, I.B., et al., *Open surgical dislocation versus arthroscopic treatment of femoroacetabular impingement*. Am J Orthop (Belle Mead NJ), 2014. **43**(5): p. 209-14.
360. Tannast, M., et al., *Hip damage occurs at the zone of femoroacetabular impingement*. Clin Orthop Relat Res, 2008. **466**(2): p. 273-80.
361. Charbonnier, C., et al., *Assessment of Congruence and Impingement of the Hip Joint in Professional Ballet Dancers: A Motion Capture Study*. Am J Sports Med, 2010.

362. Kolo, F.C., et al., *Extreme hip motion in professional ballet dancers: dynamic and morphological evaluation based on magnetic resonance imaging*. Skeletal Radiol, 2013. **42**(5): p. 689-98.
363. Duthon, V.B., et al., *Correlation of clinical and magnetic resonance imaging findings in hips of elite female ballet dancers*. Arthroscopy, 2013. **29**(3): p. 411-9.
364. Moorman, C.T., 3rd, et al., *Traumatic posterior hip subluxation in American football*. J Bone Joint Surg Am, 2003. **85-A**(7): p. 1190-6.
365. Siebenrock, K.A., et al., *Growth plate alteration precedes cam-type deformity in elite basketball players*. Clin Orthop Relat Res, 2013. **471**(4): p. 1084-91.
366. Little, N.J., et al., *Acetabular polyethylene wear and acetabular inclination and femoral offset*. Clin Orthop Relat Res, 2009. **467**(11): p. 2895-900.
367. Yoshimine, F., *The safe-zones for combined cup and neck anteversions that fulfill the essential range of motion and their optimum combination in total hip replacements*. J Biomech, 2006. **39**(7): p. 1315-23.
368. Ackland, M.K., W.B. Bourne, and H.K. Uthoff, *Anteversion of the acetabular cup. Measurement of angle after total hip replacement*. J Bone Joint Surg Br, 1986. **68**(3): p. 409-13.
369. Pradhan, R., *Planar anteversion of the acetabular cup as determined from plain anteroposterior radiographs*. J Bone Joint Surg Br, 1999. **81**(3): p. 431-5.
370. Visser, J.D. and J.G. Konings, *A new method for measuring angles after total hip arthroplasty. A study of the acetabular cup and femoral component*. J Bone Joint Surg Br, 1981. **63B**(4): p. 556-9.
371. Liaw, C.K., et al., *A new tool for measuring cup orientation in total hip arthroplasties from plain radiographs*. Clin Orthop Relat Res, 2006. **451**: p. 134-9.
372. Lu, M., et al., *Reliability and validity of measuring acetabular component orientation by plain anteroposterior radiographs*. Clin Orthop Relat Res, 2013. **471**(9): p. 2987-94.
373. Ghelman, B., et al., *CT outperforms radiography for determination of acetabular cup version after THA*. Clin Orthop Relat Res, 2009. **467**(9): p. 2362-70.
374. Journe, A., et al., *New method for measuring acetabular component positioning with EOS imaging: feasibility study on dry bone*. Int Orthop, 2012. **36**(11): p. 2205-9.
375. Lee, Y.S. and T.R. Yoon, *Error in acetabular socket alignment due to the thick anterior pelvic soft tissues*. J Arthroplasty, 2008. **23**(5): p. 699-706.
376. Oszwald, M., et al., *Accuracy of navigated surgery of the pelvis after surface matching with an a-mode ultrasound probe*. J Orthop Res, 2008. **26**(6): p. 860-4.
377. Wolf, A., et al., *Cup alignment error model for total hip arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 2005(437): p. 132-7.
378. Spencer, J.M., et al., *Computer navigation of the acetabular component: a cadaver reliability study*. J Bone Joint Surg Br, 2006. **88**(7): p. 972-5.
379. Richolt, J.A. and M.E. Rittmeister, *[Misinterpretation of the anteversion in computer-assisted acetabular cup navigation as a result of a simplified palpation method of the frontal pelvic plane]*. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 2006. **144**(3): p. 305-10.
380. Ybinger, T., et al., *Accuracy of navigation-assisted acetabular component positioning studied by computed tomography measurements: methods and results*. J Arthroplasty, 2007. **22**(6): p. 812-7.
381. Hohmann, E., A. Bryant, and K. Tetsworth, *Accuracy of acetabular cup positioning using imageless navigation*. J Orthop Surg Res, 2011. **6**: p. 40.
382. Ryan, J.A., A.A. Jamali, and W.L. Bargar, *Accuracy of computer navigation for acetabular component placement in THA*. Clin Orthop Relat Res, 2010. **468**(1): p. 169-77.
383. Pierchon, F., et al., *Causes of dislocation of total hip arthroplasty. CT study of component alignment*. J Bone Joint Surg Br, 1994. **76**(1): p. 45-8.
384. Wines, A.P. and D. McNicol, *Computed tomography measurement of the accuracy of component version in total hip arthroplasty*. J Arthroplasty, 2006. **21**(5): p. 696-701.
385. Sendtner, E., et al., *Stem torsion in total hip replacement*. Acta Orthop, 2010. **81**(5): p. 579-82.
386. Ranawat, *Modern Techniques of Cemented Total Hip Arthroplasty*. Tech Orthopedics, 1991. **6**: p. 17-25.

387. Ross, J.R., et al., *Effect of changes in pelvic tilt on range of motion to impingement and radiographic parameters of acetabular morphologic characteristics*. Am J Sports Med, 2014. **42**(10): p. 2402-9.
388. Huppertz, A., et al., *Computed tomography for preoperative planning in minimal-invasive total hip arthroplasty: radiation exposure and cost analysis*. Eur J Radiol, 2011. **78**(3): p. 406-13.
389. Kerut, E.K. and F. To, *Risk of low-level ionizing radiation from medical imaging procedures*. Echocardiography, 2011. **28**(5): p. 593-5.
390. Lin, E.C., *Radiation risk from medical imaging*. Mayo Clin Proc, 2010. **85**(12): p. 1142-6; quiz 1146.
391. Gandhi, R., et al., *Computer navigation in total hip replacement: a meta-analysis*. Int Orthop, 2009. **33**(3): p. 593-7.
392. Beckmann, J., et al., *Navigated cup implantation in hip arthroplasty*. Acta Orthop, 2009. **80**(5): p. 538-44.
393. Goradia, V.K., *Computer-assisted and Robotic Surgery in Orthopedics: Where We Are in 2014*. Sports Med Arthrosc, 2014. **22**(4): p. 202-5.

Erklärung

§ 4 Abs. 3 (k) der HabOMed der Charité

Hiermit erkläre ich, dass

- weder früher noch gleichzeitig ein Habilitationsverfahren durchgeführt oder angemeldet wurde,
- die vorgelegte Habilitationsschrift ohne fremde Hilfe verfasst, die beschriebenen Ergebnisse selbst gewonnen sowie die verwendeten Hilfsmittel, die Zusammenarbeit mit anderen Wissenschaftlern/Wissenschaftlerinnen und mit technischen Hilfskräften sowie die verwendete Literatur vollständig in der Habilitationsschrift angegeben wurden,
- mir die geltende Habilitationsordnung bekannt ist.

Ich erkläre ferner, dass mir die Satzung der Charité – Universitätsmedizin Berlin zur Sicherung Guter Wissenschaftlicher Praxis bekannt ist und ich mich zur Einhaltung dieser Satzung verpflichte.

.....
Datum

.....
Unterschrift