Universität Ulm
Medizinische Fakultät

Dynamik der Position des äußeren Kopfes positiv-exzentrischer bipolarer Hüfthemiendoprothesen nach Schenkelhalsfrakturversorgung

Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm
vorgelegt von
Raphael Klembt aus Würzburg

2021

Amtierender Dekan:	Prof. Dr. Thomas Wirth
1. Berichterstatter:	Prof. Dr. Ralf Eisele
2. Berichterstatter:	PD. Dr. Andrea Formentini
Tag der Promotion:	2.6.2022

in memoriam Dr. med. Torben Buschulte

1988 – 2020

salus aegroti suprema lex

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis II

1 Einleitung 1

1.1 Epidemiologie und Diagnostik der Schenkelhalsfraktur 1

1.2 Therapeutische Konzepte 1

1.3 Prothetische Versorgung des Hüftgelenks 2

1.4 Geschichte und Funktionsweise verschiedener Hüftendoprothesen 3

1.4.1 Monopolare Hemiendoprothesen 3

1.4.2 Totalendoprothesen 3

1.4.3 Konzentrische bipolare Hemiendoprothesen 5

1.4.4 Positiv-exzentrische bipolare Hemiendoprothesen 7

1.5 Fragestellung 8

2 Material und Methoden 11

2.1 Patienten 11

2.2 Prothese 11

2.3 Bildgebung 12

2.4 Winkelbestimmung 13

3 Ergebnisse 15

3.1 Einstellung des äußeren Kopfes 15

3.2 Erhalt der Doppelten Mobilität 22

4 Diskussion 26

4.1 Ausbleibende Valgisierung des äußeren Kopfes 26

4.2 Anhaltende Doppelte Mobilität 31

4.3 Schlussfolgerung 45

5 Zusammenfassung 47

6 Literaturverzeichnis 49

7 Danksagung 60

8 Lebenslauf 61

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
Al_2O_3	Aluminiumoxid
FE	Finite-Elemente
FEM	Finite-Elemente-Methode
Hemi-EP	Hemiendoprothese
ICD	International Statistical Classification of Diseases and Related Health Problems (Internationale statistische Klassifikation der Krankheiten und verwandter Gesundheitsprobleme)
IL	Interleukin
MPa	Megapascal
µm	Mikrometer
N	Newton
PE	Polyethylen
Total-EP	Totalendoprothese
UHMWPE	Ultra-high-molecular-weight polyethylene (ultrahochmolekulargewichtiges Polyethylen)

1 Einleitung

1.1 Epidemiologie und Diagnostik der Schenkelhalsfraktur

Schon die Quellen aus dem vergangenen Jahrhundert beschreiben zur Epidemiologie und Diagnostik der Schenkelhalsfraktur, was heutzutage immer noch gilt. So ist über die gegenwärtig mit der ICD-10 S72.0 bezeichnete Schenkelhalsfraktur im Vademecum des Feldarztes von 1914 zu lesen: „Fractura colli femoris. Bei Fall auf die Seite, auf das Knie ist besonders bei höherem Alter immer an diese Fraktur zu denken (Röntgen!)" (Schönwerth 1914, S. 184). Nach wie vor sind es vor allem alte, osteoporotische und sturzgefährdete Patienten, die eine Schenkenhalsfraktur erleiden. Bei der Diagnosestellung sind Anamnese und körperliche Untersuchung der erste Schritt (Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie 2015). Klinisch kann sich eine Außenrotation mit Verkürzung des Beines zeigen, dabei bestehen Schmerzen über dem Trochanter major. Wie damals erfolgt auch nach aktuellen Leitlinien zur weiteren Diagnose eine Röntgenaufnahme, heutzutage als Tiefe Beckenübersichtsaufnahme und Proximaler Oberschenkel axial. 2018 wurde in Deutschland bei 79.457 Krankenhauspatienten eine Schenkelhalsfraktur (S72.0) diagnostiziert (Statistisches Bundesamt 2020). Von diesen waren 52.933 weiblich und 26.524 männlich. Die altersspezifischen Fallzahlen je 100.000 Einwohner betrugen eins bei unter 15 Jahren, drei bei 15 bis 45 Jahren, 34 bei 45 bis 65 Jahren und 391 bei 65 Jahren und älter.

1.2 Therapeutische Konzepte

Bevor die operativen Therapien bei der Behandlung maßgeblich wurden, bedeutete eine Schenkelhalsfraktur lange Liegezeiten mit Risiken wie Dekubitus und Lungenhypostase (Schönwerth 1914). Auch nach Einführung des Smith-Petersen Nagels 1925 mussten die Patienten vier Wochen nach der Operation liegen bleiben (Smith-Petersen 1967). Dem gegenüber betrug die Verweildauer im Krankenhaus bei Schenkelhalsfraktur in Deutschland 2018 im Durchschnitt nur 14,9 Tage (Statistisches Bundesamt 2020). Sofern der Bruch nicht stabil und der Patient operabel ist, wird gemäß Leitlinie eine rasche

Osteosynthese oder eine Prothesenimplantation angestrebt, in beiden Fällen mit früher Mobilisierung (Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie 2015). Bei älteren Patienten, Patienten mit Osteoporose, nicht ausreichend reponierbarer Fraktur, Fraktur vor über 24 Stunden oder reduzierter Aktivität wird heute statt Osteosynthese zur Prothese geraten (Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie 2015). Die prothetische Versorgung folgt dem Konzept, den Femurkopf zu ersetzen, anstatt auf eine ungewisse und langwierige Heilung zu hoffen. Diese Herangehensweise wurde in den 1950er Jahren von Austin Moore begründet (Hernigou et al. 2014). Er hatte zuvor einen wegen Riesenzelltumor entfernten Femurkopf erfolgreich mit einer Prothese aus Vitallium®, einer damals neuen Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung, ersetzt und damit ein Prothesenmaterial gefunden, das Erfolge *in vivo* gezeigt hatte. Darüber hinaus war er Chirurg eines psychiatrischen Krankenhauses, bei dessen Patienten es oft zu Schenkelhalsfrakturen kam. 1952 präsentierte er seine „Moore-Prothese", eine monopolare Hemiendoprothese (Hemi-EP), wie in Abschnitt 1.4.1 „Monopolare Hemiendoprothesen" beschrieben. Genau wie bei modernen Hemi-EP wurde auch bei dieser nach Entfernung des Femurkopfes der Prothesenschaft in den Femurkanal eingebracht und der Prothesenkopf artikulierte im Azetabulum.

1.3 Prothetische Versorgung des Hüftgelenks

Im Jahre 2019 waren in Deutschland 1,4 % der vollstationären Operationen eine Implantation einer Hüftendoprothese (Statistisches Bundesamt 2020). Mit 243.477 Eingriffen war sie die sechsthäufigste Operation. Hierunter fallen sowohl Hemi- als auch Totalendoprothesen (Total-EP) -Operationen, einschließlich der nicht wegen Schenkelhalsfraktur erfolgten. Zur prothetischen Versorgung der Schenkelhalsfraktur kann sowohl eine Hemi-EP, als auch eine Total-EP in Betracht kommen (Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie 2015). In beiden Fällen ist das Therapiekonzept einer baldigen Mobilisation nach Ersatz des Femurkopfes seit Moore gleichgeblieben. Bei den die Prothesen betreffenden Unterschieden liegt mit der in vorliegender Arbeit untersuchten „positiv-exzentrischen bipolaren" Hemi-EP aus Keramik eine moderne Prothese vor, durch die Komplikationen welche bei vorher gebräuchlichen Prothesen aufgetreten waren wie folgend dargestellt verhindert werden.

1.4 Geschichte und Funktionsweise verschiedener Hüftendoprothesen

Mit Hinblick auf die Fragestellung wird ein Überblick zu den Überlegungen und mechanischen Prinzipien gegeben, welche zur Entwicklung der hier untersuchten „positiv-exzentrischen" bipolaren Hemi-EP führten. Hierbei wird der Fokus auf die Entwicklung der Prothesenköpfe gelegt. Auf den Prothesenschaft und andere Bauteile wird nur insoweit eingegangen, als es dem prinzipiellen Verständnis dient.

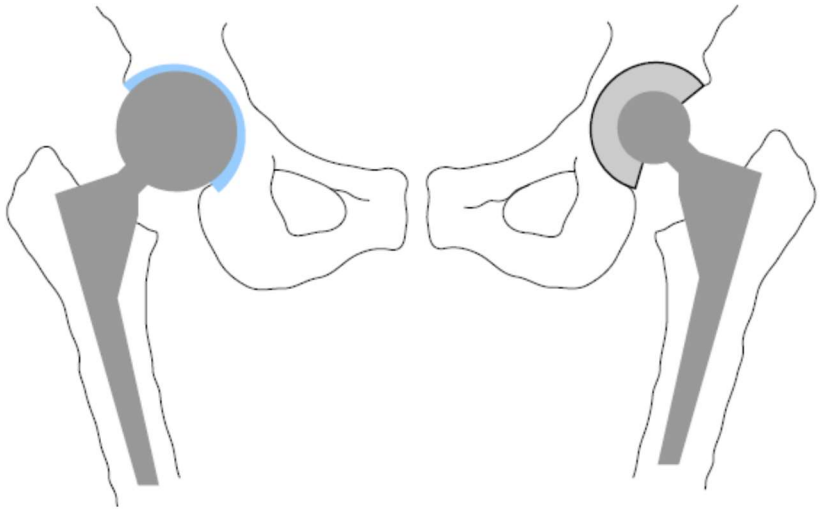
1.4.1 Monopolare Hemiendoprothesen

Als Hemi-, das heißt „Teil-" Endoprothesen, ersetzen sie nur die distale Hälfte des Gelenks, nämlich den Schenkelhals mitsamt Femurkopf (Abb. 1a). Sie sind in sich starr und können deswegen grundsätzlich auch aus einem Stück gefertigt werden. Der Prothesenschaft liegt fest im Femurkanal und der Prothesenkopf entspricht dem natürlichen Femurkopf in Größe und Funktion. Somit liegt er direkt im Azetabulum und artikuliert mit dem natürlichen Pfannenknorpel. Entsprechend des natürlichen Hüftgelenks bilden diese Hemi-EP ein Kugelgelenk mit nur einem Gelenkkopf und werden folglich als monopolar oder unipolar bezeichnet. Wegen der einfachen Bauweise und damit niedrigen Kosten werden auch heute noch monopolare Hemi-EP verschiedener Materialien und Modelle verwendet (Stoffel et al. 2013, Chigblo et al. 2017), jedoch kam es durch die Reibung des Kopfes im Laufe der Zeit teilweise zu Schädigungen des Azetabulums (Wetherell u. Hinves 1990).

1.4.2 Totalendoprothesen

Um die Reibung des Prothesenkopfes im Azetabulum zu umgehen, erweiterte Charnley die monopolare Hemi-EP Anfang der 60er Jahre um eine künstliche Pfanne und schuf somit die Totalendoprothese (Total-EP) (Charnley 1961, Siebenrock 2008). Weil hierbei die künstliche Pfanne innerhalb des Azetabulums liegt und selbst den Prothesenkopf aufnimmt, muss dieser kleiner als der natürliche Femurkopf gewählt werden (Abb. 1b). Je kleiner der Kopf, desto größer ist sein Drehmoment in der künstlichen Pfanne, wodurch diese wiederum weniger Drehmoment gegenüber dem Azetabulum erfährt (Charnley 1961). Allerdings

steigt mit abnehmender Kopfgröße das Risiko, dass er aus der künstlichen Pfanne luxiert (Sariali et al. 2009, Farizon et al. 2018). Charnley wählte für seine Pfanne aus ultrahochmolekulargewichtigem Polyethylen (UHMWPE) einen Metallkopf mit 22,2 mm Durchmesser (Siebenrock 2008, Noyer u. Caton 2017). Durch neue Materialien mit besserer Gleitpaarung, besserer Fixierung im Hüftknochen und weniger Abrieb wurden Total-EP ständig verbessert. Sie haben sich bewährt, allerdings bedingen sie ein höheres Operationsrisiko als Hemi-EP (Bonnaire et al. 2008).



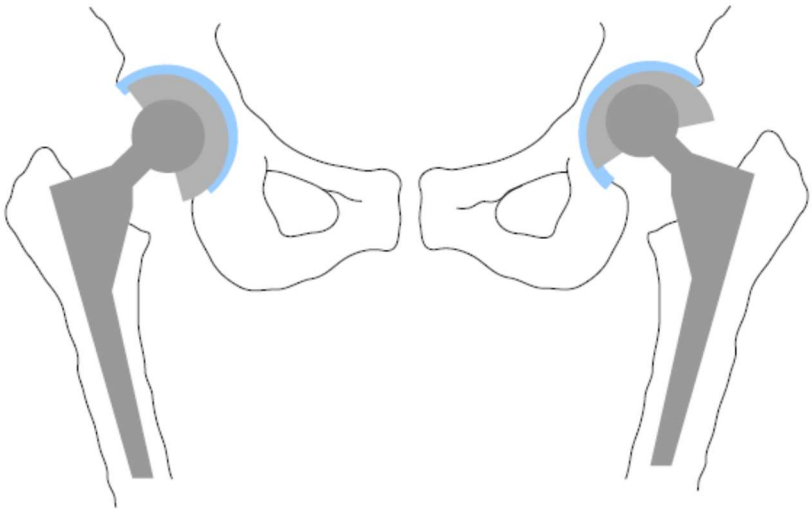
a) b)

Abb. 1:
Schematische Darstellung der Monopolaren Hemi-EP (a) und Total-EP (b).
Dunkelgrau: Prothesenköpfe mit Hals und Schaft (a, b),
hellblau: Azetabulumknorpel (a), hellgrau: künstliche Pfanne (b) (selbst erstellt).

1.4.3 Konzentrische bipolare Hemiendoprothesen

Wegen der umfangreicheren Operation bei Total-EP wurde weiterhin an der Verbesserung von Hemi-EP gearbeitet. Das bei monopolaren Hemi-EP auftretende Problem der Erosion im Azetabulum wurde durch zusätzliche Verteilung der Bewegung auf ein in der Prothese selbst gelegenes Gelenk angegangen (Bateman 1990, Giliberty 1983, La Belle et al. 1990). Dazu wurde der distale Teil einer Total-EP mit seinem kleineren und fest mit dem Prothesenschaft verbundenen Kopf nicht mit einer fest im Azetabulum verankerten künstlichen Pfanne gepaart, sondern lag frei beweglich innerhalb eines zweiten, größeren Kopfs von der Größe des natürlichen Femurkopfes (Abb. 2a). Entsprechend des Prothesenkopfes bei monopolaren Hemi-EP und des natürlichen Femurkopfes liegt dieser äußere Kopf frei beweglich im Azetabulum (Drinker u. Mall 1977). Sowohl innerer Kopf und äußerer Kopf als auch äußerer Kopf und Azetabulum bilden somit je ein Kugelgelenk, die Prothese ist folglich bipolar und besitzt eine Doppelte Mobilität. Anders als bei den im kommenden Abschnitt beschrieben „positiv-exzentrischen“ bipolaren Hemi-EP (Abb. 2b) fallen die Mittelpunkte von innerem Kopf, äußerem Kopf und Azetabulum bei den anfangs entwickelten und hier beschriebenen bipolaren Hemi-EP zusammen. Sie werden daher als „konzentrische“ bipolare Hemi-EP bezeichnet. Die Doppelte Mobilität mit zwei verschieden großen, ineinander liegenden Köpfen vereint die Vorteile kleiner bzw. großer Prothesenköpfe, wie sie bei der Entwicklung der Total-EP zu Tage getreten waren: Aufgrund der den verschiedenen Radien der beiden Köpfe entsprechenden unterschiedlichen Drehmomente, findet die Bewegung initial und hauptsächlich im inneren Gelenk statt (Brueton et al. 1993). Bei diesen Bewegungen des inneren Kopfes im (noch) nicht bewegten äußeren Kopf, verhält sich die Prothese wie eine Total-EP nach Charnley, wobei der äußere Kopf der künstlichen Pfanne entspricht und im Azetabulum selbst keine Bewegung stattfindet (Thomsen et al. 2001). Sobald es aber bei endgradigen Bewegungen zum Kontakt des Prothesenhalses mit der Kante des im Azetabulum liegenden äußeren Kopfes kommt, kann dieser die Bewegung aufnehmen, durch Drehung im Azetabulum dem Prothesenhals Raum geben und damit eine Luxation des inneren Kopfes aus dem äußeren Kopf (innerprothetische Luxation) verhindern (Sierra et al. 2006). Der äußere Kopf besteht häufig, bei frühen Modellen immer, aus Polyethylen (PE) und muss hierbei selbst gegen Abrieb durch den Azetabulumknorpel geschützt werden, indem er

proximal von einer Metallhaube gefasst wird (Thomsen et al. 2001). Allerdings kommt es durch den Kontakt zwischen seinem PE-Rand und dem Prothesenhals aus Metall nicht nur zur gewünschten Bewegung des äußeren Kopfes, die eine Luxation verhindert, sondern auch hier zum PE-Abrieb (Farizon et al. 2018). Im Rahmen dieser Problematik wird die Kontaktfläche von Prothesenhals und äußerem Kopf als „drittes Gelenk" bezeichnet (Caton et al. 2016). Einerseits kommt es durch die Materialbelastung an dieser dritten Artikulation zu PE-Abrieb mit Bildung von Mikropartikeln, welche eine Entzündungsreaktion auslösen und zur Lockerung des Prothesenschaftes im Femur und zu Schädigungen des Azetabulums führen können. Andererseits kann es zu makroskopischen Schädigungen des PE im inneren Randbereich des äußeren Kopfes kommen, wo der innere Kopf formschlüssig im äußeren Kopf gehalten wird (Herzenberg et al. 1988). Dies kann zum Bruch des Halteapparates aus PE führen, wobei der innere Kopf dann aus dem äußeren luxiert (innerprothetische Luxation). Die an dieser „dritten Artikulation" auftretenden Probleme wurden auf verschiedene Arten angegangen: Zum einen durch Verminderung des PE-Abriebs bei Kontakt. Hierzu zählen die Verwendung polierter Prothesenhälse, härtere PE-Verbindungen und eine Formgebung von Prothesenhals und Rand des äußeren Kopfes, die den Schaden bei und durch Kontakt der beiden minimieren (Farizon et al. 2018). Zum anderen durch die auch bei der in dieser Arbeit untersuchten Prothese vorhandene „positiven Exzentrizität" – einer Bauweise die dazu führt, dass der äußere Kopf eine diesen Kontakt vermeidende Position einnimmt.



a) b)

Abb. 2:
Schematische Darstellung der konzentrischen bipolaren (a) und positiv-exzentrischen bipolaren Hemi-EP (b).
Dunkelgrau: Innere Köpfe mit Hals und Schaft (a, b), hellgrau: Äußere Köpfe (a, b), hellblau: Azetabulumknorpel (a, b) (selbst erstellt).

1.4.4 Positiv-exzentrische bipolare Hemiendoprothesen

Positive Exzentrizität bedeutet, dass der Mittelpunkt des inneren Kopfes nicht mittig im Zentrum des äußeren Kopfes und damit dem Mittelpunkt des Azetabulums liegt, sondern einige Millimeter hin zum mit dem Azetabulum artikulierenden proximalen Pol des äußeren Kopfes versetzt ist (Abb. 2b). Folglich ist die Wandstärke am Pol des äußeren Kopfes um den Versatz der Mittelpunkte geringer als am Äquator. Wirkt hierbei eine zum Beispiel durch Beinbewegung auf den Prothesenschaft vermittelte Kraft auf die Prothese, so

findet die Bewegung analog zu den vorausgehend beschriebenen konzentrischen bipolaren Prothesen initial im aus innerem und äußerem Kopf gebildeten intraprothetischen Gelenk statt (Drinker u. Mall 1977, Bateman 1990). Grundlegend anders verhält sich die Doppelte Mobilität bei positiv-exzentrischen Prothesen, wenn über den äußeren Kopf Druck zwischen Azetabulum und innerem Kopf vermittelt wird. Liegt hierbei der äußere Kopf nicht mit seinem proximalen Pol im Zentrum der Belastung, so erfährt er ein Drehmoment. Der innere Kopf bildet ein Widerlager für den äußeren, der sich über ihm so dreht, dass sein Mittelpunkt im Zentrum des Kraftvektors liegt (Krein u. Chao 1984, Gaine et al. 2000). Durch die auf die Prothese wirkende Gewichtskraft erfährt der äußere Kopf ein Drehmoment, welches seine Valgisierung begünstigt und stellt sich in Richtung der Horizontalen ein (Ocken 1999, Lee et al. 2007). Die positive Exzentrizität fand schon bei den ersten Nachfolgemodellen der frühen noch konzentrischen bipolaren Hemi-EP Verwendung und ist heute bei bipolaren Hemi-EP die Regel. Das Funktionsprinzip wird als selbstzentrierender Effekt, selbstausrichtender Effekt, oder Antivarusmechanik beschrieben (Thomsen et al. 2001). Vor allem die Bezeichnung „antivarus“ ist teilweise mit Annahmen zur Valgisierung des äußeren Kopfes verbunden, die in dieser Studie analysiert werden.

1.5 Fragestellung

Bei bipolaren Prothesen liegen im Hüftgelenk zwei voneinander unabhängige Kugelgelenke vor und nach dem Konzept der Doppelten Mobilität findet in beiden dieser Gelenke Bewegung statt. Über den jeweiligen Anteil des inneren bzw. äußeren Gelenks an der Gesamtbewegung der Prothese gibt es seit der Verwendung von bipolaren Hemi-EP widersprüchliche Auffassungen und Studienergebnisse. So beobachtete man in einer Studie mit 14 Patienten trotz der Verwendung gleicher Prothesen verschiedene Anteile an der Gesamtbewegung (Bednar et al. 1988). Sowohl im Modell (Krein et al. 1984) als auch *in vivo* (Gaine et al. 2000, Tsumura et al. 2005) wurde die durch die positiv-exzentrische Bauart bestimmte und erwünschte Valgisierung des äußeren Kopfes bei Belastung nachgewiesen. Beobachtungen einer geringeren oder im Laufe der Zeit abnehmenden Beweglichkeit des äußeren Kopfes im Azetabulum (Kim et al. 2012),

verbunden mit der baulich bedingten Valgisierung, führten zu der Annahme einer zunehmenden Fixierung des äußeren Kopfes in Valgusposition, die auch *in vivo* beschrieben wurde (Ocken 1999). Ein unbeweglich im Azetabulum liegender äußerer Kopf entspräche funktionell der Pfanne einer Total-EP (Phillips 1987). Da mit der Einführung der Total-EP die mittlerweile auch bei Verwendung von positiv-exzentrischen Hemi-EP realisierte Verhinderung von Protrusionen erreicht wurde, ist die Annahme einer Pfannenfunktion des äußeren Kopfes nicht unbegründet. Als zur Versorgung von Hüftarthrose noch keine Total-EP, sondern unter anderem auch noch bipolare Hemi-EP verwendet wurden, zeigte sich, dass die Bewegung des äußeren Kopfes nach Operationen wegen Arthrose geringer als bei Operationen wegen Schenkelhalsfraktur war (Tsumura et al. 2005). Mit der Zeit nahm aber auch bei letzterer die Beweglichkeit des äußeren Kopfes ab und eben hierin wurde ein Vorteil bipolarer Prothesen gesehen (Phillips 1987). Zudem könnte gerade das valgisierende Drehmoment dazu beitragen, den äußeren Kopf im Azetabulum in Ruhe zu halten (Wetherell et al. 1992, Thomsen et al. 2001). Mit einer permanenten Fixierung des äußeren Kopfes im Azetabulum stünde die Mechanik der positiv-exzentrischen bipolaren Hemi-EP jedoch im Widerspruch zum Konzept der Doppelten Mobilität und hieraus würde sich kein geringeres Luxationsrisiko mehr ableiten lassen. Des Weiteren zeigte sich in einer Studie an positiv-exzentrischen Total-EP (tripolare Prothesen), dass durch die positiv-exzentrische Bauweise der äußere Kopf während bestimmter Bewegungen ständig neu ausgerichtet wird (Fabry et al. 2014). Bei dieser Art von Prothesen handelt es sich in mechanischer Hinsicht um positiv-exzentrische bipolare Hemi-EP, die um eine künstliche Pfanne erweitert sind. Schließlich können die Forderungen nach Doppelter Mobilität zur Vermeidung von Luxation auf der einen und nach Verminderung der Bewegung im Azetabulum zur Verhinderung von Knorpelschäden auf der anderen Seite beide erfüllt werden, indem sich der äußere Kopf erst bei endgradigen Bewegungen oder nur unter Belastung bewegt, oder wenn ein ursprünglich frei im Azetabulum beweglicher äußerer Kopf sich erst im Laufe der Zeit fixiert und damit unbeweglich oder in seinem Bewegungsumfang begrenzt wird. Ein Grund für eine solche „sekundäre Fixierung" kann an der Abnahme der Gleitfähigkeit im Azetabulum liegen (Pickard et al. 2000). Falls sich dadurch die positiv-exzentrische bipolare Hemi-EP im postoperativen Verlauf tatsächlich zu einer funktionellen Total-EP

wandelt, würde der Verlust des Vorteils der Doppelten Mobilität bei der Entscheidung zwischen Versorgung mit bipolarer Hemi-EP oder Total-EP zu berücksichtigen sein. Ferner spielt nicht nur die Beweglichkeit des äußeren Kopfes an sich, sondern auch seine Ausrichtung eine Rolle. Bei der Wahl des Pfannenwinkels von Total-EP muss nämlich mit Hinblick auf die Vermeidung von Impingement und Bewegungseinschränkungen der Pfannenwinkel nicht zu flach, zur Verringerung des Luxationsrisikos jedoch nicht zu steil gewählt werden (Widmer u. Zurfluh 2004, Laffargue et al. 2006). Wenn der äußere Kopf bei funktionierender Hüftmechanik also einen festen Winkel annimmt, oder sich nur innerhalb eines bestimmten Winkelbereiches bewegt, würde dies eine entsprechende Wahl des Pfannenwinkels von Total-EP nahelegen.

Ziel dieser Arbeit ist es somit zu überprüfen,

- ob es zu einer überwiegenden Einstellung des äußeren Kopfes in Valgusposition kommt,
- ab wann diese auftritt
- und ob der äußere Kopf in einer bestimmten Valgusposition fixiert ist oder seine Beweglichkeit auch im Rahmen der grundsätzlichen Valgisierung erhalten bleibt.

2 Material und Methoden

Anhand bereits vorliegender radiologischer Aufnahmen wurde die Stellung des äußeren Kopfes von insgesamt 111 positiv-exzentrischen Hemi-EP bestimmt.

2.1 Patienten

Die radiologische Bildgebung stammte von 103 Patienten, welche im Zeitraum von 2008–2015 in der Stiftungsklinik Weißenhorn oder der Donauklinik Neu-Ulm wegen Schenkelhalsfraktur versorgt worden waren. Von allen Patienten wurde mindestens eine Aufnahme von 14 oder mehr Tagen post operationem ausgewertet. Von 65 Prothesen konnte mehr als eine Aufnahme ausgewertet werden. 22 Patienten waren männlich, 81 weiblich. Bei acht Patientinnen konnte auf beiden Seiten eine Hemi-EP untersucht werden.

2.2 Prothese

Die Prothesen waren positiv-exzentrische Hemi-EP der Firma Mathys. Innerer und äußerer Kopf bestanden beide aus Bionit2®, einer Keramik aus 100 % Aluminiumoxid (Al_2O_3). Diese bildet sowohl die Gleitpaarung der beiden Köpfe untereinander als auch die des äußeren mit dem Azetabulum. Der Durchmesser des inneren Kopfes betrug 28 mm. Er wird durch einen im Rand des äußeren Kopfes liegenden Sicherungsring aus UHMWPE in diesem gehalten. Insgesamt konnten 111 Prothesen untersucht werden.

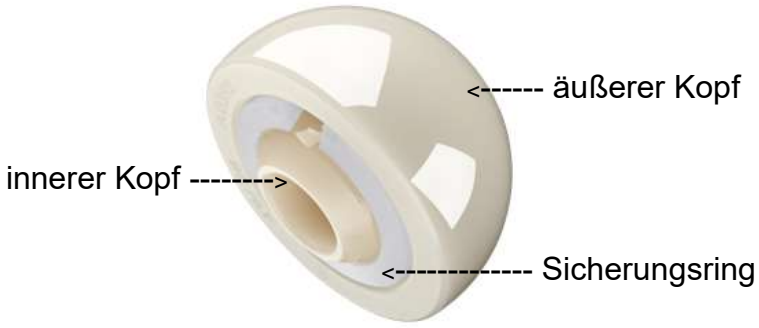


Abb. 3:
Innerer - und äußerer Kopf aus Bionit2®, Sicherungsring im Rand des äußeren Kopfes aus UHMWPE. Mit freundlicher Genehmigung der Mathys AG, Bettlach (Mathys 2022).

2.3 Bildgebung

Die Bildgebung hatte im Rahmen späterer Krankenhausaufenthalte stattgefunden und galt nicht der Beurteilung der in dieser Studie untersuchten Einstellung der äußeren Köpfe. Die hier untersuchten Hemi-EP stellten auf den Aufnahmen einen Nebenbefund dar, zum Beispiel im Rahmen der Diagnostik einer Schenkelhalsfraktur der Gegenseite (Abb. 4 und 6). Grundsätzlich lagen tiefe Beckenübersichtsaufnahmen vor. Bei fünf Patienten erfolgten insgesamt acht Winkelbestimmungen anhand frontaler CT-Rekonstruktionen. Alle Aufnahmen wurden in Rückenlage mit gestreckten Beinen und somit ohne Belastung gemacht.

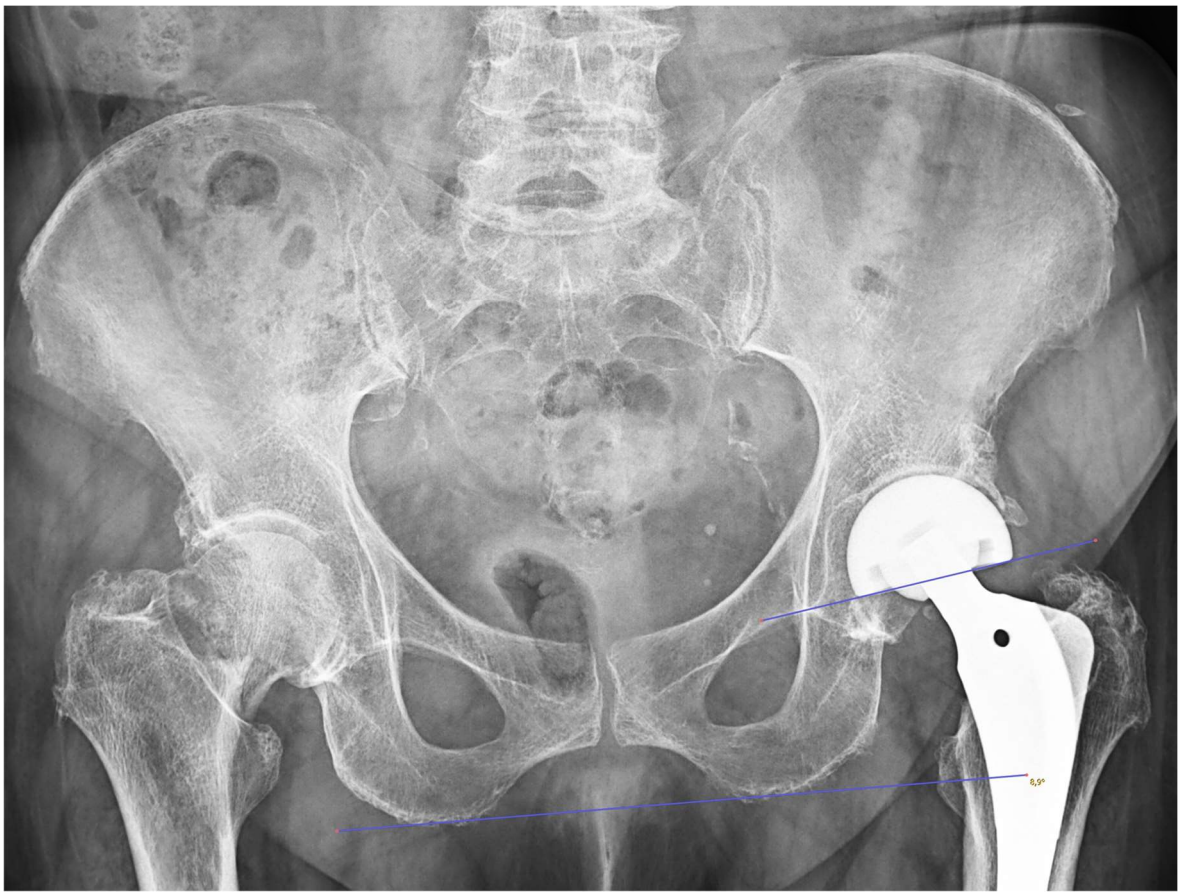


Abb. 4:
Tiefe Beckenübersicht.
Patientenseitig links, vom Betrachter aus gesehen rechts: Prothese mit Messgeraden (blau). Auf der Gegenseite frische Schenkelhalsfraktur.

2.4 Winkelbestimmung

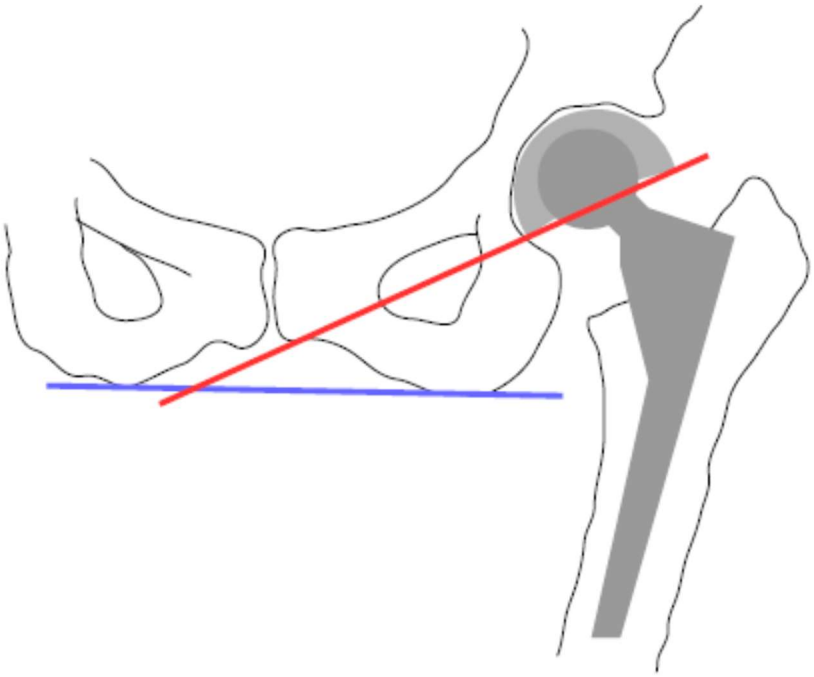


Abb. 5:
Winkelbestimmung durch berechneten Winkel zwischen der Horizontalen (blau), definiert als die Tangente beider Sitzbeinhöcker und der Neigungsgerade (rot) des äußeren Kopfes (hellgrau) (selbst erstellt).

Anhand der radiologischen Befunde wurde der Neigungswinkel der äußeren Köpfe zur Horizontalen bestimmt. Die Horizontale wurde als die beide Sitzbeinhöcker tangierende Gerade definiert (Abb. 4–6). Aufnahmen, bei denen zwar die Prothese, nicht aber beide Sitzbeinhöcker vollständig sichtbar waren, wurden nicht ausgewertet. Der Rand der äußeren Köpfe definierte seine Neigungsgerade (Abb. 4–6). Wenn sich der Rand in der frontalen Projektion als Ellipse darstellte, definierte deren Hauptachse die Neigungsgerade (Abb. 6). Beide Geraden wurden händisch in die Bilder des Programms zur radiologischen Befundung gelegt, worauf der Winkel zwischen diesen automatisch berechnet wurde.

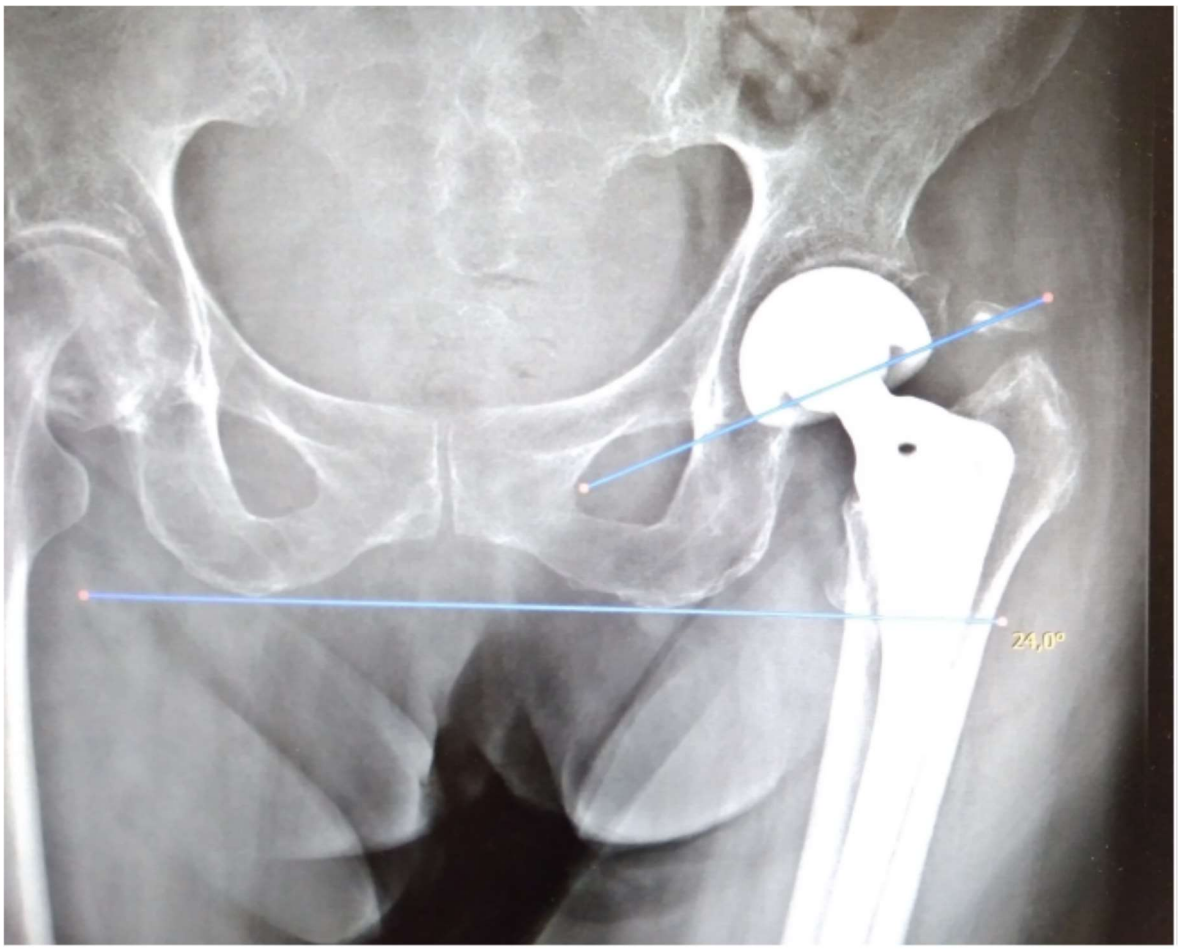


Abb. 6:
Tiefe Beckenübersicht.
Patientenseitig links, vom Betrachter aus gesehen rechts: Prothese mit Messgeraden (blau). Der Rand des äußeren Kopfes ist nach vorne gedreht und wird als Ellipse projiziert. Auf der Gegenseite frische Schenkelhalsfraktur.

Die Daten wurden anonym ausgewertet. Nach § 15 der Berufsordnung der Ärzte Bayerns ist hierbei kein Ethikantrag notwendig (Anfrage 2018-109, Bayerische Landesärztekammer).

3 Ergebnisse

3.1 Einstellung des äußeren Kopfes

Es zeigte sich, dass es im beobachteten Zeitraum nicht zu einer Valgisierung der äußeren Köpfe kam. Manche Aufnahmen zeigten zwar Valgusstellung (bis 0°), es wurden aber ebenso Varuspositionen beobachtet (bis 57°). Abb. 7 zeigt alle 247 Winkel, die bei den 111 äußeren Köpfen zum jeweiligen Zeitpunkt nach der Operation gemessen wurden:

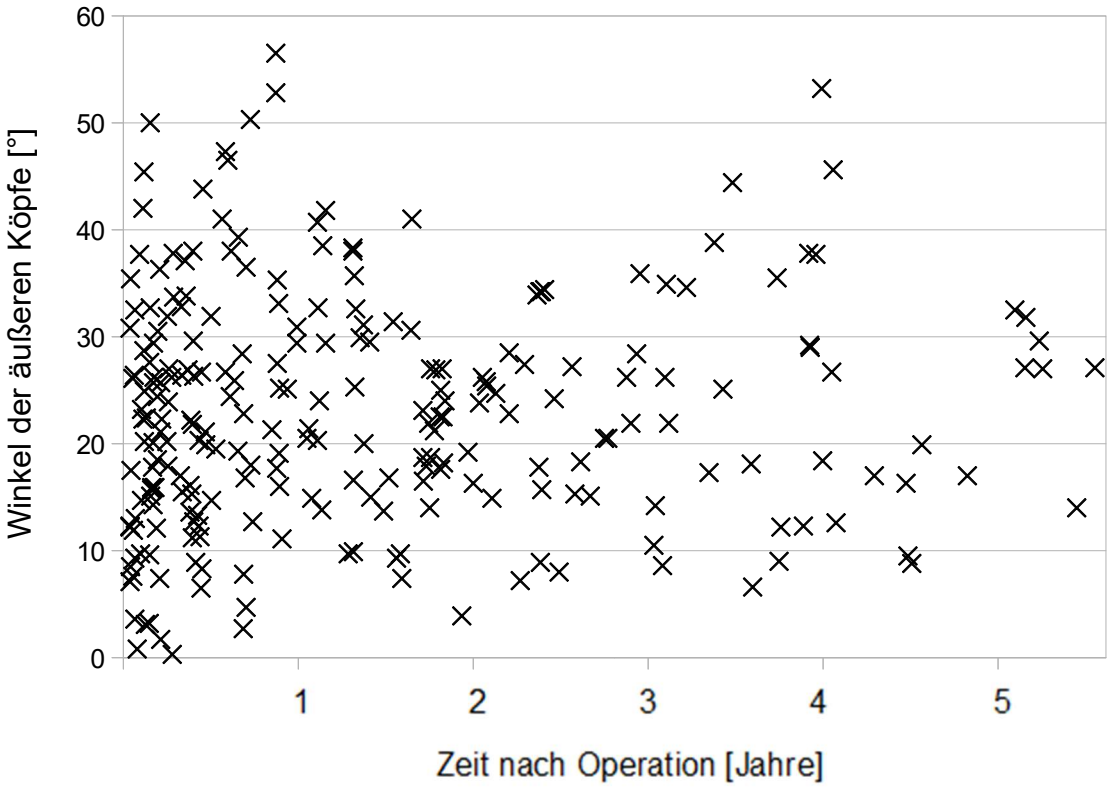


Abb. 7:
Neigungswinkel der äußeren Köpfe zur Horizontalen je Bildgebung zum Zeitpunkt nach Hemiprothesenoperation (Stiftungsklinik Weißenhorn und Donauklinik Neu-Ulm, 2008–2015).

Auch bei Betrachtung definierter Zeiträume nach der Operation zeigte sich beim Vergleich der Mittelwerte aller in einem bestimmten Zeitraum gemessenen Neigungswinkel der äußeren Köpfe keine Valgisierungstendenz.

Tabelle 1:
Mittelwerte und Extreme der Neigungswinkel von äußeren Köpfen zur Horizontalen innerhalb bestimmter Zeiträume nach Hemiprothesenoperation (Stiftungsklinik Weißenhorn und Donauklinik Neu-Ulm, 2008–2015).

14–29 Tage:	16° (1°–35°)	15 Köpfe, 16 Winkel
30–89 Tage:	22° (2°–50°)	29 Köpfe, 38 Winkel
90–364 Tage:	25° (0°–57°)	46 Köpfe, 73 Winkel
1–3 Jahre:	23° (4°–42°)	44 Köpfe, 81 Winkel
ab 3 Jahren:	24° (7°–53°)	23 Köpfe, 39 Winkel

In jedem Zeitraum lag für mindestens eine Prothese mehr als eine Aufnahme vor. Hierbei gab es äußere Köpfe, deren Position bei aufeinanderfolgenden Aufnahmen verschiedene Winkel eingenommen hatten. In den folgenden Abbildungen (Abb. 8–12) sind diejenigen Winkel, welche bei ein und demselben äußeren Kopf auf verschiedenen Aufnahmen bestimmt wurden, als Rauten dargestellt. Sofern sie auseinanderliegen, sind diese vertikal verbunden. Auswertungen, die innerhalb des Zeitraumes nur bei einem äußeren Kopf erhoben wurden, sind als Punkt dargestellt. Der Mittelwert aller einzelnen Werte im dargestellten Zeitraum wird durch die waagerechte Linie gekennzeichnet.

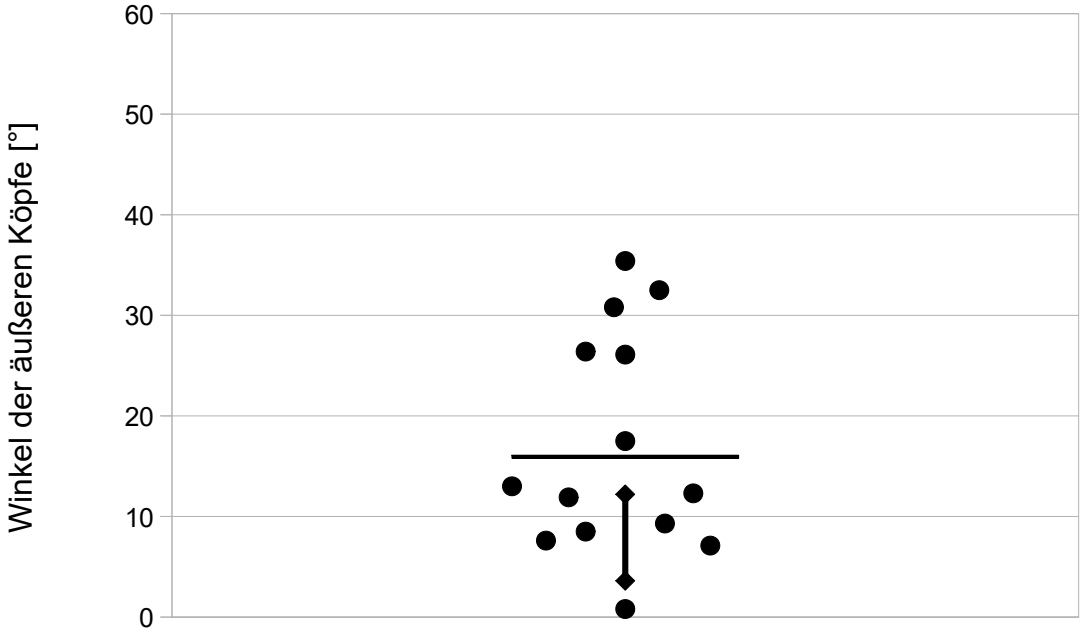


Abb. 8:

Einstellung und Mittelwert der äußeren Köpfe im Zeitraum von 14–29 Tagen nach der Operation (Stiftungsklinik Weißenhorn und Donauklinik Neu-Ulm, 2008–2015). Horizontale Verteilung zur getrennten Darstellung naheliegender Winkel ohne zeitliche Zuordnung.

Verbundene Rauten: Zwei Werte bestimmt.

Waagerechter Strich: Mittelwert aller Winkel.

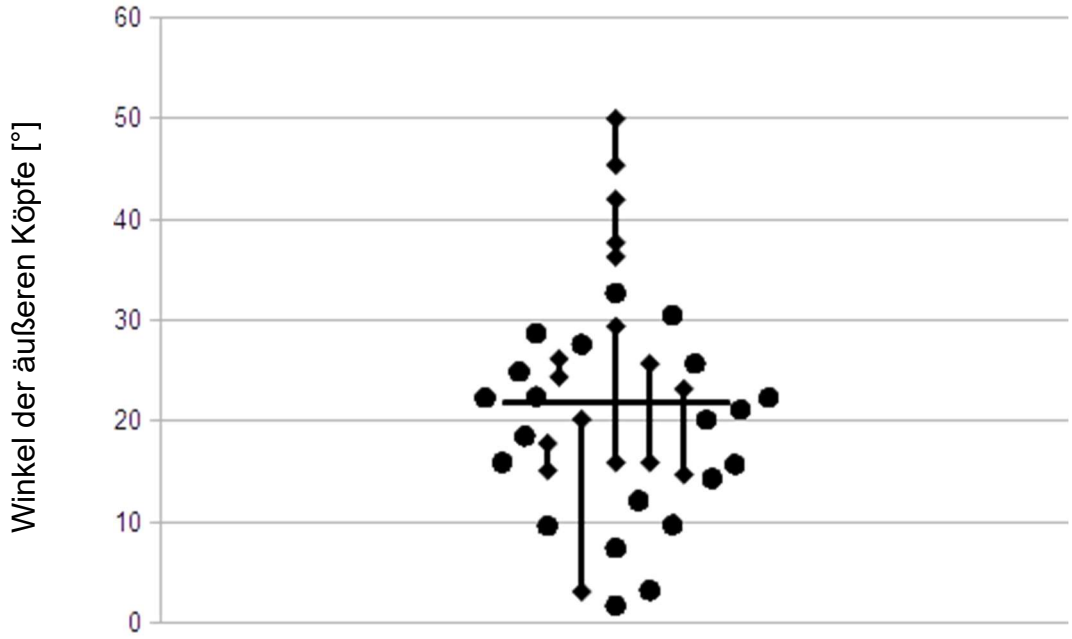


Abb. 9:

Einstellung und Mittelwert der äußeren Köpfe im Zeitraum von 30–89 Tagen nach der Operation (Stiftungsklinik Weißenhorn und Donauklinik Neu-Ulm, 2008–2015). Horizontale Verteilung zur getrennten Darstellung naheliegender Winkel ohne zeitliche Zuordnung.

Rauten: Mehrere Werte bestimmt, auseinanderliegende verbunden.

Waagerechter Strich: Mittelwert aller Winkel.

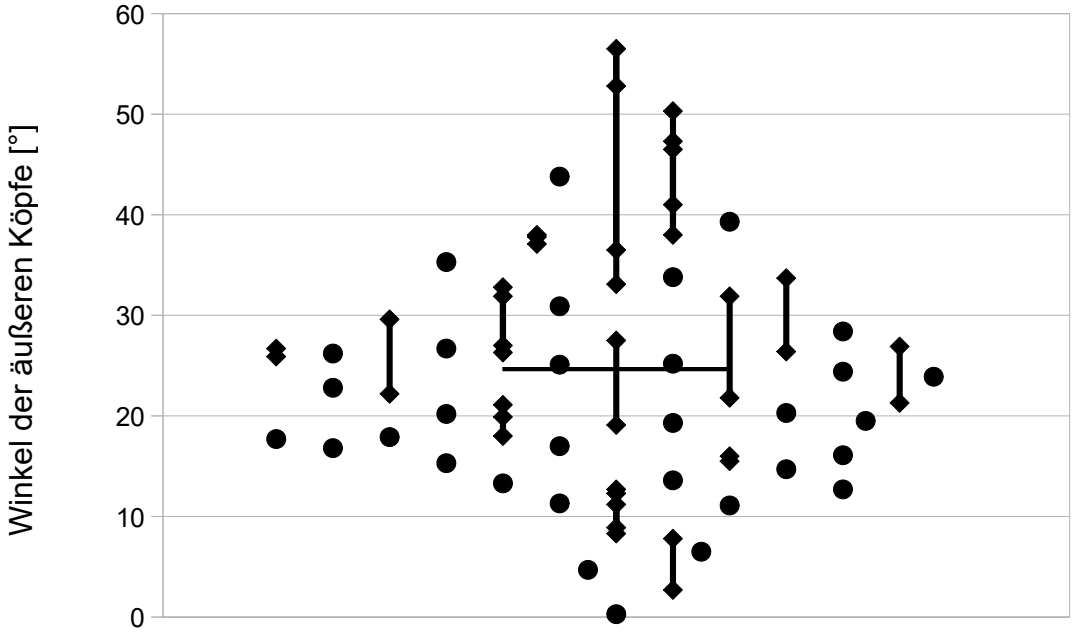


Abb. 10:

Einstellung und Mittelwert der äußeren Köpfe im Zeitraum von 90–364 Tagen nach der Operation (Stiftungsklinik Weißenhorn und Donauklinik Neu-Ulm, 2008–2015). Horizontale Verteilung zur getrennten Darstellung naheliegender Winkel ohne zeitliche Zuordnung.

Rauten: Mehrere Werte bestimmt, auseinanderliegende verbunden.

Waagerechter Strich: Mittelwert aller Winkel.

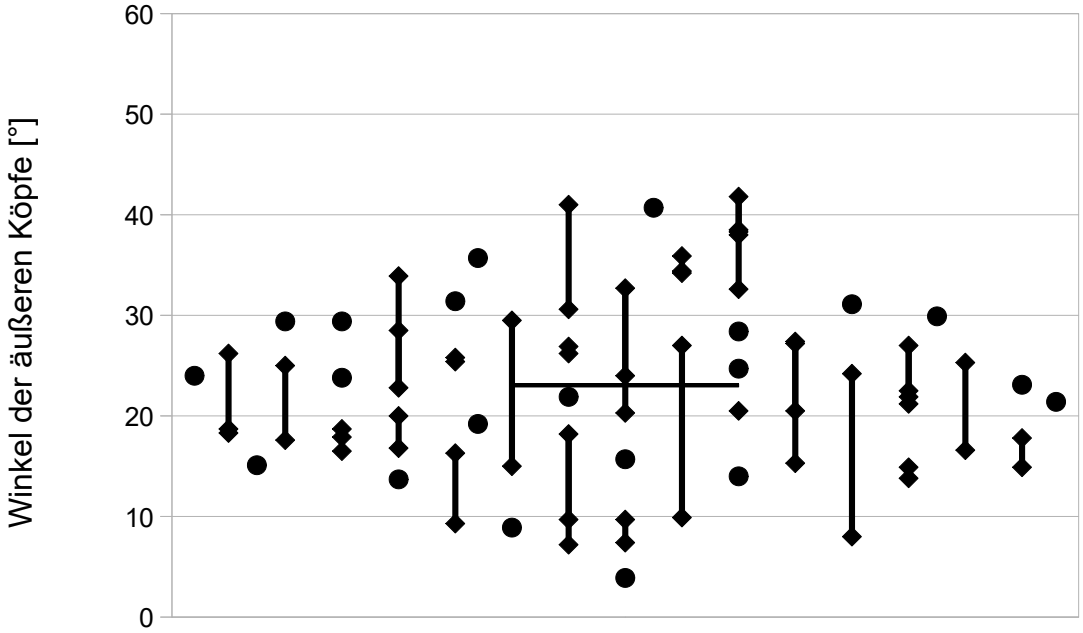


Abb. 11:

Einstellung und Mittelwert der äußeren Köpfe im Zeitraum von 1–3 Jahren nach der Operation (Stiftungsklinik Weißenhorn und Donauklinik Neu-Ulm, 2008–2015). Horizontale Verteilung zur getrennten Darstellung naheliegender Winkel ohne zeitliche Zuordnung.

Rauten: Mehrere Werte bestimmt, auseinanderliegende verbunden.

Waagerechter Strich: Mittelwert aller Winkel.

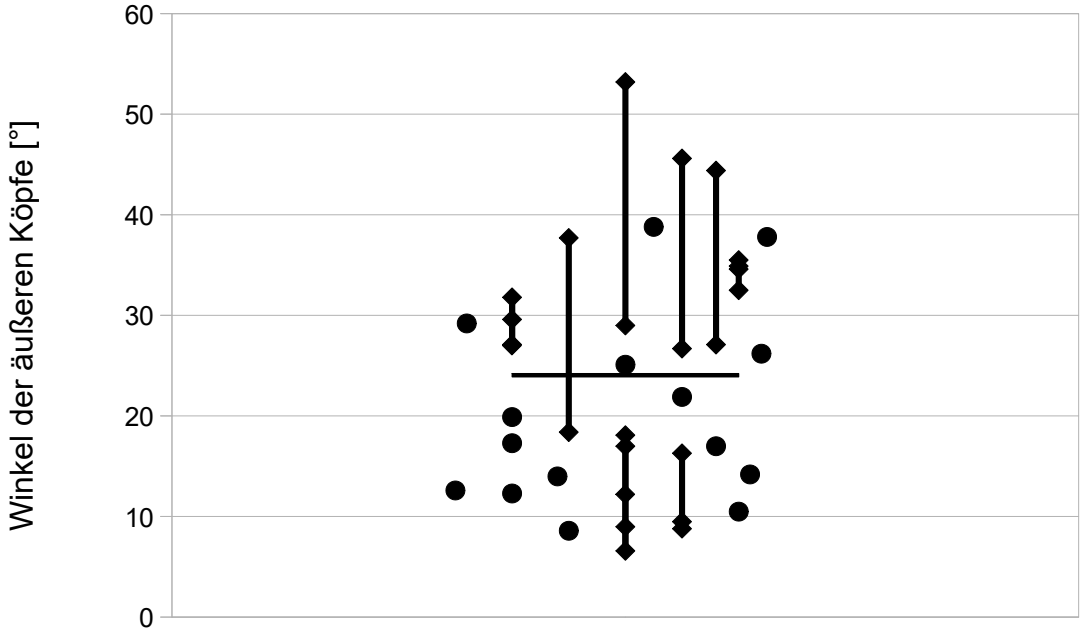


Abb. 12:

Einstellung und Mittelwert der äußeren Köpfe im Zeitraum ab 3 Jahren nach der Operation (Stiftungsklinik Weißenhorn und Donauklinik Neu-Ulm, 2008–2015). Horizontale Verteilung zur getrennten Darstellung naheliegender Winkel ohne zeitliche Zuordnung.

Rauten: Mehrere Werte bestimmt, auseinanderliegende verbunden.

Waagerechter Strich: Mittelwert aller Winkel.

3.2 Erhalt der Doppelten Mobilität

Wie in Abschnitt 3.1 gezeigt, lagen bei einigen äußeren Köpfen innerhalb der definierten Zeiträume verschiedene Winkel vor. Es zeigte sich, dass die Bewegungen der äußeren Köpfe sowohl in Valgus- als auch in Varusrichtung erfolgt waren. Über den gesamten Zeitraum hinweg wurden äußere Köpfe beobachtet, die sich im Vergleich zu vorherigen Messungen in Varus- und oder Valgusrichtung gedreht hatten. Wegen der Menge der Verläufe ist die graphische Darstellung der ermittelten Winkel zeitlich unterteilt. (Die Unterteilung entspricht hierbei nicht der aus Abschnitt 3.1.) In Abb. 13 sind die Neigungswinkel der äußeren Köpfe derjenigen Prothesen aufgeführt, für die nur im Zeitraum bis zu einem Jahr nach der Operation die Einstellung der äußeren Köpfe bestimmt wurde. Abb. 14 zeigt diejenigen, deren Winkel nur für die Zeit von einem Jahr bis zu über fünf Jahren bestimmt wurden. Diejenigen Prothesen, bei denen in beiden der in Abb. 13 und 14 angegebenen Zeiträume eine Einstellung des äußeren Kopfes bestimmt wurde, sind in Abb. 15 gezeigt. Die Werte jedes einzelnen Kopfes sind verbunden. Die verschiedenen Symbole und Farben dienen der besseren Nachvollziehbarkeit der Mobilität einzelner Köpfe, insbesondere bei eng beieinanderliegenden Werten verschiedener Prothesen.

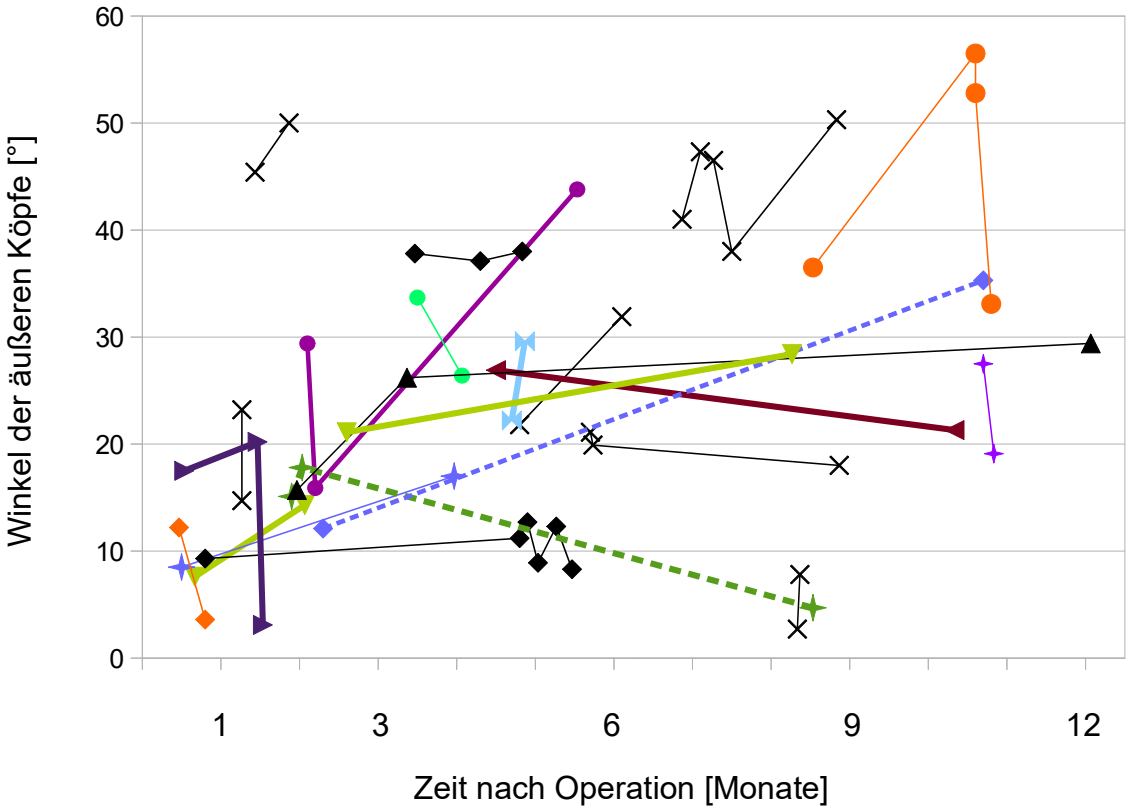


Abb. 13:

Verlauf der Neigungswinkel zur Horizontalen der äußeren Köpfe von 22 untersuchten Prothesen je Bildgebung im Zeitraum von 14 Tagen bis zu einem Jahr nach der Operation (Stiftungsklinik Weißenhorn und Donauklinik Neu-Ulm, 2008–2015). Die Werte jedes einzelnen äußeren Kopfes sind mit gleichem Symbol und gleicher Farbe verbunden, die Symbol- und Farbwahl dient der Unterscheidbarkeit.

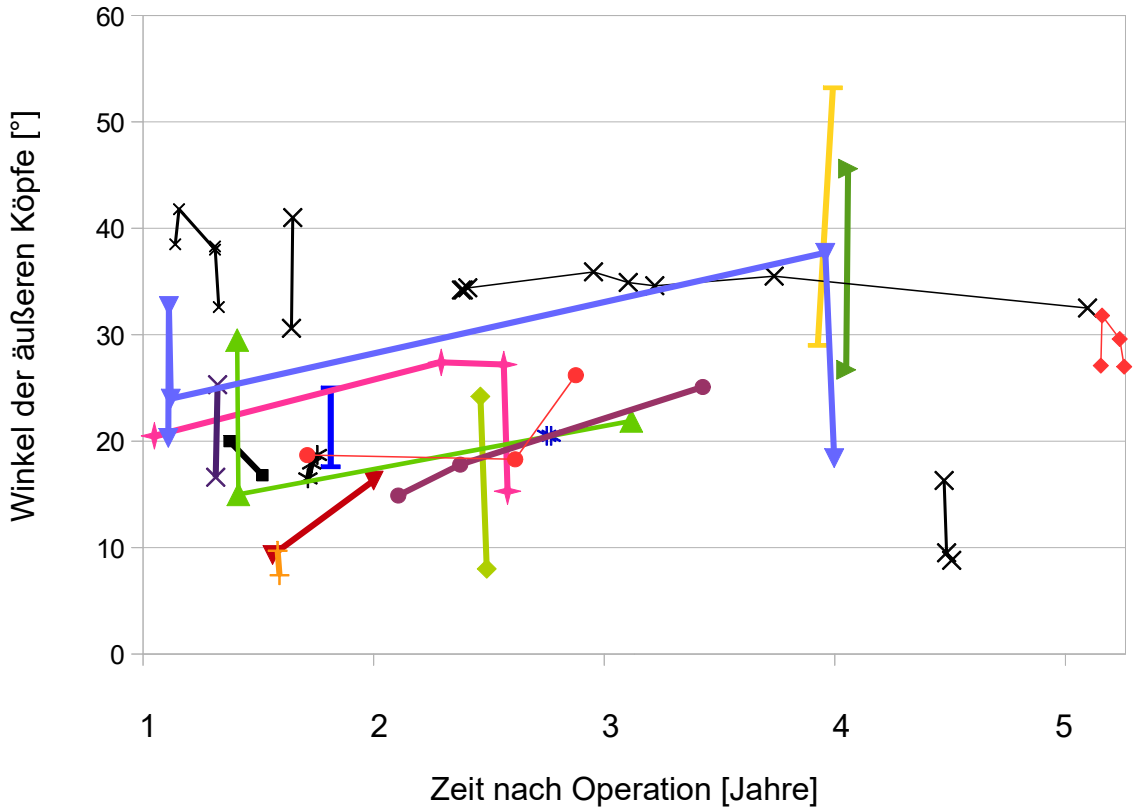


Abb. 14:

Verlauf der Neigungswinkel zur Horizontalen der äußeren Köpfe von 20 untersuchten Prothesen je Bildgebung im Zeitraum von einem Jahr bis zu über fünf Jahren nach der Operation (Stiftungsklinik Weißenhorn und Donauklinik Neu-Ulm, 2008–2015). Die Werte jedes einzelnen äußeren Kopfes sind mit gleichem Symbol und gleicher Farbe verbunden, die Symbol- und Farbwahl dient der Unterscheidbarkeit.

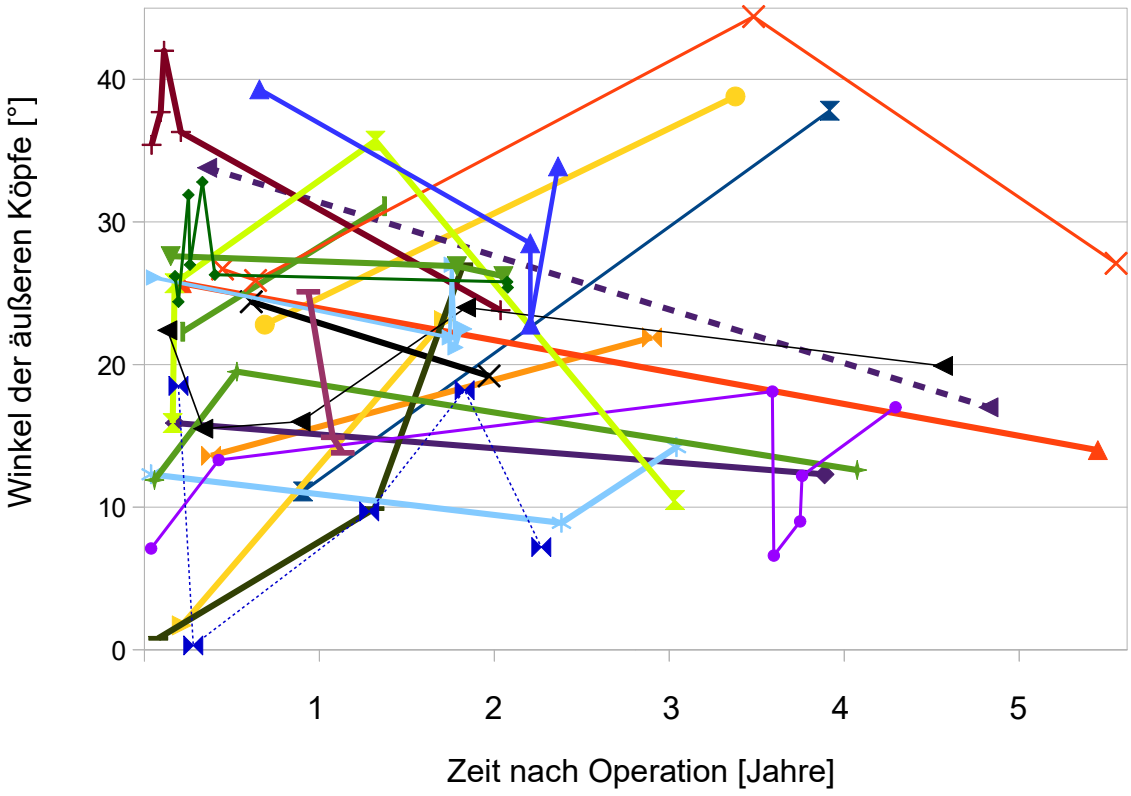


Abb. 15:
Verlauf der Neigungswinkel zur Horizontalen der äußeren Köpfe von 23 untersuchten Prothesen je Bildgebung im Zeitraum von 14 Tagen bis zu über fünf Jahren nach der Operation (Stiftungsklinik Weißenhorn und Donauklinik Neu-Ulm, 2008–2015). Die Werte jedes einzelnen äußeren Kopfes sind mit gleichem Symbol und gleicher Farbe verbunden, die Symbol- und Farbwahl dient der Unterscheidbarkeit.

Die Prothesen zeigten bis zu fünf Jahre nach der Operation eine Doppelte Mobilität. Eine überwiegende Einstellung der äußeren Köpfe, auch im Sinne einer Valgisierung, trat nicht auf.

4 Diskussion

4.1 Ausbleibende Valgisierung des äußeren Kopfes

Die Auswertung der 247 radiologisch bestimmten Winkel der äußeren Köpfe von 111 positiv-exzentrischen bipolaren Hemi-EP ergab keine überwiegende Einstellung des äußeren Kopfes in Valgusposition. Eine Valgisierung entspricht einer Ausrichtung des äußeren Kopfes in Richtung der Horizontalen, die in dieser Studie als die Sitzbeinhöcker tangierende Gerade definiert wurde. Obgleich mit Winkeln bis zu 0° auch äußere Köpfe in Valgusposition gefunden wurden, zeigten andere eine Varusstellung. Auch über drei Jahre nach der Operation traten Varusstellungen auf. Ein Vergleich der untersuchten Zeiträume untereinander zeigte ebenso keine Valgisierungstendenz. So lag bei 16 Winkeln von 15 Prothesen, welche im Zeitraum von 14 Tagen bis zu 29 Tagen nach der Operation untersucht wurden, der steilste Winkel bei 35° und die weiteste Valgisierung bei 1°, womit der äußere Kopf fast horizontal eingestellt war. Im Durchschnitt zeigten die Aufnahmen einen Winkel von 16°.

Im Zeitraum von 30 Tagen bis zu 89 Tagen nach der Operation wurden 38 Aufnahmen von 29 Prothesen ausgewertet. Mit Winkeln von 2°–50° und mit durchschnittlich 22° waren die äußeren Köpfe geringgradig steiler eingestellt als im Zeitraum von 14 Tagen bis zu 29 Tagen.

Für den Zeitraum von 90 Tagen bis zu 364 Tagen konnten mit 46 Prothesen die meisten äußeren Köpfe untersucht werden. Die Auswertung der hierbei vorliegenden 73 Bilder zeigten Winkel von 0°–57°, was in dieser Studie die breiteste Streuung unter den dargestellten Zeiträumen bedeutet. Ebenso ist der ermittelte Durchschnittswinkel mit 25° der höchste und damit am wenigsten valgisierte Mittelwert.

Für den folgenden Zeitraum von 365 Tagen bis zu 1.094 Tagen wurden 44 Prothesen ausgewertet. Dies erfolgte anhand von 81 Aufnahmen, womit für diesen Zeitraum die meisten Winkel bestimmt wurden. Die Winkel betrugen im Durchschnitt 23° und reichten von 4°–42°.

Für den Zeitraum von über 1.095 Tagen konnten 39 Bilder von 23 Prothesen untersucht werden. Die Bildgebung mit dem längsten Abstand zur Operation erfolgte nach 2.027 Tagen und damit mehr als fünf Jahre postoperativ. Der äußere

Kopf lag zu diesem Zeitpunkt bei 27°. Im Durchschnitt waren die äußeren Köpfe 24° geneigt und reichten von 7°–53°.

Bei den hier untersuchten Hemi-EP kam es somit selbst nach bis zu fünf Jahren postoperativ nicht zu einer vorwiegenden Einstellung der äußeren Köpfe in Valgusposition.

Das bei positiv-exzentrischen Prothesen durch Druck auf den äußeren Kopf vermittelte Drehmoment wirkt derart auf die Ausrichtung seiner Symmetrieachse, dass die Rotationszentren der beiden Köpfe nach Ausrichtung des äußeren Kopfes im Sinne des Drehmoments auf der Vektorgeraden der über das Azetabulum einwirkenden Kraft liegen. Je nach Bewegung ändern sich hierbei Stärke und Richtung der den äußeren Kopf ausrichtenden intraartikulären Belastung. Eine Finite-Elemente-Analyse (FE-Analyse) ergab, dass es beim Treppabsteigen und beim Einbeinstand zu Spitzendrücken von 4,63 MPa bzw. 4,40 MPa im lateralen Azetabulumdach kommt (Pawaskar et al. 2011). Dies führt bei positiv-exzentrischen Prothesen zu einem valgisierenden Drehmoment am äußeren Kopf. Diese Ausrichtung des äußeren Kopfes aufgrund der positiven Exzentrizität wurde im Labor bestätigt. Bei Druckbelastung konzentrischer bipolarer Prothesen trat hierbei keine Ausrichtung auf (Krein u. Chao 1984).

Auch an Leichenpräparaten mit positiv-exzentrischen Hemi-EP konnte gezeigt werden, dass sich die äußeren Köpfe entsprechend der Belastung ausrichten (Wetherell et al. 1992). Das selbstzentrierende Drehmoment am äußeren Kopf ist proportional zum Versatz der Rotationszentren beider Köpfe (Stoia et al. 2017) und frühe bipolare Hemi-EP mit leicht negativer Exzentrizität (Giliberty I) führten entsprechend zu einer Varuseinstellung des äußeren Kopfes (Giliberty 1983, Rao et al. 1991). Aber nicht nur bei der historischen, negativ-exzentrischen Prothese, auch bei konzentrischen Hemi-EP tendiert der äußere Kopf zu einer Varusposition (Pearse et al. 1992). Grund hierfür ist nicht ein Drehmoment aufgrund Exzentrizität, sondern das Bindegewebe, welches den lateralen Rand des äußeren Kopfes bei Kontakt mit diesem nach oben drückt (Thomsen et al. 2001). Der durch dieses Impingement bedingten Varisierung soll durch die positiv-exzentrische Bauweise mit ihren „anti-varus dynamics” (Pearse et al. 1992) entgegengewirkt werden. Die konzentrischen Bateman I Hemi-EP wurden deshalb zum positiv-exzentrischen Nachfolgemodell Bateman II verbessert (Sierra et al. 2006, Herzenberg et al. 1988) und auch bei anderen Prothesen-

modellen zeigte sich der Erfolg der positiven Exzentrizität: Bei einer Studie, die für bipolare Hemi-EP der Firma Howmedica gute klinische und radiologische Resultate zeigte, wurden sowohl die frühen konzentrischen als auch die diese ersetzenden positiv-exzentrischen Nachfolgemodelle untersucht (Pearse et al. 1992). Es stellte sich heraus, dass die sieben durch signifikantes Trauma erfolgten Fälle von intraprothetischer Luxation nur bei den 64 konzentrischen, nicht bei den 44 positiv-exzentrischen Hemi-EP aufgetreten waren. Der selbstzentrierende Effekt wurde somit auch klinisch gezeigt. Der Antivaruseffekt beruht jedoch nicht nur auf der bloßen positiven Exzentrizität, sondern auch auf dem entsprechenden Einwirken des Körpergewichtes auf den äußeren Kopf. Wegen des Fehlens dieser Gewichtskraft konnte der Antivaruseffekt im Augenblick der Bildgebung in dieser Arbeit nicht zum Tragen kommen. Eine dieser Arbeit ähnliche Studie – allerdings unter Belastung im Stehen – zeigte eine Valgisierung der äußeren Köpfe, beginnend ab einem halben Monat nach der Operation (Ocken 1999). Die verwendeten Prothesen waren „Duokopf-Endoprothesen“ der OSTEO GmbH aus Freiburg im Breisgau. Die inneren Köpfe dieser Prothese waren in einer Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung oder in Aluminiumoxidkeramik erhältlich und hatten ebenso wie die hier untersuchten einen Durchmesser von 28 mm. Der äußere Kopf bestand aus UHMWPE mit einer Kappe aus Kobalt-Chrom-Molybdän. Anders als in vorliegender Arbeit wurde nur diese Kappe als äußerer Kopf bezeichnet und dementsprechend das Bauteil aus UHMWPE als Polyethyleninlay. Wegen des Formschlusses von Schutzkappe und Inlay bzw. Fertigung des äußeren Kopfes aus Vollkeramik, wird diese mechanische Einheit hier durchgehend als äußerer Kopf bezeichnet. Die Untersuchungen erfolgten anhand von Röntgenbildern und die Bestimmung des Neigungswinkels hierbei nicht mit Hilfe beider Sitzbeinhöcker, sondern mittels der Köhlerschen Linie. Die Aufnahmen wurden im Stehen angefertigt und bei einer Köhlerschen Linie von 9,2° zeigte sich im Untersuchungszeitraum von direkt nach der Operation bis zu 48 Monaten ein zur Vergleichbarkeit mit dieser Arbeit umgerechneter Winkel von 14,6° ± 10,5° zur Horizontalen. Direkt nach der Operation betrug der entsprechende Winkel noch 18,5° ± 13,9°.

Eine Studie, welche anhand der Ausrichtung des äußeren Kopfes die Kraftrichtung im Azetabulum untersuchte, stellte ebenso eine zunehmende Valgisierung im

Verlauf nach der Operation fest (Lee et al. 2007). Direkt nach der Operation lag der Winkel bei den im Stehen angefertigten Aufnahmen noch bei 24,1° ± 11,2°, wobei die Patienten die operierte Hüfte noch nicht voll belasten durften. Sechs Wochen nach der Operation wurden die Aufnahmen unter voller Belastung wiederholt und die äußeren Köpfe hatten sich nun auf 16,2° ± 5,1° valgisiert. Die Valgisierung blieb bei weiteren Kontrollen bis zu einem Jahr bei einem Winkel von circa 16°. Darüber hinaus wurde nach einem Jahr die Ausrichtung unter verschiedener Belastung verglichen. Hierbei fand sich in Rückenlage, beim Einbein- und Zweibeinstand eine annähernd gleiche Valgisierung. Die Autoren schlossen, dass die den äußeren Kopf ausrichtende Gewichtskraft mit circa 16° zur Senkrechten wirkt. Diese beiden oben genannten Studien, die eine Valgisierung zeigten, unterschieden sich in ihrer Methodik durch die im Augenblick der Bildgebung vorhandene Belastung des äußeren Kopfes. In zahlreichen weiteren Studien fand sich eine unterschiedliche Ausrichtung und Bewegung des äußeren Kopfes, je nachdem wie und ob er belastet wurde (Fabry et al. 2014, Gaine et al. 2000, Tsumura et al. 2005, Rowe et al. 2004). In einer dieser Studien wurde eine positiv-exzentrische tripolare Total-EP diesbezüglich untersucht (Fabry et al. 2014). Bei einer Simulation von bei alltäglichen Bewegungen auf die Prothese einwirkenden Belastungen zeigte sich, dass der dem äußeren Kopf entsprechende Teil – die Zwischenschale der tripolaren Prothese – bei der Simulation des Gehens, der Kniebeuge und des Treppensteigens eine Valgusposition einnahm. Diese stellte sich mit Beginn der Bewegung ein und danach verharrte die Zwischenschale in dieser Valgusposition in der Außenschale. Allerdings kam es bei der Simulation von Hinsetzen und Aufstehen nicht zu einer festen Lage der Zwischenschale und in der Berechnung zum Verhalten beim Treppensteigen führte eine Erhöhung des Spielraumes zwischen Zwischenstück und Außenschale um 14 µm dazu, dass sich das Zwischenstück während der Bewegung ständig neuorientierte (Fabry et al. 2014). Die Experimente wurden nur mit einem Viertel der physiologischen Belastung durchgeführt. Darüber hinaus verglich die Studie auch eine sonst baugleiche konzentrische tripolare Total-EP mit der oben beschriebenen positiv-exzentrischen. Hierbei wurde nach 100 Zyklen aller oben genannten Bewegungssimulationen eine Valgisierung der positiv-exzentrischen Zwischenschale festgestellt. Am stärksten fiel diese aus, wenn sie zu Beginn des ersten Zyklus in Varusposition gebracht worden war. Bei der

verglichenen Prothese mit konzentrischer Zwischenschale trat der Antivaruseffekt bei gleicher Belastung nicht auf (Fabry et al. 2014). Ein ähnlicher Vergleich von konzentrischen und positiv-exzentrischen Hemi-EP unter Belastung bestätigte das entsprechende Verhalten des äußeren Kopfes auch *in vivo* (Brueton et al. 1993): Von zwei verschiedenen konzentrischen und einer positiv-exzentrischen Hemi-EP zeigte sich ebenso, dass der äußere Kopf mit positiver Exzentrizität erst bei Belastung der Prothese im Stehen und nicht schon bei entsprechender Position des Beines eine annähernd horizontale Position einnahm. Dagegen hatten die äußeren Köpfe der konzentrischen Hemi-EP eine vertikale Position. Eine weitere In-vivo-Studie untersuchte die Ausrichtung des äußeren Kopfes beim Gehen mittels Durchleuchtung (Gaine et al. 2000). Diese hatten sich nach einigen Schritten wieder zentriert und die „Regenschirm Position" eingenommen, bei der seine Symmetrieachse dem Belastungsvektor entsprach. Eine Studie, bei der die Ausrichtung der äußeren Köpfe unter verschiedener Belastung bestimmt wurde, ergab einen Winkel von 22,6° bei Abduktion im Einbeinstand (Tsumura et al. 2005). Beim darauffolgenden Zweibeinstand hatten sich die äußeren Köpfe auf 11,8° valgisiert. Ebenso konnte *in vivo* gezeigt werden, dass die positive Exzentrizität nicht nur bei Belastung in aufrechter Position, wo sie zur Valgisierung des äußeren Kopfes führt, wirksam ist. Der Vergleich von passiver Abduktion und Adduktion in Rückenlage mit aktiver Abduktion und Adduktion im Stehen ergab, dass der Anteil der Bewegung im äußeren Gelenk unter Belastung höher war (Rowe et al. 2004). Die Femurachse entspricht hierbei der Richtung der Gewichtskraft im Azetabulum und der äußere Kopf dreht sich dieser entsprechend im Azetabulum. Bei gleichsinniger Bewegung von äußerem Kopf und Prothesenschaft ist der Bewegungsanteil im inneren Gelenk folglich geringer. Die in dieser Arbeit vorliegenden, teilweise steilen Winkel können durch Impingement erklärt werden. Der Antivaruseffekt, der diesem entgegenwirkt, konnte wegen des Fehlens der Belastung während der Bildgebung nicht auftreten. Dementsprechend konnte hier keine Valgisierung der äußeren Köpfe im Liegen festgestellt werden. Nach Studienlage, vor allem wegen der In-vivo-Studien mit Hinblick auf die Belastung, ist eine Valgisierung des äußeren Kopfes unter entsprechender Belastung wie Stehen oder Gehen dennoch wahrscheinlich. Notwendig für die Wirksamkeit des hierbei auftretenden Antivaruseffekts ist die in dieser Studie festgestellte, dauerhaft erhaltene Doppelte Mobilität der bipolaren Hemi-EP.

4.2 Anhaltende Doppelte Mobilität

In der vorliegenden Arbeit nahmen die äußeren Köpfe zu keinem Zeitraum eine vorwiegend valgisierte Stellung oder einen festen Winkel ein, sondern sie positionierten sich in Winkeln zwischen 0° und 57°. Daran zeigt sich, dass die Doppelte Mobilität der Prothese erhalten geblieben war. Die Streuung der Winkel der einzelnen Aufnahmen reichte auch nach über drei Jahren von 7°–53°. Bei Prothesen von denen mehrere Aufnahmen ausgewertet wurden zeigte sich, dass die Bewegungen der äußeren Köpfe sowohl nach varus als auch nach valgus erfolgten. Die Bewegungen konnten sich zum Teil innerhalb eines Tages nachweisen lassen. Beispielsweise wurde bei einem Patienten am 240. Tag nach der Operation ein Winkel des äußeren Kopfes von 40° gemessen. Die folgenden zwei Aufnahmen entstanden beide am 805. Tag nach der Operation und zeigten auf der ersten Aufnahme einen Winkel von 29°, auf der zweiten von 23°. Der äußere Kopf hatte sich zwischen den beiden Aufnahmen valgisiert. Am 863. Tag nach der Operation erfolgte die letzte ausgewertete Aufnahme. Der Winkel betrug nun 34° und hatte sich damit wieder varisiert (Abb. 15, blaue Dreiecke). Daraus lässt sich schließen, dass die jeweilige Stellung nur eine Momentaufnahme darstellt. Eine hier nicht gezeigte, aber unter Belastung im Stehen wahrscheinliche Valgisierung, führte nicht zu einer vermehrten Valgusstellung der äußeren Köpfe im Liegen. Dies zeigt sich auch exemplarisch an folgenden Werten: Bei einer weiteren untersuchten Prothese betrug der Winkel des äußeren Kopfes am 14. Tag nach der Operation 7° und hatte sich bis zum 155. Tag auf 13° varisiert. Am 1310. Tag betrug der Winkel 18° und hatte sich drei Tage später wieder auf 7° valgisiert. In den letzten drei Aufnahmen an den Tagen 1368, 1372 und 1567 wurde jeweils ein im Vergleich dazu varisierter Winkel von 9°, 12° und 17° gemessen (Abb. 15, violette Punkte).

Bei einer anderen Prothese betrug der Winkel des äußeren Kopfes auf einer Aufnahme vom 1433. Tag 29° und am 1457. Tag 53° (Abb. 14, gelbe Striche). Die verschiedenen Einstellungen ein und derselben äußeren Köpfe wurden teilweise mit nur wenigen Tagen Unterschied oder sogar bei tagesgleichen Aufnahmen gemessen. Dies weist auf eine starke Mobilität des äußeren Kopfes im Azetabulum hin. Die Aufnahmen erfolgten alle in Rückenlage mit gestreckten Beinen. Wegen dieser immer gleichen Position und damit gleichen Drehung der inneren Köpfe in Bezug auf das Azetabulum, muss der äußere Kopf bei

verschiedenen Positionen sowohl gegenüber dem inneren Kopf als auch gegenüber dem Azetabulum beweglich sein. Somit konnte die Doppelte Mobilität für bis zu über fünf Jahre nach der Operation nachgewiesen werden. Die Doppelte Mobilität zeigte sich auch schon in einer anderen Studie mit positiv-exzentrischen Hemi-EP (Rowe et al. 2003). Durchschnittlich sieben Jahre nach Operation, und damit nach längerer Zeit als in dieser Arbeit, lag bei passiver Bewegung in den meisten Fällen eine Bewegung in beiden Gelenken vor. Andere Ergebnisse bei positiv-exzentrischer Hemi-EP zeigten wiederum, dass nach drei Jahren in nur 40 % der Prothesen tatsächlich eine Doppelte Mobilität vorlag (Brueton et al. 1993). In den folgend vorgestellten Studien war die Doppelte Mobilität der bipolaren Prothesen in diesem Zeitraum entweder eingeschränkt oder nicht mehr gegeben.

Es kann grundsätzlich zwischen einer Reduktion der Bewegung von innerem Kopf im äußeren Kopf (inneres Gelenk) und von äußerem Kopf im Azetabulum (äußeres Gelenk) unterschieden werden (Thomson et al. 2001). Bei einem Sistieren der Bewegung im inneren Gelenk entspricht die bipolare Hemi-EP technisch einer monopolaren Hemi-EP. Der durch die bipolare Bauweise erhoffte Schutz des Azetabulums kann hierbei nicht mehr durch Reduktion der Bewegung in diesem erklärt werden (Verberne 1983). Folglich wurde das Versagen des inneren Gelenks als „worst case” bezeichnet (Thomson et al. 2001). In einer In-vivo-Studie wurde einen Monat nach Operation wegen Schenkelhalsfraktur ein geringerer Bewegungsanteil des inneren Gelenks festgestellt, der nach drei Monaten weiter abgenommen hatte (Verberne 1983). Dies war unabhängig von der Belastung. Die bipolare Hemi-EP war das Modell „Variokopf“ der Interplanta GmbH, bei welcher der äußere Kopf aus High-Density PE bestand und proximal mit einer Metallkappe versehen war.

In einem Fallbericht wurde das Versagen einer Bateman Hemi-EP, welche ebenso einen äußeren Kopf aus High-Density PE hat, beschrieben (Binns 1989). Diese war wegen Schenkelhalsfraktur operiert worden und wurde nach einem Jahr wegen Hüftschmerzen wieder entfernt, wobei auch eine Lockerung des Prothesenschaftes festgestellt worden war. Es zeigte sich eine Versteifung des inneren Gelenks, in dem nach Entfernung des inneren Kopfes PE-Abrieb und Bindegewebe gefunden wurden. Bei einer In-vivo-Studie mit positiv-exzentrischen Hastings Hemi-EP zeigte sich, dass im Verlauf von zwei Jahren in jedem der

untersuchten Zeiträume mehr Prothesen mit einer reinen Bewegung des äußeren Gelenks vorlagen, als mit Bewegung in beiden Gelenken (Chen et al. 1989). Die Prothesen waren wegen Schenkelhalsfraktur operiert worden. Der äußere Kopf bestand innen ebenfalls aus PE und der innere Kopf aus Metall hatte distal keine vollkommen sphärische Form, woraus die Autoren eine schlechtere Beweglichkeit im äußeren Kopf mutmaßten.

Eine weitere In-vivo-Studie zu Hastings Prothesen untersuchte diese drei Jahre nach Operation, ebenfalls wegen Schenkelhalsfraktur (Eiskjær et al. 1989). Auch hier zeigte sich eine geringe Bewegung im inneren Gelenk und diese teilweise nur nach Impingement. Durch dieses wurde der äußere Kopf zwischen Azetabulum und innerem Kopf verschoben. Die Bewegungsmuster korrelierten nicht mit dem Andersson Hip-Score und die Autoren schlossen, dass die guten Ergebnisse der Prothese somit nicht an einer Reduktion der Bewegung im Azetabulum lägen.

Die in den beiden letztgenannten Studien untersuchten Hastings Prothesen waren wie die in dieser Arbeit untersuchte Prothese positiv-exzentrisch. Mit einem inneren Kopf von 22,5 mm Durchmesser (Gaine et al. 2000) lag bei ihnen ein größeres Drehmoment im inneren Gelenk vor, als bei den hier untersuchten mit 28 mm. Dennoch fand die Bewegung vornehmlich im äußeren Gelenk statt. Ein Grund hierfür kann in den Materialien liegen: Die Hastings Prothese war nicht aus Keramik, sondern der innere Kopf bestand aus Metall und der äußere Kopf aus PE mit einer Metallkappe (Gaine et al. 2000). Das Zusammenspiel von der Gleitpaarung aus Metall mit PE im inneren Gelenk, mit der Gleitpaarung aus Metall mit dem Azetabulumknorpel im äußeren Gelenk, führte hierbei trotz der Hebelwege zur hauptsächlichen Bewegung im äußeren Gelenk (Chen et al. 1989, Eiskjær et al. 1989). Der Einfluss der Differenz der Radien von innerem und äußerem Kopf wurde auch *in vivo* gezeigt: Dem grundsätzlichen Verhältnis der Hebelwege entsprechend, lag die verminderte Doppelte Mobilität in den hier folgenden Studien an einer geringeren Bewegung des äußeren Gelenks. In einer In-vivo-Studie wurden unter anderem Prothesen, die sich im Durchmesser des inneren Kopfes unterschieden, verglichen (Bednar et al. 1988). Bei einem inneren Kopf mit 22 mm Durchmesser zeigte sich ein höherer Bewegungsanteil des inneren Gelenks als mit 28 mm. Ähnliche Ergebnisse wurden auch beim Vergleich innerer Köpfe von 22 mm Durchmesser mit 32 mm großen inneren Köpfen gezeigt (Brueton et al. 1993). Der Durchmesser der inneren Köpfe von den in vorliegender

Arbeit untersuchten Prothesen betrug 28 mm. Mit einem unbeweglich im Azetabulum ruhenden äußeren Kopf kann die bipolare Hemi-EP funktional wie eine monopolare Total-EP gesehen werden (Thomson et al. 2001). In Analogie zu dieser hätte der äußere Kopf hierbei die Funktion einer künstlichen Pfanne, welche das Azetabulum schützt (Phillips 1987). Eine Bewegung der Prothese, die auf das innere Gelenk beschränkt ist, wurde folglich als „best case" beschrieben (Thomson et al. 2001).

Die nach dieser Vorstellung funktionale Nähe zur Total-EP zeigt sich schon in der Entstehungsgeschichte der bipolaren Hemi-EP: Bei den ersten bipolaren Hemi-EP wurden die schon erprobten femoralen Anteile (Prothesenschaft, -hals und -kopf) von Total-EP verwendet und diese lediglich um den äußeren Kopf erweitert (Reid u. Butler-Manuel 2010). Auch aus historischen Fehlschlägen kann man die Funktion des äußeren Kopfes als künstliche Pfanne herleiten: Ein Prototyp einer bipolaren Hemi-EP scheiterte erst am Abrieb vom PE des äußeren Kopfes durch das Azetabulum. Als dieser zum Schutz des PE mit einer beweglichen Schale aus Metall überkappt wurde, kam es zu Protrusionen im Azetabulum. Daraufhin verankerten die Konstrukteure diese Metallschale fest im Azetabulum und erweiterten die Prothese so um eine künstliche Gelenkpfanne (Caton et al. 2016). Das Konzept der hierbei entwickelten Total-EP mit Doppelter Mobilität (tripolare Prothesen) zeigt geringere Luxationsraten als monopolare Total-EP (Caton et al. 2014). Damit steht die Doppelte Mobilität im Vordergrund. Der Schutz des Azetabulums wird hierbei nicht mehr durch einen äußeren Kopf, der hier nun einem Discus articularis der Total-EP entspricht, sondern durch die künstliche Pfanne im Azetabulum gewährleistet. Statt von einer Pfanne und zwei Köpfen wird bei diesen tripolaren Prothesen von einem Kopf und zwei Pfannen gesprochen. Hierbei liegt die Doppelte Mobilität dann in der proximalen Gelenkseite mit zwei Pfannen (Gonzalez et al. 2017). Im Gegensatz zum oben genannten, gescheiterten Prototyp einer Hemi-EP, kommt es bei aktuellen bipolaren Hemi-EP – folglich ebenso ohne künstliche Pfanne – nicht zu einer vergleichbaren Schädigung des Azetabulums. Bei Funktionieren der bipolaren Hemi-EP kann dem äußeren Kopf – der technisch ebenso einem Discus articularis entspricht – folglich je nach Bewegungsmuster genauso gut die Rolle einer das Azetabulum schützenden künstlichen Pfanne wie die des im Azetabulum artikulierenden Femurkopfes, zugeschrieben werden. Hierbei muss allerdings eingewendet

werden, dass der gescheiterte Prototyp über eine negative Exzentrizität verfügte (Rambert 1977). Die Idee der Schutzfunktion eines im Azetabulum unbewegten äußeren Kopfes zeigt sich auch in der Nomenklatur: So wurde die bipolare Hemi-EP als Totalsystem beschrieben, bei dem die Pfanne nicht zementiert werden müsse (Vázquez-Vela u. Vázquez-Vela 1990). Aufgrund der hier vorliegenden Ergebnisse, welche eine nachhaltige Doppelte Mobilität zeigen, kann jedoch nicht gefolgert werden, dass sich positiv-exzentrische bipolare Hemi-EP grundsätzlich wie eine Total-EP oder eine monopolare Hemi-EP verhalten. Zwar kann eine Bewegung vermehrt im inneren oder äußeren Gelenk vorliegen, da die äußeren Köpfe in der vorliegenden Arbeit aber verschiedene Stellungen bei gleicher Position der Beine angenommen hatten, fand die Bewegung in beiden Gelenken gleichzeitig statt. Die Mechanik der bipolaren Hemi-EP zwischen der Funktionsweise von monopolaren Hemi-EP und monopolaren Total-EP wird auch im Französischen deutlich: Monopolare Hemi-EP werden auch als „prothèse cervicocéphalique", auf Deutsch „Kopf-Halsprothesen", bezeichnet, Total-EP als „prothèse totale de hanche (PTH)" (Hüfttotalprothese) und bipolare Hemi-EP als „prothèse intermédiaire de hanche (PIH)" (intermediäre Hüftprothese) (Chicgblo 2017). Auffällig, vor allem bei älteren Studien die eine reduzierte Bewegung im Azetabulum beschreiben, ist die heute nicht mehr leitliniengerechte Verwendung von Hemi-EP bei Arthrose (Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie 2015). In den 1970ern wurden bipolare Hemi-EP mit Moore-Schaft jedoch teilweise auch bei Arthrose verwendet, um die Verwendung von Total-EP und den damals als riskant geltenden Knochenzement zu vermeiden (Drinker u. Mall 1977, Bateman 1990). Auch später noch wurden bipolare Hemi-EP als Alternative zu Total-EP bei Arthrose beschrieben, wobei die Azetabula bei der Implantation ausgefräst wurden (Osório et al. 1995). In einer In-viv*o*-Studie wurden die Beweglichkeit und der Antivaruseffekt positiv-exzentrischer Hemi-EP bei Arthrose und bei Osteonekrose verglichen (Tsumura et al. 2005). Bei den Patienten mit Arthrose war das Azetabulum intraoperativ ausgefräst und der Knorpel damit entfernt worden. Nach zwei Jahren waren die äußeren Köpfe dieser Patienten weniger mobil und der Antivaruseffekt funktionierte nicht mehr. Bei der Vergleichsgruppe mit intaktem Knorpel war die Doppele Mobilität erhalten geblieben, wie es auch in dieser Arbeit gezeigt wurde und unter Belastung kam es zur Ausrichtung des äußeren Kopfes. Eine weitere

Studie *in vivo* ergab, dass sich die Bewegung im Verlauf von 15 Jahren nach der Operation zunehmend auf das innere Gelenk verteilte (Kim et al. 2012). Dies korrelierte mit einer vermehrten Degeneration des Azetabulumknorpels. Ob zuerst die Bewegung des äußeren Kopfes für die Schädigung des Knorpels, oder diese zuerst für die Reduktion der Bewegung verantwortlich ist, ist unklar. Eine weitere Studie untersuchte den Anteil der Bewegung beider Köpfe im Hinblick auf die Beschaffenheit des Azetabulums (Phillips 1987). Die Auswertung ergab, dass bei guter Knorpelbeschaffenheit des Azetabulums in den meisten Fällen auch nach vier Jahren die Bewegung hauptsächlich im äußeren Gelenk stattfand. Bei Hemi-EP die wegen Arthrose operiert wurden, erfolge die Bewegung hauptsächlich zwischen innerem und äußerem Kopf. Der Autor sieht hierin die Möglichkeit, dass sich bei Schädigung eines initial intakten Azetabulumknorpels durch die Bewegung des äußeren Kopfes die Hemi-EP im Laufe der Zeit zu einer funktionellen Total-EP wandeln könnte, wie es als „best case“ beschrieben worden ist (Thomson et al. 2001). Während einerseits durch die Verteilung der Bewegung auf das innere Gelenk der Schutz des Azetabulums vor Abrieb und Protrusionen im Vordergrund steht (Bateman 1990, Figved et al. 2018), gilt andererseits genauso, dass eine schlechte Qualität des Azetabulumknorpels die Bewegung des äußeren Kopfes hemmt. So zeigte eine Studie mit positiv-exzentrischen Hemi-EP, dass durchschnittlich sieben Jahre nach Operation bei passiver Bewegung der Prothese in den meisten Fällen eine Bewegung in beiden Gelenken vorlag (Rowe et al. 2003). Die Patienten waren wegen Fraktur oder avaskulärer Nekrose operiert worden. Hierbei gingen die bei manchen Patienten im Laufe der Jahre entstandenen Erosionen des Azetabulums mit einer geringeren Bewegung im äußeren Gelenk einher. Die in dieser Arbeit vorliegenden bipolaren Hemi-EP wurden den aktuellen Leitlinien gemäß nicht bei Hinweisen auf oder wegen Arthrose des Hüftgelenks operiert (Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie 2015). Somit kann das Nichtzustandekommen einer Fixierung des äußeren Kopfes wie sie bei Arthrose beobachtet wurde, durch bessere Knorpelqualität erklärt werden.

Grundsätzlich muss eine Fixierung des äußeren Kopfes nicht nur in Bezug zu einer Ebene, hier die Valgusposition in der Frontalebene, sondern auch bezüglich einer Rotation um die Symmetrieachse der beiden Köpfe betrachtet werden. Auch in diesem Fall ist das Drehmoment am inneren Kopf um das Verhältnis der Radiendifferenz größer und begünstigt eine Drehung des inneren Kopfes im

unbewegten äußeren. Erst bei endgradigen Bewegungen um die anderen Raumachsen würde der äußere Kopf dann durch Kontakt mit dem Prothesenhals durch diesen bewegt. Dies entspricht dem Konzept der Drehzapfenprothesen von Christiansen (Sudmann et al. 2013). Diese tragen distal um den Prothesenhals eine drehbare Hülse und auf dieser ist wiederum der Prothesenkopf drehbar gelagert. Der Prothesenkopf entspricht somit dem äußeren Kopf, kann sich aber nur gegen die Gelenkpfanne in allen drei Freiheitsgraden drehen. Drehbewegungen um die Symmetrieachse bzw. den Prothesenhals sind zum einen zwischen Prothesenhals und Prothesenkopf, zum anderen zwischen Prothesenkopf und Gelenkpfanne möglich. Das Verhalten einer so konstruierten Total-EP wurde in einer In-vivo-Studie mittels Durchleuchtung beobachtet (Goldie u. Raner 1979). Die untersuchte Bewegung entsprach dem natürlichen Gangbild, und es zeigte sich, dass dabei mindestens ein Teil der Drehung im Gelenk zwischen der Hülse und dem Prothesenhals, also im inneren Drehgelenk, stattfand. Dieses Bewegungsverhalten beschreibend, wurden im Gegensatz zum hier vorgestellten Bewegungsmuster der Drehzapfenprothese, die monopolare Hemi-EP auch als „Fixed-Neck Prostheses" bezeichnet (Nottage u. McMaster 1990). Bei den aktuellen bipolaren Prothesen entspricht dieses Verhalten der Drehung des inneren Kopfes um die Symmetrieachse (Giliberty 1981). Selbst eine Einstellung des äußeren Kopfes in einer bestimmten Position im Azetabulum bedeutet daher letzten Endes keine feste Fixierung, da auch hier Drehungen um die Symmetrieachse auftreten können. Wegen der Drehmomente ist hierbei jedoch eine Bewegung des inneren Gelenks wahrscheinlicher. Die Rotationen der jeweiligen Gelenke sind aber *in vivo* wegen der Drehsymmetrie der Köpfe und damit immer gleichbleibenden Darstellung auf Projektionen nicht untersuchbar (Goldie u. Raner 1979). Da bei der Drehzapfenprothese die Bewegung bei Rotationen um die Symmetrieachse im inneren Gelenk stattfinden soll und Auslenkungen des Femurs zu Rotationen um die Raumachsen im äußeren Gelenk führen, erfüllen das innere und das äußere Gelenk verschiedene Funktionen der Bewegung. Entsprechendes gilt in zeitlicher Hinsicht auf Bewegungsabläufe bei bipolaren Prothesen.

Eine bloße Bewegung im inneren Gelenk bei Rotation entspricht auch hierbei wieder der Idee einer Schonung des Azetabulums und die Möglichkeit der Beweglichkeit im äußeren Gelenk bei anderen Bewegungen der Idee einer

Erweiterung des Bewegungsumfangs im Sinne der Doppelten Mobilität (Drinker u. Mall 1977). Hierbei ist der äußere Kopf initial in Ruhe und nur der innere Kopf bewegt sich in diesem. In dieser ersten Phase, dem „Grundbetrieb", der bipolaren Hemi-EP, kann der äußere Kopf somit als eine das Azetabulum schützende Pfanne gesehen werden. Die Prothese funktioniert in dieser Phase der Bewegung wie eine monopolare Total-EP, was als „best case" Szenario beschrieben wurde (Thomson et al. 2001). Bei endgradigen Bewegungen kann sich durch Kontakt zwischen Prothesenhals und äußerem Kopf die Bewegung schließlich nach außen verlagern, wodurch der Bewegungsumfang erweitert wird (Drinker u. Mall 1977, Bateman 1990). Hierbei verhält sich die Prothese nun wie eine monopolare Hemi-EP. Eine bloße Mobilität im äußeren Gelenk – auch im Grundbetrieb – wie sie bei Versagen der inneren Mobilität beobachtet worden ist (Binns 1989), wurde als „worst case" Szenario beschrieben (Thomson et al. 2001). Die Bewegungsreserve des äußeren Gelenks zeigt sich an im Vergleich zu monopolaren Total-EP geringeren Luxationsraten (Sierra et al. 2006) und hat sich konsequenter Weise auch bei tripolaren Total-EP bewährt (Caton et al. 2014, De Martino et al. 2014, Gonzalez et al. 2015, Pritchett 2018). Übertragen auf bipolare Hemi-EP darf somit, zumindest in der zweiten Phase der Doppelten Mobilität, der äußere Kopf nicht mehr fest im Azetabulum liegen.
Diese Form der zweiphasigen Doppelten Mobilität wurde sowohl an Leichenpräparaten gezeigt (Rowe et al. 2004) als auch *in vivo* mittels Durchleuchtung beobachtet (Bednar et al. 1988). In beiden Studien wurde das äußere Gelenk spätestens mit Erreichen vom Bewegungsumfang des inneren Gelenks bewegt. Bei der Betrachtung der Doppelten Mobilität in diesen zwei Phasen muss beachtet werden, dass bei positiv-exzentrischen Hemi-EP der äußere Kopf nicht nur erst in der zweiten Phase durch Kontakt mit dem Prothesenhals oder Weichteilgewebe bewegt wird, sondern schon bei Belastung über das Azetabulum ein selbstzentrierendes Drehmoment erfährt (Krein u. Chao 1984). Während der äußere Kopf bei konzentrischen Hemi-EP zu einer Varusstellung tendiert, wirkt der Antivaruseffekt diesem entgegen (Pearse et al. 1992). Durch die Belastung wird er folglich so ausgerichtet, dass es früher zum Kontakt mit Weichteilgewebe kommt, was als Problem des selbstzentrierenden Mechanismus gesehen wurde (Nagai et al. 2002). Bei In-vitro-Untersuchungen hierzu stellte sich heraus, dass der Anteil der Bewegung im äußeren Gelenk höher war, wenn der äußere Kopf zu

Beginn des Versuchs in einem flacheren Winkel stand, wie er durch den Antivaruseffekt erzielt werden soll (Rowe et al. 2004). Hier ist davon auszugehen, dass ein im Azetabulum beweglicher äußerer Kopf in Phasen ohne Belastung durch Weichteilgewebe nach varus und in Phasen der Belastung durch den Antivaruseffekt nach valgus gedreht wird. Statt wie bei konzentrischen bipolaren Hemi-EP zu einer Varusstellung zu tendieren, würde der äußere Kopf in diesem Wechselspiel hin und her bewegt.

Da der äußere Kopf bei positiv-exzentrischen Prothesen nicht erst bei Bewegung der Extremität, sondern schon bei bloßer Belastung des Azetabulums ein Drehmoment erfährt, muss auch die Belastung berücksichtigt werden (Krein u. Chao 1984). Hierbei wurde, wie folgend erläutert, sowohl ein die Bewegung im äußeren Gelenk fördernder als auch ein den äußeren Kopf im Azetabulum stabilisierender Effekt beschrieben:

Vermehrte Bewegung zeigte sich in einer In-vivo-Studie in der konzentrische Hemi-EP mit positiv-exzentrischen Hemi-EP verglichen wurden, deren inneren Köpfe die gleiche Größe hatten (Brueton et al. 1993). Hierbei kam es unter den konzentrischen Prothesen fünfmal häufiger zur reinen Bewegung des inneren Gelenks. Die positiv-exzentrischen Prothesen zeigten fast ausschließlich ein rein äußeres oder gemischtes Bewegungsmuster.

Im Gegensatz dazu wurde auch eine durch die positive Exzentrizität vermittelte Hemmung des femoralen Drehmoments und somit eine Stabilisierung des äußeren Kopfes im Azetabulum diskutiert (Thomson et al. 2001): Beim Gehen entspricht die Richtung der über das Azetabulum auf den äußeren Kopf wirkenden Gewichtskraft der Stellung des Femurs. Hierbei wirkt das Drehmoment der positiven Exzentrizität stabilisierend auf seine Position im Azetabulum. Dies entspricht den Ergebnissen einer In-vivo-Studie beim Gehen unter Durchleuchtung (Gaine et al. 2000). Hierbei hatte der äußere Kopf nach einigen Schritten eine feste Position eingenommen und die Bewegung fand daraufhin hauptsächlich im inneren Gelenk statt. Analog zum hier diskutierten Bewegungsmuster des äußeren Kopfes bei bipolaren Hemi-EP, wurde bei tripolaren Total-EP die Ausrichtung der Zwischenschale untersucht (Fabry 2015). Dabei erfolgte die Bewegung bei konzentrischer Bauweise zweiphasig wie oben beschrieben, d. h. erst mit Kontakt zum Prothesenstiel wurde die Zwischenschale bewegt. Bei positiver Exzentrizität hingegen richtete sich die Zwischenschale schon zu Beginn der Belastung aus.

Je nach Bewegungsart führte die selbstzentrierende Bauweise dann entweder zu einem Verharren der Zwischenschale oder zu ihrer permanenten Neuausrichtung im Laufe der Bewegung: Bei der Simulation von Treppensteigen blieb sie unbewegt, beim Hinsetzen und Aufstehen war das selbstzentrierende Drehmoment stark genug, um die Zwischenschale fortlaufend zu bewegen (Fabry et al. 2014).

Die in vorliegender Arbeit angefertigten radiologischen Aufnahmen erfolgten im Liegen ohne Belastung und folglich ohne Wirken des Antivaruseffekts. Die äußeren Köpfe zeigten sich hierbei über einen Zeitraum von bis zu fünf Jahren nach der Operation mobil. Wegen der Abhängigkeit von der Art der Belastung könnten diese bei entsprechender Körperlage der Patienten eine andere Position einnehmen, zum Beispiel die im Stehen erwartete Valgisierung. Entsprechendes wurde bei In-vivo-Studien festgestellt (Ocken 1999, Lee et al. 2007). Wegen der in vorliegender Arbeit gezeigten erhaltenen Doppelten Mobilität der Prothesen könnte aber auch bei Aufnahmen unter Belastung nicht auf eine grundsätzliche Fixierung in einer bestimmten Position geschlossen werden.

Des Weiteren bewirkt die Belastung der positiv-exzentrischen Prothese nicht nur ein Drehmoment auf den äußeren Kopf (Krein u. Chao 1984), sondern wie auch bei konzentrischen Prothesen ändern sich durch Belastung die Gleiteigenschaften der Gelenke: Eine In-vivo-Studie zeigte bei Abduktion im Stehen weniger Bewegung des inneren Gelenks als im Liegen (Bednar et al. 1988). Eine In-vitro-Studie, welche die Reibungsmomente verschiedener Hemi-EP ohne Berücksichtigung des selbstzentrierenden Effekts unter Belastung von 1.400 N und 2.800 N verglich, ergab, dass bei manchen Prothesen unter der höheren Belastung das Reibungsmoment im inneren Gelenk größer als im Azetabulum wurde und die Bewegung sich damit auf das äußere Gelenk verlagerte (Lung et al. 1999). Eine andere Studie verglich die Verteilung innerer und äußerer Bewegung je nach Belastung bei durchschnittlich 2,6 Jahren nach Operation wegen Osteonekrose (Mess u. Barmada 1990). Die Hemi-EP waren Bateman I und Bateman II, sie unterschieden sich folglich nur durch ihre Konzentrik (Bateman I) bzw. positive Exzentrizität (Bateman II). Hierin wurde kein Unterschied in der Bewegung festgestellt; beide Modelle zeigten im Durchschnitt eine gleichmäßige Bewegungsverteilung, wenn keine Belastung vorlag, und eine dreimal stärkere Bewegung im inneren Gelenk bei Belastung. Während unter

Belastung die Bewegung bei allen untersuchten Prothesen, wenn auch verschieden stark, im äußeren Gelenk erfolgte, verteilte sich die Bewegung je nach Patienten zu unterschiedlichen Anteilen auf beide Gelenke, wenn keine Belastung vorlag. In einer In-vitro-Studie zur Reibung wurde gezeigt, dass der Knorpel nach 45 Minuten Kompression eingedrückt ist und sich dadurch der Reibungskoeffizient erhöht (Pickard et al. 2000). Somit kann es nicht nur im Verlauf von Jahren, wie zum Beispiel durch arthrotischen Umbau des Knorpels, sondern schon im Laufe alltäglicher Bewegungen zu Reibungsveränderungen kommen. Hierdurch lassen sich die unterschiedlichen Ergebnisse in oben genannten Studien mit intaktem Azetabulumknorpel begründen. Ein anschauliches Beispiel für diese Unvorhersehbarkeit der Reibung und Mechanik zeigte sich in einer In-vivo-Studie, bei der die Hemi-EP ein und derselben Patienten binnen eines Jahres ihr Bewegungsmuster teilweise von beiden Gelenken auf ausschließlich das äußere und teilweise von ausschließlich dem äußeren auf beide Gelenke gewandelt hatten (Brueton et al. 1993).

Selbst innerhalb nur einer Bewegung ändert sich bereits die Reibung, denn nach Überwindung der Haftreibung liegt die dann geringere Gleitreibung vor. Entsprechend zeigte sich, dass eine in einem Gelenk begonnene Bewegung sich auch in diesem fortsetzte, während das andere Gelenk unbewegt blieb (Phillips 1987). Erfolgte hierbei die Bewegung im inneren Gelenk, kam es erst bei Impingement am äußeren Kopf zur Bewegung im äußeren Gelenk. Da in natürlichen und künstlichen Gelenken Gelenkflüssigkeit als Schmiermittel vorhanden ist, kommen noch weitere Faktoren wie zum Beispiel der Druck hinzu. Zur besseren Selbstschmierung hatten die frühen Giliberty I Hemi-EP im Inneren des äußeren Kopfes Nuten, die wie Ölrinnen die Schmierung erleichtern sollten (Giliberty 1983). Die Druckbelastung kann teilweise vom Schmierstoff und teilweise von den Rauheitsspitzen aufgenommen werden. Durch Erhöhung des Drucks auf das Schmiermittel kann es zu hydrodynamischer Reibung kommen, wodurch Oberflächen durch das Schmiermittel getrennt werden und der Reibungskoeffizient sinkt, was an Leichenpräparaten gezeigt werden konnte (Tsukamoto et al. 1992). In dieser Studie wurde auch festgestellt, dass sich bei gleichbleibender Belastung die Bewegung einer bipolaren Hemi-EP binnen vier Minuten von einer rein inneren, über eine gemischte, zu einer rein äußeren Bewegung änderte. Da die genaue Verteilung des Drucks im Azetabulum *in vivo*

nicht präzise bestimmt werden kann, kann auch kein genauer Reibungskoeffizient angegeben werden. Stattdessen muss er für das gesamte Gelenk näherungsweise über Kraft und Drehmoment bestimmt werden (Müller et al. 2004). Ob, wo und wann es im Wechselspiel zwischen den verschiedenen Drehmomenten und Reibungen letztlich zu einer Bewegung kommt, kann folglich nicht genau vorhergesagt werden. Bei den hier untersuchten Hemi-EP bestehen sowohl der innere als auch der äußere Kopf aus Aluminiumoxidkeramik. Beim Vergleich der Reibungskoeffizienten von dieser Al_2O_3-Keramik und einer Eisen-Chrom-Nickel-Mangan-Molybdän-Legierung in menschlichen Azetabulumpräparaten im Hüftsimulator zeigte sich, dass die Reibungskoeffizienten der Keramik mit durchschnittlich 0,017–0,083 signifikant geringer waren als die Reibungskoeffizienten der Metalllegierung mit 0,019–0,118 (Müller et al. 2004). Die Reibungskoeffizienten beider Materialien nahmen zwar im Laufe der 900 Simulationen stetig zu; dennoch blieb der Reibungskoeffizient der Keramik stets geringer. Somit kann bei den Vorgängen in Gelenk und Prothese nicht von konstanten Reibungskoeffizienten ausgegangen werden, selbst bei gleichbleibender Belastung.

Hinzu kommt der Einfluss minimaler Unterschiede der Abmessungen: Der Schmierfilm zwischen den Gelenken liegt in einem engen Spalt und dieser auch als Clearance bezeichnete Spielraum ist hierbei ebenso von Bedeutung (Fabry 2015). Wegen der Abriebfestigkeit der Keramik ändert sich diese im inneren Gelenk nicht, anders als es bei PE-Verschleiß beschrieben wurde (Binns 1989). Dennoch wirkt sich die Passgenauigkeit des äußeren Kopfes im Azetabulum auf die Reibung aus: Eine Studie an Leichenpräparaten ergab, dass bei ein und demselben Azetabulum eine Änderung der Größe des damit artikulierenden Prothesenkopfes sowohl zu einer Ab- als auch einer Zunahme des Reibungskoeffizienten führen kann, ohne hierbei einer erkennbaren Regel zu folgen (Wetherell et al. 1992). Die Durchmesser der Prothesenköpfe unterschieden sich in Millimeterschritten und Köpfe mit einem dem Azetabulum entsprechenden Durchmesser hatten teilweise geringere und teilweise höhere Reibungskoeffizienten als um einen Millimeter kleinere oder größere Köpfe. In einer Studie wurde mittels Finite-Elemente-Methode (FEM) ein negativer Einfluss eines zu breiten Spielraumes zwischen äußerem Kopf und Azetabulum berechnet (Li et al. 2014). Kleinere äußere Köpfe belasteten das Azetabulum stärker

punktuell und die Gelenkflüssigkeit wird leichter aus dem Gelenkspalt verdrängt, wodurch sich der Reibungskoeffizient erhöht. Auch bei tripolaren positiv-exzentrischen Total-EP wurde der Einfluss dieser Clearance berechnet (Fabry 2015, Fabry et al. 2014). Bei einem passgenauen äußeren Kopf traten beim Treppensteigen höhere Reibe- als selbstzentrierende Drehmomente auf. Der äußere Kopf bewegte sich folglich nicht in der künstlichen Pfanne. Die Clearance, in diesem Fall der Abstand zwischen äußerem Kopf und künstlicher Pfanne, betrug hierbei 89 µm. Eine Erhöhung der Clearance auf 103 µm führte zu einer Umkehr des Kräfteverhältnisses: Wegen des dann geringeren Reibemoments, kam es während der Bewegung zur ständigen Neuausrichtung des äußeren Kopfes. Somit führte die positive Exzentrizität, wenn auch im tripolaren Modell, zu einer stärkeren Bewegung des äußeren Kopfes, allerdings nur bei bestimmten Bewegungen und abhängig von 14 µm mehr Spielraum zwischen den Gelenk-oberflächen. Eine andere FE-Studie zeigte, dass die Kontaktfläche zwischen äußerem Kopf und Azetabulum bei den meisten Bewegungen zum überwiegenden Anteil auf der Gelenkflüssigkeit gelagert war (Pawaskar et al. 2010). Die Bewegungen des äußeren Kopfes waren hierbei schneller als der Schmierfilm verdrängt werden konnte. Hier zeigt sich, dass bei passender Breite des Spielraums eine ausreichend schnelle Bewegung des äußeren Kopfes zu einem geringeren Reibungskoeffizienten führt. Während ursprünglich angenommen wurde, dass eine verminderte Bewegung im Azetabulum zu weniger Reibung und damit zum Erhalt des Knorpels beitrüge, kann v.a. wegen der niedrigen Reibungskoeffizienten und hoher Benetzbarkeit (Müller et al. 2004) der Keramikprothese dieser Zusammenhang bei der im Gelenk vorliegenden Fluidreibung nicht mehr ohne weiteres gelten.

Ein weiterer Vorteil der Keramikprothese liegt darin, dass der Knorpelstoffwechsel nicht wie bei anderen Prothesenmaterialien negativ beeinflusst werden kann. Eine Tierversuchsstudie zeigte dies *in vitro* anhand der Transkription und Expression von Strukturmolekülen und Zytokinen in Schweineazetabula nach Artikulation mit Prothesenköpfen verschiedener Materialien (Matsui et al. 2018). Bei den mit Aluminiumkeramik artikulierenden Azetabula war die Kollagen-II-Expression signifikant erhöht. Bei Köpfen aus Kobalt-Chrom-Legierung zeigte sich im Gegensatz zu Aluminiumkeramik eine signifikant höhere Transkription von IL-1β, dessen Konzentration auch im Kulturmedium erhöht war. Außerdem fand sich hier

ein höherer Gehalt an Hyaluronsäure. Insgesamt sprechen die Befunde damit für eine Schädigung des Knorpels durch einen proinflammatorischen Effekt des Kobalt-Chrom-Kopfes. Während die inneren Köpfe vieler, vor allem älterer Modelle bipolarer Hemi-EP aus verschiedenen Metalllegierungen und die äußeren Köpfe aus verschiedenen PE mit metallener Außenschale sind, kann bei der in dieser Arbeit untersuchten Hemi-EP aus Aluminiumoxidkeramik keine über die vergleichsweise geringe Reibung hinausgehende Schädigung des Knorpels angenommen werden. Dafür spricht die nachgewiesene Doppelte Mobilität nach bis zu fünf Jahren. Es kann in dieser Arbeit auch klinisch davon ausgegangen werden, dass es bei positiv-exzentrischen Hemi-EP aus Keramik auch durch Bewegung des äußeren Kopfes im Azetabulum nicht zu Knorpelschäden kommt, da keine nebenbefundlichen Schädigungen der Azetabula aufgetreten waren. Exemplarisch lässt sich dies an hier nicht ausgewerteten Röntgenaufnahmen nachvollziehen, welche die hier untersuchte Prothese jeweils zweimal nach fünf bzw. 15 Jahren Schenkelhalsfrakturoperation zeigen (Eisele 2021). Der äußere Kopf hatte in jeder der vier Aufnahmen eine andere Stellung und das Azetabulum war vollkommen unverändert ohne pathologischen Befund.

4.3 Schlussfolgerung

Positiv-exzentrische Hemi-EP bilden ein dimeres überschlagendes Kugelgelenk (Thomson et al. 2001). Durch Bewegung ändern sich in diesem System die Hebelwege, die Kraftvektoren und die Reibung, wobei alle wiederum auf die Bewegung rückwirken. Das System ist daher bei funktionierender Doppelten Mobilität chaotisch und Reibung und Drehmoment können selbst *in vitro* nicht genau bestimmt werden (Müller et al. 2004). Grundsätzlich gilt in diesem System folgendes:

Erstens: Die Hebelwege sind durch die Differenz der Radien beider Köpfe charakterisiert, weswegen bei Kraftansatz am Prothesenschaft die Drehmomente am inneren Gelenk stärker als am äußeren sind. Hierdurch wird eine Bewegung des inneren Gelenks begünstigt (Bateman 1990).

Zweitens: Die positive Exzentrizität führt bei entsprechender Belastung zu einem valgisierenden Drehmoment am äußeren Kopf (Pearse et al. 1992). Bei alltäglichen Belastungen kann das auf den äußeren Kopf wirkende Drehmoment je nach Bewegung im Hüftgelenk sowohl eine bestimmte Stellung als auch eine ständige Neuausrichtung des äußeren Kopfes im Azetabulum begünstigen (Gaine et al. 2000, Thomson et al. 2001, Fabry et al. 2014).

Des Weiteren führt die positive Exzentrizität dazu, dass die möglichen Positionen vom Mittelpunkt des inneren Kopfes sphärisch im Abstand der Exzentrizität um den gemeinsamen Mittelpunkt von äußerem Kopf und Azetabulum liegen (Thomson et al. 2001). Ohne die Stellung der Köpfe zueinander und damit die Winkel der angreifenden Kräfte zu kennen, kann somit die Differenz der Drehmomente nicht mehr genau bestimmt werden.

Drittens: Keramik ist inert und abriebfrei, mit im Vergleich zu anderen Prothesenmaterialien niedrigen Reibungskoeffizienten (Matsui et al. 2018). Dennoch können die tribologischen Parameter von innerem und äußerem Gelenk je nach Spielraum zwischen den Gelenkflächen intraindividuell verschieden sein und sich auch individuell und kurzfristig durch Bewegung oder Druck maßgeblich ändern (Tsukamoto et al. 1992, Pawaskar et al. 2010, Fabry et al. 2014, Fabry 2015).

Wenngleich obige mechanische und tribologische Parameter des hier vorliegenden chaotischen Systems selbst *in vitro* und mittels FEM nur näherungsweise bestimmt werden können, führte ihr Zusammenspiel bei der hier untersuchten positiv-exzentrischen bipolaren Hemi-EP mit Keramikköpfen *in vivo* dazu, dass die Doppelte Mobilität auch fünf Jahre nach der Operation noch unverändert funktionierte.

Eine Valgisierung der äußeren Köpfe im Stehen ist aufgrund der nachgewiesenen Doppelten Mobilität möglich und nach Studienlage anzunehmen (Pearse et al. 1992, Ocken 1999, Lee et al. 2007), läge aber hierbei nicht fixiert vor. Wie sich die untersuchte Prothese unter Belastung oder Prothesen aus anderen Materialien verhalten, kann ebenso nur *in vivo* gezeigt werden.

5 Zusammenfassung

Die Bauweise positiv-exzentrischer bipolarer Hüfthemiendoprothesen (Hemi-EP) vereint die Doppelte Mobilität der Prothesenköpfe mit dem Antivaruseffekt des äußeren Kopfes. In vorhergehenden Studien zeigte sich bei diesen Prothesen im postoperativen Verlauf eine Valgisierung des äußeren Kopfes oder auch eine Verringerung des Bewegungsanteils im äußeren Gelenk. Teilweise wurde eine zunehmende Einstellung des äußeren Kopfes in Valgusposition beschrieben.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es zu prüfen, ob und ab wann es bei vorliegender positiv-exzentrischer Hemi-EP mit Keramikköpfen zu einer Valgisierung des äußeren Kopfes kommt und ob der äußere Kopf hierbei fixiert ist, oder seine Beweglichkeit auch im Rahmen der grundsätzlichen Valgisierung erhalten bleibt.

Hierzu wurde anhand vorhandener radiologischer Aufnahmen im Liegen die Valgisierung des äußeren Kopfes von insgesamt 111 positiv-exzentrischen Hemi-EP bestimmt. Bei 65 Prothesen konnte mehr als eine Aufnahme ausgewertet werden. Als Horizontale wurde die Sitzbeinhöcker tangierende Gerade definiert. Zu dieser wurde der Winkel der Neigungsgerade des äußeren Kopfes bestimmt, die durch die Projektion der Kante seines distalen Randes in der Frontalebene definiert wurde. Der Untersuchungszeitraum begann mit 14 Tagen nach der Operation und wurde für fünf aufeinanderfolgende Abschnitte ausgewertet.

Die Neigungswinkel der äußeren Köpfe betrugen im Durchschnitt von 14 Tagen bis zu einem Monat 16°, dann bis zu drei Monaten 22°, bis zu einem Jahr 25°, bis zu drei Jahren 23° und ab drei Jahren 24°. Über den gesamtem Untersuchungszeitraum variierten die Winkel von 0°–57°. Es zeigte sich, dass es nicht zu einer vermehrten Valgisierung der äußeren Köpfe kam. Bei den 65 mehrmals untersuchten äußeren Köpfen stellte sich zudem heraus, dass diese über den gesamten Untersuchungszeitraum hinweg beweglich geblieben waren und sich dabei sowohl in Valgus- als auch in Varusrichtung drehten. Die Hemi-EP zeigte somit auch bis zu fünf Jahre nach der Operation eine Doppelte Mobilität.

Ein Grund für die im Gegensatz zu anderen Prothesen erhaltene Doppelte Mobilität scheint in der guten Verträglichkeit und den niedrigen Reibungskoeffizienten der beiden Keramikköpfe zu liegen. Durch die hier gezeigte Mobilität

des äußeren Kopfes ist seine Valgisierung unter Belastung grundsätzlich möglich und zudem nach Studienlage wahrscheinlich.

Ob der äußere Kopf tatsächlich hinreichend beweglich ist, um sich bei entsprechender Belastung zu valgisieren, könnte durch ein Studiendesign mit Untersuchung bei Belastung im Stehen beantwortet werden.

6 Literaturverzeichnis

1. Bateman J:
The Classic. Single-assembly total hip prosthesis – preliminary report.
Clinical Orthopaedics and Related Research 251: 3–6 (1990)

2. Bednar J, Friedenberg Z, Turner M:
Bipolar femoral endoprosthesis: A study correlating component movement with clinical outcome.
The Journal of Trauma 5: 664–668 (1988)

3. Binns M:
Stiffness of bipolar hip prostheses.
Injury 20: 287–290 (1989)

4. Bonnaire F, Lein T, Engler K:
Behandlung der Schenkelhalsfrakturen.
Der Chirurg 79: 595–611 (2008)

5. Brueton R, Craig J, Hinves B, Heatley F:
Effect of femoral component head size on movement of the two-component hemiarthroplasty.
Injury 24: 231–235 (1993)

6. Caton J, Prudhon J, Ferreira A, Aslanian T, Verdier R:
A comparative and retrospective study of three hundred and twenty primary Charnley type hip replacements with a minimum follow up of ten years to assess wether [sic!] a dual mobility cup has a decreased dislocation risk.
International Orthopedics 38: 1125–1129 (2014)

7. Caton J, Aslanian T, Prudhon J, Ferreira A, Descamps L, Dehri G, Puch J:
La cupule à double mobilité: une nouvelle révolution technique dans la prothèse totale de hanche.
e-mémoires de l´Académie Nationale de Chirurgie 15: 4–10 (2016)
https://www.academie-chirurgie.fr/ememoires/005_2016_15_1_004x010.pdf (15.07.2019)

8. Charnley J:
Arthroplasty of the hip. A new operation.
The Lancet 277: 1129–1132 (1961)

9. Chen S, Badrinath K, Pell L, Mitchell K:
The movements of the components of the Hastings bipolar prosthesis.
The Journal of bone and joint surgery. British volume 71: 186–188 (1989)

10. Chigblo P, Agbélélé K, Tidjani I, Lawson E, Padonou A, Madougou S, Hans-Moevi A:
Traitement des fractures du col fémoral par hémiarthroplastie à Cotonou.
Revue Marocaine de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique 71: 34–40 (2017)
https://smacot.ma/revue/Archives/rmacot-71-5.pdf (12.07.2019)

11. De Martino I, Triantafyllopoulos G, Sculco P, Sculco T:
Dual mobility cups in total hip arthroplasty.
World Journal of Orthopedics 5: 180–187 (2014)

12. Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie e.V.:
S2e-Leitlinie 012/001: Schenkelhalsfraktur des Erwachsenen.
Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften online AWMF online (2015)
https://web.archive.org/web/20200710212825/https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/012-001l_S2e_Schenkelhalsfraktur_2015-10_01.pdf (12.12.2020)

13. Drinker H, Mall J:
Radiologic aspects of the new Universal Proximal Femoral hip prosthesis.
American journal of roentgenology 129: 531–533 (1977)

14. Eisele R:
(2021 persönliche Mitteilung)

15. Eiskjær S, Boll K, Gelineck J:
Component motion in bipolar cemented hemiarthroplasty.
Journal of Orthopaedic Trauma 3: 313–316 (1989)

16. Fabry C, Kaehler M, Herrmann S, Woernle C, Bader R:
Dynamic behavior of tripolar hip endoprostheses under physiological conditions and their effect on stability.
Medical Engineering & Physics 36: 65–71 (2014)

17. Fabry C, Woernle C, Bader R:
Self-centering dual-mobility total hip systems: Prediction of relative movements and realignment of different intermediate components.
Journal of Engineering in Medicine 228: 477–485 (2014)

18. Fabry C:
Biomechanische Untersuchungen zum dynamischen Verhalten und zur Gelenkstabilität von Dual-Mobility Implantatsystemen unter physiologischen Randbedingungen.
Kumulative Dissertation zur Erlangung des Grades doctor rerum humanarum (Dr. rer. hum.) am Forschungslabor für Biomechanik und Implantattechnologie, Orthopädische Klinik und Poliklinik der Universitätsmedizin Rostock. (2015)

19. Farizon F, Noyer D, Caton J:
La cupule à double mobilité de Gilles Bousquet.
In: Association des publications de chirurgie orthopédique réparatrice et traumatologique (Hrsg.) Un siècle d´innovations françaises en chirurgie orthopédique et traumatologique, S. 133–142 (2018)
http://centenaire.sofcot.net/fr/france-terre-dinnovations/le-livre/la-cupule-a-double-mobilite-de-gilles-bousquet-un-concept-revolutionnaire-dans-la-prothese-totale-de-hanche/tex_id/17 (05.02.2021)

20. Figved W, Svenøy S, Röhrl S, Dahl J, Nordsletten L, Frihagen F:
Higher cartilage wear in unipolar than bipolar hemiarthroplasties of the hip at 2 years: A randomized controlled radiostereometric study in 19 fit elderly patients with femoral neck fractures.
Acta Orthopaedica 89: 503–508 (2018)

21. Gaine W, Sanville P, Bamford D:
The Charnley-Hastings bipolar prosthesis in femoral neck fractures – a study of dynamic motion.
Injury 31: 257–263 (2000)

22. Giliberty R:
Hemiarthroplasty of the hip using a low-friction bipolar endoprosthesis.
Clinical Orthopaedics and Related Research 175: 86–92 (1983)

23. Goldie I, Raner C:
Total hip replacement with a trunnion bearing prosthesis: Biomechanical principles and preliminary clinical results.
Acta orthopaedica Scandinavica 50: 205–216 (1979)

24. Gonzalez A, Bartolone P, Lubbeke A, Dupuis Lozeron E, Peter R, Hoffmeyer P, Christofilopoulos P:
Comparison of dual-mobility cup and unipolar cup for prevention of dislocation after revision total hip arthroplasty.
Acta Orthopaedica 88: 18–23 (2017)

25. Hernigou P, Quiennec S, Guissou I:
Hip hemiarthroplasty: from Venable and Bohlman to Moore and Thompson.
International Orthopaedics 38: 655–661 (2014)

26. Herzenberg J, Harrelson J, Campbell II D, Lachiewicz P:
Fractures of the polyethylene bearing insert in Bateman bipolar hip prostheses.
Clinical Orthopaedics and Related Research 228: 88–93 (1988)

27. Kim Y, Kim Y, Hwang K, Choi I:
The cartilage degeneration and joint motion of bipolar hemiarthroplasty.
International Orthopaedics 36: 2015–2020 (2012)

28. Krein S, Chao E:
Biomechanics of bipolar hip endoprostheses.
Journal of Orthopaedic Research 2: 356–368 (1984)

29. La Belle L, Colwill J, Swanson A:
Bateman bipolar hip arthroplasty for femoral neck fractures.
Clinical Orthopaedics and Related Research 251: 20–25 (1990)

30. Laffargue P, Pinoit Y, Tabutin J, Giraud F, Puget J, Migaud H:
Positionnement de la cupule d´une prothèse totale de hanche par navigation sans image basée sur la cinématique articulaire.
Revue de chirurgie orthopédique 92: 316–325 (2006)

31. Lee M, Chen A, Kuo C, Tai C, Senan V, Shih C:
The position of the bipolar cup reflects the direction of the hip contact force acting on it.
The Journal of Arthroplasty 22: 189–194 (2007)

32. Li J, Hua X, Jin Z, Fisher J, Wilcox R:
Influence of clearance on the time-dependent performance of the hip following hemiarthroplasty: A finite element study with biphasic acetabular cartilage properties.
Medical Engineering & Physics 36: 1449–1454 (2014)

33. Lung C, Chen T, Cheng C, Lee K, Lo W:
An in vitro comparison of the motion behavior of different bipolar endoprostheses.
The Journal of Arthroplasty 14: 822–826 (1999)

34. Mathys AG Bettlach:
https://www.mein-gelenkersatz.com/hueftgelenk/implantat/der-kopf (22.9.2022)

35. Matsui S, Majima T, Mominoki K, Hirayama H, Oshima Y, Takahashi K, Takai S:
Effects of endoprosthesis head material on acetabular cartilage metabolism:
Journal of Nippon Medical School 85: 309–314 (2018)

36. Mess D, Barmada R:
Clinical and motion studies of the Bateman bipolar prosthesis in osteonecrosis of the hip.
Clinical Orthopaedics and Related Research 251: 44–47 (1990)

37. Müller L, Degreif J, Rudig L, Mehler D, Hely H, Rommens P:
Friction of ceramic and metal hip hemi-endoprostheses against cadaveric acetabula.
Archives of orthopaedic and trauma surgery 124: 681–687 (2004)

38. Nagai I, Takatori Y, Kuruta Y, Moro T, Karita T, Mabuchi A, Nakamura K:
Nonself-centering Bateman bipolar endoprosthesis for nontraumatic osteonecrosis of the femoral head: a 12- to 18-year follow-up study.
Journal of Orthopaedic Science 7: 74–48 (2002)

39. Nottage W, McMaster W:
Comparison of bipolar implants with fixed-neck prostheses in femoral-neck fractures.
Clinical Orthopaedics and Related Research 251: 38–43 (1990)

40. Noyer D, Caton J:
Once upon a time.... Dual mobility: history
International Orthopaedics 41: 611–618 (2017)

41. Ocken S:
Die biopolare Duokopf-Endoprothese zur Therapie von Schenkelhalsfrakturen. Ergebniskontrolle und metrische Erfassung der Kopfposition.
Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin des Fachbereichs Humanmedizin der Justus-Liebig-Universität Gießen (1999)

42. Osório L, Couto P, Chambriard C, Menegassi Z, Costa A, Sena N:
Avaliação clínica e radiológica de artroplastia do quadril com prótese bipolar não cimentada.
Revista brasileira de ortopedia 30: 460–464 (1995)

43. Pawaskar S, Ingham E, Fisher J, Jin Z:
Fluid load support and contact mechanics of hemiarthroplasty in the natural hip joint.
Medical Engineering & Physics 33: 96–105 (2011)

44. Pearse M, Bande S, O´Dwyer K, Ling R:
The Exeter bipolar prosthesis in the active elderly patient: the results at 7years.
International Orthopaedics 16: 344–348 (1992)

45. Phillips T:
The Bateman bipolar femoral head replacement. A fluoroscopic study of movement over a four-year period.
The Journal of Joint and Bone Surgery 69: 761–764 (1987)

46. Pickard J, Fisher J, Ingham E, Egan J, Hallett J:
Investigation into the tribological condition of acetabular tissue after bipolar joint replacement hip surgery.
Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine 241: 361–370 (2000)

47. Pritchett J:
Adventure sports and sexual freedom hip replacement: the tripolar hip.
European journal of orthopaedic surgery & traumatology: orthopédie traumatologie 28: 37–43 (2018)

48. Rambert A:
Prosthesis for a joint.
United States Patent 4001897 (1977)
https://patentimages.storage.googleapis.com/a7/47/4d/6b69fe30c1903a/US4001897.pdf (23.12.2020)

49. Rao J, Vernoy T, Allegra M, Di Paolo D:
A comparative analysis of Giliberty, Bateman, and Universal Femoral Head prostheses. A long-term follow-up evaluation.
Clinical Orthopaedics and Related Research 268; 188–196 (1991)

50. Reid M, Butler-Manuel P:
A cautionary tale of the Charnley–Hastings bipolar hemiarthroplasty.
Injury Extra 41: 37–38 (2010)

51. Rowe S, Chung J, Yoon T, Seo H, Lee J, Kim M:
Experimental and clinical motion analysis of the bipolar hip prosthesis.
The Journal of the Korean Orthopaedic Association 38: 454–460 (2003)

52. Rowe S, Chung J, Moon E, Yoon T, Seo H, Lee J:
Why does outer joint motion predominate in bipolar hip prosthesis? Experimental and clinical studies.
Acta Orthopaedica Scandinavica 75: 701–707 (2004)

53. Sariali E, Lazennec J, Khiami F, Catonné Y:
Mathematical evaluation of jumping distance in total hip arthroplasty. Influence of abduction angle, femoral head offset, and head diameter.
Acta Orthopaedica 80: 277–282 (2009)

54. Schönwerth A:
Vademecum des Feldarztes.
Lehmann´s, München: 184 (1914)

55. Siebenrock K:
Sir John Charley – Pionier der künstlichen Hüfte.
Schweizerisches Medizin-Forum 8: 159 (2008)

56. Sierra R, Schleck C, Cabanela M:
Dislocation of bipolar hemiarthroplasty. Rate, contributing factors, and outcome.
Clinical Orthopaedics and Related Research 442: 230–238 (2006)

57. Smith-Petersen M:
The Classic 1. Treatment of fractures of the neck of the femur by internal fixation.
Clinical Orthopaedics and Related Research 54: 3–11 (1967)

58. Statistisches Bundesamt:
Die 50 häufigsten Operationen der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern (Rang, Anzahl, Anteil in Prozent).
Gesundheitsberichterstattung des Bundes (2020)
https://www.gbe-bund.de/gbe/pkg_olap_tables.prc_sort_ind?p_uid=gast&p_aid=164688&p_sprache=D&p_help=2&p_indnr=666&p_ansnr=34113416&p_version=2&p_sortorder=a&p_dim_1=D.100&p_dw_1=10102 (24.01.2021)

59. Statistisches Bundesamt:
Diagnosedaten der Krankenhäuser ab 2000 (Eckdaten der vollstationären Patienten und Patientinnen). (2020)
https://www.gbe-bund.de/gbe/!pkg_olap_tables.prc_set_page?p_uid=gast&p_aid=33016691&p_sprache=D&p_help=2&p_indnr=550&p_ansnr=88946820&p_version=2&D.001=1000001&D.946=17946&D.011=44302 (29.01.2021)

60. Stoffel K, Nivbrant B, Headford J, Nicholls R, Yates P:
Does a bipolar hemiprosthesis offer advantages for elderly patients with neck of femur fracture? A clinical trial with 261 patients.
Australian and New Zealand journal of surgery 83: 249–254 (2013)

61. Stoia D, Vigaru C, Rusu L, Hărăguş H, Damian S:
Mechanical aspects of self-alignment mechanism in hip bipolar hemi-arthroplasty.
Key Engineering Materials 752: 81–86 (2017)

62. Sudmann E, Ramstad K, Engesæter L:
Christiansen´s artificial hip joints – what went wrong?
Tidsskrift for den Norske lægeforening 133: 2513-2518 (2013)

63. Thomsen M, Breusch S, Schneider U, Kubein-Meesenburg D, Nägerl H:
Entwicklungen in der Hemi-Hüftarthroplastik und die Theorie des überschlagenen dimeren Kugelgelenks.
Der Unfallchirurg 104: 1061–1067 (2001)

64. Tsukamoto Y, Mabuchi K, Futami T, Kubotera D:
Motion of the bipolar hip prosthesis components.
Acta orthopaedica Scandinavica 63: 648–652 (1992)

65. Tsumura H, Kaku N, Torisu T:
Does the self-centering mechanism of bipolar hip endoprosthesis really work in vivo?
Journal of Orthopaedic Surgery 13: 46–51 (2005)

66. Vázquez-Vela E, Vázquez-Vela G:
Acetabular reaction to the Bateman bipolar prosthesis.
Clinical Orthopaedics and Related Research 251: 87–91 (1990)

67. Verberne G:
A femoral head prosthesis with a build-in joint.
The Journal of bone and joint surgery 65: 544–547 (1983)

68. Wetherell R, Hinves B:
The Hastings bipolar hemiarthroplasty for subcapital fractures of the femoral neck.
The Journal of bone and joint surgery. British volume 72:788–793 (1990)

69. Wetherell R, Unsworth A, Amis A:
The function of bipolar hip prostheses – a laboratory study using cadaveric acetabula.
Journal of Engineering and Medicine 206: 37–42 (1992)

70. Widmer K, Zurfluh B:
Compliant positioning of total hip components for optimal range of motion.
Journal of Orthopaedic Research 22: 815–821 (2004)

7 Danksagung

Ein herzliches Dankeschön richte ich an Herrn Professor Dr. Ralf Eisele für die Themenstellung sowie den darauffolgenden Zeitraum stets prompter und persönlicher Betreuung.

Weiterer Dank gilt Dr. Christian Meier aus Basel. Er hat mich über ein Jahr lang fernmündlich motiviert und mit seinen kritischen Anmerkungen die Arbeit stetig verbessert.

8 Lebenslauf

In Hinblick auf die Privatsphäre entfernt.