

**Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik,
Universitätsmedizin Rostock**
(Direktor: Prof. Dr. med. habil. Wolfram Mittelmeier)

Thema:

**Verankerungsstabilität und periimplantäre Knochendichte
von Kurzschaftendoprothesen - klinische und experimentelle
Untersuchungen**

Habilitationsschrift

**zur Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae habilitatus (Dr. med. habil.)
der Universitätsmedizin Rostock**

vorgelegt von: Dr. med. Wolfram Steens
geb. am: 17.07.1969 in Haan, Krs. Mettmann
Wohnhaft in: Münster
Rostock, den 02.02.2021

**Gutachter: Prof. Dr. med. Andrea Meurer, Klinik für Orthopädie
Universitätsklinikum Frankfurt**

**Prof. Dr. med. M. Rickert, Klinik für Orthopädie und
Orthopädische Chirurgie, Universitätsklinikum Gießen und
Marburg**

Datum der Verteidigung: 25.10.2021

Inhaltsverzeichnis

| | |
|--|----|
| 1. Einleitung | 1 |
| 1.1. Primärendoprothetik des Hüftgelenkes | 1 |
| 1.1.1. Demographische und ökonomische Aspekte | 1 |
| 1.1.2. Historische Entwicklung | 3 |
| 1.1.3. Verankerungsprinzipien von Kurzschaftendoprothesen | 7 |
| 1.1.4. Klassifikation der Kurzschaftendoprothesen | 8 |
| 1.1.5. Verankerungsprinzipien von Standardendoprothesen | 12 |
| 2. Stand der Forschung | 15 |
| 2.1. Biomechanische Aspekte verschiedener Verankerungskonzepte zementfreier Hüftendoprothesen | 15 |
| 2.2. Adaptive Knochenumbauvorgänge nach Hüfttotalendoprothetik | 16 |
| 2.3. Messmethoden der Verankerungsstabilität und periimplantären Knochendichte | 17 |
| 2.3.1. Radiologische Verfahren (Radiostereometrie, Dual- Röntgen- Absorptiometrie, Ein- Bild- Röntgen- Analyse, konventionelles Röntgen) | 17 |
| 2.3.2. Biomechanische Messverfahren (Finite Elemente Analyse) | 21 |
| 2.4. Status Quo der Standard- und Kurzschaftendoprothesen | 22 |
| 3. Hintergrund und Zielsetzung der Arbeit | 24 |
| 3.1. Hintergrund | 24 |
| 3.2. Zielsetzung | 25 |
| 4. Material und Methoden | 26 |
| 4.1. Hüftendoprothesenstiele | 26 |
| 4.1.1. Schenkelhalsendoprothese CUT | 27 |
| 4.1.2. Collum Femoris Preserving (CFP) Prothese | 28 |

| | |
|--|-----------|
| 4.1.3. Zweymüller Stiel SL-Plus / SL-Plus HA | 29 |
| 4.2. Biomechanische Untersuchungen | 30 |
| 4.2.1. Experimentelle Untersuchung der Verankerungsstabilität der CFP Prothese | 30 |
| 4.2.2. Experimentelle Untersuchung der Verankerungsstabilität des Zweymüller Stiels | 33 |
| 4.3. Klinisch- radiologische Untersuchungen | 37 |
| 4.3.1. Klinisch- funktionelle Untersuchung der Schenkelhalsendoprothese CUT und des Zweymüller Stiels | 38 |
| 4.3.2. Klinisch- radiologische Untersuchungen der Schenkelhalsendoprothese CUT und des Zweymüller Stiels | 39 |
| 4.3.3. DXA- Messung zur Bestimmung der periimplantären Knochendichte der Schenkelhalsendoprothese CUT | 41 |
| 4.3.4. DXA- Messung zur Bestimmung der periimplantären Knochendichte des Zweymüller Stiels | 43 |
| 4.4. Statistische Methoden | 45 |
| | |
| 5. Ergebnisse | 46 |
| 5.1. Verankerungsstabilität verschiedener Hüftschafthdesigns | 46 |
| 5.1.1. Ergebnisse der Untersuchungen zur Primärstabilität der CFP Prothese | 46 |
| 5.1.2. Ergebnisse der Untersuchungen zur Primärstabilität des Zweymüller Stiels | 48 |
| 5.2. Klinisch- radiologische Ergebnisse | 49 |
| 5.2.1. Klinisch- funktionelle Ergebnisse der Schenkelhalsendoprothese CUT | 49 |
| 5.2.2. Klinisch- funktionelle Ergebnisse des Zweymüller Stiels | 50 |
| 5.2.3. Radiologische Ergebnisse der Schenkelhalsendoprothese CUT und des Zweymüller Stiels | 51 |
| 5.2.4. Ergebnisse der DXA- Messung zur Sekundärstabilität der Schenkelhalsendoprothese CUT | 52 |
| 5.2.5. Ergebnisse der DXA- Messung zur Sekundärstabilität des Zweymüller Stiels | 55 |

| | |
|--|-----|
| 6. Diskussion | 56 |
| 6.1. Verankerungsstabilität | 56 |
| 6.1.1. Verankerungsstabilität im Rahmen von ex- vivo Untersuchungen | 56 |
| 6.1.2. Schlussfolgerung | 57 |
| 6.1.3. Verankerungsstabilität im Rahmen von Patientenstudien | 58 |
| 6.1.4. Schlussfolgerung | 63 |
| 6.2. Klinisch- radiologische Ergebnisse | 64 |
| 6.2.1. Klinisch- radiologisches Versagen der Schenkelhalsendoprothese CUT | 64 |
| 6.2.2. Klinisch- funktionelle Ergebnisse von Kurzschaften und Standardstielen | 65 |
| 6.2.3. Klinisch- radiologische Ergebnisse von Kurzschaften und Standardstielen | 72 |
| 6.2.4. Periimplantäre Knochendichte von Kurzschaften und Standardstielen | 73 |
| 6.2.5. Schlussfolgerung | 78 |
| 6.3. Limitationen der Arbeit | 80 |
| 6.4. Ausblick | 81 |
| 7. Zusammenfassung | 82 |
| 8. Literatur | 85 |
| 9. Abkürzungsverzeichnis | 104 |
| 10. Danksagung | 105 |
| Anhang | 106 |

1. Einleitung

1.1. Primärendoprothetik des Hüftgelenkes

1.1.1. Demographische und ökonomische Aspekte

Die Arthrose stellt eine häufige Erkrankung des Muskel- Skelett- Systems dar. Sie zeichnet sich aus durch degenerative Zerstörung des Gelenkknorpels und Schädigung angrenzender Strukturen wie Knochen, Muskeln und Kapsel-Bandapparat. Die krankhaften Veränderungen führen in fortgeschrittenen Stadien zu Schmerzen und Funktionsstörungen einhergehend mit Bewegungseinbußen sowie Behinderungen und Einschränkungen im Alltag, was einen erheblichen Verlust an Lebensqualität für die Patienten bedeutet. Die Arthrose tritt vornehmlich im höheren Lebensalter auf. Aufgrund des demografischen Wandels, der einen wachsenden Anteil an alten und sehr alten Menschen in den nächsten Jahrzehnten bedingt, ist mit einem Anstieg der Arthroseprävalenz zu rechnen. Die Bedeutung der muskuloskelettalen Erkrankungen, insbesondere der Arthrose, veranlasste die Weltgesundheitsorganisation die Jahre 2000 bis 2010 zur Knochen- und Gelenk-Dekade ("Bone- and- Joint- Decade") auszurufen. Arthrose ist über alle ethnischen, geschlechtsspezifischen wie auch geographischen Grenzen hinweg die häufigste Gelenkerkrankung des erwachsenen Menschen (1-4).

Die Arthrose des Hüftgelenks gehörte im Jahr 2011 in Deutschland zu den 13 häufigsten Einzeldiagnosen bei niedergelassenen Orthopäden (5). In 7,8 % aller Behandlungsfälle durch Orthopäden wurde eine Hüftarthrose (8,2 % der Frauen; 7,3 % der Männer) diagnostiziert.

Auf Basis der Daten der Krankenhausdiagnosestatistik des Statistischen Bundesamtes im Jahr 2010 wurden 418.350 Fälle mit der Hauptdiagnose Arthrose (ICD-10: M15 – M19) stationär behandelt; 28,4 % mehr als im Jahr 2000 (Abbildung1) (6). Von den Arthrose-bedingten Krankenhausfällen entfielen im Jahr 2010 39,0 % auf die Hüftgelenksarthrose.

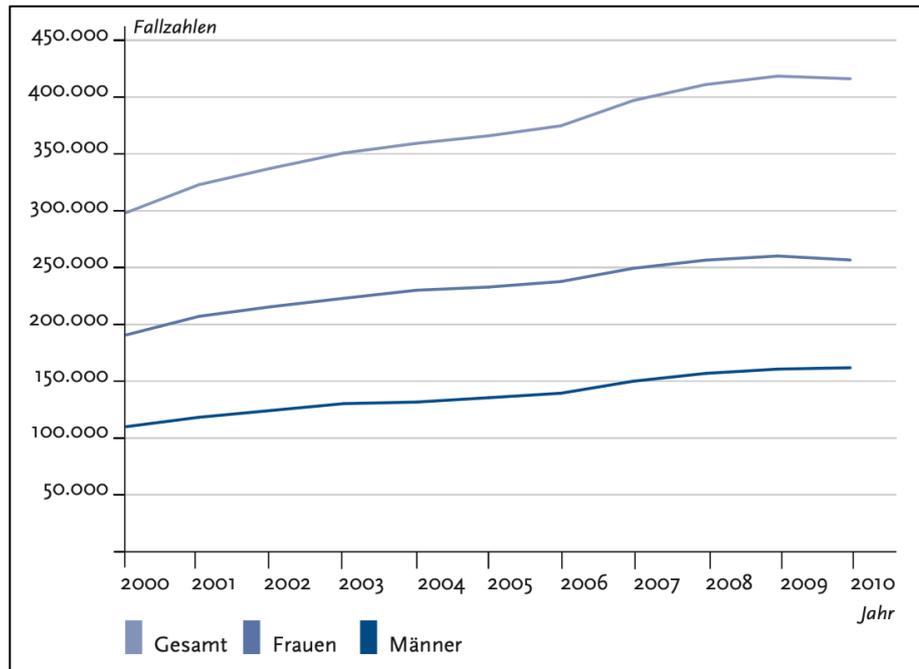


Abbildung 1. Absolute stationäre Fallzahlen der Hauptdiagnose Arthrose (ICD-10: M15 – M19) 2000 – 2010. Datenbasis: Krankenhausdiagnosestatistik, Statistisches Bundesamt (6)

Ungefähr 80 % der Arthrose- bedingten stationären Versorgungen gehen mit einer Operation einher (7). Hierbei ist insbesondere die Implantation von Hüft- und Knieendoprothesen hervorzuheben. Sie gehörten 2010 zu den 20 häufigsten Operationen in deutschen Krankenhäusern und sind Routineeingriffe geworden (8). Das Altersgefüge der Patientinnen und Patienten mit Hüftendoprothesen-Erstimplantationen ergab für das Jahr 2010, dass 16,7 % der Erstimplantationen bei unter 60- Jährigen, 58,4 % bei 60- bis 79- Jährigen, 21,3 % bei 80- bis 89- Jährigen und 3,6 % bei Personen ab 90 Jahren durchgeführt wurden (8). Der Trend zu immer jüngeren Patienten, die einer Hüftendoprothesen- Erstimplantation zugeführt werden, wird durch Daten aus regionalen und nationalen Registern bestätigt. Das regionale britische Hüftregister Trent and Welsh Arthroplasty Audit Group (TWAAG) stellte in zwei Veröffentlichungen eine Zunahme des Anteils junger Patienten unterhalb 60 Jahren von annähernd 10% auf 20 % innerhalb einer Dekade dar (9, 10). Gestützt wird dieser Trend auch durch Registerdaten aus Schweden, die in der Altersgruppe der unter 50- Jährigen zwischen 1998 und 2013 eine Verdopplung der Zahl von Hüftendoprothesenträgern zeigten, Tabelle 1 (11).

Tabelle 1. Häufigkeit der Hüftendoprothesenimplantation in Schweden 1998 – 2013. Swedish Hip Arthroplasty Register, Annual Report 2013 (11)

| Altersgruppe | 1998 | 2003 | 2008 | 2013 |
|--------------------------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| <40 | 547 | 775 | 897 | 902 |
| 40-49 | 1,421 | 1,954 | 2,749 | 3,640 |
| 50-59 | 5,453 | 8,418 | 9,773 | 11,662 |
| 60-69 | 12,542 | 19,530 | 29,267 | 36,148 |
| 70-79 | 21,748 | 31,488 | 40,675 | 51,984 |
| 80-89 | 12,479 | 23,943 | 32,694 | 39,546 |
| 90+ | 1,066 | 2,906 | 5,113 | 8,130 |
| Total | 55,256 | 89,014 | 121,168 | 152,030 |
| Prävalenz/100000 ≥ 40 Jahre | 1,265 | 1,973 | 2,550 | 3,059 |

1.1.2. Historische Entwicklung

Der endoprothetische Ersatz des Hüftgelenks stellt in der Historie der Orthopädischen Chirurgie wie auch der Medizin einen Meilenstein dar. Seit der Einführung der Hüftendoprothetik haben die klinischen und funktionellen Resultate in den letzten Jahrzehnten eine kontinuierliche Verbesserung erfahren und sind mittlerweile über die ursprünglich gesteckten Ziele hinausgeschritten mit Implantatüberlebensraten von 90% sowohl in zementierter als auch zementfreier Anwendung nach 15 Jahren (12). Die ständige Weiterentwicklung hat zu fortlaufenden Veränderungen der Morphologie, des Materials, des Oberflächendesigns und der Tribologie bei gleichzeitiger Aufweitung des Indikationsspektrums hin zu immer jüngeren Patienten geführt.

Seit den 1960er Jahren wurden in der Hüftendoprothetik durch die Verdienste von Charnley reproduzierbare Ergebnisse durch den Einsatz von Knochenzement (Polymethylmetacrylat - PMMA) erzielt, der eine formschlüssige Kraftübertragung gewährleistete (13).

In den 1970er Jahren zeigte sich jedoch, dass die aseptische Lockerung als Hauptgrund für Implantatversager verantwortlich war (14, 15). Die Lockerungen führten zu Brüchen des femoralen Stiels und des Zementmantels wie auch zu Knochenverlust azetabulär und femoral. In der Folge wurden die verschiedensten Implantatdesigns zur Beherrschung dieser Komplikationen entwickelt. Der Einsatz steiferer Materialien wie Kobalt- Chrom- Molybdän- Legierungen sollte einerseits die häufigen Brüche der Prothesenstiele, andererseits die Lasteinwirkung auf den Zementmantel herabsetzen. Änderungen am Prothesendesign weg von scharfkantigen hin zu mehr abgerundeten Prothesenstielen halfen zudem Zementmantelbrüche zu vermeiden (16). Die Entwicklung konischer Femurschäfte

und eine verbesserte Vakuumzementierung wurden mit Erfolg implementiert (17, 18). Den hohen Lockerungsraten zementierter Hüftendoprothesen, insbesondere bei jüngeren Patienten, wurde ab den 1980' er Jahren mit einem zementfreien Implantatkonzept versucht entgegenzuwirken. Die sogenannten Erstgenerationen dieser neuen Implantate lieferten jedoch keine überzeugenden Ergebnisse und warteten zum Teil mit mittelfristigen Lockerungsraten von bis zu 35% auf (19-21). Ein weiteres Design- relevantes Problem dieser neuartigen Prothesenkonzepte äußerte sich häufig in Oberschenkelschaftschmerzen (22, 23). In der Folge wurden mannigfaltige Veränderungen am Implantatdesign, den Operationstechniken und der Oberflächenbeschichtung vorgenommen, um Verankerungsstabilität und Standzeiten zu verbessern. Im Zuge der Entwicklungen entstand auch der Gedanke einer knochensparenden Implantation aus den Prinzipien des Gewebeerhalts heraus, welche sowohl den operativen Zugang als auch das Implantatdesign umfassen und als „tissue sparing surgery“ im anglo-amerikanischen Sprachraum gebräuchlich sind (24). Das Ziel der knochensparenden Implantation stützte sich auf die Überlegung, inwiefern es sinnvoll sei, intakte anatomische Strukturen zu opfern, die sowohl der Verankerungsstabilität und Biomechanik als auch gewissen Situationen der Revisionsendoprothetik dienlich sein können (25, 26). Unter diesem Aspekt wurden bereits in den 1970er und 1980er Jahren Oberflächenersatz/ Kappenendoprothesen (Abbildung 2) entwickelt, die gute Frühergebnisse erzielten, denen jedoch sehr hohe Revisionsraten aufgrund Polyethylenabrieb- bedingter Osteolysen folgten (27).



Abbildung 2. Wagner Schalenendoprothese mit zementierter Polyethylenpfanne sowie Femurkopfmetschale (Produktbroschüre Fa. Aesculap, Tuttlingen).

Eine Renaissance erlebte der Oberflächenersatz zu Anfang der 2000er Jahre durch Verbesserungen der Metall- Metall- Gleitpaarung (Abbildung 3). Die Popularität dieser Art der Versorgung hat jedoch aufgrund Metall- Metall- Gleitpaarungsspezifischer Probleme und variablen Ergebnissen in den Überlebensraten stark nachgelassen.



Abbildung 3. Birmingham Hip Resurfacing (BHR) Oberflächenersatzendoprothese (Smith&Nephew, London, Vereinigtes Königreich).

Der oben genannten Überlegung einer knochensparenden Implantation folgend wurde 1978 mit der Druckscheibenprothese das Konzept einer schenkelhals-erhaltenden Kurzschaftendoprothese (Abbildung 4), bei der lediglich der Hüftkopf reseziert und der Schenkelhals als Implantatbett genutzt wird, eingeführt (28).



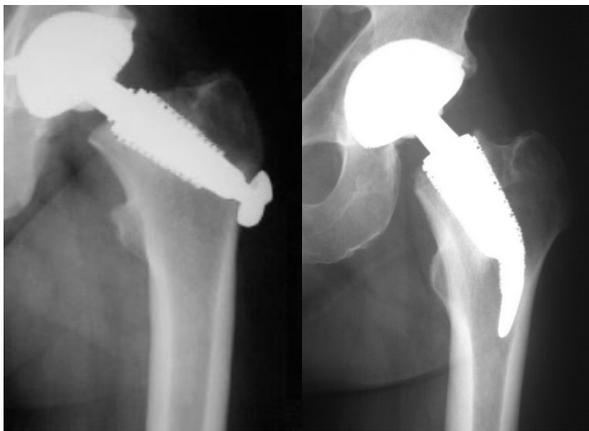
Abbildung 4. Druckscheibenprothese (Fa. Sulzer, Winterthur, Schweiz) nach Huggler und Jacob im postoperativen ap-Röntgenbild.

Die Idee der Schenkelhalsendoprothese war zuvor bereits in den 1940er Jahren von den Brüdern Judet mit einer Plexiglashemiprothese (Abbildung 5) zu realisieren versucht worden. Diese wurde wegen der Unverträglichkeit des Werkstoffs im Knochen allerdings schnell wieder verlassen (29).



Abbildung 5. Plexiglashemiprothese n. Judet im Knochenmodell von dorsal und isoliert.

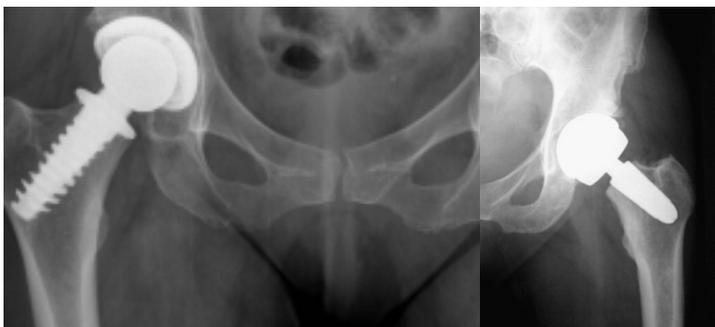
Weitere schenkelhalserhaltende Kurzschafftkonzepte wie die CIGAR- und CUT-Prothese folgten in den 1990er Jahren (Abbildung 6 a und b) sowie die SPIRON-Prothese 2001 und die SILENT- Prothese 2003 (Abbildung 7 a und b).



a

b

Abbildung 6. a) CIGAR Hüftendoprothese mit seitlicher Lasche im ap- Röntgenbild b) CUT Schenkelhalsendoprothese zur inneren metaphysären Fixation im ap- Röntgenbild



a

b

Abbildung 7. a) Röntgen: SPIRON- Schenkelhalsendoprothese b) Röntgen: SILENT- Schenkelhalsendoprothese

Theoretisch bietet sich gerade hierbei für den jungen aktiven Patienten eine gute Rückzugsmöglichkeit auf die diaphysäre Verankerung im Revisionsfall. Die Standzeiten von Schenkelhalsendoprothesen reichen bislang jedoch nicht an die konventioneller zementfreier Standardimplantate heran (30). Bei der folgenden Generation von meta- diaphysär verankernden Kurzschaften diene der distale Schaftanteil durch die Anlage an der dorsolateralen diaphysären Femurkortikalis der primären Stabilisierung. Ein Klassiker dieses Prothesenkonzeptes ist die Mayo-Prothese (31). Bei ähnlichen Implantaten wurde jedoch eine systemimmanente Reduzierung des Off- sets beobachtet. Neuere Generationen sind so konstruiert, dass dieser systembedingte Nachteil durch die Implantatgeometrie umgangen wird.

1.1.3. Verankerungsprinzipien von Kurzschaftendoprothesen

Das Konzept der meta- diaphysären Verankerung wird durch Kurzschaftendoprothesen verfolgt, welche in ihren Dimensionen deutlich geringer als Standardimplantate ausfallen. 1993 fanden Jasty und Mitarbeiter in einem Hundemodell heraus, dass der Verzicht auf den diaphysären Prothesenanteil nach proximal erfolgter knöcherner Integration möglich sei (32).

Whiteside konnte 1995 anhand verschiedener Schenkelhalsresektionsebenen den Einfluss auf die Rotationsstabilität zementfreier Standardschäfte zeigen (33). Die Ergebnisse dieser beiden Studien entsprechen den Verankerungsprinzipien der heute gebräuchlichen Kurzschaftendoprothesen, die entweder schenkelhals-erhaltend ohne Kontakt zur lateralen Kortikalis oder schenkelhalsteilresezierend und meta- diaphysär knochensparend mit Kontakt zur lateralen Kortikalis konstruiert sind.

Bei Ersteren ist die wesentliche Kraffteinleitung durch eine rotationsstabile mediale Abstützung am Calcar femoris mit deutlicher Reduktion der Druckbelastung an der medialen Kortikalis gegeben (34). Ein Nachteil dieser Systeme besteht darin, dass intraoperative Anpassungen an die individuelle Anatomie und Biomechanik nur eingeschränkt realisierbar sind. Weiterhin sind sie gegenüber varischer Fehlimplantation deutlich empfindlicher als meta- diaphysär verankernde Systeme (35, 36). Der initial ausreichenden Press- fit- Verankerung dieses Prothesentyps kommt essentielle Bedeutung zu, ohne die es zur Verhinderung des Einwachsens kommen kann. Letztere entsprechen dem bewährten Konzept der konventionellen Standardhüftendoprothesen. Der Kontakt zur lateralen Kortikalis ist vor allem in der Einwachsphase von Bedeutung, da hier stärkere Mikrobewegungen ausgeschlossen sein müssen. Je länger der Prothesenstiel, desto geringer das varische Verkippungsrisiko aufgrund der verbesserten Hebelarmsituation. Bei initialer

proximal ausreichender Press-fit-Verankerung und nach Abschluss der Wachstumsphase ist die laterale kortikale Abstützung verzichtbar. Zudem begünstigt diese im Verlauf das Entstehen des Stress-shieldings, da dadurch die physiologische Biegung des Femurs unter Last beeinträchtigt wird. Kurzschaftendoprothesen verfolgen eine proximale Kraffteinleitung mit geringerem Stress-shielding als Standardendoprothesen, die eine diaphysäre Lastübertragung aufweisen. Allerdings sind sie in der Einwachsphase gegenüber Implantationsfehlern deutlich empfindlicher. Einen Einfluss hierauf hat das Ausmaß der Schenkelhalsresektion, da dies eine entsprechende Rotationsstabilisierung gewährleistet.

1.1.4. Klassifikation der Kurzschaftendoprothesen

Der Begriff Kurzschaft ist heute ein Synonym für verschiedene Prothesenschäfte, die sowohl im klinischen Alltag als auch in der wissenschaftlichen Diskussion hierunter subsumiert werden. Bislang war es jedoch nicht möglich, eine allgemeingültige Klassifikation mit eindeutiger Abgrenzung dieses Konzeptes zu entwickeln, da die am Markt befindlichen Systeme zum Teil erheblich divergieren. Eine Einteilung der Prothesenschäfte nur nach der Länge der Verankerungsstrecke in epiphysäre, metaphysäre, meta- diaphysäre und diaphysäre Verankerung greift in der Zuordnung einzelner Prothesenkonzepte zum Kurzschaftkonzept nicht weit genug. Das hiermit oft verknüpfte Argument eines größtmöglichen Knochenerhaltes bei der Implantation definiert dieses Konzept nur unzureichend. Gerade im Hinblick auf die Versorgung jüngerer Patienten haben andere Merkmale wie die Rekonstruktion der patienteneigenen Anatomie, insbesondere des Offsets, die Primärstabilität und die osteologische Kompetenz des Implantates eine mindestens ebenso wichtige Bedeutung. Trotz einer noch fehlenden allgemeingültigen Klassifikation sollen nachfolgend verschiedene Ansätze zur Klassifikation dieses Prothesentyps dargestellt werden.

Die von der Joint Implant Surgery&Research Foundation (JISRF) entwickelte und nachfolgend dargestellte Klassifikation unterscheidet neben der Schaft- und Verankerungsstreckenlänge zusätzlich noch die epiphysäre Verankerung (37).

| | |
|------------------|---|
| <u>Gruppe 1:</u> | kopfstabilisierte Prothesen |
| 1a: | Oberflächenersatz |
| 1b: | kopfteilresezierende Prothese |
| <u>Gruppe 2:</u> | schenkelhalsstabilisierte Prothesen |
| 2a: | kurz kurvierte Schäfte, |
| 2b: | kurze anatomische, trochanterfüllende Schäfte |
| 2c: | Schenkelhals-Plug-Prothesen |
| <u>Gruppe 3:</u> | metaphysär stabilisierte Prothesen |
| 3a: | konusförmige Schäfte |
| 3b: | anatomische Fit-and-fill-Prothesen |
| <u>Gruppe 4:</u> | konventionelle metaphysär bis diaphysär stabilisierte Schäfte |

Abbildung 8. Hüftendoprothesenklassifikation der Joint Implant&Research Foundation (JISRF)

Feyen und Shimmin publizierten 2014 eine sich an der Schaftlänge orientierende Klassifikation aller Schaftsysteme zur endoprothetischen Versorgung des Hüftgelenkes, die Kurzschäfte individuell bezogen über die weniger als doppelte endostale Distanz zwischen Spitze des Trochanter majors und Basis des Trochanter minors definiert (38).

| | |
|----------------|--|
| <u>Typ 1:</u> | Oberflächenersatzprothesen |
| <u>Typ 2:</u> | kopfteilresezierende Prothesen |
| <u>Typ 3:</u> | Kurzschäfte |
| <u>Typ 3a:</u> | subkapitale Resektion |
| <u>Typ 3b:</u> | Standardresektion |
| <u>Typ 4:</u> | Standardschäfte |
| <u>Typ 4a:</u> | metaphysäre Verankerung |
| <u>Typ 4b:</u> | meta-diaphysäre Verankerung |
| <u>Typ 5:</u> | diaphysär verankernde Schäfte (Revisionsschäfte) |

Abbildung 9. Hüftendoprothesenklassifikation nach Feyen und Shimmin

Je nach Anatomie kann jedoch dieser Klassifikation folgend ein und derselbe Schaft bei dem einen Patienten noch das Kriterium des Kurzschaftes erfüllen, während er bei einem anderen Patienten aufgrund des individuellen Bezuges zur femoralen Verankerungstrecke als Standardschaft gelten muss.



a



b

Abbildung 10 a,b. Birmingham Mid Head Resection (BMHR), kopfteilresezierende Endoprothese als Modell und im ap- Röntgenbild (Smith&Nephew, London, Vereinigtes Königreich)

Die Klassifikation nach Babisch et al. (39) unterscheidet nach der Resektionshöhe 4 Klassen und erlaubt über die Berücksichtigung der Offset-Rekonstruktion eine dezidiertere Einteilung der Kurzschäfte als die vorgenannte Klassifikationen.

| | |
|------------------|--|
| <u>Klasse A:</u> | schenkelhalserhaltende Kurzschäfte (Schenkelhalsprothesen) |
| <u>Klasse B:</u> | metaphysär und metadiaphysär verankerte Kurzschäfte |
| B1: | Kurzschäfte mit partiellem Schenkelhalserhalt (Resektion oberhalb der Schenkelhalsschulter/Fossa piriformis) |
| B2: | schenkelhalsresezierende Kurzschäfte (Resektion an der Schenkelhalsschulter) |
| <u>Klasse C:</u> | kurze und gekürzte Standardschäfte (trochanterschonende Resektion an oder unter der Schenkelhalsschulter) |

Abbildung 11. Hüftendoprothesenklassifikation nach Babisch

Zusätzlich wird hier je nach Art der Offset-Rekonstruktion in 4 weitere Offset- Typen unterteilt:

| | |
|---------------|---|
| <u>Typ 1:</u> | Offset- und Beinlängenrekonstruktion ausschließlich über die Variabilität des Prothesendesigns (lateralisierte Schäfte, diverse CCD-Winkel) |
| <u>Typ 2:</u> | Offset- und Beinlängenrekonstruktion durch Variabilität des Prothesendesigns zusätzlich zur patientenindividuellen Resektionshöhe und Varus-/Valgus- Implantatpositionierung |
| <u>Typ 3:</u> | Offset- und Beinlängenrekonstruktion über die dem Calcar angepasste Schaftkurvation in Verbindung mit patienten-individueller Resektionshöhe sowie Varus-/Valgus-Implantat-positionierung |
| <u>Typ 4:</u> | wenig oder nicht kurvierter Schaft ohne variable Offsetresektion im Prothesendesign vorhanden, Varus-/Valguspositionierung nicht vorgesehen. |

Abbildung 12. Erweiterung der Hüftendoprothesenklassifikation nach Babisch

Ebenso wie Babisch et al. teilt auch die Klassifikation nach Falez et al. Kurzschaftendoprothesen anhand des Kriteriums des Knochenerhalts in 4 Gruppen ein (40).

| | |
|------------------|---|
| <u>Gruppe 1:</u> | schenkelhalsershaltende Schäfte |
| <u>Gruppe 2:</u> | partiell schenkelhalsershaltende Schäfte |
| <u>Gruppe 3:</u> | trochanterschonende Schäfte (schenkelhalsresezierend mit Schonung der Fossa piriformis) |
| <u>Gruppe 4:</u> | trochanterteilresezierende Schäfte (Resektion unterhalb der Fossa piriformis). |

Abbildung 13. Hüftendoprothesenklassifikation nach Falez et al.

Im Unterschied zur vorgenannten Klassifikation unterscheidet letztere einen vierten Schafttyp, der die circumferente kortikale Integrität des Schenkelhalses nicht respektiert und sich daher nach dem „fit with fill“-Prinzip die stabile Verankerung verschafft.

Die von Jerosch publizierte Klassifikation orientiert sich ebenfalls an der Resektionshöhe. Diese ist vergleichbar mit der von Falez (41) entwickelten Klassifikation aufgebaut, fasst jedoch die Gruppen 3 und 4 zu einer Gruppe zusammen.

| | |
|-----------|---|
| Gruppe 1: | Schenkelhals- erhaltende Schäfte |
| Gruppe 2: | partiell Schenkelhals- erhaltende Schäfte |
| Gruppe 3: | Schenkelhals- resezierende Schäfte |

Abbildung 14. Hüftendoprothesenklassifikation nach Jerosch

Zusammenfassend kann nicht jedes Kurzschaftendoprothesendesign die natürliche Variabilität des proximalen Femurs abbilden, sodass die Rekonstruktion des Offsets, der Beinlänge und des Kopfdrehzentrums in einigen Fällen der Anatomie zu Folge scheitert.

Die am Markt befindlichen Kurzschaftsysteme lassen sich in schenkelhals-erhaltende, partiell erhaltende und resezierende Typen unterteilen. Dies hat Auswirkungen sowohl auf das Indikationsspektrum als auch auf die OP-Technik. Schenkelhalsresezierende Schäfte definieren sich wie Standardschäfte über das Verankerungsprinzip im Femurschaft. Schenkelhals(teil)erhaltende Systeme nutzen den Schenkelhals als Verankerungsstrecke, was die axiale Primärstabilität sowie die primäre Rotationsstabilität nach dem Prinzip einer posterior- anterior- posterioren Verankerung im Vergleich zu einem Geradschaftsystem erhöht (42) (43). Allerdings benötigen schenkelhals(teil)erhaltende Systeme eine angepasste OP-Technik im Hinblick auf die Resektionsebene. Prinzipiell stehen die primäre Verankerungsstabilität und die Schenkelhalsresektionsebene in direkter Abhängigkeit zueinander und beeinflussen somit sowohl das proximale Design als auch in Konsequenz daraus die Länge der Kurzschaftendoprothesen.

1.1.5. Verankerungsprinzipien von Standardendoprothesen

Die heutigen Generationen sogenannter Press- Fit- Implantate sind darauf ausgelegt, initial durch einen höheren Formschluss Relativbewegungen zwischen Implantat und Knochen zu vermeiden, um ein besseres Ein- und Anwachsverhalten des Knochens zu erreichen. Durch die klinischen Erfahrungen zeigte sich auch, dass nicht nur die Oberflächenkonfiguration, sondern auch die äußere Formgebung der Prothesen einen entscheidenden Einflussfaktor darstellt (44) (45) (46) (47) (48). Dies erklärt die Vielzahl unterschiedlicher Designkonzepte. Die Oberflächenkonfiguration setzt eine Porosität zwischen 40 und 500µm voraus, um eine geeignete Lastübertragung am Interface zu erzielen (49). Poren dieser Größe gewährleisten die beste Stabilität gegen Scherkräfte, wie Bobyn et al. an Hundemodellen 8 Wochen nach Implantation herausfanden (50). Auf verschiedenen

Wegen wurde versucht das Einwachsverhalten fördernde Implantatoberflächen in der Klinik zu etablieren. Neben aufgeschmolzenen Kobalt- Chrom- oder Titankugeln wurden Titannetzoberflächen und Spongiosametalloberflächen verwendet (51-53). Letztere wurden im Verlauf zirkumferent aufgebracht und erzielten dadurch eine ausreichende metaphysäre Osseointegration und Reduzierung des proximalen Knochenabbaus, des sogenannten „Stress- shieldings“ (54, 55). Des Weiteren wurden das Anwachsverhalten fördernde, sogenannte rau gestrahlte oder Plasmaspray- beschichtete Implantatoberflächen entwickelt (56, 57). Darüber hinaus wurden im Plasmaspray- Verfahren Implantatoberflächen mit Hydroxylapatit beschichtet (58) (59). In verschiedenen klinischen Vergleichsstudien baugleicher Endoprothesenmodelle konnte jedoch kein Vorteil der Hydroxylapatitbeschichtung im Hinblick auf die Standzeit der Implantate nachgewiesen werden (60) (61).

Durch die Resektion des Schenkelhalses bei Standardendoprothesen ändert sich die physiologische Krafteinleitung. Für eine ausreichende Kraftübertragung und Stabilität ist eine großflächige und formschlüssige Abstützung des Implantats an der Kortikalis erforderlich, die nach distal kontinuierlich abnimmt. Je größer die Kontaktfläche, desto geringer ist die spezifische Flächenlast. Eine Kraftübertragung im proximalen Anteil ist nur dann gewährleistet, wenn der Prothesenstiel distal nicht knöchern integriert wird oder fixiert ist. Dies wird unter anderem dadurch erreicht, dass einige Stielkonzepte sich distal durch ein poliertes Oberflächendesign auszeichnen. Ziel hierbei ist eine Reduktion der distalen, diaphysären Krafteinleitung bei gleichzeitig vermehrter proximaler Krafteinleitung und metaphysärer Integration.

Distal verankernde Konzepte können eine stressbedingte Verdickung der Kortikalis in den lastaufnehmenden Zonen im meta- diaphysären Femur und einen Knochenschwund proximal (Stress- shielding) bewirken (62).

Neuere Implantatkonzepte beinhalten ein keilförmiges Design, das einen senkrechten Eintritt der Krafteinleitung in die Kortikalis gegenüber runden Prothesenquerschnitten begünstigt (63).

Mit zirkumferenten Oberflächenstrukturierungen, die sich entweder proximal oder über die gesamte Stielverankerung erstrecken, wird die knöchernen Integration begünstigt (64). Eine Übersicht zementfreier Standardstiel-Implantate für die Hüftendoprothetik zeigt Abbildung 15.

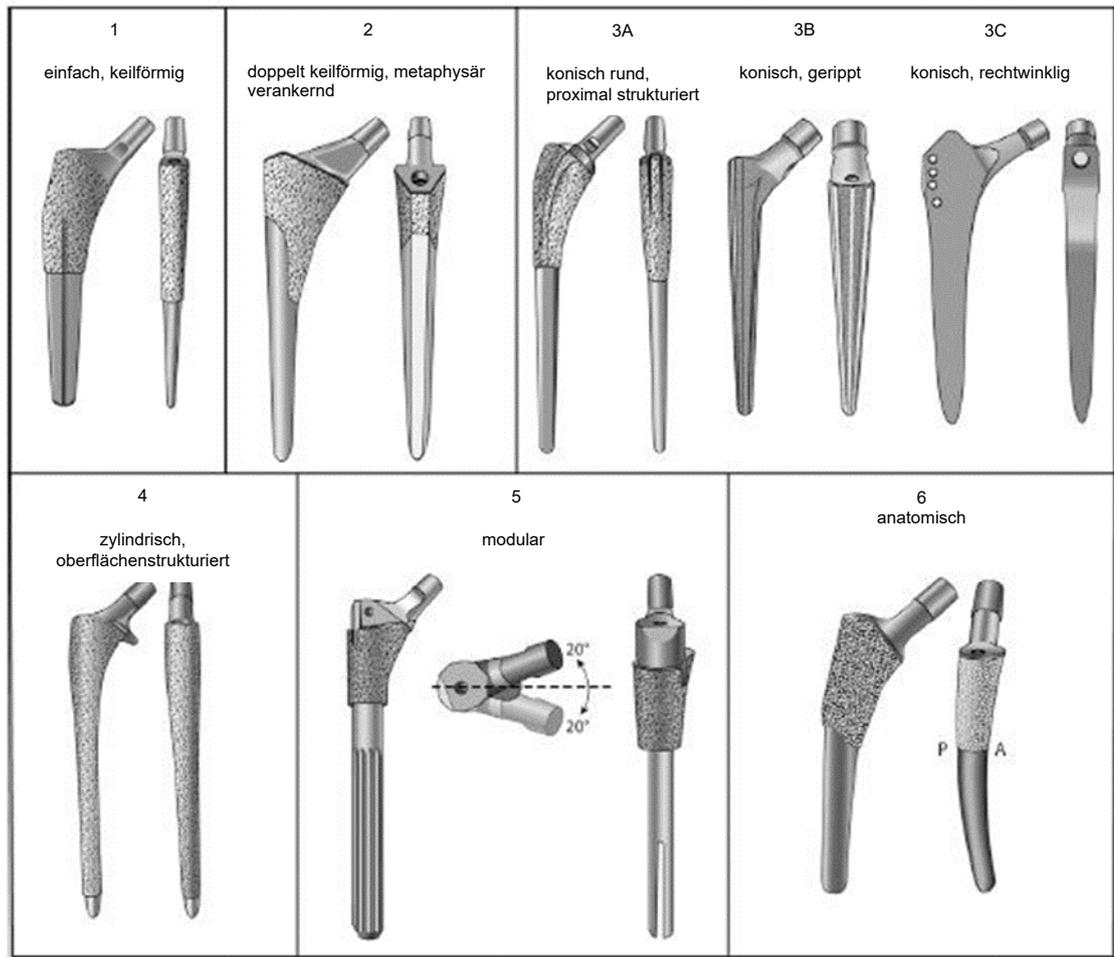


Abbildung 15. Schematische Darstellung zementfreier Standardstiele. Typ 1 ist einfach keilförmig und dünn in antero- posteriorer Ebene sowie proximal strukturiert; Typ 2 ist in medio- lateraler und antero- posteriorer Ebene keilförmig und proximal strukturiert, verjüngt sich nach distal; Typ 3a ist gerundet, keilförmig- konisch mit Spongiosaoberflächenstruktur in den proximalen 2 Dritteln; Typ 3b ist konisch- keilförmig mit Längsrippen; Typ 3c ist im Querschnitt rotationsstabilisierend rechtwinklig im meta- diaphysären Abschnitt und rau gestrahlt; Typ 4 ist voll oberflächenstrukturiert und mit proximalem Auflagekragen, Typ 5 ist modular mit meta- und diaphysärer Variabilität sowie proximal oberflächenstrukturiert und distal gerundet mit Längsrippen; Typ 6 ist proximal in medio- lateraler und antero- posteriorer Ebene prominent konfiguriert, diaphysär nach anterior und metaphysär nach posterior geschwungen sowie proximal oberflächenstrukturiert, angelehnt an (65).

2. Stand der Forschung

2.1. Biomechanische Aspekte verschiedener Verankerungskonzepte zementfreier Hüftendoprothesen

Schafflockerungen bestimmen seit den 1960er Jahren hauptsächlich das Bild schlechter klinischer Ergebnisse. Die Lockerung geht einher mit Relativbewegungen zwischen Implantat und Knochenbett, was wiederum zum Implantatversagen führt. Bewiesen ist, dass eine ausreichende initiale Primärstabilität seltener zu frühzeitiger Lockerung führt (66, 67). Sie ist also der Schlüssel für den langfristigen Erfolg des Implantates. Die primäre Stabilität des Implantats im Knochenlager kann auf zweierlei Weise quantifiziert werden, durch Migration und Mikrobewegung. Unter Migration ist die der Lastübertragung folgende irreversible Bewegung des Implantates in der Einbettung im Knochenlager zu verstehen. Mikrobewegung dagegen stellt eine reversible und relative Bewegung in der Grenzfläche zwischen Implantat und Knochenlager dar, die der Elastizität der beteiligten Partner zuzuschreiben ist. Die Relativbewegungen in der Grenzfläche, dem Kontaktbereich zwischen Implantat und Knochen, sind bei zementfreier Verankerung nur bis zu einem bestimmten Maß zulässig. Tierexperimentelle Studien haben gezeigt, dass Bewegungen in diesem Bereich über 150 µm nicht zur Ausbildung von Knochen, sondern von Bindegewebe in der Grenzfläche führen (68).

Allgemein erfolgt die Messung der primären Implantatstabilität unter Kombination verschiedener Belastungsmuster wie der axialen Kompression und Biegebeanspruchung. Die am meisten untersuchte körperliche Aktivität hierbei ist der Einbeinstand, häufig auch kombiniert mit dem Belastungsmuster des Treppensteigens. Die zusätzlichen Torsionskräfte hierbei können durch gleichzeitige axiale Belastung des Implantatkopfes im adduzierten Femurknochen und proximaler oder distaler axialer Torsion des Femurknochens erzeugt werden (69).

Die Vergleichbarkeit der erzielten biomechanischen Ergebnisse ist jedoch mit Einschränkung zu betrachten, da in der Literatur bis dato keine Einigung über ein standardisiertes Vorgehen der Femurbelastung im Experiment besteht.

In Abhängigkeit von der erzielten Verankerungsstabilität und dem Implantatdesign konnte in verschiedenen experimentellen Untersuchungen an humanen Femora unter vergleichbaren Belastungssituationen Mikrobewegungen zwischen 10 und 300 µm gefunden werden (70-72). Torsionskräfte beeinflussen die Implantatverankerung weniger, je volumiger der proximale Stielbereich - „fit with fill“- ausgestaltet ist. Dies konnte in verschiedenen Studien biomechanisch herausgearbeitet werden (70, 73). Sowohl Götze als auch Ostbyhaug konnten dies im Vergleich eines Standardstiels

mit einer Individualendoprothese nachweisen. Auch Bieger kam im Vergleich eines Standardstiel mit einer Kurzschaftendoprothese, die sich durch ein akzentuierteres proximales „fit with fill“ Konzept auszeichnete, zu einem ähnlichen Ergebnis (74). In einer weiteren Studie konnte Bieger beim Vergleich eines „Typ Zweymüller“ Stieles mit einem knochensparenden „Zwilling“ ohne Schulter keinen signifikanten Unterschied im Migrationsverhalten ausmachen (75). Auch Ostbyhaug fand in der Migrationsanalyse der oben erwähnten Studie nur in Bezug auf die Varusverkipfung und Retroversion der untersuchten Stiele signifikante Unterschiede. Axiale, anteriore, posteriore oder laterale Migrationsunterschiede bewegten sich im nicht signifikanten Bereich (73). Das Migrationsverhalten von Kurzschaftendoprothesen gegenüber Standardendoprothesen wurde beispielhaft von Westphal et al. in einem Vergleich einer Kurzschaftendoprothese mit zwei etablierten Standardendoprothesen untersucht. Erstere zeigte anfänglich ein ausgeprägteres Migrationsverhalten unter zyklischer Belastung. Im Weiteren waren die zyklischen Bewegungen jedoch geringer ausgeprägt als bei den Vergleichsmodellen, was als vorteilhaft für die knöcherne Integration ausgelegt wurde (76).

Die meisten experimentellen Studien zur Implantatstabilität zeigen eine gute Korrelation mit klinischen Ergebnissen. So konnten Clements et al. in einer ex vivo Studie anhand paariger Kadaverfemora zeigen, dass sich sowohl frisch implantierte wie auch langzeit-implantierte Zweymüller Schäfte unter Einbeinstand- wie auch Treppenbelastung stabil verhielten (77). Diese Ergebnisse unterstützen die guten klinischen Daten des Zweymüller-Stieles, mit einer 96% Überlebensrate nach 20 Jahren (78). Der Rückschluss von gemessenen Mikrobewegungen und Migrationen auf das klinische Implantatverhalten ist jedoch derart zu betrachten, dass es sich bei den Ergebnissen nur um Werte handelt, die in der direkten postoperativen Phase ohne jeglichen Einfluss der knöchernen Integration erhoben wurden.

2.2. Adaptive Knochenumbauvorgänge nach Hüfttotalendoprothetik

Das Gesetz der Transformation der Knochen wurde vom Berliner Anatom und Chirurgen Julius Wolff 1892 erstellt (79). Es beschreibt den Knochenaufbau und Zunahme an Festigkeit bei Belastung sowie den Abbau bei fehlender oder nur weniger Belastung beim lebenden Knochen. Wolff konnte in seiner Publikation zeigen, dass der Knochen sich in seiner Form an die Funktion anpasst und bei dauerhafter Entlastung degeneriert. Bei Untersuchungen an Femurköpfen beschrieb Wolff eine Ausrichtung der knöchernen Trabekel in Richtung der mechanischen

Kräfte und bewies damit die mechanischen Kräfte als Ursache für die Architektur der knöchernen Strukturen. Die Veränderung eines Knochens folgt demnach den auf den Knochen einwirkenden Kräften und muss somit einer mathematischen Gesetzmäßigkeit folgen (79). Zusammenfassend hielt Wolff fest: „Alle Stoffzunahme des Knochens und aller Schwund von Knochensubstanz ist ausschließlich von den statischen Bedingungen abhängig, unter welchen der Knochen sich befindet.“ Obwohl der „Trigger“ für das osteoblastische bzw. osteoklastische Verhalten des Knochens unter dem Einfluss der mechanischen Belastung bis dato noch nicht umfassend erforscht ist, so ist diese Verhältnismäßigkeit allgemein akzeptiert. Dieser Verhältnismäßigkeit folgende Veränderungen des Knochens sind im Röntgenbild gut nachzuvollziehen. Sie äußern sich nicht nur in der Veränderung der äußeren Konturen des Knochens, sondern auch in einer Zu- oder Abnahme der Knochendichte (80). Subtile Dichteveränderungen sind jedoch nicht in jedem Fall diagnostizierbar. Wird im Knochen beispielsweise durch die Implantation einer Endoprothese die physiologische Belastung manipuliert, so kann es zum Abbau von Knochensubstanz kommen im Sinne des Wolff'schen Gesetzes. Gerade aber in der Endoprothetik ist es von immenser Bedeutung im unmittelbaren Umfeld des Implantates eine weitestgehend physiologische Belastung des Knochens zu erhalten.

2.3. Messmethoden der Verankerungsstabilität und periimplantären Knochendichte

2.3.1. Radiologische Verfahren (Radiostereometrie, Dual- Röntgen-Absorptiometrie, Ein- Bild- Röntgen- Analyse, konventionelles Röntgen)

Radiostereometrie

Die Röntgen- Stereometrie- Analyse (Akronym: RSA) wurde 1974 von Göran Selvik in Schweden entwickelt (81). Baldursson et al. nutzten als erste die Röntgenstereometrie zur Evaluation von Hüftendoprothesen (82). Sie ist ein genaues Messverfahren, mit dem die Implantatmigration und der Verschleiß endoprothetischer Implantate überprüft werden kann. Migration wird dabei definiert als Bewegung in Abhängigkeit von der Zeit (83). Vor allem Kärrholm hat mit vielen Untersuchungen und Veröffentlichungen die RSA in den Focus des wissenschaftlichen Interesses gerückt (66). Radiostereografische Messungen basieren auf reproduzierbaren Messungen von einfach zu identifizierenden knöchernen und prothetischen Orientierungspunkten, die ihre Position zwischen den einzelnen

radiologischen Untersuchungen nicht ändern. Kärrholm et al. konnten in einer prospektiven klinischen Studie eine distale Migration zementierter Standardendoprothesenstiele von mehr als 0.33 mm sowie eine Gesamtmigration von mehr als 0.85 mm innerhalb der ersten sechs postoperativen Monate als prädiktive Faktoren für eine spätere Revision herausarbeiten (84). Die klinische Bedeutung einer frühen Migration für das Risiko einer späteren Implantatlockerung ist abhängig vom Prothesendesign, der Oberflächenbeschaffenheit und der Fixation. So können zementierte Stiele mit polierter Oberfläche eine höhere Migration innerhalb des Zementmantels aufweisen, ungeachtet guter Langzeitergebnisse. Bei der zementierten Versorgung ist zu unterscheiden zwischen formschlüssigen Implantaten, die eine sofortige Stabilität über den Formschluss erreichen und kraftschlüssigen Implantaten, die initial im Zementmantel migrieren und dann über den Einfluss der wirkenden Kräfte die Stabilität erreichen (85-87). Während eine frühe radiostereometrische Analyse für das Langzeitverhalten formschlüssiger Implantate aussagekräftig ist, ist bei kraftschlüssigen Implantaten die Aussagekraft eingeschränkt (66). Steffansdottir et al. konnten keine Korrelation zwischen dem Migrationsumfang beim Exeter-Stiel und der Wahrscheinlichkeit eines Implantatversagens nachweisen (88). Ebenso können raugestrahlte bzw. Hydroxylapatit beschichtete zementfreie Stiele eine frühe Migration bei guten Langfristresultaten aufweisen (89). Zementfreie Implantate zeigen innerhalb der ersten sechs postoperativen Monate eine bis zu drei Mal höhere Migrationstendenz als zementierte Implantate. Allerdings ist die Aussagekraft der frühen radiostereometrischen Analyse bei zementfreien Implantaten begrenzt, da sie von verschiedenen Faktoren beeinflusst wird. Neben der Implantatform und – beschichtung spielen hier auch Knochenqualität, das Ausmaß des Press- fits sowie Aktivität und Gewicht des Patienten eine Rolle. Dennoch ist die Aussagekraft der RSA auch hier von Nutzen. So konnte eine Verbesserung der Implantatverankerung durch die Hydroxylapatitbeschichtung im Vergleich zu „beaded“ (strukturiert), raugestrahlten oder Plasma- Spray behandelten Oberflächen nachgewiesen werden (90, 91). Auch bei modernen Implantatdesigns muss eine frühe Migration nicht analog zu den Ergebnissen von Kärrholm als prädiktiv für ein Langfristversagen angesehen werden. Verschiedene RSA-Studien, in denen Standardstiele und Kurzschäfte untersucht wurden, zeigten, dass sowohl die primäre als auch die sekundäre Stabilität bei schenkelhalsteilerhaltenden Kurzschäften gleichwertig bzw. teilweise sogar zementfreien Standardstielen überlegen waren (92-98). Hier sind jedoch noch Langzeitbeobachtungen notwendig.

Dual- Röntgen- Absorptiometrie

Die Dual-Röntgen-Absorptiometrie (Akronym: DXA) hat sich als Goldstandard der periprothetischen Knochendichtemessung etabliert (99, 100). Zuvor wurde über semiquantitative Röntgenverlaufsdokumentationen versucht den femoralen Knochendichteverlust zu diagnostizieren (101, 102). Diese Methode limitiert sich jedoch durch die schlechte Quantifizierbarkeit knöcherner Veränderungen, die erst ab einer Abweichung von 30% messbar sind (103). Mit der DXA-Messung gelingt dies schon bei Abweichungen von ca 5% (104-106).

Die Ergebnisse der Literatur zeigen sowohl für Standardendoprothesen als auch für Kurzschaftendoprothesen innerhalb der ersten sechs Monate postoperativ einen signifikanten Knochendichteverlust, der sich vor allem auf die proximalen Zonen nach Gruen projiziert (107-113). Ursächlich verantwortlich hierfür werden drei Bedingungen gesehen. Zum einen wird durch die mechanische Beeinträchtigung des Markraumes die Spongiosa entweder impaktiert oder weggeraspelt, wodurch mechanische und thermische Schäden sowie Hämatome entstehen. Zum anderen wird der postoperativen Immobilisation ein Einfluss auf die Knochendichte zugeschrieben und letztlich und wesentlich auch dem durch die Implantation veränderten Kraftfluss (114). Der Vergleich zwischen Kurzschaft und Standardendoprothesen zeigt einen leichten Vorteil der erstgenannten in Bezug auf die proximale Knochendichteabnahme hauptsächlich bezogen auf die Gruen- Zone 7 (107, 108, 115, 116). Das deutlichere proximale Stress-shielding ist ein gemeinsames Merkmal der allermeisten Standardendoprothesen (107, 117-119). Kurzschaftendoprothesen zeigen zum Teil einen Kraftfluss, der der physiologischen Krafteinleitung am proximalen Femur näher als bei Standardendoprothesen kommt. Eine Gemeinsamkeit aller zementfreier Versorgungen zeichnet sich dadurch aus, dass die Knochendichteabnahme in der Gruen- Zone 1 am geringsten ist, was auf die Zugwirkung der dort inserierenden Glutealmuskeln zurückzuführen ist, wie es von Pauwels 1973 beschrieben wurde (120). Ein Zusammenhang zwischen Stielgröße und Knochendichteminderung postoperativ wird in der Literatur uneinheitlich bewertet. Einige Autoren weisen diesen Zusammenhang nach, während andere diesen durch ihre Ergebnisse nicht bestätigt sehen (102, 107, 113, 121, 122). Ebenso wird der Einfluss der Varus-/ Valguspositionierung des Hüftstiels auf die Knochendichte unterschiedlich bewertet. Während Panisello et al. hier einen Zusammenhang nachweisen konnten, vor allem in der Gruen- Zone 7, kommen Lerch et al. zu einem gegenteiligen Ergebnis (64, 113, 123). Dass auch die Stiellänge einen Einfluss auf das Auftreten des Stress- shieldings hat, konnte in

mehreren Studien nachgewiesen werden (124-126). Zudem zeigt sich bei den längeren Standardstielen häufiger eine distale Kortikalishypertrophie mit Dichtezunahme, während dies bei Kurzschaftendoprothesen weniger beobachtet wird und diese klinisch auch seltener mit einem Oberschenkelerschmerz auffallen (127, 128).

Ein- Bild- Röntgen- Analyse

Im Gegensatz zur Radiostereometrie, die eine sehr aufwendige und sich ausschließlich als prospektiv durchführbare Methode eignet, stellt die Ein- Bild- Röntgenanalyse (Akronym: EBRA) eine wesentlich praktikablere Methode zur Schaftmigrationsmessung dar. Als computergestütztes Verfahren (129) wird die Vergleichbarkeit konventioneller Röntgenbilder durch drei verschiedene Parameter definiert. Bei Übereinstimmung aller drei Parameter innerhalb bestimmter Toleranzbereiche werden die Röntgenbilder in die Berechnung mit einbezogen.

Die Messgenauigkeit der Einzel- Bild- Röntgen- Analyse für die femorale Komponente (EBRA- FCA) wird hierdurch entscheidend erhöht, da bei diesem Vorgehen vergleichbare Bilder, die den Anforderungen nicht genügen, aus der Analyse ausgeschlossen werden, die bei anderweitigen Messmethoden bewertet und konsekutiv Ergebnisse beeinträchtigen würden (129)

Folgende Parameter werden zur Vergleichbarkeit der verschiedenen Röntgenbilder herangezogen:

- Entfernung des Kopfmittelpunktes zur Prothesenachse als Maß für die Rotation
- Distanz zwischen Kopfmittelpunkt und Prothesenschulter
- projizierte Schaftlänge als Maß für den Grad der Extension oder Flexion

Die Einzel- Bild- Röntgen- Analyse für die femorale Komponente (EBRA- FCA) wurde vielfach zur Migrationsmessung von zementierten und zementfreien Femur- Primärimplantaten verwendet, um anhand von Migrationswerten frühzeitig eine Stiellockerung prognostizieren und das Langzeitergebnis einschätzen zu können (130) (131) (132).

Der Vorteil dieser Methode liegt im geringen apparativen und zeitlichen Aufwand und einer hohen Messgenauigkeit zum Nachweis einer Stielmigration. Die Verwendung von Markern ist nicht erforderlich und im Gegensatz zur RSA- Methode ist eine retrospektive Analyse anhand von konventionellen Beckenübersichts- und a.p.- Aufnahmen der Hüfttotalendoprothese möglich.

Konventionelles Röntgen

Auf der anderen Seite des Spektrums radiologischer Messmethoden sind die manuellen Analyseverfahren anhand konventioneller Röntgenbilder des Beckens beziehungsweise der Hüfte angesiedelt. Da diese Methoden im Röntgen abgebildete Objekte vergleichen, welche durch unterschiedliche Aufnahmebedingungen und von Bild zu Bild unterschiedlicher Position des abgebildeten Objekts im Raum zustandekommen, ist ihre Genauigkeit gering.

Zu den Standardprojektionen des Hüftgelenks zählt neben der Beckenübersicht im a.-p.- Strahlengang eine zweite seitliche Aufnahme nach Lauenstein.

Eine möglichst korrekte sich wiederholende Einstellung der Röntgentechnik ist eine unabänderliche Grundvoraussetzung, um Fehler aufgrund einer unterschiedlichen Rotationseinstellung, Inklinationstellung wie auch der korrekten Einstellung des Zentralstrahls zu vermeiden.

Definitionsgemäß ist bezüglich der Rotationseinstellung die exakte Ausrichtung des Steißbeins (os coccygeum) auf die Symphyse und symmetrische Darstellung der Foramina obturatoria Voraussetzung. Des Weiteren muss die Projektion des Coccygeums im Verhältnis zur Symphyse ca. 1- 2 cm oberhalb derselben liegen (133). Anzunehmen ist hierbei ein Fehler von 0,5 mm bei einer Änderung des Zentralstrahls um 5 cm (134) und ein maximaler Fehler bei einer Änderung der Rotation um 10° von 0,37 mm bzw. bei 5° von 0,13 mm (135).

2.3.2. Biomechanische Messverfahren (Finite Elemente- Analyse)

In der Vergangenheit gab es zwei Gründe für die Durchführung von Finite Elemente- (FE)- Analysen an orthopädischen Implantaten. Erstens, um ein grundlegendes Verständnis des Knochen-Implantat- Zusammenspiels oder eines bestimmten Implantates zu erlangen und zweitens um das Design und die präklinischen Tests neuer Implantate zu unterstützen und ihre Eigenschaften mit bestehenden Designs zu vergleichen.

Mit der FE- Methode können Fragestellungen numerisch über einen Algorithmus zur Lösung von Differentialgleichungen approximativ analysiert werden. Zunächst wird das Berechnungsgebiet in eine entsprechende Anzahl von endlich kleinen Elementen unterteilt. Ihre tatsächliche Größe bleibt relevant (finit). Das Aufteilen in eine bestimmte Anzahl Elemente finiter Größe, die sich mit einer endlichen Zahl von Parametern beschreiben lassen, gab der Methode den Namen „Finite- Elemente- Methode“. Finite Elemente werden seit mehr als vier Jahrzehnten verwendet, um das mechanische Verhalten eines Gelenkersatzes zu untersuchen und zu bewerten.

Die Größe und Komplexität von Modellen hat erheblich zugenommen und eine Reihe von Techniken stehen zur Verfügung, von der Vorhersage der anfänglichen mechanischen Umgebung bis zu fortgeschrittenen adaptiven Simulationen, einschließlich Knochenanpassung, Gewebedifferenzierung, Schadensakkumulation und Verschleiß, wobei eine optimale prothetische Platzierung unter günstigen Belastungsbedingungen vorausgesetzt wird (136).

2.4. Status Quo der Standard- und Kurzschaftendoprothesen

Die zementfreie Verankerung von Standardendoprothesen hat sich zu einem etablierten Verfahren entwickelt. Sie bietet den Vorteil der biologischen Fixation und kann gerade auch bei jüngeren und aktiveren Patienten mit sehr guten Ergebnissen in Langzeitverlaufsstudien aufwarten (65, 137).

Kolb et al. berichten über eine Überlebensrate von 96% nach 20 Jahren bei der Versorgung mit einem Zweymüller- Stiel (78). Mäkelä et al. berichten in einer Vergleichsstudie aus dem finnischen Endoprothesenregister mit 3668 Fällen über ein signifikant niedrigeres Risiko einer aseptischen Implantatlockerung gegenüber zementierten Standardstielen bei Patienten unter 55 Jahren (138). Des Weiteren berichtet dieselbe Autorengruppe in einer weiteren Studie aus dem finnischen Register bei 10310 Patienten über 55 Jahren ein statistisch signifikant niedrigeres Risiko einer aseptischen zementfreien Schaftlockerung gegenüber zementierten Standardstielen innerhalb der ersten sieben Jahre nach Implantation. Im weiteren Verlauf zeigten dann nur noch zwei der registrierten zementfreien Standardstiele signifikant geringere Lockerungsraten als die zementierten Vergleichsstiele (139). Die Autoren sahen in beiden Studien die zementfreie Standardstielversorgung der etablierten zementierten Versorgung als ebenbürtig an. Springer et al. kommen in ihrer neun Studien überschauenden Metaanalyse zementfreier Hüftendoprothesen bei jüngeren Patienten unter 55 Jahren auf eine Überlebensrate von 95% nach 12 Jahren. Die aseptische Lockerungsrate der zementfreien Stiele lag hierbei nach 8.4 Jahren bei 1.3% (140). Petsatodes beschreibt eine Überlebensrate von 98% 17 Jahre nach Implantation eines Standardstiels mit poröser Oberfläche bei Patienten mit einem Durchschnittsalter von 47 Jahren (141). Ellison gibt bei einem Standardstiel mit proximal poröser Oberfläche eine Überlebensrate von 99.2% nach 15 Jahren mit aseptischer Lockerung als Endpunkt bei Patienten unter 40 Jahren an (142). An diesen hervorragenden Ergebnissen müssen sich die modernen Kurzschaftendoprothesenkonzepte messen lassen. Zwar gibt es noch keine Studien mit einer ähnlich langen Verlaufsbeobachtung. Dennoch sind erste kurz- bis

mittelfristige Ergebnisse klinischer Studien ermutigend. So berichten Huo et al. in ihrer Metaanalyse randomisiert- kontrollierter Studien über keinen signifikanten Unterschied im Harris Hip Score (HHS) und Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC) beim Vergleich von Standard- und Kurzschäften mit einem durchschnittlichen Patientenalter von 62 Jahren und einem mittleren Nachuntersuchungszeitraum von 2.2 Jahren (143). In einer systematischen Literaturanalyse aller von der amerikanischen Food and Drug Administration (FDA) zugelassenen Kurzschäfte konnten Banerjee und Co-Autoren bei Patienten von durchschnittlich 59 Jahren einen mittleren HHS- Wert von 91 (83-96) nach durchschnittlich 3.9 Jahren ermitteln. Der Mayo-Schaft erzielte als einer der am längsten nachverfolgbaren Kurzschäfte einen HHS- Wert von 93 Punkten (127). Patel et al. ermittelten einen HHS- Wert von 93 bei unter 70-jährigen und einen HHS- Wert von 88 bei über 70-jährigen nach Kurzschaftimplantation in einem mittleren Nachuntersuchungszeitraum von 24 (24-60) Monaten (144). Demgegenüber stehen HHS- Werte von etablierten Standardstielen wie dem distal verankernden Zweymüller- Stiel, die sich im Bereich zwischen 83 und 89 Punkten nach mindestens 9 Jahren durchschnittlicher Verlaufsbeobachtung bewegen. Eine klinische Ergebnisübersicht des Zweymüller-Stiels zeigt Tabelle 2.

Tabelle 2: Studienübersicht zum Zweymüller Schaft mit Angabe der Harris Hip Score Resultate zum Vergleich. Abkürzungen: k.A.= keine Angaben, HHS = Harris Hip Score

| Autor | Nachuntersuchungs- zeitraum | Pat-Alter bei OP | Anzahl | HHS-Wert |
|-------------------------|--|-----------------------------|---------------|-----------------|
| Suckel et al (145) | 15 (15-17) Jahre | 67 (29-99) | 150 | 88 (28-100) |
| Reigstad et al (146) | 16 (15-18) Jahre | 52 (24-68) | 50 | 89 (54-100) |
| Grübl et al (147) | 10 (k.A.) Jahre | 61 (22-84) | 127 | 85 (46-100) |
| Kolb et al (78) | 20 (k.A.) Jahre | k. A. | 51 | 83 (44-100) |
| Pospischill et al (148) | 14 (10-17) Jahre | 59 (28-84) | 103 | 89 (32-100) |
| Perka et al (149) | 108 (82-143 Monate) | 52 (26-73) | 121 | 84 (29-100) |
| Pieringer et al (150) | 150 (133-169 Monate) | k.A. | 81 | 89 (54-100) |

Auch proximal verankernde Standardstiele wie der CLS Spotorno Stiel zeigen sehr gute klinische Ergebnisse in Langzeitstudien. Müller et al. berichten über 80 Fälle mit einem mittleren Nachuntersuchungszeitraum von 17 (15-18) Jahren bei Patienten mit einem Durchschnittsalter von 51 (22-77) Jahren, die in 79% der Fälle ein gutes bis exzellentes Ergebnis im HHS erzielten (151). Ein durchschnittlicher HHS von 87 (65-97) Punkten in 76 Fällen 24 (21-26) Jahre nach Implantation eines Spotorno Stiels wird von Evola et al. berichtet (152). Ein sehr gutes Ergebnis des proximal HA- beschichteten Bi- Metric Standardstiels zeigt die Arbeit von Prins et al. In dieser Studie konnte anhand von 112 Fällen ein durchschnittlicher HHS- Wert von 94 Punkten nach 20 (16-22) Jahren ermittelt werden (153).

Die Popularität von Kurzschaftendoprothesen basiert vor allem auf der Annahme verschiedener Vorteile, die den sich dahinter verbergenden Designkonzepten wie die knochensparende und minimal invasive Implantation zugesprochen werden. Bislang wurden jedoch nur wenige klinische Studien publiziert, die Kurzschäfte mit Standardstielen direkt miteinander verglichen haben.

3. Hintergrund und Zielsetzung der Arbeit

3.1. Hintergrund

Aus den Kapiteln 1.1 bis 2.4 läßt sich folgender Stand der modernen zementfreien Hüftendoprothetik beschreiben:

- Der endoprothetische Hüftgelenksersatz verspricht eine gute Wiederherstellung der Lebensqualität mit Implantatüberlebensraten von 90% nach 15 Jahren.
- Der Anteil der jüngeren Patienten, die hiervon betroffen sind, erhöht sich ständig. Ebenso wächst allerdings auch in dieser Gruppe das Risiko einer frühen Revision bei abnehmender Knochenqualität im proximalen Femur, die sich durch das Stress- shielding ergibt.
- Als Konsequenz hieraus hat sich die endoprothetische Versorgung mit Kurzschaftendoprothesen und dem Ziel einer Vermeidung des proximalen Stress- shieldings unter Beibehaltung einer vergleichbaren Primärstabilität zu bewährten Standardendoprothesen entwickelt.
- Unter dem Begriff Kurzschaft subsumieren sich verschiedene Konzepte, die zum Teil erheblich divergieren und eine Vergleichbarkeit reduzieren. Die Primärstabilität und die osteologische Kompetenz des Implantates haben hierbei eine grundlegende Bedeutung.

- Falez berichtet 2015 in seiner Publikation über 40 verschiedene Kurzschaftendoprothesenmodelle, von denen bereits vier zwischen 1986 und 2003 (Mayo-, CUT-, Silent- und Proxima-Prothese) vom Markt genommen worden waren. Die Gründe hierfür waren nicht in allen Fällen transparent (40).
- Biomechanische Untersuchungen betonen eine Begrenzung der Mikrobewegungen sowie der Migration zur Ausbildung einer ausreichenden Primärstabilität.
- Eine radiostereometrisch nachgewiesene Abhängigkeit zwischen initialer Migration und späterer Frühlockerung konnte nachgewiesen werden. Der Rotationsstabilität wird hierbei eine zentrale Rolle beigemessen.
- Sowohl bei Standard- als auch bei Kurzschaftendoprothesen ist innerhalb der ersten sechs postoperativen Monate ein signifikanter Knochendichteverlust bekannt, der sich vor allem auf die proximalen Zonen nach Gruen projiziert. DXA- Messungen belegen jedoch einen geringeren proximalen Knochendichteverlust im Vergleich zu Standardendoprothesen, insbesondere in Gruen- Zone 7.
- Klinische Studien zu Kurzschaftendoprothesen mit einer ähnlich langen Verlaufsbeobachtung wie zu Standardstielen fehlen bislang. Dennoch sind erste kurz- bis mittelfristige Ergebnisse ermutigend.

3.2 Zielsetzung

Die zementfreie Verankerung von Implantaten hat sich etabliert. Diese bietet den Vorteil der biologischen Fixierung. Die Ergebnisse wurden in vielen Langzeitstudien beschrieben. Kurzschäfte sind in letzter Zeit aufgrund vermuteter Vorteile hinsichtlich Knochenerhalt und minimaler Invasivität mit unterschiedlichen Designkonzepten populär geworden. Diese Entwicklung soll in der vorliegenden Arbeit einer kritischen Analyse unterzogen werden.

Zusammenfassend sollen daher auf Basis der wissenschaftlichen Erkenntnisse aus experimentellen, numerischen und klinisch- radiologischen Untersuchungen sowie aus eigenen Arbeiten folgende Aspekte als Zielsetzung der Arbeit analysiert werden:

1. Lassen die unterschiedlichen Designkonzepte von Kurzschaftendoprothesen mit Hinblick auf die kleinere Prothesen- Knochen- Kontaktfläche eine Optimierung, zumindest aber eine den Standardendoprothesen vergleichbare Verankerungsstabilität erkennen?
2. Kann als weiterer Aspekt der Implantatstabilität bei Kurzschaftendoprothesen ein Migrationsmuster nachgewiesen werden, das dem typischerweise für etablierte zementfreie Standardstiele bekannten Muster einer frühen

postoperativen Mikrobewegung mit anschließender kontinuierlicher Stabilität überlegen ist und somit Rückschlüsse auf ein geringeres Risiko einer frühzeitigen Lockerung dieses Prothesentyps zulässt?

3. Der künstliche Hüftgelenkersatz wird zunehmend bei jüngeren und aktiveren Patienten durchgeführt. Bieten metaphysär verankernde Kurzschaftendoprothesen daher Vorteile gegenüber Standardendoprothesen hinsichtlich des klinischen- radiologischen Ergebnisses und erfüllen sie die Anforderungen hinsichtlich der mittel- und langfristigen Überlebensrate?
4. Resultiert aus den unterschiedlichen Designkonzepten der Kurzschaftendoprothesen eine Optimierung der physiologischen Lastübertragung hinsichtlich der postoperativen Veränderung der Knochendichte als Parameter periprothetischer Knochenumbauvorgänge "bone remodeling" im Vergleich mit Standardendoprothesen?

4. Material und Methoden

Zur Beantwortung der der Zielsetzung zugrunde liegenden Fragen wurden zwei einem unterschiedlichen Ansatz folgende Kurzschaftendoprothesen- Konzepte biomechanisch und klinisch- radiologisch mit einer etablierten Standardendoprothese verglichen. Hierzu wurden eigene Studien mit biomechanischer Beurteilung der Primärstabilität (Mikrobewegung), röntgenabsorptiometrischer in vivo Verlaufsuntersuchungen (Dual- Röntgen-Absorptiometrie) und klinisch- radiologische Nachuntersuchungen mit aktuellen Literaturdaten verglichen.

4.1. Hüftendoprothesenstiele

Exzellente klinische Resultate können mittels exakter Off- Set- und Beinlängenrekonstruktion erzielt werden (154, 155). Das proximale Femur bleibt erhalten bei schenkelhalskonservierenden Implantatsystemen, was jedoch eine gute Knochenqualität und einen CCD-Winkel (Caput-Collum-Diaphyse) von mehr als 130° voraussetzt (156). Bei diesem Prothesentyp wird nur der geschädigte Hüftkopf entfernt, während der gesamte Schenkelhals der Prothesenverankerung dient. Interessanterweise wurden alle Vertreter dieses Prothesentyps mittlerweile vom Markt genommen.

Schenkelhalsteilresezierende Systeme offerieren die größte Bandbreite an Optionen zur Rekonstruktion der Gelenkgeometrie. Hierbei wird die Rekonstruktion nicht in erster Linie durch eine Vielzahl an verfügbaren Stielgrößen, sondern vielmehr durch das Ausmaß der schenkelhalsteilerhaltenden Resektion bestimmt (157, 158).

Schenkelhalsteilerhaltende Endoprothesen bieten den Vorteil einer Weichteil- und Muskelgewebe schonenden Implantation sowie einer besseren Protektion des Trochanter majores gegenüber Standardendoprothesen (159).

Bei der präoperativen Endoprothesenplanung wird die Resektionshöhe des Schenkelhalses festgelegt. Das Planungsprinzip hierbei folgt der „top-down“ Logik, was die Definition des Rotationszentrums vor der Implantatpositionierung vorsieht, die ein fit- and- fill des Schenkelhalses beinhaltet. Eine distale Schenkelhalsresektion resultiert gewöhnlich aus der Notwendigkeit einer valgischen Stielpositionierung, während eine mehr proximale Resektion der varischen Stielimplantation dient (160, 161)

Folgende Endoprothesenmodelle werden in dieser Arbeit miteinander verglichen:

4.1.1. Schenkelhalsendoprothese CUT (ESKA Implants AG, Lübeck, Deutschland)

In einer eigenen Studie wurde 2010 das klinisch- radiologische Ergebnis der Schenkelhalsendoprothese CUT nachuntersucht (16 a, b) (162). Ziel der Studie war die Bewertung mittelfristiger Ergebnisse dieses metaphysär verankernden Implantates bei jüngeren Patienten. Dieses Implantat aus einer CrCoMo- Legierung besteht aus 3 Komponenten: dem Prothesenstiel, dem variabel aufsetzbaren Adapter und dem Prothesenkopf sowie einer 3- dimensionalen Spongiosa- imitierenden Metalloberflächenstruktur „Tripodenstruktur“. Die Prothese ist geradschaftig mit einem ovalären Querschnitt am proximalen Ende. Nach distal verjüngt sie sich und weist am Ende eine Krümmung auf, welche die laterale Femurkortikalis kontaktiert. Zur Korrektur der Varus-/ Valgusstellung und Ante-/ Retroversion steht ein variabel aufsetzbarer Adapter mit 10° und 20° Krümmung zur Verfügung, der mit allen Standardköpfen gekoppelt werden kann.

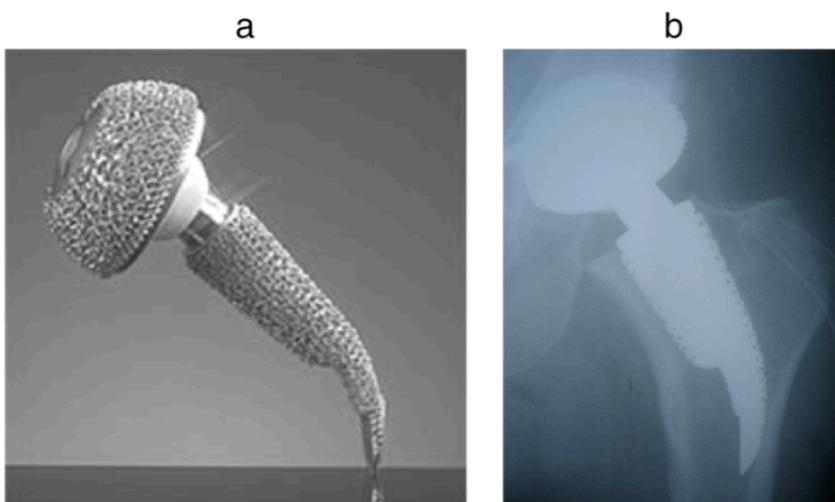


Abbildung 16 a,b. CUT Schenkelhalsendoprothese als Modell und im ap- Röntgenbild (ESKA Implants AG, Lübeck, Deutschland)

4.1.2. Collum Femoris Preserving (CFP) Prothese (Waldemar LINK GmbH & Co. KG, Hamburg, Deutschland)

In einer eigenen experimentellen Studie untersuchten wir die Primärstabilität der CFP-Prothese (163). Es wurden zwei verschiedene Implantationstechniken verglichen, mit dem Ziel der Optimierung der Verankerungsstabilität dieser Kurzschaftendoprothese zur Reduzierung des Risikos einer aseptischen Lockerung. Diese zementfreie schenkelhalserhaltende Endoprothese besteht aus einer Titan-Legierung mit einer 20 µm Hydroxylapatit beschichteten 70 µm mikroporösen Oberfläche und einer polierten Oberfläche im distalen Drittel (Abbildung 17). Der Stiel ist ein metadiaphysär zu verankerendes Implantat, wahlweise mit und ohne Kragen. Die Kraftübertragung auf die mediale Kortikalis wird durch den Kragen unterstützt. Die Primärstabilität wird über den Kontakt der Endoprothese mit dem Kalkar und der lateralen Kortikalis, die Rotationsstabilität über die longitudinale Rippenstruktur der Oberfläche vermittelt. Aufgrund der reduzierten Knochenresektion werden der Schenkelhals und die proximale Spongiosa erhalten. Die Endoprothese wird in insgesamt fünf Größen und zwei Krümmungen (leicht gekrümmt: A, stärker gekrümmt: B) angeboten und weist jeweils eine links- und rechtsspezifische Anteversion auf. Eine Anpassung an die vorliegende individuelle anatomische Situation des jeweiligen Patienten soll durch Schenkelhalswinkel von 117° und 126° sowie durch verschiedene Kopf- und Halslängen gewährleistet werden.



Abbildung 17. **Collum Femoris Preserving (CFP)** Kurzschaftendoprothese mit Keramikkopf isoliert und im Knochenmodell- Frontalschnitt. Quelle: Foerster G. v.: CFP-Hüftschaft. Aus: Effenberger H., Zichner L., Richolt J. (2006): Hüftschaft. MCU-Vertrag, Grieskirchen.

4.1.3. Der Zweymüller Stiel SL- Plus / SL- Plus HA

Das Zweymüller Stielkonzept ist über mehrere Anbieter auf dem Markt vertreten und verfolgt die Philosophie des "fit without fill", welches durch Karl Zweymüller in den 1970er Jahren entwickelt wurde (164). Die erste Generation ("Hochgezogen") ist mittlerweile nicht mehr erhältlich, jedoch sind die zweite (Zweymüller Alloclassic, ZimmerBiomet, Winterthur, Schweiz) und die dritte Generation (Smith&Nephew, London, Vereinigtes Königreich) bis jetzt im klinischen Gebrauch (Abbildung 18).

Seit den frühen 1990er Jahren wurden ähnliche Konzepte auf den Markt gebracht, wie beispielsweise der CBH- Schaft (Mathys Medical, Bettlach, Schweiz). Alle Zweymüller Stiele werden aus einer Titanium- Legierung hergestellt, haben einen rechteckigen Querschnitt und verjüngen sich nach distal sowohl in der Frontal- als auch in der Sagittalebene ("Dual taper"). Das Designkonzept dieses Stieles ist darauf angelegt, über eine Press- Fit- Verankerung im meta- diaphysären Übergangsbereich die Primärstabilität zu gewährleisten. Die Zweymüller "fit without fill" Technik erhält die endostale Blutversorgung, verbessert die initiale Verankerungsstabilität und ist bei einer Vielzahl knöcherner Formvarianzen anwendbar (164). Einige Firmen bieten auch eine Variante mit Hydroxylapatit- Beschichtung von 250 µm an (165, 166).



Abbildung 18. Zweymüller SL- Plus Hüftschaff. (Smith&Nephew, London, Vereinigtes Königreich)

4.2. Biomechanische Untersuchungen

Die Primärstabilität wird zum einen durch die dynamischen Relativbewegungen zwischen Implantat und Knochen während des Belastungs- bzw. Gangzyklus, die sog. Mikrobewegungen, beschrieben. Mikrobewegungen $>150\ \mu\text{m}$ führen nur zu einer bindegewebigen Implantatintegration, während biomechanische Studien am Hundemodell bzw. an menschlichen Autopsiepräparaten mit ossär integrierten Implantaten nur bis zu $40\ \mu\text{m}$, für ein optimales knöchernes Einwachsen sogar höchstens $20\ \mu\text{m}$, an Mikrobewegungen postulieren (167). Zum anderen ist die Migration des Implantates unter Lasteinleitung ohne reversible Entlastung (Subsidence) ein wichtiger Faktor der Primärstabilität und nachfolgend auch für die sichere ossäre Integration. Das in Axialrichtung verlaufende Tiefertreten des Implantates wird in der klinischen Beurteilung anhand von Röntgenverlaufskontrollen relativ zum Femur vermessen und als Subsidence bezeichnet (168, 169). Diese Form der Migration kann prinzipiell in alle Raumrichtungen erfolgen. Aber schon das axiale Tiefertreten des Hüftstiels allein kann sich bereits in der klinischen Symptomatik einer Endoprothesenlockerung und der Notwendigkeit eines Revisionseingriffes äußern, wobei hier keine eindeutigen Grenzwerte sowohl für die Migrationsstrecke und als auch für den zeitlichen Rahmen der Migration in der Literatur angegeben werden. Obwohl einzelne Studien in der zementfreien Primär- Hüftendoprothetik bereits eine Subsidence des Hüftstieles von mehr als $0,15\ \text{mm}$ in den ersten beiden postoperativen Jahren als wegweisend für eine höhere Revisionsrate nach 5 und 10 Jahren ansehen, wird im Rahmen von Übersichtsarbeiten ein „Setzen“ des Implantates um bis zu $2\ \text{mm}$ in den ersten beiden Jahren noch als „unverdächtig“ angesehen, sofern sich ein Sistieren der Migration zeigt (170, 171).

4.2.1. Experimentelle Untersuchung der Verankerungsstabilität der CFP Prothese

In einer experimentellen Studie wurden 16 paarige natürlich tiefgefrorene Femora anhand vorheriger Röntgenaufnahmen ausgesucht, deren Größe und Krümmung bestimmt und deren Implantation präoperativ anhand von Schablonen geplant (163). Vor der Implantation wurden alle Femurknochen ausreichend über sechs Stunden bei Raumtemperatur aufgetaut.

Implantation

Die konventionelle herstellerseits beschriebene Implantationstechnik wurde bei einem der paarigen Femora und die modifizierte Implantationstechnik am kontralateralen Femurknochen angewandt.

Bei Durchführung der konventionellen Implantationstechnik wurde der Femurmarkraum mit einem scharfen Löffel eröffnet und sein Durchmesser durch Verwendung größer werdender Tastinstrumente bestimmt. Mit einem der letztverwendeten Tastgröße equivalentem Markraumkompressor wurde danach die Spongiosa entsprechend komprimiert und damit das Implantatbett entsprechend der ermittelten Prothesengröße geschaffen. Die modifizierte Technik unterscheidet sich von der vorgenannten dadurch, dass sie nach Verwendung des scharfen Löffels direkt mit der Komprimierung der Spongiosa durch Markraumkompressoren in aufsteigender Größe fortfährt bis die ausgemessene Größe erreicht wird.

Die Auswahl sowohl der Seite als auch der Implantationstechnik erfolgte nach dem Zufallsprinzip in zwei gleich große Gruppen. Alle Implantationen wurden nach Genehmigung durch die Ethikkommission der Universität Rostock (A 2010 11) durch einen rechtshändigen Chirurgen vorgenommen. Nach der Implantation wurden die Präparate wieder bei -18° Celsius für weitere biomechanische Testungen verwahrt.

Versuchsprotokoll

Es wurde ein standardisiertes Testprotokoll zur Analyse der Mikrobewegungen zwischen Implantat und Knochenbett angewendet. Für die Anbringung des Messfühlers wurde in jedes Femur auf lateraler Seite und ca. 15 mm distal vom Trochanter minor eine Bohrung mit 2,5 mm Durchmesser durch den Knochen in die Endoprothese gesetzt. Die Bohrung in die Endoprothese wurde dabei jeweils ca. 5 mm tief gebohrt. Anschließend wurden nur die Bohrungen im Knochen auf 6 mm Durchmesser aufgebohrt. Daraufhin konnte in die 2,5 mm-Bohrungen in der Endoprothese ein M3-Gewinde geschnitten werden, in welche später der Messfühler eingeschraubt werden konnte. Die Verankerung der Femora erfolgte distal mittels Einbettung in ein schnell aushärtendes Polymergemisch (RenCast® FC 52 Isocyanat and FC 52 Polyol with Filler; Huntsman Advanced Materials, Salt Lake City, UT, USA). Die Mikrobewegungen der Endoprothese im Knochenlager wurden experimentell in einer dynamischen Prüfung mithilfe von vier LVDT-Sensoren (DP5S, Fa. Solartron Metrology, Meerbusch, Deutschland) gemessen. Diese verfügen über einen effektiven Messweg von 5 mm, mit einer Auflösung $<0.1 \mu\text{m}$ und einer Genauigkeit von 0.2 % des Messwertes. Mit den LVDT-Sensoren

wurde die Translation in x- Richtung und die Rotation des Targets um die Schaftachse gemessen. Sensor 3 wurde zur Messung der Translation in y- Richtung, also orthogonal zum Endoprothesenschaft verwendet, während mit Sensor 4 die Verschiebung in vertikaler z- Richtung (parallel zum Endoprothesenschaft) registriert wurde (Abbildung 19) (4).

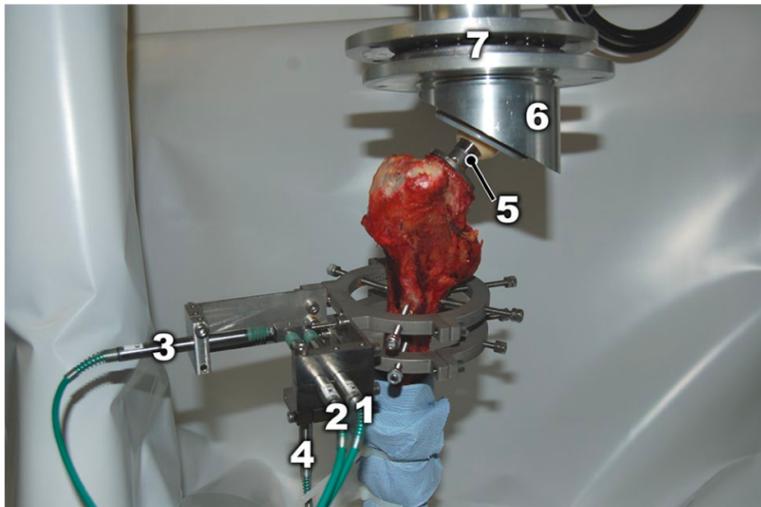


Abbildung 19. Rahmen mit den daran angebrachten LVDT- Sensoren, welche mit den Messspitzen auf den Seitenflächen des Messfühlers aufliegen. 1 = Messfühler in x- Richtung, 2 = Messfühler in x- Richtung, 3 = Messfühler in y- Richtung, 4 = Messfühler in z- Richtung, 5 = Implantat, 6 = Halterung für Pfannenkomponente, 7 = Axial- Kugellager zur Entkopplung der Querkräfte.

Um gleichen mechanischen Testbedingungen Rechnung zu tragen, wurde gemäß Standardprotokoll bei jedem Präparat vorab die korrekte Messung der Sensoren, die Verankerung und das Aushärten des Polymergemisches im Hinblick auf eine Beeinflussung der Auftauzeit der Präparate hin überprüft.

Die Proben wurden daraufhin in eine servohydraulische Universalprüfmaschine (Instron FastTrack 8874, Fa. Instron Pfungstadt, Germany) eingesetzt, wobei die Proben zum Prüfstempel entsprechend der maximalen Hüftgelenkresultierenden (Fersenkontakt) in Bezug auf das Femur wie von Bergmann et al. beschrieben orientiert waren (172). Die mechanische Lasteinleitung auf das Implantat- Interface erfolgte über einen 32 mm Prothesenkopf (Abbildung 19) (5). Zur Lasteinleitung analog einer Hüftendoprothese diente die proximale Aufnahme bestehend aus einem ähnlich den Femora in Polymer eingebetteten PE Inlay in 45° Inklination zur Lastachse und 32mm Durchmesser (Abbildung 19). Die Übertragung von Scherkräften wurde durch das zwischen dem Stempel der Prüfmaschine und der Fassung des Hüftkopfes positionierte Axialkugellager vermieden (Abbildung 19).

Messablauf

Jedes Präparat durchlief 1500 Belastungszyklen mit einer zyklischen sinusförmigen Belastung von maximal 1000N in drei Serien von jeweils 500 Zyklen und einer Frequenz von 1 Hz sowie einem Anteil an der Maximallast von (load ratio) $R = 0.1$. Die elastischen Mikrobewegungen in den drei translatorischen Freiheitsgraden sowie der axialen Rotation wurden mit einer Frequenz von 20 Hz über die Dauer einer jeden Serie ermittelt. Der Betrag der Mikrobewegungen zwischen Implantat und Knochen wurde aus den Messwerten der drei rechtwinklig zueinander angeordneten LVDTs berechnet. Aufgrund der fortschreitenden Implantatmigration wurden nach jeweils 500 und 1000 Belastungszyklen die LVDTs nachjustiert. Von den jeweils 500 Zyklen wurden die ersten 20, die mittleren 20 und die letzten 20 Zyklen ausgewertet.

4.2.2. Experimentelle Untersuchung der Verankerungsstabilität des Zweymüller Stiels

In dieser Studie wurden sieben humane gefrorene Femurpaare mit einem mittleren Alter von 57.4 (39-78) Jahren biomechanisch (Tabelle 3) untersucht (70). Die Femora wurde nach Autopsien in feuchten isotonisch getränkten Tüchern bei -23° Celsius verwahrt und für die Untersuchung über Nacht aufgetaut. Frakturen, knöcherne Deformitäten oder Malignome an den Femora waren nicht festzustellen.

Tabelle 3.
Daten der 7 Femurpaare [76]. Abkürzungen: KD = (Knochendichte); F = weiblich; M = männlich;

| Nr. | Geschlecht | Alter | Gewicht [kg] | KD [g/cm ²] | t-Wert (%) | z-Wert (%) |
|-----|------------|-------|--------------|-------------------------|------------|-------------|
| 1 | F | 39 | 70 | R 0.912 | -0.57 (93) | -0.54 (93) |
| | | | | L 0.895 | -0.53 (95) | -0.49 (97) |
| 2 | M | 59 | 90 | R 0.833 | -1.83 (78) | -1.21 (84) |
| | | | | L 0.941 | -0.99 (88) | -0.38 (95) |
| 3 | M | 51 | 76 | R 0.812 | -1.98 (76) | -1.29 (83) |
| | | | | L 0.921 | -1.80 (80) | -1.20 (82) |
| 4 | M | 64 | 80 | R 0.723 | -2.67 (68) | -1.67 (77) |
| | | | | L 0.733 | -2.60 (68) | -1.60 (78) |
| 5 | M | 50 | 87 | R 0.907 | -1.25 (85) | -0.57 (92) |
| | | | | L 1.004 | -0.51 (94) | -0.18 (102) |
| 6 | M | 78 | 75 | R 0.888 | -1.40 (83) | -0.13 (98) |
| | | | | L 0.908 | -1.25 (85) | +0.02 (100) |
| 7 | M | 58 | 84 | R 0.793 | -2.13 (74) | -1.41 (81) |
| | | | | L 0.852 | -1.68 (80) | -0.96 (87) |

Die paarigen Femora wurden radiologisch untersucht. Die Knochendichte wurde mittels Dual- Energy- Röntgenabsorptiometrie DXA (Lunar®- Dpx- L, GE Medical Systems, Cologne, Germany) bestimmt. Um den fehlenden Weichteilmantel strahlenabsorptiometrisch zu imitieren, wurden die Präparate in einem 12 cm tiefen Wasserbad gescannt, um einen Vergleich mit Patientendaten herstellen zu können. Die Knochendichte wurde in Gramm (g) pro cm^2 angegeben (BMD=*bone mineral density*, g/cm^2) und prozentual in Relation zur altersbezogenen Vergleichsgruppe (z) sowie jungen Individuen (t) gesetzt. Ein Präparat wies laut WHO- Definition eine Osteoporose mit einem t- Wert unter -2.5 SD auf (Tabelle 3) (173).

Implantation

Es wurden auf Basis von computertomographischen Untersuchungen, die vor der biomechanischen Testung durchgeführt wurden, Individualendoprothesen für das rechte Femur angefertigt. Exakte Vermessungen der knöchernen Geometrie wurden anhand neu formatierter Bildberechnungen erstellt. Mithilfe von CAD-Fräsen wurden die Implantate hergestellt. Die Individualendoprothesen zeichneten sich durch das Fehlen eines Kragens sowie ein 3- faches axial verlaufendes Rippendesign im proximal- ventralen Anteil aus (Abbildung 20). Die Individualendoprothese Adaptiva (EndoPro medical GmbH, Gelsenkirchen, Deutschland) wurde entsprechend den Vorgaben des Herstellers nach entsprechendem Aufraspeln des Markraums implantiert.

In das linke Femur wurde ein seitenneutraler Standardgeradschaft mit einem meta- diaphysären Verankerungskonzept implantiert (174). Das Implantat umfasste 12 Standardgrößen, um eine entsprechende passgenaue Verankerung zu erzielen (Zweymüller Alloclassic, ZimmerBiomet, Winterthur, Schweiz).



Abbildung 20. Adaptiva Endoprothese mit Individualraspel und Schaft (EndoPro medical GmbH, Gelsenkirchen, Deutschland)

Postoperative Röntgenkontrollen in 2 Ebenen wurden angefertigt, um die Positionierung und die Größe zu überprüfen. Die Hüftstiele hatten einen 12/14er Konus und bestanden aus einer Titan-Legierung (TiAl6V4).

Versuchsprotokoll

Gemäß den Vorgaben zur Präparation und Belastungstestung der Femora nach Claes et al. wurden die Präparate bei Raumtemperatur aufgetaut und die Weichgewebe entfernt und auf eine Länge von 370 mm eingekürzt und anschließend mittels Methylmetacrylat distal in einem Metallsockel fixiert (Technovit 3040, Merck, Darmstadt, Germany). Die Fixierung erfolgte mit 8° Seitneigung in der Frontalebene und 6° Verkippung nach dorsal in der Sagittalebene, um entsprechend der maximalen Hüftgelenkresultierenden (Fersenkontakt) Axial- und Torsionskräfte auf das Femur applizieren zu können (175).

Die Femora wurden in einer Universalprüfmaschine (Zwick, Typ 1454, Ulm-Eisingen, Deutschland) fixiert (Abbildung 21). Am Aktuator der Prüfmaschine wurde eine azetabuläre Implantatkomponente mit Polyethylen-Insert angebracht, über die eine vertikale Kraft auf die Femora aufgebracht wurde. Die Entkopplung der

Querkräfte erfolgte über einen Kugellagerring. Die initiale vertikale Belastung der Femora erfolgte in 3 Zyklen mit 200 N bei einer Frequenz von 0.5 Hz. Nach dem jeweils dritten Zyklus wurden die Mikrobewegungen am Prothesen-Knochenkontakt erfasst. Anschließend erfolgte eine stufenweise Belastungssteigerung bis auf 2000 N. Die maximalen Mikrobewegungen wurden bei Aufbringen einer Last von 2000 N erfasst und für den statistischen Vergleich herangezogen.

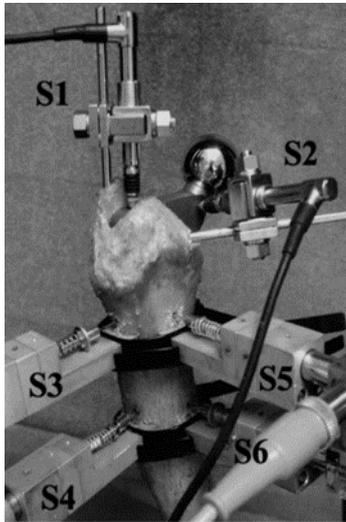


Abbildung 21. Darstellung der Messvorrichtung mit den LVDT-Sensoren. S1= Schanz'sche Schraube, S2= Messfühler am Trochanter major, S3 und S4 = Messfühler für Relativbewegungen in der mediolateralen Ebene, S5 und S6 = Messfühler für Relativbewegungen in der antero- posterioren Ebene.

Messablauf

Relativbewegungen wurden mittels LVDT-Sensoren in der Sagittalebene und der Frontalebene erfasst (Abbildung 22, (S3) und (S5)). Die Faktoren zur Bestimmung der Implantatwanderung umfassten das Einsinken und die Rotation relativ zum Femur sowie Bewegungen in jegliche weitere Richtungen. Zwei orthogonal angebrachte LVDT-Sensoren wurden auf Höhe des Trochanter minors über 2.8 mm Bohrlöcher in der Femurkortikalis sicher fixiert. Mikrobewegungen zwischen Implantat und Knochen wurden mit LVDT-Sensoren erfasst. Zwei Sensoren (Abbildung 22, (S4) und (S6)) wurden im rechten Winkel zueinander 50 mm unterhalb der Sensoren S3 und S5 angebracht, um Mikrobewegungen distal in der Sagittal- und Frontalebene aufzeichnen zu können (Abbildung 22). Vier LVDT-Sensoren (HBM W1, Hottinger, Darmstadt, Germany) mit einer Messgenauigkeit von $\pm 2 \mu\text{m}$ erfassten Mikrobewegungen am Prothesen- Knochenkontakt (Interface). Die Bewegungsrichtung wurde mit positiven bzw. negativen Vorzeichen zur Angabe der Distanzvergrößerung bzw. -verringerung gekennzeichnet. Die axiale Migration

und die Rotation wurden über LVDT- Sensoren am Trochanter major mit einer Messgenauigkeit von $\pm 5 \mu\text{m}$ gemessen (Abbildung 22) (S1) und (S2). Trigonometrische Berechnungen der geometrischen Distanzen der Sensoren zueinander und ihrer Veränderung unter der Lasteinleitung ergaben das Ausmaß der Verkippung der Stiele in der Frontal- und Sagittalebene. Die Rotation wurde definiert als die Distanz zwischen der Longitudinalachse des Stiels und dem antero-medialen Sensorkontakt S2. Die anatomisch bedingten Unterschiede der einzelnen Femora in der Distanz zwischen Longitudinalachse und Sensor S2 wurden linear genormt auf einen Abstand von 15 mm.

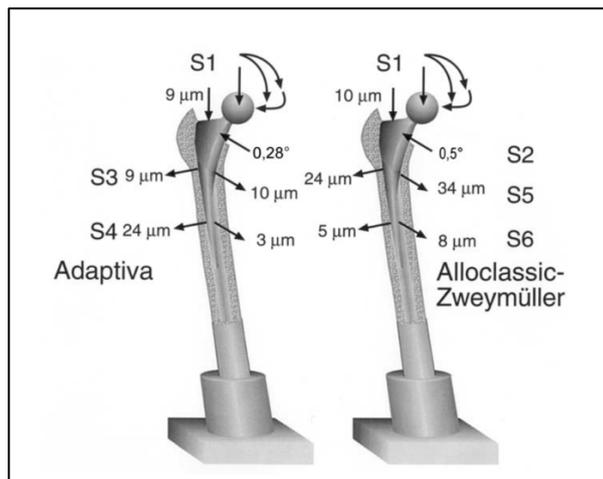


Abbildung 22. Mikrobewegungen (μm) am Prothesen- Knochenkontakt (Interface) bei einer Maximallast von 2000N, modifiziert nach Götze et al. (70).

4.3. Klinisch- radiologische Untersuchungen

Entscheidend für gute Langzeitergebnisse zementfreier Implantate ist deren suffiziente knöcherne Integration. Die Reaktion des Knochens auf die Implantation kann als Parameter für die Langzeitprognose angesehen werden. Die Änderungen der periprothetischen Knochendichte nach Implantation können osteodensitometrisch (DXA) erfasst und quantifiziert werden (105, 176). Vor allem in den ersten drei Monaten nach Implantation kann ein deutlicher Knochendichteverlust beobachtet werden (177). Dieser anfängliche Verlust ist das Resultat eines Zusammenspiels mehrerer Faktoren wie intraoperative Kompromittierung, postoperative verminderte Mobilisation und Stress- shielding durch den veränderten Kraftfluss (178).

4.3.1. Klinisch- funktionelle Untersuchung der Schenkelhalsendoprothese CUT und des Zweymüller Stiels

Die Patientenpopulation (n=20) mit Schenkelhalsendoprothese CUT wurde klinisch-funktionell nach dem Western Ontario and Mc Master Universities Arthritis Index (WOMAC) und dem Harris Hip Score bewertet (179). Die Zustimmung der Ethikkommission Münster (Nr 2008008fS) sowie die Einwilligungserklärung der Patienten wurde vor Studienbeginn eingeholt. Die 20 Patienten wurden von einem unabhängigen Untersucher präoperativ, nach 10 Tagen, nach 3 Monaten, nach 12 Monaten und nach 60 Monaten untersucht. Ein Patient verstarb vor der letzten Nachuntersuchung, sodass hierfür nur 19 Patienten zur Verfügung standen. Für diese Studie wurde die deutsche Version des WOMAC verwendet, die sich als valides und verlässliches Instrument zur Beurteilung von Symptomen und körperlichen Funktionsstörungen bei Patienten mit Coxarthrose erwiesen hat (180). Zudem wurden Patienten, die aufgrund einer Coxarthrose entweder mit einem HA-beschichteten oder unbeschichteten SL- Plus Schaft versorgt wurden, in einer Vergleichsstudie postoperativ durchschnittlich nach 5.8 (2.8-7.8) Jahren klinisch-funktionell mittels Harris Hip Score nachuntersucht (165). Die Zustimmung der Ethikkommission Münster (Nr 2008-479-f-S) sowie die Einwilligungserklärung der Patienten wurden vor Studienbeginn eingeholt.

Zwischen 1996 und 2004 wurden 701 zementfreie SL-Plus Schäfte implantiert. 396 Hüftendoprothesenstiele waren beschichtet und 305 waren unbeschichtet. Die ersten 200 aufeinanderfolgenden SL- Plus-Fälle, implantiert zwischen Januar 1996 und Dezember 1999, wurden in die Studie einbezogen. Die Patienten wurden abwechselnd den beiden Studiengruppen zugeordnet, was 100 Hüften ergab (95 Patienten), die einen HA- beschichteten SL- PLUS Stiel erhielten und 100 Hüften (94 Patienten), die einen nicht beschichteten SL- Plus Stiel erhielten.

Zwischenzeitlich waren 16 Patienten (18 Hüften) verstorben, 48 Patienten (50 Hüften) lehnten es ab, an der Nachuntersuchung teilzunehmen und 6 Patienten (6 Hüften) nahmen wegen eines schlechten Allgemeinbefindens unabhängig von der Hüftendoprothesenoperation nicht teil. Auf Nachfrage hatte keiner der verstorbenen Patienten eine Revisionsoperation erfahren und keiner der Patienten, die sich weigerten, an der letzten Nachuntersuchung teilzunehmen, litt unter Schmerzen in der operierten Hüfte oder hatte eine Revisionsoperation durchgemacht. Insgesamt standen 119 Patienten (126 Hüften) zur Nachsorge zur Verfügung.

4.3.2. Klinisch- radiologische Untersuchung der Schenkelhalsendoprothese CUT und des Zweymüller Stiels

Von 104 konsekutiv mit einer Schenkelhalsendoprothese CUT versorgten Patienten konnten 86 Patienten (50 Frauen, 36 Männer) mit 99 Hüftendoprothesen nachuntersucht werden (162). Im Zeitraum Januar 2001 bis November 2005 wurde diesen Patienten eine ESKA CUT- Prothese (ESKA Implants AG, Lübeck, Deutschland) implantiert. In allen Fällen wurde eine Polyethylen-Keramik-Gleitpaarung implantiert. Alle Patienten erhielten eine zementfreie CL2000 Pfanne (ESKA Implants AG, Lübeck, Deutschland)). Zum Zeitpunkt der letzten Nachuntersuchung waren 10 Patienten unabhängig von der Hüftoperation bereits verstorben und zu 8 Patienten war der Kontakt verloren gegangen. Der durchschnittliche Nachuntersuchungszeitraum betrug 5.4 Jahre (1.7 – 6.6). Das Durchschnittsalter der Studienpopulation betrug zum Zeitpunkt der Operation 50 Jahre (17 – 72). In 86 der 99 Fälle waren die Patienten jünger als 60 Jahre zum Zeitpunkt der Operation. Der Grund für die Operation war in 41 Fällen (4.1%) eine primäre Arthrose, in 52 Fällen (52.5%) eine Dysplasie bedingte Arthrose und in 6 Fällen (6.0%) eine avaskuläre Nekrose des Femurkopfes. Die Implantation der Prothese wurde in 84 Fällen über einen posterioren und in 15 Fällen über einen anterolateralen Zugang (Watson Jones) vorgenommen. In allen Fällen wurde eine 2/3-Resektion des Schenkelhalses vorgenommen. Die Implantation der Prothesen erfolgte unter schrittweiser bildwandler- kontrollierter Präparation des Markraumes, um eine laterale Kortikalisperforation, unzureichenden Kortikaliskontakt oder eine unterdimensionierte Prothesenauswahl ausschließen zu können. Alle Patienten erhielten eine Antibiotikaphylaxe mit Cephazolin sowie eine niedermolekulare gewichtsadaptierte Heparinisierung zur Thromboseprophylaxe. In 71 Fällen war den Patienten eine sofortige postoperative Vollbelastung erlaubt. Den verbleibenden 28 Fällen, die sämtlich unter den ersten 35 operierten Fällen zu finden waren, wurde eine 2-6- wöchige Teilbelastung mit 10% des Körpergewichtes auferlegt. Der Harris Hip Score (HHS) und die Visuelle Analog Skala (VAS) wurden präoperativ und 2007 nach durchschnittlich 5.4 Jahren im Rahmen der Nachuntersuchung erhoben (181, 182). In allen Fällen wurden präoperative Beckenübersichtsaufnahmen sowie Lauensteinprojektionen der operierten Hüfte mit den analogen radiologischen Verlaufskontrollen durch zwei unabhängig voneinander arbeitende Untersucher ausgewertet. Die Messung des Implantationswinkels variierte zwischen den Untersuchern durchschnittlich mit $2.6 \pm 1.4^\circ$. Die größte Abweichung hierbei betrug 4° und wurde als die maximale Abweichung vom erlaubten Standardwert mit 145°

(141-149) definiert. Zusätzlich wurde im Rahmen dieser radiologischen Auswertungen auch die subkapitale Schenkelhalsresektion, der medial- proximale und lateral distale Prothesen- Kortikaliskontakt, die Osseointegration der Prothese sowie die Angemessenheit der Implantatgröße beurteilt. Die Angemessenheit der Implantatgröße wurde als korrekt beurteilt, sofern der Querdurchmesser des proximalen Prothesenendes beidseits Kontakt zur inneren Schenkelhalskortikalis und das distale Ende der Prothese Kontakt zur inneren lateralen Kortikalis unterhalb des Trochanter minors aufwies. Die Stabilität der Implantation wurde gemäß den Kriterien nach Engh als knöchern- stabil, fibrös- stabil und als gelockert beurteilt (102). In Anlehnung an die Einteilung nach Gruen wurden 5 Messzonen definiert (Abbildung 23) (183). Die 5 Zonen wurden auf Osteolysen hin untersucht (<1 mm, 1-2 mm, and > 2 mm).

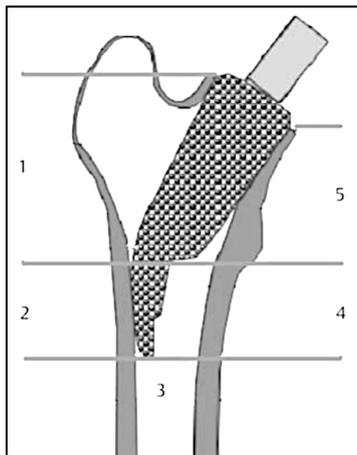


Abbildung 23. Nach Gruen modifizierte Zonen 1-5 zur nativradiologischen Evaluation der periimplantären Osteolysen für die Schenkelhalsendoprothese CUT(162).

Die radiologische Auswertung der Pfannenkomponenten erfolgte nach den Vorgaben von Charnley und DeLee (184). Heterotope Ossifikationen wurden entsprechend der Brooker Klassifikation eingeteilt (185).

Patienten, die aufgrund einer Coxarthrose entweder mit einem HA-beschichteten oder unbeschichteten SL- Plus Schaft versorgt worden waren, wurden in der bereits oben erwähnten Vergleichsstudie durchschnittlich nach 5.8 (2.8-7.8) Jahren auch nativradiologisch nachuntersucht (165). Zum Zeitpunkt der letzten Nachuntersuchung aufgenommene Röntgenbilder waren verfügbar für 65 Hüften in der beschichteten Gruppe und 58 Hüften in der unbeschichteten Gruppe. Antero-posteriore und laterale Röntgenaufnahmen der betroffenen Hüfte wurden

präoperativ, innerhalb der ersten zwei Wochen nach der Operation und bei jeder Nachuntersuchung durchgeführt. Die postoperativen Aufnahmen wurden hinsichtlich Migration, Osteolyse und Lockerungssaumbildung unter Verwendung der Zonen nach Gruen bewertet.

4.3.3. DXA- Messung zur Bestimmung der periimplantären Knochendichte der Schenkelhalsendoprothese CUT

In dieser Studie zur Knochendichtemessung wurden 20 konsekutiv behandelte, relative junge Patienten eingeschlossen (179). Die endoprothetische Versorgung des Hüftgelenkes erfolgte in 9 Fällen aufgrund einer Dysplasiecoxarthrose, in 7 Fällen im Rahmen einer primären Arthrose und infolge einer avaskulären Nekrose des Femurkopfes in 3 Fällen. Die Studienpopulation bestand aus 12 männlichen und 8 weiblichen Patienten mit einem mittleren Alter von 49 Jahren (17-67) zum Operationszeitpunkt. Das Alter der Patienten zum letztmaligen Nachuntersuchungszeitpunkt betrug 54 Jahre (21-73). Das durchschnittliche Körpergewicht der weiblichen und männlichen Patienten betrug zum Zeitpunkt der operativen Versorgung 70 ± 9.9 kg und 85 ± 11.8 kg. Die Durchschnittsgröße der weiblichen und männlichen Patienten betrug 169 ± 3.9 cm und 177 ± 9.5 cm. Der Body Mass Index (BMI) betrug bei den Frauen 25 ± 3.9 kg/m² und bei den Männern 27 ± 2.8 kg/m². In allen Fällen wurde eine zementfreie Schenkelhalsendoprothese CUT implantiert. Drei erfahrene Operateure führten die Operationen der Patienten aus. Postoperativ erstreckte sich der Gebrauch von Unterarmgehstützen über die stationäre Versorgung der ersten 10-14 Tage und die sich anschließende 3-wöchige Rehabilitationsmaßnahme. Die Vollbelastung war allen Patienten zum Zeitpunkt der ersten Nachuntersuchung nach drei Monaten seit sechs Wochen möglich. Nach Genehmigung durch die Ethikkommission der Westfälischen Wilhelms- Universität Münster (Nr. 2008008fS) und Einwilligung der Patienten zur Studienteilnahme wurden alle Patienten durch einen unabhängigen Untersucher präoperativ und postoperativ nach 10 Tagen, 3 Monaten, 12 Monaten und 60 Monaten untersucht. Da ein Patient, wie bereits berichtet, nach einem Jahr verstarb, standen nur noch 19 Patienten für die letzte Nachuntersuchung zur Verfügung.

Die deutsche Version des Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC) und des Harris Hip Scores (HHS) wurden zur Dokumentation verwendet (181, 186). Die DXA- Messungen wurden nach 10 Tagen, 3 Monaten, 12 Monaten und 60 Monaten mit einem Norland Eclipse Scanner (Norland, Ft. Atkinson, WI, USA) durchgeführt, um die femorale periprothetische Knochendichte

zu bestimmen. Vor jeder Messung wurde mit einem Phantom die Kalibrierung des Scanners vorgenommen. Um die Genauigkeit der Messungen bestmöglich zu gestalten, wurde nach einem standardisierten, geblindetem Scan-Protokoll verfahren (187). Um einen systemischen Knochendichteverlust ausschließen zu können, wurde bei jeder Messung auch die kontralaterale, in allen Fällen nicht endoprothetisch versorgte Seite, zusätzlich gescannt. Die Messungen wurden mit der Norland DXA Version 3.9.4 Software auf einem Norland PC (NPC-200) berechnet. Der Implantatgeometrie entsprechend wurden sieben Messzonen in Anlehnung an die Einteilung der sieben Zonen nach Gruen definiert (183) (Abbildung 24).

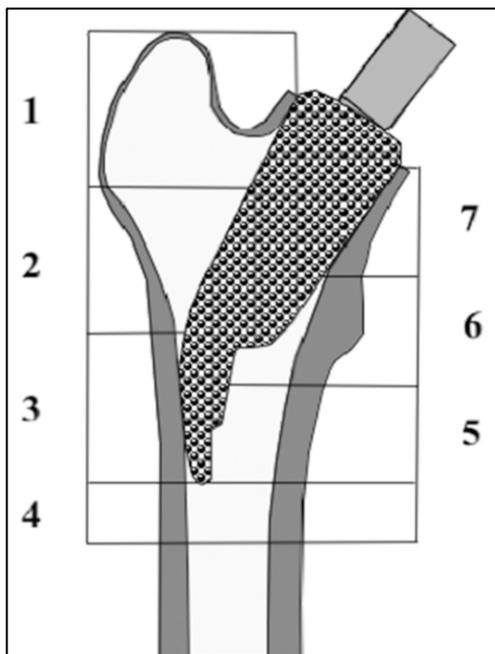


Abbildung 24. Zonen 1-7 zur Messung der periimplantären Knochendichte in Anlehnung an die Messung für Standardendoprothesen nach Gruen (s.S. 45) (188).

Die Zonen 1,2 und 3 wurden zusätzlich rechnerisch kombiniert zu einer lateralen Zone (ROI lat) und die Zonen 5, 6, und 7 dementsprechend kombiniert zu einer medialen Zone (ROI med), um den kleineren Dimensionen dieses Implantates gegenüber Standardendoprothesen Rechnung zu tragen. Die Zusammenfassung aller Zonen zu einem rechnerischen Einzelwert wurde ALS (ROI all) definiert. Jede DXA-Messung wurde mit dem 10-Tageswert als Ausgangsbasis verglichen und die Veränderung der Knochendichte in Prozent für jede der 7 einzelnen und 3 kombinierten Zonen angegeben. Für die statistische Auswertung wurde die JMP IN Version 5.1.2 Software (SAS Institute Inc, Cary, NC, USA) durch einen unabhängigen Statistiker verwendet. Initial wurde die Annahme einer

Normalverteilung der Daten überprüft. Der Wilkoxon Vorzeichen- Rang- Test wurde eingesetzt, um die Veränderungen der Knochendichte statistisch über 60 Monate ermitteln zu können. Das Signifikanzniveau betrug für alle statistischen Berechnungen $p \leq 0.05$.

4.3.4. DXA- Messung zur Bestimmung der periimplantären Knochendichte des Zweymüller Stiels

200 zwischen 1996 und 1999 konsekutiv mit einer Zweymüller SL- Plus Hüftendoprothese versorgte Fälle wurden in eine retrospektive Studie aufgenommen (165).

Die Zustimmung der Ethikkommission sowie die Einwilligungserklärung der Patienten wurden vor Studienbeginn eingeholt. Revisionsfälle sowie Trauma bedingte Fälle wurden nicht in die Studie eingeschlossen. Die Studienteilnehmer wurden alternativ zwei Studienarmen zugeordnet. Demzufolge wurden 100 Hüften (95 Patienten) eine Hydroxylapatit- beschichtete Zweymüller SL- Plus Schaftendoprothese und 100 Hüften (94 Patienten) mit einer nicht beschichteten Zweymüller SL- Plus Schaftendoprothese versorgt. 70 Patienten (74 Hüften) standen einer einmaligen Nachuntersuchung nicht zur Verfügung: 16 (18 Hüften) hiervon waren zum Untersuchungszeitpunkt bereits verstorben, 48 Patienten (50 Hüften) verweigerten die weitere Teilnahme an der Studie und 6 Patienten (6 Hüften) waren aufgrund allgemeiner gesundheitlicher Probleme zu einer weiteren Nachuntersuchung nicht in der Lage. Keiner der verstorbenen Patienten und keiner der zur letzten Nachuntersuchung nicht bereiten Patienten hatte sich zuvor einer Revisionsoperation unterziehen müssen oder litt an starken Hüftgelenksbeschwerden. Demzufolge konnten 126 Hüften (119 Patienten) in die letzte Nachuntersuchung eingeschlossen werden (Tabelle 4). Der durchschnittliche Nachuntersuchungszeitraum der mit einem nicht beschichteten Zweymüller SL- Plus Stiel versorgten Patienten war, statistisch nicht signifikant, um 4 Monate länger. Weitere Unterschiede in den Grundparametern bestanden zwischen beiden Gruppen nicht.

Tabelle 4. Demographische Daten der beiden Studienarme (Patienten versorgt mit HA- beschichteten und nicht beschichteten SL- Plus Hüftendoprothesen).
Abkürzungen: HA = Hydroxylapatit, w = weiblich; m = männlich; Stabw, = Standardabweichung

| | HA Gruppe | Non-HA Gruppe | p-Wert |
|--|-----------------|-----------------|--------|
| Studienarmgröße (Anzahl) | 67 | 59 | |
| Geschlecht (w:m) | 38:29 | 31:28 | 0.639 |
| Alter [Jahre] (Mittelwert \pm Stabw,) | 60.3 \pm 8.0 | 61.1 \pm 7.2 | 0.744 |
| Indikation (n (%)): | | | 0.643 |
| - Primäre Arthrose | 47 (68.7%) | 46 (78.0%) | |
| - Dysplasie | 12 (17.9%) | 8 (13.5%) | |
| - Avaskuläre Nekrose | 3 (4.4%) | 5 (8.4%) | |
| - Luxation | 1 (1.4%) | 0 (0%) | |
| - Protrusion | 4 (5.9%) | 0 (0%) | |
| Nachuntersuchungszeitraum [Monate] (Mittelwert \pm SA) | 68.3 \pm 12.4 | 72.0 \pm 13.3 | 0.109 |

Der zementfrei eingesetzte Münchener Schraubring (Aesculap, Tuttlingen, Deutschland) wurde bei 64 Patienten (95.5%) in der HA- Gruppe und bei 50 Patienten (84.7%) in der nicht beschichteten Gruppe als Pfannenkomponente implantiert. Eine Bicon- Plus- Pfanne (Smith&Nephew, London, Vereinigtes Königreich) wurde in der nicht beschichteten Gruppe bei 10 Patienten (14.9%) für Metal- Metall- Gleitpaarungen (Sikomet, Smith & Nephew, London, Vereinigtes Königreich) verwendet. Die restlichen Patienten erhielten alle eine Polyethylen- Keramik-Gleitpaarung. Die Nachuntersuchung beinhaltete bei allen Patienten den Harris Hip Score (HHS), die Knochendichtemessung (BMD) und eine nativradiologische Untersuchung. Ein Hologic QDR-1000 Plus Scanner (Hologic Inc., Waltham, MA, USA) wurde für die Bestimmung der Knochendichte verwendet. Im Rahmen der präoperativen Messungen wurde der Schenkelhals und der Trochanter major gescannt. Die postoperativen Messungen wurden an sechs verschiedenen Zonen durchgeführt (Abbildung 25). Bei diesen Messungen wurden die einzelnen Zonen sowie die gesamte periprothetische Knochendichte gemessen. Sowohl die Nachuntersuchungen anhand des Harris Hip Scores als auch die Knochendichtemessungen wurden von einem einzelnen Untersucher präoperativ und zum Zeitpunkt der letzten Nachuntersuchung durchgeführt. Die nativradiologischen Untersuchungen umfassten die betroffene Hüfte in 2 Ebenen präoperativ, innerhalb der ersten zwei Wochen postoperativ und zu den weiteren Nachuntersuchungszeitpunkten. Hierbei wurden gemäß der Einteilung nach Gruen

Migration, Osteolysen und Lockerungssäume in den einzelnen Zonen erfasst (183).

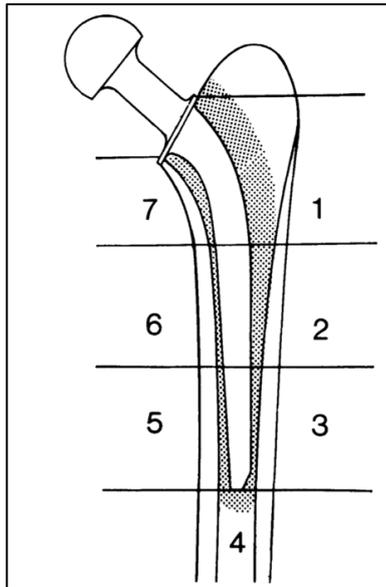


Abbildung 25. Einteilung der Messzonen zur Knochendichtebestimmung nach Gruen-Zone 1–7 für eine Standardendoprothese (183).

4.4. Statistische Methoden

Biomechanische Untersuchungen:

Die statistische Berechnung der Unterschiede der Mikrobewegungen der CFP Prothese wurde mit dem Kruskal-Wallis-Test für unabhängige Proben zwischen den Präparaten durchgeführt. Der paarweise Vergleich der Ergebnisse wurde mit dem Mann-Whitney-U-Test berechnet (163).

Statistisch signifikante Unterschiede der Verankerungsstabilität des Zweymüller Stiels im Vergleich mit einer Individualendoprothese wurden mithilfe einer Varianzanalyse und dem Student's T-Test für paarige Vergleiche mit einem Signifikanzniveau von $p \leq 0.05$ berechnet (70) (189).

Klinisch- funktionelle und radiologische Untersuchungen:

Die klinisch-radiologischen Untersuchungen der CUT- Prothese erfolgten mit dem Student-t-Test, die restlichen Auswertungen der ordinalskalierten Daten mit dem nicht parametrischen Vorzeichentest. Korrelationen wurden mittels einfaktorieller Varianzanalyse (ANOVA), die Überlebenswahrscheinlichkeit nach Kaplan-Meier berechnet. Das Signifikanzniveau der Tests wurde jeweils mit $\alpha = 5\%$ festgelegt. Die Auswertung des Harris Hip Scores erfolgte mit dem Student's T-test und die übrigen Auswertungen der ordinal skalierten Daten mit dem nicht parametrischen Vorzeichentest. (162) (189)

In einer weiteren Studie zur CUT- Prothese wurde die statistische Auswertung der Knochendichteveränderung der Schenkelhalsendoprothese CUT über 60 Monate mit dem Wilcoxon-Rank-Test durchgeführt. Hier lag das Signifikanzniveau bei $p < 0.05$. Die Auswertung des Harris Hip Scores erfolgte mittels Student-t-Test (179). Für die statistische Auswertung des dexametrischen Vergleichs eines HA-beschichteten mit einem unbeschichteten Zweymüller Schaft wurde der Mann-Whitney-U-Test, der χ^2 -Test sowie der exakte Fisher-Test verwendet. Das Signifikanzniveau wurde mit $p < 0.05$ festgelegt. Der klinisch- funktionelle Vergleich mittels Harris Hip Score wurde mit dem Student-t-Test berechnet (165).

5. Ergebnisse

5.1. Verankerungsfestigkeit verschiedener Hüftschaftdesigns

5.1.1. Ergebnisse der Untersuchungen zur Primärstabilität der CFP Prothese

In dieser Studie konnten acht Femur-Paare mit Ausnahme eines einzelnen frakturierten Präparats (93.8%) ohne weitere Komplikationen den mechanischen Tests unterzogen werden (163). Bis zur Vollendung der 1.500 Belastungszyklen trat in der Serie kein mechanisches Versagen auf.

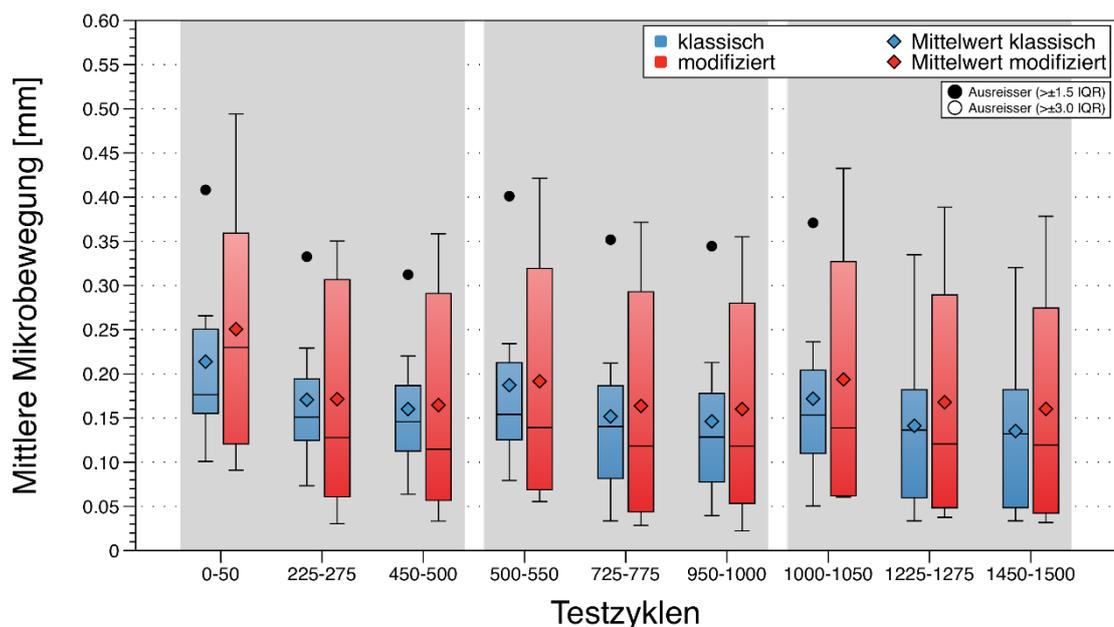


Abbildung 26. Vergleich der gemittelten Mikrobewegungen aus allen Proben der Serie, eingeteilt nach klassischer (blau) und modifizierter (rot) Präparationsmethode dargestellt mit Verteilungsbreite, Mittelwert und Ausreißern.

Die Mittelwerte der Mikrobewegungen zeigen äußerst geringe Unterschiede. Jedoch ist die Abweichung vom Mittelwert bei der klassischen Präparationsmethode wesentlich geringer, d.h. das Ergebnis ist hier mit weniger Schwankungen behaftet. Über sämtliche Lastzyklen gemittelt ergaben sich für alle Proben mit der klassischen Implantationsmethode Mikrobewegungen von 0,161 mm, für alle Proben mit der modifizierten Implantationsmethode Mikrobewegungen von 0,162 mm. Die Unterschiede der Mikrobewegungen zwischen den klassisch präparierten und modifiziert präparierten Proben waren weder im Vergleich über sämtliche Lastzyklen ($p = 0,67$), noch im Vergleich der jeweils ersten, zweiten und dritten 500 Lastzyklen signifikant ($p = 0.01$) (Abbildung 26).

Ein signifikanter Unterschied in Bezug auf die Mikrobewegungen konnte bezüglich der OP-Seite ermittelt werden. Über sämtliche Lastzyklen gemittelt ergaben sich für alle linksseitig implantierten C.F.P.-Stiele Mikrobewegungen von 0,204 mm, für alle rechtsseitigen Proben unabhängig von der Implantationsmethode Mikrobewegungen von 0,119 mm. Die Unterschiede sind mit $p = 0.01$ statistisch signifikant (Abbildung 27).

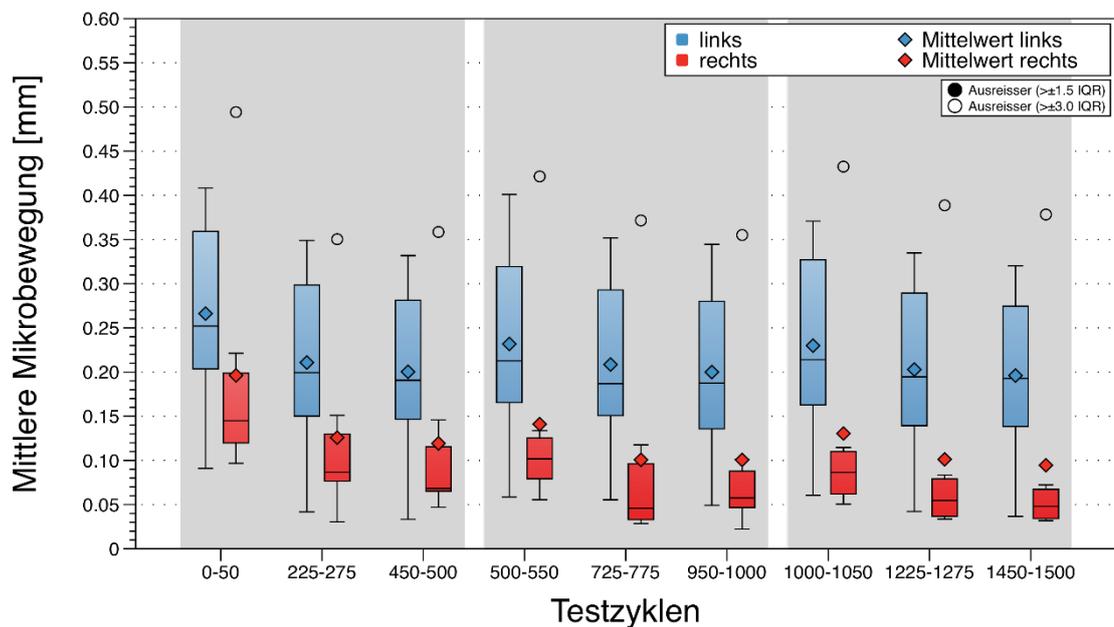


Abbildung 27: Vergleich der durchschnittlichen Mikrobewegungen aller Präparate für die rechte (rot) und linke (blau) Seite dargestellt mit Verteilungsbreite und Mittelwert sowie Ausreißern.

Die Variation der Mikrobewegungen innerhalb der einzelnen Femurpaare zeigten Unterschiede in den Mikrobewegungen über alle Präparate hinweg (Kruskal-Wallis-test: $p = 0.002$ für den Bereich über 500 Zyklen und $p < 0.001$ für den Bereich über 50 Zyklen). Signifikante Unterschiede bestanden hier bei den Präparaten 4,5, und 8

im paarweisen Vergleich (Mann–Whitney U test), (Tabelle 5).

Tabelle 5. Vergleich der Mikrobewegungen (gemittelt über Subserien von jeweils 50 Zyklen im linken unteren Anteil, gemittelt über jeweils 500 Zyklen im oberen rechten Anteil) im paarweisen Vergleich (p-Werte im Mann–Whitney U test).

| Durchschnitt anhand 50 Zyklen | Durchschnitt anhand 500 Zyklen | | | | | | |
|-------------------------------|--------------------------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 8 |
| 1 | | 0.394 | 0.818 | 0.002 | 0.180 | 1.000 | 0.026 |
| 2 | 0.097 | | 0.699 | 0.002 | 0.065 | 0.485 | 0.240 |
| 3 | 0.815 | 0.161 | | 0.002 | 0.240 | 0.589 | 0.485 |
| 4 | 0.000 | 0.002 | 0.000 | | 0.026 | 0.002 | 0.002 |
| 5 | 0.017 | 0.002 | 0.029 | 0.000 | | 0.180 | 0.004 |
| 6 | 0.650 | 0.252 | 0.406 | 0.000 | 0.013 | | 0.240 |
| 8 | 0.000 | 0.040 | 0.031 | 0.000 | 0.000 | 0.024 | |

5.1.2. Ergebnisse der Untersuchungen zur Primärstabilität des Zweymüller Stiels

Untersucht wurde das Auftreten von Mikrobewegungen zwischen Knochen und Implantat während des dritten Belastungszyklus beim Aufbringen einer Maximallast von 2000 N. Unterschiede im Einsinken der Stiele (S1) und der Rotationsstabilität (S2) sowie der Bewegungen am Knochen- Prothesenkontakt längsseits (S3, S5) und distal (S4, S6) sind dargestellt in (Tabelle 6).

Tabelle 6. Durchschnittliche Mikrobewegungen (μm) am Prothesen-Knochenkontakt der verglichenen Prothesentypen.

| Sensor | Adaptiva (μm) | Zweymüller Alloclassic SL (μm) | p-Wert |
|--------|----------------------------|---|--------|
| S1 | -9 \pm 7 | -10 \pm 24 | 0.73 |
| S3 | 9 \pm 14 | 24 \pm 29 | 0.31 |
| S4 | 24 \pm 22 | 5 \pm 4 | 0.09 |
| S5 | 10 \pm 10 | 34 \pm 27 | 0.02 |
| S6 | 3 \pm 8 | 8 \pm 9 | 0.55 |

Im Vergleich mit dem Zweymüller Alloclassic Stiel zeigten sich die Mikrobewegungen weniger deutlich mit Ausnahme der Bewegung nach distal lateral (S4). In den proximalen Femuranteilen (S3, S5) zeigten sich die Mikrobewegungen des Adaptiva Schaftes weniger deutlich als beim Zweymüller Alloclassic Schaft. Die proximal anteriore Translation (S5) unterschied sich signifikant ($p=0.02$). Hierbei fielen die Mikrobewegungen des Adaptiva Schaftes dreimal geringer aus als beim

Zweymüller Alloclassic Schaft. Die proximal mediolaterale Translation (S3) war 2,6 mal geringer, aber nicht signifikant ($p=0.31$), als die des Zweymüller Alloclassic Stiels. Distal lateral waren die Mikrobewegungen des Adaptiva Stiels fünf Mal größer als beim Zweymüller Stiel, jedoch auch nicht signifikant unterschiedlich ($p=0.09$). Das Einsinken der Stiele (Subsidence) zeigte keinen signifikanten Unterschied (S1). Die durchschnittliche Rotation des Adaptiva Stiels betrug $0.28^\circ \pm 0.11^\circ$ gegenüber $0.5^\circ \pm 0.3^\circ$ für den Zweymüller Alloclassic Stiels. Die Verkippung in der Frontalebene betrug bei beiden Stielen unter 0.022° und zeigte einen signifikanten Unterschied. Ebenso kam es zu einem signifikanten Unterschied in der Verkippung in der Sagittalebene, die beim Adaptiva Stiel -0.07° und beim Zweymüller Alloclassic Stiel -0.029° betrug (Tabelle 7).

Tabelle 7. Durchschnittliche Mikrobewegungen (μm) am Prothesen- Knochenkontakt (Interface). Abkürzungen: n.s. = nicht signifikant

| Krafrichtung | Adaptiva | Zweymüller Alloclassic SL | p-Wert |
|------------------------------------|--------------------|---------------------------|-----------|
| Rotation Frontalebene [°] | 0.016 ± 0.025 | -0.021 ± 0.034 | 0.0029 s. |
| Rotation Sagittalebene [°] | -0.07 ± 0.009 | -0.029 ± 0.037 | 0.04 s. |
| Rotationsachse der Prothese [°] | -0.284 ± 0.109 | -0.502 ± 0.305 | 0.02 s. |

5.2 Klinisch- radiologische Ergebnisse

5.2.1. Klinisch- funktionelle Ergebnisse der Schenkelhalsendoprothese CUT

Die präoperative HHS von 50 Punkten (16-83) verbesserte sich in der Studie signifikant auf 98 Punkte (40-100) ($p \leq 0,05$) im Rahmen der Nachuntersuchung (162). 82% der Patienten erzielten zu diesem Zeitpunkt sehr gute Ergebnisse (91-100 Punkte) und 10% ein gutes Ergebnis (81-90 Punkte), während 4% ein mittelmäßiges Ergebnis (71-80 Punkte) und 4% ein schlechtes Ergebnis (<70 Punkte) erzielten. Es gab keinen signifikanten Unterschied in den HHS-Ergebnissen in Bezug auf die präoperative Diagnose, das Geschlecht oder das Alter (t-Test, $p > 0,05$). Die Beinlängenbestimmung des operierten Beins (Abstand von der Spina iliaca anterior superior bis zum medialen Malleolus) ergab eine durchschnittliche Verkürzung von $0,1 \pm 1,12$ (-2,5 - 4) cm. Bei einer Beinverlängerung um 4 cm war dies bei einer hohen Hüftluxation und einer präoperativen Beinlängendifferenz von 10 cm beabsichtigt. Der mittlere BMI änderte sich nicht signifikant zwischen

präoperativ 26,4 (17-36) und Nachuntersuchung 26,7 (18-46), (t-Test, $p = 0,952$). Die Visuelle Analogskala VAS zeigte eine signifikante Verbesserung von 7 (0-10) auf 1 (0-8) für Ruheschmerzen bzw. 8 (1-10) auf 2 (0-10) für Schmerzen während des Trainings (Vorzeichentest $p < 0,001$).

Die Ergebnisse des WOMAC Index sind in Tabelle 8 aufgeführt. Der Student-T-Test für gepaarte Proben zeigte eine signifikante Verringerung der Mittelwerte für Schmerzen, Steifheit und Funktion zwischen der präoperativen und der 12-monatigen Nachuntersuchung. Nach 60 Monaten war keine signifikante Veränderung zu beobachten.

Der präoperative WOMAC-Score von 5,3 verbesserte sich ein Jahr nach der Operation auf 0,8 und nach 60 Monaten auf 0,6 (179).

Tabelle 8. Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC) präoperativ, 12 und 60 Monate nach Implantation der Schenkelhalsendoprothese CUT mit Durchschnittswert und Standardabweichung.

| Merkmal | Präoperativ | 12 Monate | 60 Monate |
|----------------|--------------------|------------------|------------------|
| Pain | 5.2 ± 1.1 | 0.8 ± 1.2 | 0.5 ± 0.7 |
| Stiffness | 4.9 ± 1.4 | 0.9 ± 1.3 | 0.6 ± 0.7 |
| Function | 5.7 ± 1.1 | 0.9 ± 1.1 | 0.7 ± 0.8 |
| Global Index | 5.3 ± 1.0 | 0.8 ± 1.2 | 0.6 ± 0.5 |

5.2.2. Klinisch- funktionelle Ergebnisse des Zweymüller Stiels

Die Patienten beider Gruppen unserer Studie zeigten postoperativ eine signifikante Verbesserung der Funktion und Schmerzlinderung (165). Bei Patienten, die ein beschichtetes Implantat erhalten hatten, verbesserte sich der Harris Hip Score (HHS) von $57,5 \pm 11,8$ Punkten (31–88) präoperativ auf $94,2 \pm 10,9$ Punkte (46–100) bei der letzten Nachuntersuchung. In der Gruppe, die ein unbeschichtetes Implantat erhalten hatte, betrug er HHS präoperativ $57,5 \pm 11,5$ Punkte (34–92) und stieg bis zur letztmaligen Nachuntersuchung auf $95,6 \pm 6,7$ (71–100) Punkte an. Die Ergebnisse waren statistisch nicht unterschiedlich ($p = 0,971$ für den präoperativen HHS und $p = 0,391$ für den letztmaligen HHS). Komplikationen wie Embolie, Thrombose oder verzögerte Wundheilung ergaben sich in keinem der Fälle. Ein Bruch des Keramikkopfes nach 16 Monaten erforderte eine Revision in der HA-beschichteten Gruppe. Weitere Komplikationen oder Revisionen wurden nicht berichtet.

5.2.3. Radiologische Ergebnisse der Schenkelhalsendoprothese CUT und des Zweymüller Stiels

Die radiologische Nachuntersuchung der Schenkelhalsendoprothese CUT zeigte sich in Bezug auf die Schenkelhalsresektion eine korrekt durchgeführte subkapitale Resektion mit maximalem Erhalt des Schenkelhalses in 91 (91,9%) Fällen. In sechs (6,0%) Fällen zeigte sich eine die Hälfte der Schenkelhalsregion messende, in zwei (2,0%) Fällen eine subtotale Schenkelhalsresektion. Alle zu ausgedehnt resezierten Schenkelhalse waren in den ersten neun Monaten nach Implantateinführung in unserer Klinik operiert worden. In drei dieser acht Fälle zeigte das Implantat im Verlauf eine varische Verkipfung, ohne jedoch eine Lockerung im klinischen wie radiologischen Sinne aufzuweisen. In einem Fall zeigte sich trotz subtotaler Schenkelhalsresektion keine Änderung des Implantationswinkels. Ein korrekter Implantationswinkel von 145° ($141\text{--}149^\circ$) zeigte sich zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung in 72 (73,7%) Fällen.

In 10 (10,1%) Fällen lag eine varische ($< 141^\circ$) Implantation und in 18 Fällen eine valgische Implantation ($> 149^\circ$) vor. Die Implantationswinkel variierten insgesamt zwischen 130° und 160° . 91 (91,9%) Fälle zeigten sowohl einen ausreichenden proximal- medialen als auch distal- lateralen Kortikaliskontakt. In sechs (6,0%) Fällen war ein unzureichender proximal- medialer Kortikaliskontakt zu verzeichnen, wobei hier in einem Fall der Grund in einer fehlerhaften subtotalen Schenkelhalsresektion lag und in einem anderen Fall objektiv die Prothesengröße zu klein gewählt worden war. Zwei (2,0%) Fälle wiesen keinen optimalen Kontakt der Schaftspitze mit der distal- lateralen Kortikalis auf, wobei auch hier in einem der beiden Fälle die Prothesengröße zu klein und zusätzlich der Implantationswinkel zu steil (160°) gewählt worden war. In 27 (27,2%) Fällen zeigten sich im Rahmen der radiologischen Nachuntersuchung, dass intraoperativ eine zu kleine Implantatgröße gewählt worden war. Eine Schaftmigration konnte in keinem dieser Fälle beobachtet werden. Allerdings zeigte sich in 9 (9,0%) Fällen im Verlauf eine Variation des Implantationswinkels. 95 (95,9%) Prothesen wurden entsprechend den Kriterien von Engh et al. als knöchern-stabil eingestuft (102). Eine fibrös-stabile Fixierung fand sich in drei (3,0%) Fällen und einem (1%) Fall stellte sich als gelockert dar. Bei zwei der fibrös-stabil fixierten Schäfte schien der Grund in einer zu klein gewählten Implantatgröße zu liegen. Die gelockerte Prothese musste nach fünf Jahren gegen einen konventionellen Stiel ausgetauscht werden. Osteolysen fanden sich nur in den proximalen Zonen 1 und 5 nach Gruen und wurden bei 12 (12,1%) Prothesen registriert, in drei davon kombiniert. Bei einer der letzteren waren die Osteolysen

weniger als 1 mm groß, in den übrigen beiden Fällen waren sie über 2 mm groß. Heterotope Ossifikationen fanden sich in 13 (13,1%) der nachuntersuchten Fälle. In neun (9,0%) Fällen fand sich ein Stadium 1, in drei (3,0%) Fällen ein Stadium 2 und in einem Fall ein Stadium 4 nach Brooker et al. [18]. Die zementfrei implantierten Pfannen zeigten in keinem Fall einen Aufhellungssaum. Eine Migration wurde in keinem Fall beobachtet.

Zum Zeitpunkt der letzten Nachuntersuchung der oben erwähnten Vergleichsstudie zwischen HA-beschichteten und unbeschichteten SL-Plus Stielen konnten 65 Hüften in der beschichteten Gruppe und in 58 Hüften in der unbeschichteten Gruppe radiologisch nachuntersucht werden. Hinweise auf eine Schaftsinterung, Osteolysen oder Lockerung fanden sich in keinem der Fälle. In der HA- Gruppe gab es in wenigen Einzelfällen Lockerungssäume im Schaftbereich (n = 4). Im Vergleich dazu waren in der unbeschichteten Gruppe diese häufiger (n = 14) und wurden vorwiegend in den proximalen Zonen beobachtet (Abbildung 28). Das Vorkommen von Lockerungssäumen in anderen Zonen war jedoch statistisch nicht signifikant. Im Verlauf der Nachuntersuchungen zeigten sich die Lockerungssäume nicht progredient und ihr Auftreten korrelierte nicht mit der Art der verwendeten Gleitpaarung (p = 0,47).

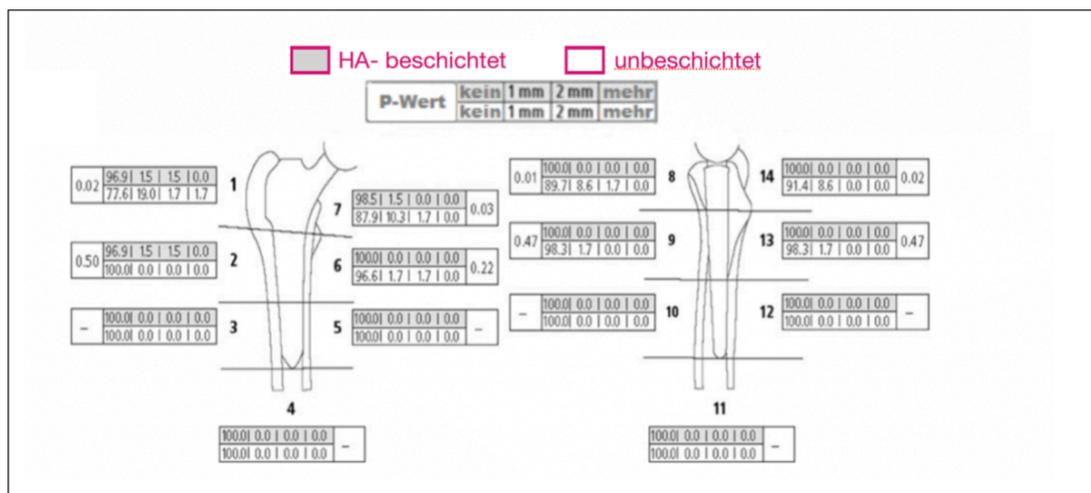


Abbildung 28. Nachweis von Lockerungssäumen (%) in beiden Gruppen der SL- Plus Vergleichsstudie dargestellt in der Zoneneinteilung nach Gruen (183)

5.2.4. Ergebnisse der DXA- Messung zur Sekundärstabilität der Schenkelhalsendoprothese CUT

Insgesamt kam es in dieser Studie zu einer Abnahme der Knochendichte innerhalb

der ersten 3 Monate postoperativ (Tabelle 6) (179). Die deutlichste Abnahme war in den proximalen Zonen 1 und 5 zu beobachten (~3%), die geringste in Zone 3, in der die distale Krümmung der Prothese Kontakt zur lateralen Kortikalis hat. Statistisch signifikante Veränderungen der Knochendichte nach drei Monaten hatten sich nach 12 Monaten nahezu alle normalisiert auf das Niveau der Messungen zehn Tage nach der Operation. Der stärkste Anstieg war in Zone 3 zu beobachten (+2.8% ± 1.9%). Alle Zonen der lateralen Femurseite zeigten signifikante Veränderungen im Vergleich zu den Zonen der medialen Femurseite. Jedoch zeigten die erstgenannten Zonen wieder eine geringe, nicht signifikante Abnahme der Knochendichte nach 60 Monaten im Vergleich zu den Werten nach zwölf Monaten postoperativ und den Ausgangswerten nach zehn Tagen. Auf der medialen Femurseite konnte nur in Zone 5 eine signifikante Veränderung der Knochendichte nach 60 Monaten beobachtet werden.

Tabelle 6. Knochendichtemittelwert und Mittelwerte der Veränderung der Knochendichte in Prozent zwischen den Messungen nach zehn Tagen und drei Monaten postoperativ sowie zwischen den Messungen nach zehn Tagen und 12 Monaten sowie zwischen den Messungen nach zehn Tagen und 60 Monaten. Grün Zone 1–7 und laterale kombinierte Zone (1–3 lat), medial (5–7 med) und gesamt (1–7 all). Abkürzungen: KD = Knochendichte, Stabw = Standardabweichung, Fettgedruckt = statistisch signifikant ($p < 0.05$)

| Zone nach Gruen | 10 Tage | | 3 Monate | | 10 Tage vs. 3 Monate | 12 Monate | Stabw. | 10 Tage vs. 12 Monate | 60 Monate | Stabw. | 10 Tage vs. 60 Monate |
|-----------------|-------------------------|-------|-------------------------|-------|---------------------------------|-------------------------|--------|---------------------------------|-------------------------|--------|---------------------------------|
| | Mittelwert KD in g /cm2 | Stabw | Mittelwert KD in g /cm2 | Stabw | Mittelwert der Veränderung in % | Mittelwert KD in g /cm2 | | Mittelwert der Veränderung in % | Mittelwert KD in g /cm2 | | Mittelwert der Veränderung in % |
| 1 | 0.76 | 0.14 | 0.73 | 0.13 | -3.35 | 0.75 | 0.13 | -0.76 | 0.74 | 0.18 | -2.51 |
| 2 | 0.81 | 0.14 | 0.79 | 0.14 | -2.99 | 0.82 | 0.14 | 1.60 | 0.79 | 0.19 | -1.26 |
| 3 | 1.06 | 0.19 | 1.05 | 0.19 | -1.09 | 1.08 | 0.19 | 2.84 | 1.05 | 0.21 | -0.009 |
| 4 | 1.60 | 0.23 | 1.57 | 0.22 | -2.28 | 1.60 | 0.23 | -0.35 | 1.57 | 0.24 | -1.32 |
| 5 | 1.52 | 0.19 | 1.49 | 0.19 | -3.01 | 1.51 | 0.19 | -0.77 | 1.43 | 0.18 | -5.43 |
| 6 | 1.51 | 0.20 | 1.47 | 0.20 | -3.71 | 1.50 | 0.19 | -0.69 | 1.58 | 0.24 | 5.13 |
| 7 | 1.08 | 0.12 | 1.06 | 0.12 | -2.77 | 1.08 | 0.12 | 0.67 | 1.13 | 0.19 | 4.67 |
| 1 – 3 lat | 0.82 | 0.14 | 0.80 | 0.14 | -2.36 | 0.83 | 0.14 | 1.37 | 0.86 | 0.18 | 5.00 |
| 5 – 7 med | 1.37 | 0.15 | 1.10 | 0.13 | -3.18 | 1.13 | 0.13 | -0.40 | 1.38 | 0.16 | 0.73 |
| 1 – 7 all | 1.05 | 0.14 | 1.02 | 0.13 | -2.74 | 1.05 | 0.13 | 0.19 | 1.18 | 0.16 | 1.12 |

5.2.5. Ergebnisse der DXA- Messung zur Sekundärstabilität des Zweymüller Stiels

Die Basisdaten beider Studien-Populationen unterschieden sich nicht signifikant (165). Zum Zeitpunkt der letztmaligen Nachuntersuchung wiesen die Patienten mit Hydroxylapatit- beschichteten Stielen durchschnittlich 11% mehr Knochendichte in Zone 1 auf als die Patienten mit unbeschichteten Stielen ($p = 0.003$), (Tabelle 7). Die Messwerte waren vergleichbar in beiden Gruppen für die Zonen 2 und 3 und um 8% besser in Zone 4 bei Patienten, die ein beschichtetes Implantat erhalten hatten ($p=0.003$). In den medialen Messzonen 5 (3%) und 6 (13%) konnte eine höhere Knochendichte bei Patienten mit einem beschichteten Implantat nachgewiesen werden ($p=0.001$, $p=0.001$). Die proximalen Messzonen zeigten die relativ größte Messwertdifferenz zwischen den beiden Gruppen.

Tabelle 7. Periimplantäre Knochendichte in (g/cm^2) (Mittelwert \pm Standardabweichung) in den verschiedenen Zonen (ROI) des Hydroxylapatit (HA) beschichteten und unbeschichteten Zweymüller SL-Plus Stiels zum Zeitpunkt der einmaligen Nachuntersuchung.

| Zone n. Gruen | HA Gruppe | Non-HA Gruppe | p-Wert |
|-------------------|-----------------|-----------------|--------|
| Präoperativ: | | | |
| Collum | 0.95 ± 0.24 | 0.94 ± 0.17 | 0.800 |
| Trochanter | 0.75 ± 0.16 | 0.72 ± 0.15 | 0.375 |
| Nachuntersuchung: | | | |
| ROI I | 0.82 ± 0.19 | 0.74 ± 0.18 | 0.003 |
| ROI II | 1.24 ± 0.26 | 1.19 ± 0.26 | 0.27 |
| ROI III | 1.36 ± 0.24 | 1.32 ± 0.24 | 0.296 |
| ROI IV | 1.69 ± 0.19 | 1.57 ± 0.23 | 0.003 |
| ROI V | 1.45 ± 0.20 | 1.35 ± 0.24 | 0.001 |
| ROI VI | 1.06 ± 0.27 | 0.94 ± 0.26 | 0.001 |

6. Diskussion

6.1 Verankerungsstabilität

Zuvor wurden bereits im Rahmen der Beschreibung der verwendeten Materialien und Methoden wesentliche Aspekte erläutert. Tiefergreifend werden nun im Folgenden diejenigen Teilbereiche vor dem Hintergrund der Literatur diskutiert, welche unmittelbar die Ergebnisqualität der vorliegenden Arbeit hinsichtlich der einzelnen Aspekte wesentlich beeinflussen. Abschließend sollen zusammenfassend die Ergebnisse der Datenauswertung und der Diskussion in Bezug auf die Zielstellung der Arbeit eingeordnet werden.

6.1.1 Verankerungsstabilität im Rahmen von ex- vivo Untersuchungen

Primärstabilität und Stress-shielding sind wichtige Faktoren, die den Erfolg oder Misserfolg eines Implantates beeinflussen. Die Primärstabilität ist abhängig von den reversiblen Mikrobewegungen während der dynamischen Belastung und der frühen irreversiblen Migration (72). An der Grenzfläche zwischen Knochen und Implantat sollten reversible Mikrobewegungen 150 µm nicht überschreiten (68). Bei Überschreitung dieses Grenzwertes droht eine Beeinträchtigung der Osseointegration (190). Darüber hinaus ist das Einsinken eines Hüftendoprothesenstiels von mehr als 1,2 bis 2 mm innerhalb von zwei Jahren postoperativ mit einem signifikanten Anstieg des Risikos einer zukünftigen Revisionsoperation verbunden. (66, 191-193).

Die von uns publizierte Studie zum Vergleich von Zweymüller Alloclassic mit einer Individualendoprothese ergab, dass der Schwellenwert von 150 µm für zementfreie Prothesen bei den getesteten Implantattypen nicht überschritten wurde (70). Die Individualendoprothese, die im metaphysären Bereich volumiger konzipiert wurde, zeigte dadurch im proximalen Bereich eine leichte Abnahme der dynamischen Mikro- und Rotationsbewegungen im Vergleich zum Zweymüller Alloclassic Stiel. Die Vergrößerung des metaphysären Teils der Individualendoprothese verbesserte die proximale Verriegelung. Dies führte zu einer überlegenen Rotationsstabilität, da die Rotation eines Implantates im proximalen Femur stattfindet (73). Unsere Schlussfolgerung wird von Bieger et al. unterstützt, der die Primärstabilität über das Stress-shielding Verhalten eines partiell schenkelhalterhaltenden Kurzschaftes (Optimys, Mathys Medical, Bettlach, Schweiz) im Vergleich zu einem Geradschaft (CBC, Mathys) beurteilte (42). Die Ergebnisse dieser Studie sahen den Kurzschaft widerstandsfähiger gegenüber Mikrobewegungen und Migration in die Retroversion.

Für die axiale Stabilität wurden ähnliche Werte angegeben, mit mittleren Mikrobewegungen von 9 µm für den Kurzschaft und 7 µm für den Geradschaft. Darüber hinaus stellten Bieger et al. fest, dass die proximale Lastübertragung mit dem Kurzschaft physiologischer ist, obwohl beide Implantate ein Stress-shielding in den Gruen-Zonen 1 und 7 nicht vermeiden konnten. Die Autoren folgerten, dass die Primärstabilität der Kurzschaftendoprothese im Vergleich zum Geradschaft nicht geringer war. Darüber hinaus war das proximale Belastungsmuster der implantierten Kurzschaftendoprothese physiologischer. Eine andere Studie derselben Autorengruppe ergab zudem, dass eine verbesserte proximale Verriegelung die Rotationsstabilität verbessert. Rieger et al. untersuchten die Verankerungsstabilität eines modifizierten Zweymüller Stiels (CBH Bone Preserving, Mathys Medical, Bettlach, Schweiz), bei dem es sich um einen Stiel mit einer lateral reduzierten "Schulter" handelt (75). Dieser Schaft wurde mit einem Zweymüller Stiel in Bezug auf die Primärstabilität verglichen. Die Relativbewegung zwischen Implantat und Kortikalis sowie die Migration wurden unter dynamischer Belastung untersucht. Die Autoren fanden heraus, dass die Mikrobewegungen an allen Messpunkten für beide Implantate deutlich unter der kritischen Schwelle lagen. Darüber hinaus stellten sie fest, dass axiale reversible und irreversible Mikrobewegungen nicht durch die Verkleinerung der "Schulter" beeinflussbar waren. Der Widerstand gegen Rotationsmomente war jedoch, wenn auch nicht signifikant, bei reduzierter "Schulter" weniger ausgeprägt.

6.1.2 Schlussfolgerung

Aus der Literatur geht hervor, dass eine stärkere metaphysäre Fixierung der Prothesenstiele die Rotationsstabilität verbessert. Der Kurzschaft bietet im Vergleich zum herkömmlichen Geradschaft aufgrund des volumigeren "fit with fill" Konzeptes eine bessere Passform und Füllung (73, 74). Eine bessere Rotationsstabilität aufgrund des proximalen "fit with fill" Konzepts der Kurzschäfte im Vergleich zu Geradschäften und von Standardstielen im Vergleich zu Individualendoprothesen wurde von Götze et al. beschrieben (70). Der mechanische Widerstand gegenüber Rotation wird zudem durch die Festigkeit des metaphysären Trabekelknochens gewährleistet. Weiterhin wird angenommen, dass die mechanische Festigkeit der Schenkelhalskortikalis die proximale Primärstabilität unterstützt (125). Studien haben gezeigt, dass der Erhalt des Schenkelhalses den Implantaten eine größere Rotationsstabilität gewährt sowie auch höhere Beanspruchbarkeit gegenüber Varus-Valgus-Stress verspricht (194). Die distale Verriegelung scheint in Bezug auf die

Rotationsstabilität weniger Einfluss zu haben, wie Bieger et al. vergleichend an Kurzschaft- und Standardendoprothesen zeigen konnten(195).

6.1.3 Verankerungsstabilität im Rahmen von Patientenstudien

RSA Studien

Eine Reihe von RSA Studien wurde mit Kurzschaften und dem dieser Arbeit zugrunde liegenden Standardstiel Zweymüller Alloclassic SL- Plus durchgeführt. Nieuwenhuijse et al. untersuchten die Migration der Schenkelhalsendoprothese CUT in 39 Fällen bis zu 5 Jahre nach der Operation. Hierbei wurde die medio-laterale, kranio-kaudale und antero-posteriore Migration vermessen (196). Die mittlere Migration betrug nach 6 Wochen 0,42 mm (0,09 bis 9,36 mm) und nach 5 Jahren 0,89 mm (0,13 bis 6,39 mm). Insgesamt wiesen 74% der Prothesen eine Wanderung > 1 mm in medio-lateraler oder kranio-kaudaler oder antero-posteriorer Richtung auf, von denen 10% aber als gelockert betrachtet wurden. In einem Fall zeigte das Implantat anfänglich eine Migration ohne Tendenz zur Stabilisierung im weiteren Verlauf. Die übrigen drei Fälle zeigten eine kontinuierliche Migration auch noch nach zwei Jahren.

Acklin et al. publizierten eine prospektive Fallserie zum Migrationsverhalten von Fitmore Kurzschaftendoprothesen 3, 6, 12 und 24 Monate postoperativ an 34 Patienten (197). Die Autoren berichteten, dass Migration und Rotation in den ersten drei Monaten nach der Operation auftraten, sich aber anschließend stabilisierten. Nach drei Monaten betrug das mittlere Einsinken -0,39 mm (95% Konfidenzintervall (CI) -0,60 bis -0,18) und war nach zwei Jahren stabil, während die mittlere Innenrotation nach zwei Jahren 1,09 ° (95% CI 0,52) bis 1,66) betrug.

Budde et al. untersuchten die Migration von Nanos- Kurzschaftendoprothesen bei 14 Patienten 3, 6, 12 und 24 Monate postoperativ (198). Der höchste Wert der mittleren Migration nach distal betrug $-0,22 \pm 0,39$ mm nach drei Monaten, während der höchste Wert der mittleren Rotation entlang der Längsachse nach zwölf Monaten $0,8 \pm 3,2$ betrug. Die mittlere Gesamtmigration betrug nach zwei Jahren $0,46 \pm 0,31$ mm, der größte Anteil trat hierbei jedoch innerhalb der ersten drei Monate nach der Operation auf ($0,40 \pm 0,34$ mm).

Ferguson et al. bewerteten das Migrationsverhalten des MiniHip Kurzschaftes (Corin, Cirencester Gloucestershire, Vereinigtes Königreich) über die ersten 2 Jahre anhand von 52 Fällen und verglichen es mit einem Standardschaft (MetaFix, Corin, Cirencester Gloucestershire, Vereinigtes Königreich) (199). Nach zwei Jahren war

die distale Migration des Kurzschaftes (-0,26 mm) im Vergleich zum Standardschaft (0,62 mm) signifikant geringer ($p = 0,03$).

McCalden et al. führten eine randomisierte Kontrollstudie durch, in der die Migrationsmuster einer modularen Kurzschaftendoprothese mit metaphysärer Fixierung (SMF, Smith&Nephew, London, Vereinigtes Königreich) bei 22 Patienten mit denen eines Standardstiels mit metaphysärer Fixierung (Synergy, Smith&Nephew, London, Vereinigtes Königreich) bei 21 Patienten verglichen wurden (200). 24 Monate nach der Operation gab es keinen statistisch signifikanten Unterschied in der mittleren Migration zwischen den Gruppen: Die Gesamtmigration betrug $1,09 \pm 1,74$ mm bzw. $0,73 \pm 0,72$ mm. Die überwiegende Mehrheit der Hüftstiele in beiden Gruppen wies eine Gesamtmigration von $<0,6$ mm, eine distale Migration von $<0,5$ mm und eine Rotation von $<1,0^\circ$ auf. In der Gruppe mit SMF-Schäften wiesen 3 Fälle eine frühe Migration $> 1,0$ mm, die sich innerhalb von sechs Monaten stabilisierte und ein Fall eine frühe Migration auf, die drei Jahre nach der Operation einer Revision bedurfte.

Röhrl et al. untersuchten die Migration von CFP Kurzschaften in 26 Hüften über zwei Jahren postoperativ (98). Die Stiele zeigten eine gute frühe Verankerung, wie aus dem niedrigen mittleren Einsinken ($0,05 \pm 0,21$ mm) und der niedrigen mittleren Varus- Valgus- Neigung ($0,03 \pm 0,00$ mm) geschlossen werden konnte. Der Stiel zeigte jedoch eine frühe Retroversionsbewegung ($0,6 \pm 2,3$), die sich innerhalb des ersten Jahres nach der Operation stabilisierte.

Lazarinis et al. überprüften auch die Migration der CFP Prothese in 26 Fällen und stellten ebenfalls nur geringe Implantatbewegungen nach 2 Jahren fest. Das mittlere Einsinken betrug 0,13 mm (95% CI: -0,28 bis 0,01) und die mittlere Rotation um die Längsachse betrug 0,01 mm (95% CI: - 0,1 bis 0,39) (112).

Mahmoud et al. untersuchten die Migration von Proxima Stielen in 28 Fällen über zwei Jahre postoperativ (201). Das mittlere Einsinken und die Varusverkipfung war gering: $0,22 \pm 0,28$ mm bzw. $1,04^\circ \pm 0,81^\circ$. Bei allen Stielen traten die Migration und Rotation innerhalb der ersten drei Monate postoperativ auf und führten im Weiteren zu einer sekundären stabilen Verankerung. Prothesenlockerungen wurden nicht beobachtet.

Schilcher et al. wiesen 60 Patienten nach dem Zufallsprinzip entweder einem Taperloc Standardstiel oder einer Taperloc-Microplasty Kurzschaftendoprothese (beide ZimmerBiomet, Winterthur, Schweiz) zu (202). Nach zwei Jahren postoperativ betrug das mittlere Einsinken für beide Schafttypen 0,93 mm. Im

Verlauf der Studie traten keine Lockerungen auf. In Bezug auf Standardstiele wurden verschiedentlich RSA-Studien mit dem Zweymüller Alloclassic SL- Plus Stiel und dem Zweymüller SL- Plus MIA-Kurzschafte (beide Smith&Nephew, London, Vereinigtes Königreich) durchgeführt. Hoornborg et al. führten eine randomisierte klinische Studie (RCT) durch, um den unbeschichteten mit dem HA- beschichteten Zweymüller Alloclassic SL- Plus Stiel zu vergleichen (203). Die RSA-Evaluierung zeigte in beiden Gruppen eine signifikante Migration bis zu drei Monate postoperativ. Nach dem anfänglichen Setzen der Prothese wurde keine weitere signifikante Migration mehr beobachtet. Die maximale Gesamtbewegung betrug in der unbeschichteten Studiengruppe $1,70 \pm 1,36$ mm und in der HA- beschichteten Gruppe $1,12 \pm 0,97$ mm. Es gab keinen signifikanten Unterschied in der Migration zwischen den beiden Studienpopulationen.

Reiner et al. verglichen den Zweymüller Alloclassic SL- Plus Stiel mit dem Zweymüller SL- Plus MIA Stiel im Rahmen einer randomisierten RSA Studie (204). Das durchschnittliche axiale Einsinken nach 24 Monaten betrug in der Alloclassic Gruppe $0,33 \pm 0,60$ mm und in der MIA- Gruppe $1,11 \pm 1,03$ mm ($p = 0,023$). Die Migration der Stiele fand überwiegend in den ersten sechs Wochen nach der Implantation statt. Nach zwei Jahren zeigte kein Implantat mehr eine relevante anhaltende Migration oder radiologische Anzeichen einer Stiellockerung. Die Migration war in der Zweymüller SL- Plus MIA- Gruppe signifikant höher als in der Zweymüller SL- Plus- Gruppe. Beide Gruppen entwickelten eine ausreichende Osseointegration (Tabelle 8).

Tabelle 8. RSA-Studien zu Kurz- und Standardstielen. Werte angezeigt als: Mittelwert und Standardabweichung angezeigt als Mittelwert (Verteilungsbreite), *dargestellt als Durchschnitt (95% Konfidenzintervall), oder § dargestellt als (Verteilungsbreite). Abkürzung: N.B = nicht berichtet).

| Migration zum Zeitpunkt 2 Jahre | Autor | Prothese | Klassifikation nach Jerosch (41) | Studiengröße (Anzahl) | Translation [mm] | | | | Rotation [°] | | |
|---------------------------------|----------------------------------|--------------------------------------|----------------------------------|-----------------------|-------------------------|-----------------------|------------------------|-------------------------|-----------------------|----------------------|------------------------|
| | | | | | Totale Translation [mm] | Medial-lateral [mm] | kranial-kaudal [mm] | Anterior-posterior [mm] | Medial-lateral [°] | Interne Rotation [°] | Anterior-posterior [°] |
| Short stems | Nieuwenhuijse [§] (196) | CUT (ESKA) | Schenkelhals-erhaltend | 39 | 1.01 (0.18 – 5.94) | -0.12 (- 2.34 – 0.35) | -0.13 (- 4.39 – 0.21) | -0.21 (-1.77 – 3.44) | N.B. | N.B. | N.B. |
| | Acklin (197) | Fitmore (Zimmer Biomet) | Schenkelhals-resezierend | 34 | N.B. | N.B. | -0.39 (- 0.64 – 0.14) | N.B. | N.B. | 0.85 (- 0.44 – 1.26) | N.B. |
| | Budde (198) | Nanos (Smith & Nephew) | Schenkelhals-teilerhaltend | 14 | 0.46 ± 0.31 | -0.06 ± 0.19 | -0.22 ± 0.39 | -0.03 ± 0.29 | -0.03 ± 0.97 | 0.83 ± 3.23 | -0.04 ± 0.70 |
| | Ferguson (199) | MiniHip (Corin) | Schenkelhals-teilerhaltend | 26 | 0.73 ± 0.44 | 0.01 ± 0.46 | -0.26 ± 0.38 | -0.09 ± 0.54 | N.B. | N.B. | N.B. |
| | Röhl (98) | CFP (Link) | Schenkelhals-teilerhaltend | 26 | 0.6 | 0.03 ± 0.00 | 0.05 ± 0.21 | 0.6 ± 2.3 | N.B. | N.B. | N.B. |
| | Lazarinis (112) | CFP (Link) | Schenkelhals-teilerhaltend | 27 | 0.20 | -0.01 ± 0.02 | -0.13 ± 0.13 | 0.08 ± 0.03 | 0.13 ± 0.13 | 0.01 ± 0.98 | -0.02 ± 0.10 |
| | McCalden* (200) | SMF (Smith & Nephew) | Schenkelhals-resezierend | 22 | 1.09 (0.06 – 6.11) | 0.20 (- 0.45 – 1.36) | -0.942 (- 5.86 – 0.03) | -0.031 (- 1.05 – 1.00) | -0.46 (- 2.79 – 0.21) | 0.96 (- 0.43 – 5.69) | -0.48 (-2.70 – 0.19) |
| | Mahmoud (201) | Proxima (DePuy) | Schenkelhals-resezierend | 28 | 0.34 | 0.22 ± 0.27 | -0.22 ± 0.28 | 0.14 ± 0.17 | -1.03 ± 0.81 | -0.03 ± 1.16 | -0.14 ± 0.52 |
| | Salemyr [§] (205) | Proxima (DePuy) | Schenkelhals-resezierend | 26 | 1.71 (0.39 – 6.00) | N.B. | N.B. | N.B. | N.B. | N.B. | N.B. |
| | Schilcher [§] (202) | Taperloc Microplasty (Zimmer Biomet) | Schenkelhals-resezierend | 30 | 0.93 (0.17 – 2.96) | N.B. | N.B. | N.B. | N.B. | N.B. | N.B. |

| Migration zum Zeitpunkt 2 Jahre | Autor | Prothese | Klassifikation nach Jerosch (41) | Studiengröße (Anzahl) | Translation [mm] | | | | Rotation [°] | | |
|---------------------------------|------------------------------|---|----------------------------------|-----------------------|-------------------------|---------------------|----------------------|-------------------------|-----------------------|----------------------|------------------------|
| | | | | | Totale Translation [mm] | Medial-lateral [mm] | kranial-kaudal [mm] | Anterior-posterior [mm] | Medial-lateral [°] | Interne Rotation [°] | Anterior-posterior [°] |
| Conventional stems | Hoorneborg (203) | Zweymüller SL-Plus (Smith & Nephew) | Schenkelhals-resezierend | 16 | 1.70 ± 1.36 | 0.06 ± 0.22 | -0.46 ± 0.59 | -0.12 ± 0.63 | -0.27 ± 0.40 | 0.24 ± 0.82 | -0.13 ± 0.23 |
| | Hoorneborg (203) | Zweymüller SL-Plus HA (Smith & Nephew) | Schenkelhals-resezierend | 21 | 1.12 ± 0.97 | 0.22 ± 0.29 | -0.73 ± 0.83 | -0.21 ± 0.48 | -0.19 ± 0.41 | 0.94 ± 1.36 | -0.15 ± 0.40 |
| | Ferguson (199) | MetaFix (Corin) | Schenkelhals-resezierend | 23 | 0.93 ± 0.83 | -0.28 ± 0.35 | -0.62 ± 0.56 | -0.20 ± 0.48 | N.B. | N.B. | N.B. |
| | Reiner (204) | Zweymüller SL-Plus (Smith & Nephew) | Schenkelhals-resezierend | 22 | N.B. | N.B. | 0.33 ± 0.60 | N.B. | N.B. | N.B. | N.B. |
| | Reiner (204) | Zweymüller SL-Plus MIA (Smith & Nephew) | Schenkelhals-resezierend | 22 | N.B. | N.B. | 1.11 ± 1.03 | N.B. | N.B. | N.B. | N.B. |
| | McCalden* (200) | Synergy (Smith & Nephew) | Schenkelhals-resezierend | 21 | 0.73 (0.18 – 3.06) | 0.22 (-0.16 – 0.98) | -0.32 (-1.57 – 0.28) | -0.33 (-2.44 – -0.69) | --0.09 (-1.29 – 0.17) | 1.41 (-0.71 – 11.65) | -0.01 (-0.74 – -0.92) |
| | Salemyr [§] (205) | Bi-Metric (Zimmer Biomet) | Schenkelhals-resezierend | 25 | 0.87 (N.B. – 7.47) | N.B. | N.B. | N.B. | N.B. | N.B. | N.B. |
| | Schilcher [§] (202) | Taperloc (Zimmer Biomet) | Schenkelhals-resezierend | 30 | 0.93 (0.25 – 4.66) | N.B. | N.B. | N.B. | N.B. | N.B. | N.B. |

6.1.4. Schlussfolgerung

Fahlgreen et al. postulierten in ihrer Studie, dass Mikrobewegungen das Versagen von Femurimplantaten durch Erzeugung eines erhöhten Flüssigkeitsdrucks begünstigen können, der zu einer Osteolyse führt (206). Eine erfolgreiche Osseointegration wird erreicht, wenn Mikrobewegungen fehlen beziehungsweise nur ganz gering auftreten. Die Anzahl an RSA-Studien, in denen Daten zu Kurzschäften veröffentlicht wurden, nimmt zwar zu, aber nur wenige Veröffentlichungen haben Kurz- und Standardstiele direkt miteinander verglichen.

Reimeringer et al. zu Folge weisen Standardstiele im Vergleich zu Kurzschäften eine höhere Primär- und Sekundärstabilität und ein dementsprechend geringeres Risiko einer Implantatwanderung auf (207). Es wird angenommen, dass dies einerseits darauf zurückzuführen ist, dass Kurzschäfte den anfänglichen Kräften nicht standhalten können und andererseits die kleinere Kontaktfläche zwischen Prothese und Knochen für eine angemessene Osseointegration nicht ausreichend ist. Eine experimentelle Studie ergab, dass Kurzschäfte im Allgemeinen eine geringfügig höhere anfängliche Migration aufwiesen als herkömmliche Hüftendo-prothesenstiele (76).

Ein ähnlicher Befund wurde in einer klinischen Studie gefunden, obwohl in diesen Studien die mittlere Gesamtmigration von Standardstielen und Kurzschäften im letzten Follow-up sehr niedrig war und beide Gruppen gleichermaßen hervorragende klinische Ergebnisse zeigten (200, 205). Andere Patientenstudien ergaben keine oder nur geringe Migrationsunterschiede für Kurzschäfte(199). Die Metaanalyse der Migrationsdaten aus 11 Studien ergab eine mittlere Gesamttranslation von 0,79 mm für Kurzschäfte und 1,03 mm für Standardstiele nach zwei Jahren postoperativ. Daher scheint die Analyse von klinischen Daten die Ergebnisse von Reimeringer et al. und Westphal et al. zu widerlegen (76, 207). Es ist anzunehmen, dass die kleinere Prothesen- Knochen- Kontaktfläche für Kurzschäfte durch die erhöhte mechanische Festigkeit des metaphysären Trabekelknochens und die mechanische Festigkeit der Schenkelhalskortikalis kompensiert werden kann. Es sind jedoch keine Patientendaten verfügbar, die die Behauptung stützen, dass der Erhalt des Schenkelhalses die Stabilität der Komponenten verbessert. Weitere Studien sind demzufolge erforderlich.

Obwohl es eine große Heterogenität bei den Kurzschaftkonzepten und deren biomechanischen Eigenschaften gibt, zeigten die meisten der untersuchten Kurzschäfte ein Migrationsmuster, das als frühe postoperative Mikrobewegung mit

anschließender kontinuierlicher Stabilität während der Nachbeobachtungsdauer zusammengefasst werden kann. Dieses Muster wird typischerweise für etablierte zementfreie Standardstiele ebenfalls berichtet (93, 201).

6.2. Klinisch-radiologische Ergebnisse

6.2.1. Schenkelhalsendoprothese CUT - klinisch- radiologisches Versagen

In der klinischen Studie zur CUT- Prothese zeigte sich eine 6,6-jährige Kaplan-Meier-Überlebensrate von 98% (162). Der Harris Hip Score betrug 98 Punkte bei der letzten Nachuntersuchung. In der Studie von 2015 ergab sich nach fünf Jahren postoperativ eine Kaplan-Meier-Überlebensrate von 100% und ein Punktwert von 95,3 im Harris Hip Score zum Zeitpunkt der letztmaligen Nachuntersuchung (179). Diese Ergebnisse zeigen, dass mit der CUT- Prothese hervorragende Ergebnisse erzielt werden können.

Diese Schlussfolgerungen stehen aber im Gegensatz zu denen von drei anderen Autorengruppen, die unbefriedigende Ergebnisse mit dieser Prothese dokumentiert haben (30, 36, 196). Nieuwenhuijse et al. berichteten über 3 von 35 Prothesen, die wegen einer Luxation der übermäßig eingesunkenen, unterdimensionierten Schenkelhalsendoprothese (n = 1) und aufgrund anhaltender Oberschenkel-schmerzen (n = 2) revidiert werden mussten. Nach Angaben von Nieuwenhuijse et al. sind anhaltende Schmerzen der operierten Hüfte als Grund für eine Revision nach der Implantation einer CUT-Prothese nicht ungewöhnlich (196). Auch andere Autoren berichteten über Schmerzen als Revisionsursache (30, 36). Auch in unserer Studie wurden persistierende Hüftschmerzen bei einem einzelnen Patienten beobachtet (162). Darüber hinaus stellten Nieuwenhuijse et al. zwar fest, dass die Schenkelhalsendoprothese CUT eine gewisse Toleranz für suboptimale Positionierungen aufweist (196), waren jedoch nicht in der Lage, Faktoren zu benennen, die eine kontinuierliche Migration und frühzeitiges Versagen begünstigen. Ishaque et al. berichteten über eine niedrige kumulative Überlebensrate der CUT-Prothese mit einem 8-Jahres-Überleben von 49,6% (30).

Aufgrund von 25 aseptischen Lockerungen, 3 periprothetischen Infektionen und 3 Fällen mit persistierenden Oberschenkel-schmerzen mussten 31 von 82 Prothesen im Verlauf in ihrer Studie (30) revidiert werden. Ishaque et al. postulierten, dass neben der Knochenqualität des proximalen Femurs, die für die Überlebenszeit aller Schenkelhalsendoprothesen von größter Bedeutung ist, die CUT- Prothese besonders empfindlich auf die Auswahl der Implantatgröße zu reagieren scheint

(30). Wenn die Prothese unterdimensioniert ist, scheint eine ausreichende Primärstabilität nicht etablierbar, was Migration und frühzeitiges Versagen zur Folge hat.

Zuvor wiesen Thomas et al. darauf hin, dass Fehlpositionierungen nur schwerlich bei diesem Implantat folgenlos blieben und nur dann gute Ergebnisse zu erwarten seien, wenn die richtige Endoprothesengröße gewählt und deren exakte Positionierung erzielt würde (208). Ishaque et al. stellten fest, dass eine zu geringe Größe auf ein Prothesenversagen in 14,6% der Studienpopulation zurückzuführen war (30). In deren Studie zeigten jedoch auch ausreichend große Prothesen trotz korrekter Schenkelhalsresektion periprothetische Veränderungen. Eine Migration des Implantates bei ausgeprägter Atrophie der Resektionsebene im Kalkarbereich trat häufig auf. Darüber hinaus wurden häufig Reaktionen der lateralen Kortikalis im Bereich der Prothesenspitze beobachtet, die mit Oberschenkelschmerzen einhergingen.

6.2.2. Klinisch- funktionelle Ergebnisse von Kurzschäften und Standardstielen

Lidder et al. führten eine umfassende systematische Literaturübersicht zu Kurzschäften durch, wobei sie interessanterweise auch unkontrollierte Langzeitstudien miterfassten (209). In Bezug auf das klinische Ergebnis stellten sie fest, dass sich der mittlere Wert im Harris hip Score (HHS) von präoperativ 46 auf 92 bei der letztmaligen Kontrolle verbesserte. Der Mittelwert im Oxford Hip Score verbesserte sich von 25 auf 35 und der mittlere Wert im WOMAC Score von 54 auf 22.

Das höchste derzeit verfügbare Evidenzniveau ergibt sich aus einer systematischen Übersicht und Metaanalyse randomisiert kontrollierter Studien zum Vergleich von Kurzschäften mit Standardstielen, die von Liang et al. veröffentlicht wurden (210). Insgesamt neun Studien verglichen beide Schäfte anhand des Harris Hip Scores. Die gepoolten Daten zeigten keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Schäften (mittlerer Unterschied 0,38 zugunsten von Kurzschäften, 95% CI, -1,02 - 0,26, $p = 0,89$) zum Zeitpunkt der letzten Nachuntersuchung (210). Unter Hinzunahme unserer Studien zu den von Liang et al. ausgewerteten Studien ließ sich ein gepoolter Harris Hip Score für Kurzschäfte und Standardstiele von 94,0 (95% CI, 93,6 - 94,4%) und 94,3 (93,9 - 94,7) berechnen (Tabelle 9) (210). Die Ergebnisse für beide Schaftkonzepte können als ausgezeichnet eingestuft werden. Die gemittelten Unterschiede sind weder statistisch signifikant noch klinisch relevant.

Tabelle 9. Harris Hip Scores randomisierter klinischer Studien zum Vergleich Kurz- und Standardstiel.
Abkürzung: KI = Konfidenzintervall.

| Implantattyp | Autor | Prothese | Nachuntersuchungszeitraum [Jahre] | HHS (95% KI) |
|------------------------|---------------------------|--|------------------------------------|----------------------|
| Kurzschäfte | Steens et al, 2010 (162) | CUT (ESKA) | 5.4 | 98.0 (95.6 – 100.4) |
| | Steens et al, 2015 (179) | CUT (ESKA) | 5 | 88.5 (81.9 – 95.1) |
| | Freitag et al (211) | Fitmore (Zimmer Biomet) | 1 | 85.0 (81.4 – 88.6) |
| | Carlsson et al (212) | GOT (Astra Tech) | 3 | 98.0 (95.8 – 100.3) |
| | Salemyr et al (205) | Proxyma (DePuy) | 2 | 95.0 (91.8 – 98.2) |
| | Van Oldenrijk et al (213) | CFP (Link) | 2 | 88.1 (84.5 – 91.7) |
| | Schilcher et al (202) | Taperloc Microplasty (Zimmer Biomet) | 2 | 100.0 (98.4 – 101.6) |
| | McCalden et al (200) | Smith & Nephew (SMF) | 2 | 90.3 (87.4 – 93.1) |
| | Kim et al, 2016 (214) | Proxima (DePuy) | 11.8 | 93.5 (93.0 – 94.0) |
| | | Gemittelter Wert | 94.0 (95% KI, 93.6 – 94.4%) | |
| Konventionelle Schäfte | Steens et al, 2010 (165) | Zweymüller SL-Plus HA (Smith & Nephew) | 5.7 | 94.2 (91.6 – 96.8) |
| | Steens et al, 2010 (165) | Zweymüller SL-Plus (Smith & Nephew) | 6 | 95.6 (93.9 – 97.3) |
| | Freitag et al (211) | CLS (Zimmer Biomet) | 1 | 87.0 (83.5 – 90.5) |
| | Carlsson et al (212) | Spectron EF (Smith & Nephew) | 3 | 97.0 (92.8 – 101.2) |
| | Salemyr et al (205) | Bi-Metric (Zimmer Biomet) | 2 | 92.0 (88.7 – 95.3) |
| | Van Oldenrijk et al (213) | Alloclassic (Zimmer Biomet) | 2 | 89.8 (86.2 – 93.4) |
| | Schilcher et al (202) | Taperloc (Zimmer Biomet) | 2 | 100.0 (98.4 – 101.6) |
| | McCalden et al (200) | Synergy (Smith & Nephew) | 2 | 89.6 (86.4 – 92.7) |
| | Kim et al, 2016 (214) | Profile (DePuy) | 11.8 | 94.0 (93.5 – 94.5) |
| | | Gemittelter Wert | 94.3 (93.9 – 94.7) | |

Liang et al. analysierten auch Unterschiede im Ergebnis in Bezug auf die Stielrevision (210). Sie teilten die Revisionsrate nach dem Zeitpunkt der Revision in

3 Gruppen (<2 Jahre, 2-8 Jahre und >8 Jahre) ein. Es wurden keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf die Ergebnisse der Revisionsrate in einer Untergruppe beobachtet (<2 Jahre: Risikoverhältnis = 1,56; 95% KI, 0,46 – 5,35; p = 0,58; 2 - 8 Jahre: Risikoverhältnis = 1,21; 95% KI, 0,40) – 3,67; p= 0,95) oder insgesamt (Risikoverhältnis = 1,52; 95% KI, 0,71, 3,26; p = 0,94). Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass bei einem durchschnittlichen Follow-up von 3,9 Jahren die Revision für alle Ursachen zwischen den beiden Gruppen vergleichbar war. Die Zusammenfassung der Revisionsraten aus unseren Studien mit denen von Liang ergab eine zweijährige Revisionsrate von 1,3% (95% KI, 0,2 – 6,1%) und 0,1% (95% CI, 0,0 – 2,7%) für Kurz- und Standardstiele (Tabelle 10) ^{1,2}.

Bemerkenswert ist die hohe Revisionsrate für den Göteborg Osseointegrated Titanium (GOT) MK 1 Hüftstiel (Astra Tech, Göteborg, Schweden). Dieser schenkelhalterhaltende Stiel wurde aufgrund seiner schlechten Ergebnisse nie kommerzialisiert. Die Ergebnisse dieses Stiels nicht berücksichtigend ergab sich eine zweijährige Revisionsrate von 0,2% (95% KI, 0,0 – 1,2%) bzw. 0,3% (95% KI, 0,0 – 1,6%) für Kurz- bzw. Standardstiele.

Tabelle 10. Zwei-Jahres-Inzidenz für Revisionen aus randomisierten klinischen Untersuchungen im Vergleich Kurz- und Standardstiel. Abkürzungen: KI = Konfidenzintervall; N.A.= nicht angegeben.

| Autor | Kurzschaf | Revisionen / n | Inzidenz (95% CI) | konventioneller Stiel | Revisionen / n | Rate (95% KI) |
|----------------------|--------------------------------------|----------------|---------------------------|--|----------------|---------------------------|
| Steens, 2010 (162) | CUT (ESKA) | 0 / 99 | 0.0% (0.0 – 3.7%) | N.A. | N.A. | N.A. |
| Steens, 2015 (179) | CUT (ESKA) | 0 / 20 | 0.0% (0.0 – 16.8%) | N.A. | N.A. | N.A. |
| Steens, 2010 (165) | N.A. | N.A. | N.A. | Zweymüller SL-Plus (Smith & Nephew) | 0 / 67 | 0.0% (0.0 – 5.4%) |
| Steens, 2010 (165) | N.A. | N.A. | N.A. | Zweymüller SL-Plus HA (Smith & Nephew) | 0 / 59 | 0.0% (0.0 – 6.1%) |
| Freitag (211) | Fitmore (Zimmer Biomet) | 0 / 57 | 0.0% (0.0 – 6.3%) | CLS (Zimmer Biomet) | 0 / 81 | 0.0% (0.0 – 4.5%) |
| Carlsson et al (212) | GOT (Astra Tech) | 3 / 24 | 12.5% (0.0 – 15.4%) | Spectron EF (Smith & Nephew) | 0 / 29 | 0.0% (0.0 – 11.9%) |
| Salemyr (205) | Proxima (DePuy) | 1 / 26 | 3.8% (0.1 – 19.6%) | Bi-Metric (Zimmer Biomet) | 1 / 25 | 4.0% (0.1 – 20.4%) |
| Van Oldenrijk | CFP (Link) | 1 / 75 | 1.3% (0.0 – 7.2%) | Zweymüller Alloclassic (Zimmer Biomet) | 0 / 75 | 0.0% (0.0 – 4.8%) |
| Schilcher (202) | Taperloc Microplasty (Zimmer Biomet) | 0 / 29 | 0.0% (0.0 – 11.9%) | Taperloc (Zimmer Biomet) | 0 / 30 | 0.0% (0.0 – 11.6%) |
| McCalden (200) | SMF (Smith & Nephew) | 0 / 22 | 0.0% (0.0 – 15.4%) | Synergy (Smith & Nephew) | 0 / 21 | 0.0% (0.0 – 16.1%) |
| Kim, 2016 (214) | Proxima (DePuy) | 0 / 200 | 0.0% (0.0 – 1.8%) | Profile (DePuy) | 0 / 200 | 0.0% (0.0 – 1.8%) |
| Koyano (216) | Secur-Fit (Stryker) | 0 / 36 | 0.0% (0.0 – 9.7%) | CentPillar GBHA (Stryker) | 0 / 36 | 0.0% (0.0 – 9.7%) |
| Kim, 2011 (217) | Proxima (DePuy) | 0 / 60 | 0.0% (0.0 – 6.0%) | Profile (DePuy) | 0 / 60 | 0.0% (0.0 – 6.0%) |
| Gemittelter Wert | | | 1.3% (95% CI, 0.2 – 6.1%) | | | 0.1% (95% CI, 0.0 – 2.7%) |

¹ Im Gegensatz zu Liang et al. wurde der Zeitraum > 2 Jahre nicht in Betracht gezogen, da sich die Verfügbarkeit an randomisiert- klinischen Studien mit mittel- und langfristigen Ergebnissen als zu gering anbietet.

²Das Pooling wurde mit der Bayes-Methodik dargestellt wie in Friede et al. beschrieben (215)

Lidder et al. führten eine systematische Überprüfung der Überlebensrate von Kurzschäften durch (209). Um die Ergebnisse unserer Studien hiermit in Zusammenhang zu bringen, haben wir unsere Ergebnisse zu den enthaltenen Studien hinzugefügt (Tabelle 11). Das primäre Kriterium war die Schaftrevision aus irgendeinem Grund als Versagensendpunkt für den Stiel.

Weiterhin haben wir die Überlebensdaten aus dieser systematischen Überprüfung mit der britischen NICE- Leitlinie zur Hüfttotalendoprothetik verglichen (216). Dieser Leitlinie zufolge ist bei einer Nachbeobachtungszeit von 10 Jahren mit einer Implantatüberlebensrate von 95% oder besser zu rechnen. Wenn die Nachbeobachtungszeit weniger als 10 Jahre beträgt, kann mit einer Überlebensrate gerechnet werden, die diesem 10- Jahres- Bezugswert entspricht (d.h. 99,5% nach 1 Jahr, 99,0% nach 2 Jahren usw.) (216). Der NICE- Bezugswert entspricht den Erwartungen der Orthopädischen Chirurgie in Bezug auf eine leistungsfähige Hüfttotalendoprothese.

Tabelle 11 Implantatüberlebensrate anhand klinischer Beobachtungsstudien von Kurzschaftendo-
prothesen.

| Autor | Produkt | Klassifikation | Studien- grösse | Standzeit [Jahr] | Überlebens- rate (%) |
|------------------------------|-------------------------|-----------------------------|----------------------------|-----------------------------|---------------------------------|
| Ghera et al (217) | Proxima | schenkelhalsresezierend | 65 | 1.7 | 100 |
| Teoh et al (218) | MiniHip (Corin) | schenkelhalsteilresezierend | 275 | 5 | 99.3 |
| Wittenberg et al (219) | Metha | schenkelhalsteilresezierend | 250 | 5 | 92.0 |
| Choi et al (220) | Proxima | schenkelhalsresezierend | 56 | 4.6 | 100 |
| Kim et al, 2011 (221) | Proxima | schenkelhalsresezierend | 60 | 3.3 | 100 |
| Barrington et al (222) | Taperloc Microplasty | schenkelhalsresezierend | 902 | 7 | 99 |
| Hutt et al (223) | CFP | schenkelhalsteilresezierend | 75 | 10 | 100 |
| Nowak et al (111) | CFP | schenkelhalsteilresezierend | 50 | 6.8 | 98 |
| Santori et al (224) | Stanmore (DePuy) | schenkelhalsteilresezierend | 129 | 8 | 100 |
| Ettinger et al (225) | Nanos | schenkelhalsteilresezierend | 72 | 5.2 | 100 |
| Kendoff et al (226) | CFP | schenkelhalsteilresezierend | 149 | 11.2 | 98.3 |
| Kim et al, 2014 (227) | Proxima | schenkelhalsresezierend | 200 | 11.8 | 99.5 |
| Steens, 2010 (162) | CUT | schenkelhalserhaltend | 99 | 6.6 | 98 |
| Steens, 2015 (163) | CUT | schenkelhalserhaltend | 20 | 5 | 100 |
| Nieuwenhuijse et al (196) | CUT | schenkelhalserhaltend | 39 | 5 | 95 |
| Ishaque et al (30) | CUT | schenkelhalserhaltend | 82 | 8 | 49.6 |
| Ender et al (36) | CUT | schenkelhalserhaltend | 123 | 5 | 89 |

Die Überlebensdaten aus Tabelle 11 wurden grafisch dargestellt, um die Übereinstimmung jeder Studie mit dem NICE- Bezugswert darzustellen (Abbildung 29).

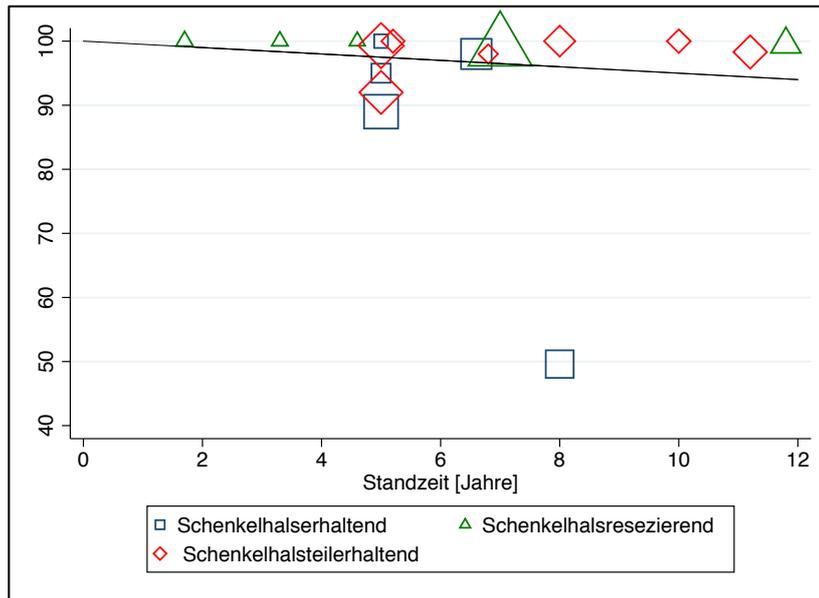


Abbildung 29. Überlebensrate der Kurzschafftendoprothesen aus den einzelnen Studien sowie Nachuntersuchungszeitraum. Die schwarze Linie zeigt den NICE- Bezugswert von 0.5% jährlicher Revisionsrate. Die Symbolgröße ist proportional zur Studienpopulationsgröße dargestellt.

Abbildung 29 zeigt Überlebensraten, die über dem NICE- Bezugswert bei den meisten der schenkelhalsteilerhaltenden Stiele liegen. Die Auswertung umfasst sieben Studien zu fünf verschiedenen schenkelhalsteilerhaltenden Stielen mit insgesamt 1000 Patienten und einem mittleren Nachuntersuchungszeitraum von $7,3 \pm 2,5$ Jahren. Eine einzelne Studie berichtete über eine 5- Jahres- Überlebensrate, die unter dem NICE- Bezugswert liegt (219). Wittenberg et al. berichteten in dieser Studie über eine Stielrevision in 9 (3,6%) Fällen, von denen 3 (1,2%) auf ein septisches Geschehen, 3 (1,2%) auf eine frühe aseptische Lockerung (2 nach 9 Monaten und 1 nach 11 Monaten), 1 (0,4%) auf einen Bruch des Keramikinlays nach 64 Monaten und 2 (0,8%) auf eine Fehlimplantation des Stiels nach 2 bzw. 3 Monaten (219) zurückzuführen waren. Zudem mussten neun (3,6%) Fälle wegen eines Bruchs des modularen Titanadapters revidiert werden. Die Brüche traten durchschnittlich nach 3,1 Jahren auf.

Eine Überlebensrate über dem NICE- Bezugswert wurde zudem für alle schenkelhalsresezierenden Schäfte ermittelt. Hierzu wurden insgesamt fünf Studien mit 2 verschiedenen Schäften in 1283 Fällen eingeschlossen. Der mittlere Nachuntersuchungszeitraum betrug hierbei $5,7 \pm 3,9$ Jahre. Für schenkelhalserhaltende Schäfte wurden fünf Studien mit 363 Patienten ausgewertet. Die mittlere Nachbeobachtungszeit betrug hierbei $5,9 \pm 1,4$ Jahre. In allen Studien wurde die CUT- Prothese (ESKA Implants AG, Lübeck, Deutschland) verwendet. Abbildung 23 zeigt große Unterschiede in den Überlebensraten der CUT- Prothese. Drei von fünf

CUT- Studien zeigten eine Überlebensrate unter dem Bezugswert von 95% nach 10 Jahren (30, 36, 196). Eine Serie von 82 Patienten hatte ein 8-Jahres-Überleben von nur 49,6% (30). Insgesamt zeigte CUT- Prothese eine unzureichende Gesamtüberlebensrate mit Unterlaufen des NICE- Bezugswertes.

6.2.3. Klinisch- radiologische Ergebnisse von Kurzschäften und Standardstielen

Mittel- bis langfristige metaanalytische Ergebnisse radiologischer, randomisiert kontrollierter Studien sind derzeit noch nicht verfügbar. 2018 haben Liang et al. (210) dargelegt, dass nicht genügend publizierte Daten für eine Metaanalyse verschiedenster Kurzschafdesigns verfügbar sind. Die Ergebnisse dieser Metaanalyse beziehen sich, bei insgesamt klinisch unauffälligen Verläufen, ausschließlich auf trochantersparende Kurzschafdesigns, bei denen Aufhellungslinien in nur zwei Studien mit 15 Fällen gesehen wurden sowie auf Standardschäfte, bei denen in keinem einzigen Fall eine Aufhellungslinie gesehen wurde (210). Bei 14 von 24 Patienten (58,3%) fanden Calsson et al. (212) Aufhellungslinien angrenzend an den proximal verankernden Anteil der Kurzschäfte. McCalden et al. (200) haben bei 1 von 22 mit einem Kurzschaf versorgten Patienten über eine aseptische Lockerung (4,5 %) drei Jahre postoperativ berichtet, bei dem eine Revision aufgrund von Schmerzen und radiologisch vollständigen Aufhellungslinien um den proximal porös beschichteten Stielanteil herum durchgeführt wurde.

Lidder et al (209) ermittelten in ihrer Übersichtsarbeit zu Kurzschäften bei 90,9% der Patienten eine korrekte Ausrichtung des Schaftes in der koronaren Ebene. Es zeigten sich jedoch große Unterschiede in der Ausrichtung zwischen den analysierten Studien von 56% bis 100%. Sechs Studien berichteten über eine neutrale Position der Komponente bei weniger als 90% der Patienten (56% bis 89%) (217, 219, 224, 228-230). Des Weiteren wurde berichtet, dass Endoprothesenstiele in Varus- Fehlstellung in 7,5% der Hüften (4% bis 36%) und Valgus- Fehlstellung in 1,6% der Hüften (1% bis 9,9%) implantiert wurden (209).

In der eigenen Studie zur CUT- Prothese fanden wir in fast einem Drittel der Fälle eine Unterdimensionierung des verwendeten Implantates (162). Obwohl dies symptomlos blieb, sind weitere Nachuntersuchungen erforderlich, um zu beurteilen, ob eine zu geringe Größe letztendlich das Versagen des Implantates zu beschleunigen vermag. Die beobachtete Unterdimensionierung wird auf die komplexe Implantationstechnik zurückgeführt.

6.2.4. Periimplantäre Knochendichte von Kurzschaften und Standardstielen

Das Konzept zementfreier Kurzschaftendoprothesen besteht darin, eine proximale metaphysäre Verankerung zu erzielen, um der proximalen Knochenresorption entgegenzuwirken (179). In der jüngsten Vergangenheit wurden verschiedene Kurzschaftdesigns am Markt eingeführt, von denen die meisten unterschiedliche Stiellängen, Osteotomieniveaus und Implantationstechniken aufweisen. Die Auswirkungen dieser Designunterschiede auf den Knochenumbau sind jedoch bislang nicht bekannt geworden.

Unsere im Jahr 2015 veröffentlichte Studie ergab, dass die CUT- Prothese im Gegensatz zu herkömmlichen Implantaten im ersten postoperativen Jahr einen leichten Anstieg der Knochenmineraldichte im proximalen Femur aufwies (179). Fünf Jahre nach der Implantation zeigte diese schenkelhals- erhaltende Endoprothese in allen Regionen außer einer (Gruen- Zone 5) keine signifikanten Veränderungen der Knochendichte im Vergleich zu den Ausgangswerten.

Unsere Ergebnisse widersprechen allerdings denen anderer Arbeitsgruppen. Für den CFP Schaft berichteten Lazarinis et al. (112) 12 Monate nach der Implantation von einer verminderten Knochendichte für alle Gruen- Zonen. Eine stark verminderte Knochendichte wurde in Gruen- Zone 7 (-31%), Zone 6 (-19%) und Zone 2 (-13%) und eine moderate Abnahme für Zone 1 (-7%) beobachtet. Schmidt et al. (231) bestimmten zwar den Knochenumbau mit einer anderen Methode (CT-gestützte Osteodensitometrie anstelle von DXA) und verwendeten eine andere Zoneneinteilung (231 192), aber ihre Ergebnisse stimmen mit denen von Lazarinis et al. (112) überein, d.h. ein fortschreitender proximaler kortikaler Schwund der Knochendichte wurde zwischen einem Jahr (-8%) und drei Jahren (-22%) nach der Operation beobachtet. Distal zum Trochanter minor wurden keine signifikanten kortikalen Knochendichteveränderungen beobachtet.

Brinkmann et al. [26] führten eine randomisiert kontrollierte Studie zum Vergleich von Metha- und den Nanos- Schaft durch. Ein Jahr postoperativ zeigten die DXA-Scans in Grün- Zone 1 (-8%) und in Zone 7 (-11%) einen moderaten bis deutlichen, signifikanten Rückgang der Knochendichte und in der proximalen medialen Zone 6 (8%) einen moderaten Anstieg. Für den Nanos-Schaft wurden ähnliche Abnahmen der Knochendichte in der proximalen Zone 1 (-9%) und Zone 7 (-9%) gefunden. In einer Kohortenstudie (110) wurden der Nanos- und Zweymüller Alloclassic- Schaft mittels Vergleich der DXA- Werte drei und zwölf Monate postoperativ analysiert. Die Autoren berichteten von einer moderaten Abnahme in Zone 1 (-6%) und Zone 7 (-7%) und einer deutlichen Zunahme (10%) in Zone 2 für den Nanos- Schaft. In den

Zonen 3 bis 6 wurden keine relevanten Veränderungen beobachtet. Für den Zweymüller Alloclassic-Schaft beschrieben sie eine moderat erhöhte Knochendichte für die Zonen 1 bis 5, während in den Zonen 6 und 7 eine geringfügig verringerte Knochendichte zu beobachten war.

Für den Mayo-Schaft berichteten Chen et al. (109) nach einer mittleren Nachbeobachtungszeit von 5,7 Jahren von einer deutlichen Abnahme der proximalen Zone 1 (-14%), der Zone 6 (-14,4%) und der Zone 7 (-17,9%). Die Knochendichte war auch in Zone 4 (-5,3%) und Zone 5 (-1,0%) verringert. In den lateralen Zonen 2 (9%) und 3 (21%) zeigte sich dagegen ein deutlicher Anstieg der Knochendichte.

Schilcher et al. (202) wiesen 60 Patienten nach dem Zufallsprinzip entweder einem Taperloc Standardschaft oder einem Taperloc-Microplasty Schaft (beide ZimmerBiomet, Winterthur, Schweiz) zu. Nach zwei Jahren betrug die mittlere Abnahme der Knochendichte in der Grün-Zone 1 -9,5% bzw. -5,7%. In der Grün-Zone 7 betrug der Rückgang -21,3% bzw. -14,8%.

In einer randomisiert kontrollierten Studie verglichen Salemyr et al. (205) in Bezug auf die Knochendichteveränderungen einen schenkelhals-resezierenden Schaft (Proxima, DePuy, Warsaw, Indiana, Vereinigte Staaten) mit einem Standardschaft (Bi-Metric, ZimmerBiomet, Winterthur, Schweiz). Die Patienten wurden zwei Jahre postoperativ nachbeobachtet. In Zone 1 wurde eine leichte Abnahme (-3%) der Knochendichte und in Zone 7 eine erhebliche Abnahme (-13%) festgestellt. Darüber hinaus stellten die Autoren fest, dass die periprothetische Abnahme der Knochendichte für den Standardschaft noch ausgeprägter war (205). In Zone 1 betrug der mittlere Unterschied nach 2 Jahren 18% und in Zone 7 betrug die Differenz 5%. Salemyr et al. (205) vermuteten, dass die lateralseitige Expansion des Proxima-Schaftes für die Kraftübertragung in die Trochanter major Region verantwortlich sei.

Weiterhin wurden zwei Studien auch über den Fitmore-Schaft (ZimmerBiomet, Winterthur, Schweiz) veröffentlicht. Freitag et al. berichteten in einer randomisierten DXA-Studie über eine moderate Abnahme der Knochendichte in Zone 1 und eine deutliche Abnahme in Zone 7 nach einem postoperativen Jahr Nachbeobachtungszeit. Der mittlere Knochendichtewert verringerte sich nach 12 Monaten für alle Zonen, wobei in Zone 1 und eine moderate Abnahme (-6%) und in

Zone 7 ein deutlicher Rückgang (-21%) beobachtet wurde. Die Autoren fanden keine wesentlichen Unterschiede in der Knochendichte zwischen dem Kurzschaff und dem Standardschaft (Bi-Metric, ZimmerBiomet, Winterthur, Schweiz) (211).

Im Gegensatz zu dieser Studie fanden Gasbarra et al. (232) ein Jahr postoperativ keine signifikante Abnahme der Knochendichte, sondern eine moderate Zunahme in Zone 7 (8%). Sie stellten fest, dass es nach dem dritten Monat zu einer Knochendichteänderung kam, die ihrer Meinung nach mit der Schaftgeometrie und der Lastübertragung korrelierte. Die Zonen 3 und 7 zeigten eine Zunahme der Knochenmasse. Der am meisten signifikante Knochendichteanstieg (9% im 12. Monat) wurde im medial- proximalen Bereich des Femurs (Zone 7) festgestellt (232). Auch in Zone 3 der lateralen Kortikalis, in der der Stiel einen Teil der Lasteinleitung fokussiert, zeigte sich eine erhöhte Knochendichte mit 4% nach 12 Monaten.

Für den Zweymüller Alloclassic-Stiel wurde in einer von Brodner et al. (233) veröffentlichten 5- Jahres- Follow-up- Studie ein signifikanter Anstieg der Knochendichte in den Gruen-Zonen 2, 4 und 5 um 11%, 3% bzw. 11% und ein deutlicher Rückgang in den Gruen-Zonen 1, 6 und 7 um 3%, 6% bzw. 14% festgestellt. Der mittlere Wert der Knochendichte änderte sich in diesem Zeitraum nicht. Die Veränderungen waren nicht nur auf die ersten 12 Monate nach der Operation begrenzt. Eine Veränderung der summierten periprothetischen Knochendichte medial und lateral wurde nicht beobachtet; Es wurde jedoch eine regionale Umverteilung der Knochendichte von proximal nach distal festgestellt.

Tabelle 12. DXA- Studien zu Kurz- und Standardendoprothesen (wenn als Kontrollgruppe verwendet). Werte als Durchschnitt in % der angegebenen Differenz der Knochendichte zum Nachuntersuchungszeitpunkt minus der Knochendichte zum direkten postoperativen Messzeitpunkt relativ zur präoperativen Messung.

| Schaffttyp | Autor | Prothese | Schaft klassifikation nach Jerosch (41) | Studiengröße | Zeitintervall | Zone n. Gruen | | | | | | |
|-------------|--------------------------|--|--|--------------|-------------------------|---------------|-------|------|------|------|-------|-------|
| | | | | | | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 |
| Kurzschäfte | Steens et al (162) | CUT (ESKA) | Schenkelhals- erhaltend | 20 | 0M – 12M | -0.8 | 1.6 | 2.8 | -0.4 | -0.8 | -0.7 | 0.7 |
| | Steens et al (162) | CUT (ESKA) | Schenkelhals- erhaltend | 20 | 0M – 60M | -2.5 | -1.3 | -0.0 | -1.3 | -5.4 | 5.1 | 4.7 |
| | Lazarinis et al (112) | CFP (Link) | Schenkelhals- teilresezierend | 27 | 0M – 24M | -6.8 | -13.3 | -0.7 | -4.9 | -3.6 | -19.2 | -30.9 |
| | Götze et al (110) | Nanos (Smith & Nephew) | Schenkelhals- teilresezierend | 36 | 3M-12M | -6.4 | 9.7 | 1.0 | 0.3 | 0.7 | 0.3 | -7.2 |
| | Brinkmann et al (234) | Nanos (Smith & Nephew) | Schenkelhals- teilresezierend | 26 | 0M – 12M | -8.8 | -0.7 | -1.3 | 0.5 | -1.4 | 0.0 | -9.0 |
| | Brinkmann et al (234) | Metha (Aesculap) | Schenkelhals- resezierend | 24 | 0M – 12M | -8.1 | -3.7 | -4.1 | -2.4 | 0.0 | 8.0 | -10.9 |
| | Lerch et al (235) | Metha (Aesculap) | Schenkelhals- resezierend | 25 | 0M – 24M | -1.4 | 25.9 | 3.3 | -3.0 | 3.3 | 15.3 | 4.7 |
| | Chen et al (109) | Mayo (Zimmer Biomet) | Schenkelhals- resezierend | 29 | kontralateral – 5.7Y | -14.4 | 9.2 | 20.9 | -5.3 | -1.0 | -14.4 | -17.9 |
| | Salemyr et al (205) | Proxima (DePuy) | Schenkelhals- resezierend | 26 | 0M – 24M | -2.5 | N.B. | N.B. | N.B. | N.B. | N.B. | -12.8 |
| | Freitag et al (211) | Fitmore (Zimmer Biomet) | Schenkelhals- resezierend | 57 | 0M – 12M | -5.8 | -5.2 | 0.4 | -4.6 | -1.8 | -4.7 | -17.2 |
| | Gasbarra et al (232) | Fitmore (Zimmer Biomet) | Schenkelhals- resezierend | 33 | 0M – 12M | 1.7 | -4.8 | 4.1 | -1.8 | 2.1 | 0.6 | 8.3 |
| | Schilcher et al (202) | Tapeloc Microplasty (Zimmer Biomet) | Schenkelhals- resezierend | 30 | 0M – 24 M | -9.5 | N.B. | N.B. | N.B. | N.B. | N.B. | -21.3 |

| Schafttyp | Autor | Prothese | Schaft klassifikation nach Jerosch (41) | Studiengröße | Zeitintervall | Zone n. Gruen | | | | | | |
|-----------------|--------------------------|--|--|--------------|---------------|---------------|------|------|------|------|-------|-------|
| | | | | | | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 |
| Standardschäfte | Götze et al (110) | Zweymüller Alloclassic (Zimmer Biomet) | Schenkelhals- resezierend | 36 | 3M-12M | 11.7 | 8.7 | 10.8 | 8.5 | 12.6 | -4.5 | -1.1 |
| | Brodner et al | Zweymüller Alloclassic (Zimmer Biomet) | Schenkelhals- resezierend | 100 | 0M – 60M | -3 | 11 | 1 | 3 | 11 | -6 | -7 |
| | Salemyr et al (205) | Bi-Metric (Zimmer Biomet) | Schenkelhals- resezierend | 25 | 0M – 24M | -20.6 | N.B. | N.B. | N.B. | N.B. | N.B. | -17.2 |
| | Freitag et al (211) | CLS (Zimmer Biomet) | Schenkelhals- resezierend | 81 | 0M – 12M | -2.2 | -4.1 | -2.6 | -3.7 | -2.7 | -10.8 | -16.7 |
| | Schilcher et al (202) | Tapeloc (Zimmer Biomet) | Schenkelhals- resezierend | 30 | 0M – 24 M | -5.7 | N.B. | N.B. | N.B. | N.B. | N.B. | -14.8 |

6.2.5. Schlussfolgerung

Die Interpretation der klinischen Ergebnisse zu Kurzschaftendoprothesen wird durch die beträchtliche Heterogenität der Studien erschwert, die durch die Variabilität der Patientenpopulationen, der untersuchten Interventionen und der Ergebnisse sowie nicht zuletzt auch durch die Variabilität der Studiendesigns, der Nachuntersuchungszeiträume und der Messmethoden gegeben ist.

Dennoch zeigt sich zusammenfassend, dass kurzschaftige Femurkomponenten hervorragende klinische Ergebnisse erzielen können, die denen von Standardstielen ähneln. Diese Schlussfolgerung gilt jedoch nicht für die schenkelhalserhaltenden Designs. Sowohl die GOT- Prothese als auch die CUT- Prothese zeigten insgesamt schlechtere Ergebnisse hinsichtlich des Implantatüberlebens und wurden in der Folge vom Markt genommen. Die Gründe für das schlechte Ergebnis dieser Designs wurden bislang nicht gut herausgearbeitet, was auch mit der Entfernung dieser Prothesen vom Markt seitens der Hersteller zusammengehängen dürfte.

Der Vergleich der Ergebnisse unserer Studie bezüglich eines schenkelhals-erhaltenden Design (179) mit schenkelhalsteilresezierenden, schenkelhals-resezierenden Konzepten sowie einem Standardschaftkonzept zeigt eine leichte Überlegenheit des schenkelhalskonservierenden Konzeptes hinsichtlich der proximalen Knochendichteabnahme. Dieses Ergebnis steht im Einklang mit der Hypothese, dass ein Schenkelhalserhalt Stress shielding verringert. Unsere Ergebnisse lassen darauf schließen, dass eine schenkelhalserhaltende Endoprothese eine stärkere physiologische Belastung bei geringerem Knochendichteverlust ermöglicht, insbesondere in Zone 1 (Tabelle 12).

Ein bemerkenswerter Befund war, dass der Metha-Kurzschaft in Zone 6 (distaler Kalkar und Trochanter-minor Region) einen starken Umbau aufwies (234, 235). Dieser Befund scheint sich von anderen Kurzschaftendoprothesen zu unterscheiden. Darüber hinaus korrelierte radiologisch die Sklerose in der Trochanter-minor Region mit den Knochendichtemessungen in Zone 6. Den Autoren zufolge zeigt die überwiegende Mehrheit der Patienten, die einen Metha- Kurzschaft erhalten haben, diese radiologisch auffällige Verdichtung in der Trochanter- minor Region (235).

Eine mittelfristige Studie zum Zweymüller Alloclassic Stiel ergab ein nur geringes Stress shielding im proximalen Femur, obwohl eine gewisse Umverteilung der Knochenmasse von proximal nach distal offensichtlich war (233). Dies war ein bemerkenswertes Ergebnis, da dieser Schafttyp eigentlich mit einer proximalen

Atrophie und Aufhellungslinien in den Zonen 1 und 7 in Verbindung gebracht wird, die sich in bis zu 50% der Fälle entwickeln können (148, 236). Im Gegensatz dazu zeigten andere Standardschäfte, die in diese Analyse einbezogen wurden, eine signifikante Abnahme der Knochendichte in den Zonen 1 und 7 (205, 211). In zwei Studien wurden Kurzschäfte mit dem CLS- Stiel und dem Bi- Metric- Stiel verglichen, da letztgenannte eine hervorragende Standzeit bei niedrigen langfristigen Lockerungsraten aufweisen (153, 237). Der CLS- Stiel ist jedoch auch für seine Tendenz zum Stress- shielding bekannt (237). Dies zeigte sich auch in der DXA- Analyse von Freitag mit einer deutlichen Knochendichtereduzierung in den Zonen 1 und 7 (211). Auch der Bi- Metrik- Schaft zeigte ein signifikantes proximales Stress- shielding (205). Zwar ist proximales Stress- shielding ein typisches Verhalten für die meisten Standardschäfte (107, 118, 119, 233, 238), aber etwas unerwartet zeigte sich in dieser Übersicht, dass dies beim Zweymüller Alloclassic Stiel weniger beobachtet wurde (233).

Interessanterweise ergab die Analyse, dass bei schenkelhals- teilresezierenden und schenkelhals- resezierenden Kurzschaftkonzepten ein Potenzial an Stress- shielding vorhanden ist. Über dieses Potenzial bei Kurzschaftendoprothesen wurde auch an anderer Stelle berichtet (239 195, 240 196).

Eine Schlussfolgerung dieser Analyse ist jedoch, dass Kurzschäfte im Vergleich zu Standardschäften einen im Allgemeinen ausgewogeneren Knochenumbau zeigen, was für eine günstigere Lastübertragung spricht. Es wird angenommen, dass dies auf die verbesserte Lastübertragung von der medialen Schaftkontur auf den längeren Kalkar bei schenkelhals- erhaltenden Designs zurückzuführen ist. Aufgrund der Steifheit des Standardschaftes wird der umgebende Knochen gemäß dem Wolfschen Gesetz abgebaut und die Last wird weiter distal an der Kontaktfläche zwischen distalem Schaft und Femur auf den Knochen übertragen.

Zusammenfassend können Kurzschäfte bei Belastung des metaphysären Femurs ein Stress-shielding vermeiden. Die Implantation eines schenkelhals- erhaltenden Schaftes kann hier mit einer geringeren Abnahme der Knochendichte in den proximalen Zonen beobachtet werden.

Bei schenkelhalsteilresezierenden und -resezierenden Schäften scheint die proximale Belastung im Vergleich zu Standardschäften etwas vorteilhafter zu sein, obwohl auch hier ein gewisses Stress- shielding beobachtet wurde. Die klinische Relevanz hierzu ist noch zu klären.

Letztlich sind gut durchdachte Langzeitstudien erforderlich, in denen Kurzschaftendoprothesen direkt mit Endoprothesen herkömmlicher Standardlänge

verglichen werden, bevor eine Hüftendoprothese mit kurzem Schaft allgemein mit derselben Sicherheit empfohlen werden kann.

6.3. Limitationen der Arbeit

Eine wesentliche Einschränkung der vorgelegten Arbeit ist die Variabilität der berücksichtigten klinischen Studien. Darüber hinaus beschränkt sich der Vergleich der Ergebnisse auf klinische Studien mit schenkelhals- teilresezierenden und -resezierenden Schäften, da Studien zu schenkelhals- erhaltenden Schäften nicht durchgeführt wurden. Eine weitere Einschränkung besteht darin, dass die Schlussfolgerungen auf einer vergleichenden Analyse der Studiengruppen bzw. -ergebnisse beruhen. Leider liegen insgesamt nur wenige randomisiert kontrollierte Studien zur Thematik (Tabelle 10) vor. Kohortenvergleiche sind anfällig für Verzerrungen, insbesondere Selektionsverzerrungen.

Implantatmigration und postoperative periprothetische Knochendichteveränderung sind multifaktorielle Ereignisse. Neben Faktoren, die mit dem Design der Endoprothese zusammenhängen, sind chirurgische Faktoren als Determinanten der postoperativen Abnahme der Knochendichte bekannt (163). Die Knochendichte des proximalen Femurs wird auch durch chirurgische Faktoren signifikant verändert, was auf die Veränderung des Muskelansatzes zurückzuführen ist (241). Diese drei genannten Faktoren sind als Einflussgrößen in der Analyse der Aspekte der Zielsetzung dieser Arbeit im Prinzip grundsätzlich nicht ausschließbar und müssen daher als immanent angenommen werden. Ob die Schaftgröße und die Ausrichtung des Implantats in der koronaren Ebene kausal mit der Abnahme der Knochendichte zusammenhängen, wird kontrovers diskutiert. Mehrere Studien haben einen Zusammenhang zwischen Schaftgröße und postoperativer Knochendichteabnahme aufgezeigt (64, 121, 122), während andere gegen das Vorhandensein eines solchen Zusammenhangs argumentierten (107, 235). Ebenso gibt es eine anhaltende Debatte darüber, ob die Varus-/ Valgusausrichtung die Knochendichte beeinflusst. Panisello et al. fanden heraus, dass sowohl die Varus- als auch die Valguspositionierung zu einer signifikanten Abnahme der proximalen Knochendichte führte (123). Lerch et al. fanden keine derartige Korrelation heraus (235). Patientenspezifische Parameter beeinflussen ebenso den periprothetischen Knochenumbau. Beim Vorliegen einer Osteoporose oder Osteopenie hat sich dies als nachteilig für den Knochenumbau erwiesen (112).

Eine häufige wesentliche Einschränkung der analysierten RSA Studien ist die

Tatsache, dass Mittelwerte angegeben werden und nicht der Anteil der Patienten, bei denen die Migration eine kritische Schwelle überschritten hat. Dies hängt möglicherweise damit zusammen, dass immer noch große Unsicherheiten hinsichtlich der Korrelation zwischen dem Ausmaß des Einsinkens des Schafts und dem Revisionsrisiko bestehen und ob diese Korrelation durch Faktoren wie Schaftdesign, Implantatmaterial und Operationstechnik verändert wird.

Nur wenige Studien haben einen prädiktiven Wert der Senkung für die Revision ermittelt (66, 191, 192). Diese Studien zeigten, dass ein Einsinken des Schaftes von mehr als 1, 2 mm - 2 mm nach zwei Jahren mit einem signifikanten Anstieg des Risikos einer zukünftigen Revision des Schaftes verbunden ist. Darüber hinaus haben verschiedene RSA Studien, in denen die Migration von gut funktionierenden konventionellen nicht zementierten Schäften beschrieben wurde, nach zwei Jahren Senkungen im Bereich von 0,1 mm bis 1,8 mm und eine 10- Jahres-Überlebensrate von 97,8 bis 100% angegeben (192). Die Ergebnisse von Hoornborg bestätigen dies. Für den Zweymüller SL- Plus wurde ein anfängliches Einsinken von 1,7 mm festgestellt. Auf diese Weise lagen die in 11 dargestellten mittleren Werte deutlich unter diesen angegebenen kritischen Grenzwerten (203).

Eine Einschränkung der analysierten Studien ist schließlich das Fehlen spezifischer und sensitiver Score-Instrumente. Der in Endoprothesenstudien nach wie vor weit verbreitete Harris Hip Score hat jedoch einen signifikanten Deckeneffekt aufgrund seiner wenig ausgeprägten Sensibilität, was seine Gültigkeit in diesem Forschungsbereich stark einschränkt (242). Die Verwendung von Messinstrumenten, die empfindlich genug sind, um subtile Unterschiede zwischen Kurzschaften und Standardschaften zu messen, wäre unter diesem Aspekt absolut gerechtfertigt.

6.4. Ausblick

Eine Vielzahl kurzer Stielkonzepte wurde entwickelt und in den vergangenen Jahren auf den Markt gebracht, jedoch stehen Langzeitüberlebensanalysen noch aus. Es besteht immer ein Spannungsverhältnis zwischen Innovation und Verpflichtung, die Einführung neuer Implantate zu kontrollieren, bis die Sicherheit und der Nutzen für den Patienten nachgewiesen sind (209). Die Implantatinnovation und die anschließende Verwendung sollten auf validen klinischen Ergebnissen basieren (243, 244).

Die vorgelegte Arbeit zeigt, dass Implantate mit kurzem Schaft eine ähnliche Verbesserung des Überlebens und des funktionellen Ergebnisses wie herkömmliche Standardschaften und gleichzeitig potenzielle Vorteile wie den Knochenerhalt für

zukünftige Revisionseingriffe bieten können. Weitere Studien sind erforderlich, um diesen Vorteil gegenüber herkömmlichen Standardschäften zu quantifizieren. Im Hinblick auf die Implantatstabilität von Kurzschäftendoprothesen sollte die Hypothese, dass die kleinere Prothesen- Knochen- Kontaktfläche bei Kurzschäften durch die erhöhte mechanische Festigkeit des metaphysären Trabekelknochens und die mechanische Festigkeit des kortikalen Knochens des Schenkelhalses aufgewogen wird, durch zukünftige Studien zu belegen versucht werden.

Daher sind gut konzipierte, qualitativ hochwertige randomisierte Langzeitnachuntersuchungen sowie Implantatregisterdaten erforderlich, um Kurzschäft- mit Standardschaft-Konzepten für Hüftendoprothesen abschließend vergleichen zu können.

7. Zusammenfassung

Zielstellung

Kurzschäfte sind hinsichtlich Knochenerhalt und minimaler Invasivität populär geworden. Es gibt nur wenige mit Standardschäften vergleichende Studien.

Das Ziel dieser Arbeit war es, zu evaluieren, inwieweit Kurzschäftkonzepte eine Alternative zu herkömmlichen Standardschäften hinsichtlich Implantatstabilität, funktionell- radiologischem Ergebnis sowie periprothetischem Knochenumbau darstellen.

Methoden

In biomechanischen Kadaveruntersuchungen wurde analysiert, ob die Primärstabilität von Kurzschäften denen herkömmlicher Standardschäfte entspricht und ob diese durch chirurgische Techniken beeinträchtigt werden kann. Hierzu wurde die Primärstabilität einer Kurzschäftendoprothese mit verschiedenen Implantationstechniken untersucht.

Die Primärstabilität eines Standardschaftes wurde mit einer zementfreien Individualendoprothese verglichen.

67 Standardschäfte mit und 59 Standardschäfte ohne proximale HA- Beschichtung sowie 20 Kurzschäfte wurden implantiert und dexametrisch nach 5 bis 6 Jahren untersucht.

Die Schenkelhalsprothese CUT sowie der Zweymüllerstiel wurden klinisch und radiologisch nachuntersucht.

Ergebnisse

Die Messung der Mikrobewegungen der Kurzschäftendoprothese zeigte keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den untersuchten Präparationsmethoden. Es konnte jedoch festgestellt werden, dass die

Abweichungen vom Mittelwert bei der klassischen Präparationsmethode deutlich geringer waren. Somit konnten mit der klassischen Methode Ergebnisse mit geringerer Schwankung als mit der modifizierten Methode erreicht werden.

In den vergleichenden Messungen zur Primärstabilität eines Standardschaftes und einer Individualprothese fielen die Mikrobewegungen in den proximalen Anteilen bei der Individualprothese geringer aus, signifikant sogar die proximal anteriore Translation. In den distalen Anteilen fielen die Mikrobewegungen deutlicher aus als beim Zweymüllerstiel.

Die Individualendoprothese, die im metaphysären Bereich volumiger konzipiert wurde, zeigte dadurch im proximalen Bereich geringere dynamische Mikro- und Rotationsbewegungen.

Die DXA-Analyse der Schenkelhalsendoprothese CUT ergab, dass in den proximalen Zonen kein Stress shielding vorhanden war. Im Gegensatz dazu zeigte die DXA-Messung beim Standardschaft eine signifikante Abnahme der Knochendichte proximal, die bei unbeschichteten Schäften ausgeprägter war als bei Hydroxyapatit beschichteten Schäften.

Die klinischen Daten der Schenkelhalsendoprothese CUT zeigten, dass ein schenkelhals(teil-) resezierendes Implantat gute Ergebnisse erzielen kann. Der Vergleich unserer Ergebnisse mit der Literatur ergab, dass mit dieser schenkelhalserhaltenden Schaftkonstruktion nicht durchgehend gute Ergebnisse zu erwarten waren.

Die klinischen Ergebnisse der Zweymüllerstiele zeigten in unserer vergleichenden Studie im HHS keine signifikant verschiedenen Ergebnisse. Auch im Übersichtsvergleich mit anderen Studien zu Standardschäften lagen diese Ergebnisse im Bereich deren gemittelter Werte.

Die radiologischen Ergebnisse eigener Studien zeigten in 92% der CUT-Fälle eine korrekte subkapitale Resektion und eine korrekte Implantatpositionierung in nahezu einem Dreiviertel der Fälle, was in 95% zu einer stabilen knöchernen Integration führte. Ein Drittel der Fälle zeigte eine Varisierung des Implantatwinkels aufgrund einer unzureichenden Implantatgrößenauswahl. Hinweise auf eine Lockerung wurden in keinem Fall gesehen.

Die radiologischen Ergebnisse der Hydroxylapatit beschichteten Zweymüllerstiele zeigten in wenigen Einzelfällen Lockerungssäume im Schaftbereich (n = 4). Im Vergleich dazu waren in der unbeschichteten Gruppe diese häufiger (n = 14) und wurden, statistisch signifikant, vorwiegend in den proximalen Zonen beobachtet. Daten aus Metaanalysen zeigen in sehr wenigen Studien Einzelfälle mit proximalen

Aufhellungslinien bei Kurzschäften, jedoch im Unterschied zu unserer Studie keine bei Standardschäften.

Schlussfolgerungen

Die meisten Kurzschäfte zeigen ein Migrationsmuster, das als frühe postoperative Mikrobewegung mit anschließender kontinuierlicher Stabilität beschrieben werden kann.

Die Implantation eines schenkelhals(teil-)resezierenden Kurzschaftes kann mit einer stärkeren Beibehaltung der Knochendichte in den proximalen Grün- Zonen einhergehen.

Schenkelhals(teil-)erhaltende Kurzschäfte können kurzfristige, den Standardschäften vergleichbare klinische Ergebnisse liefern.

Schenkelhalserhaltende Konstruktionen weisen hinsichtlich des Implantatüberlebens schlechtere Ergebnisse auf.

8. Literatur

1. Woolf AD, Pfleger B. Burden of major musculoskeletal conditions. Bull World Health Organ. 2003;81(9):646-56.
2. Felson DT, Zhang Y. An update on the epidemiology of knee and hip osteoarthritis with a view to prevention. Arthritis and rheumatism. 1998;41(8):1343-55.
3. Felson DT. Epidemiology of hip and knee osteoarthritis. Epidemiologic reviews. 1988;10:1-28.
4. Lawrence RC, Helmick CG, Arnett FC, Deyo RA, Felson DT, Giannini EH, et al. Estimates of the prevalence of arthritis and selected musculoskeletal disorders in the United States. Arthritis and rheumatism. 1998;41(5):778-99.
5. Rabenberg M. Arthrose. Robert Koch Institut (Hrsg) Gesundheitsberichterstattung des Bundes. 2013;54:17.
6. Statistisches Bundesamt. Diagnosedaten der Krankenhäuser ab 2000 (Eckdaten der vollstationären Patienten und Patientinnen) www.gbe.bund.de (Stand: 01.06.2013) 2012 [
7. Merx H, Dreinhöfer K, Günther KP. Sozialmedizinische Bedeutung der Arthrose in Deutschland. Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie. 2007;145(04):421-9.
8. Statistisches Bundesamt. Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik). Die 50 häufigsten Operationen der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern. www.gbe-bund.de (Stand: 01.06.2013) 2012 [
9. Mundy GM, Esler CNA, Harper WM. Primary hip replacement in young osteoarthritic patients current practices in one UK region. Hip international : the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy. 2005;15(3):159-65.
10. Kumar A, Bloch BV, Esler C. Trends in Total Hip Arthroplasty in Young Patients - Results from a Regional Register. HIP International. 2017;27(5):443-8.
11. Garellick G, Kärrholm J, Lindahl H, Malchau H, Rogmark C, O R. The Swedish National Hip Arthroplasty Register. Annual Report 2013. The Swedish National Hip Arthroplasty Register 2013.
12. Kärrholm J, Garellick G, Rogmark C. The Swedish National Hip Arthroplasty Register: Annual Report 2007. Sahlgrenska: Sahlgrenska University Hospital; 2009.
13. Charnley J. The classic: The bonding of prostheses to bone by cement. Clin Orthop Relat Res. 2010;468(12):3149-59.
14. Jones PR, Hukins DW, Porter ML, Davies KE, Hardinge K, Taylor CJ. Bending and fracture of the femoral component in cemented total hip replacement. J Biomed Eng. 1992;14(1):9-15.

15. Wixson RL, Stulberg SD, Mehlhoff M. Total hip replacement with cemented, uncemented, and hybrid prostheses. A comparison of clinical and radiographic results at two to four years. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 1991;73(2):257-70.
16. Jaffe WL, Jarolem KL. Normalized and proportionalized cemented femoral stem designs. A 10-year clinical study. *J Arthroplasty*. 1995;10 Suppl:S39-44.
17. Middleton RG, Howie DW, Costi K, Sharpe P. Effects of Design Changes on Cemented Tapered Femoral Stem Fixation. *Clin Orthop Relat Res*. 1998;355:47-56.
18. Noble PC, Collier MB, Maltry JA, Kamaric E, Tullos HS. Pressurization and Centralization Enhance the Quality and Reproducibility of Cement Mantles. *Clin Orthop Relat Res*. 1998;355:77-89.
19. Delaunay CP, Kapandji AI. Primary total hip arthroplasty with the Karl Zweymüller first-generation cementless prosthesis. *J Arthroplasty*. 1996;11(6):643-52.
20. Mulliken BD, Nayak N, Bourne RB, Rorabeck CH, Bullas R. Early radiographic results comparing cemented and cementless total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1996;11(1):24-33.
21. Mulliken BD, Bourne RB, Rorabeck CH, Nayak N. Results of the cementless Mallory-Head primary total hip arthroplasty: a 5 to 7 year review. *The Iowa orthopaedic journal*. 1996;16:20-34.
22. Lavernia C, Dapuzzo M, Hernandez V, Lee D. Thigh pain in primary total hip replacement: the effects of elastic moduli. *J Arthroplasty*. 2004;19(2):257.
23. Faraj AA, Yousuf M. Anterior thigh pain after cementless total hip arthroplasty. *Int Orthop*. 2005;29(3):149-51.
24. Pipino F, Keller A. Tissue-sparing surgery: 25 years' experience with femoral neck preserving hip arthroplasty. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*. 2006;7(1):36-41.
25. Carlson L, Albrektsson B, Freeman MA. Femoral neck retention in hip arthroplasty. A cadaver study of mechanical effects. *Acta orthopaedica Scandinavica*. 1988;59(1):6-8.
26. Pipino F, Calderale PM. Biodynamic total hip prosthesis. *Italian journal of orthopaedics and traumatology*. 1987;13(3):289-97.
27. Howie DW, Cornish BL, Vernon-Roberts B. Resurfacing hip arthroplasty. Classification of loosening and the role of prosthesis wear particles. *Clin Orthop Relat Res*. 1990(255):144-59.
28. Huggler AH. The Thrust Plate Prosthesis: A New Experience in Hip Surgery. In: Huggler AH, Jacob HAC, editors. *The Thrust Plate Hip Prosthesis*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 1997. p. 1-24.
29. Judet J, Judet R. The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint. *J Bone Joint Surg Br*. 1950;32-b(2):166-73.

30. Ishaque BA, Donle E, Gils J, Wienbeck S, Basad E, Sturz H. 8-Jahres-Resultate der Schenkelhalsprothese ESKA-CUT. Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie. 2009;147(2):158-65.
31. Morrey BF. Short-stemmed uncemented femoral component for primary hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 1989(249):169-75.
32. Jasty M, Krushell R, Zalenski E, O'Connor D, Sedlacek R, Harris W. The contribution of the nonporous distal stem to the stability of proximally porous-coated canine femoral components. J Arthroplasty. 1993;8(1):33-41.
33. Whiteside LA, White SE, McCarthy DS. Effect of neck resection on torsional stability of cementless total hip replacement. American journal of orthopedics (Belle Mead, NJ). 1995;24(10):766-70.
34. Steinhauser E, Ellenrieder M, Gruber G, Busch R, Gradinger R, Mittelmeier W. [Influence on load transfer of different femoral neck endoprotheses]. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete. 2006;144(4):386-93.
35. Bishop NE, Burton A, Maheson M, Morlock MM. Biomechanics of short hip endoprotheses--the risk of bone failure increases with decreasing implant size. Clinical biomechanics (Bristol, Avon). 2010;25(7):666-74.
36. Ender SA, Machner A, Pap G, Hubbe J, Grashoff H, Neumann HW. Cementless CUT femoral neck prosthesis: increased rate of aseptic loosening after 5 years. Acta orthopaedica. 2007;78(5):616-21.
37. McTighe T, Stulberg S, Keppler L, Keggi J, Kennon R, Brazil D, et al. JISRF classification for short stem uncemented THA. Chagrin Falls, Ohio: Joint Implant Surgery & Research Foundation; 2012.
38. Feyen H, Shimmin AJ. Is the length of the femoral component important in primary total hip replacement? The bone & joint journal. 2014;96-b(4):442-8.
39. Babisch J. Möglichkeiten der patientenindividuellen Hüftgelenkrekonstruktion und Knochenresektion bei Kurzschaftprothesen. In: Jerosch J, editor. Kurzschaftendoprothesen Wo liegen die Unterschiede? Köln, Deutschland: Deutscher Ärzteverlag; 2011. p. 193-227.
40. Falez F, Casella F, Papalia M. Current concepts, classification, and results in short stem hip arthroplasty. Orthopedics. 2015;38(3 Suppl):S6-13.
41. Jerosch J. Kurzschaft ist nicht gleich Kurzschaft – Eine Klassifikation der Kurzschaftprothesen. OUP. 2012;1(7-8):304-12.
42. Bieger R, Ignatius A, Dürselen L, Reichel H. In-vitro Primärstabilitätstestung einer neuen Kurzschaftprothese im Vergleich zum Standardschaft. Jahreskongress der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen, Baden Baden, 2011. 2011.
43. Jerosch J, Glameyer H. Anatomische Anforderungen an ein Kurzschaftsystem (Mini-Hip). Orthopädische Praxis. 2009;45:74-81.

44. Engh CA, Hooten JP, Jr., Zettl-Schaffer KF, Ghaffarpour M, McGovern TF, Macalino GE, et al. Porous-coated total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 1994(298):89-96.
45. Cameron HU. Solution options: modular hip stem design. *Orthopedics.* 1995;18(9):824-6.
46. Maurer F. Five- year result with the Bicontact prosthesis system at Berufsgenossenschaftliche Unfallklinik Tübingen. In: Weller/Volkman, editor. *The Bicontact-Hip Implant System.* Stuttgart: Thieme; 1994. p. 28-37.
47. Spotorno L, Romagnoli S, Ivaldo N, Grappiolo G, Bibbiani E, Blaha DJ, et al. The CLS system. Theoretical concept and results. *Acta Orthop Belg.* 1993;59 Suppl 1:144-8.
48. Böhler N, Griebler W, Auersperg V. Mittelfristige Ergebnisse des Alloclassic-Hüftsystems. In: Schmidt M, editor. *Die Metallpaarung Metasul in der Hüftendoprothetik.* Bern: Huber; 1995. p. 125-36.
49. Albrektsson T, Johansson C. Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *Eur Spine J.* 2001;10 Suppl 2:S96-101.
50. Bobyn JD, Pilliar RM, Cameron HU, Weatherly GC. The optimum pore size for the fixation of porous-surfaced metal implants by the ingrowth of bone. *Clin Orthop Relat Res.* 1980(150):263-70.
51. Bourne RB, Rorabeck CH, Burkart BC, Kirk PG. Ingrowth surfaces. Plasma spray coating to titanium alloy hip replacements. *Clin Orthop Relat Res.* 1994(298):37-46.
52. Pilliar RM. Powder metal-made orthopedic implants with porous surface for fixation by tissue ingrowth. *Clin Orthop Relat Res.* 1983(176):42-51.
53. Bobyn JD, Stackpool GJ, Hacking SA, Tanzer M, Krygier JJ. Characteristics of bone ingrowth and interface mechanics of a new porous tantalum biomaterial. *J Bone Joint Surg Br.* 1999;81(5):907-14.
54. Maloney WJ, Woolson ST, Conlon T, Rubash HE. The influence of stem design on the location and prevalence of femoral osteolysis: support from the gasket theory. *Orthop Trans.* 1997;21(8).
55. Urban RM, Jacobs JJ, Sumner DR, Peters CL, Voss FR, Galante JO. The bone-implant interface of femoral stems with non-circumferential porous coating. *The Journal of bone and joint surgery American volume.* 1996;78(7):1068-81.
56. Zweymüller KA, Lintner FK, Semlitsch MF. Biologic fixation of a press-fit titanium hip joint endoprosthesis. *Clin Orthop Relat Res.* 1988(235):195-206.
57. Hacking SA, Bobyn JD, Tanzer M, Krygier JJ. The osseous response to corundum blasted implant surfaces in a canine hip model. *Clin Orthop Relat Res.* 1999(364):240-53.
58. Søballe K, Hansen ES, Brockstedt-Rasmussen H, Bünger C. Hydroxyapatite coating converts fibrous tissue to bone around loaded implants. *J Bone Joint Surg Br.* 1993;75(2):270-8.

59. Osborne JF. Die biologische Leistung der Hydroxylapatit-Beschichtung auf dem Femurschaft einer Titanendoprothese- erste biologische Auswertung eines Humanexplantates. *Biomedizinische Technik*. 1987;32:177-83.
60. Camazzola D, Hammond T, Gandhi R, Davey JR. A randomized trial of hydroxyapatite-coated femoral stems in total hip arthroplasty: a 13-year follow-up. *J Arthroplasty*. 2009;24(1):33-7.
61. Incavo SJ, Beynnon BD, Coughlin KM. Total hip arthroplasty with the Secur-Fit and Secur-Fit plus femoral stem design a brief follow-up report at 5 to 10 years. *J Arthroplasty*. 2008;23(5):670-6.
62. Plötz W, Gradinger R, Rechl H, Ascherl R, Wicke-Wittenius S, Hipp E. Cementless prosthesis of the hip joint with "spongy metal" surface. A prospective study. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*. 1992;111(2):102-9.
63. Mulliken BD, Bourne RB, Rorabeck CH, Nayak N. A tapered titanium femoral stem inserted without cement in a total hip arthroplasty. Radiographic evaluation and stability. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 1996;78(8):1214-25.
64. Engh CA, Bobyn JD. The influence of stem size and extent of porous coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1988(231):7-28.
65. Khanuja HS, Vakil JJ, Goddard MS, Mont MA. Cementless femoral fixation in total hip arthroplasty. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 2011;93(5):500-9.
66. Kärrholm J, Herberts P, Hultmark P, Malchau H, Nivbrant B, Thanner J. Radiostereometry of hip prostheses. Review of methodology and clinical results. *Clin Orthop Relat Res*. 1997(344):94-110.
67. Freeman MA, Plante-Bordeneuve P. Early migration and late aseptic failure of proximal femoral prostheses. *J Bone Joint Surg Br*. 1994;76(3):432-8.
68. Pilliar RM, Lee JM, Maniopoulos C. Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. *Clin Orthop Relat Res*. 1986(208):108-13.
69. Cristofolini L, Teutonico AS, Monti L, Cappello A, Toni A. Comparative in vitro study on the long term performance of cemented hip stems: validation of a protocol to discriminate between "good" and "bad" designs. *Journal of biomechanics*. 2003;36(11):1603-15.
70. Götze C, Steens W, Vieth V, Poremba C, Claes L, Steinbeck J. Primary stability in cementless femoral stems: custom-made versus conventional femoral prosthesis. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2002;17(4):267-73.
71. Burke DW, O'Connor DO, Zalenski EB, Jasty M, Harris WH. Micromotion of cemented and uncemented femoral components. *J Bone Joint Surg Br*. 1991;73(1):33-7.

72. Bühler DW, Berlemann U, Lippuner K, Jaeger P, Nolte LP. Three-dimensional primary stability of cementless femoral stems. *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon). 1997;12(2):75-86.
73. Ostbyhaug PO, Klaksvik J, Romundstad P, Aamodt A. Primary stability of custom and anatomical uncemented femoral stems: a method for three-dimensional in vitro measurement of implant stability. *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon). 2010;25(4):318-24.
74. Bieger R, Ignatius A, Reichel H, Durselen L. Biomechanics of a short stem: In vitro primary stability and stress shielding of a conservative cementless hip stem. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*. 2013;31(8):1180-6.
75. Bieger R, Freitag T, Ignatius A, Reichel H, Dürselen L. Primary stability of a shoulderless Zweymüller hip stem: a comparative in vitro micromotion study. *Journal of orthopaedic surgery and research*. 2016;11(1):73.
76. Westphal FM, Bishop N, Honl M, Hille E, Puschel K, Morlock MM. Migration and cyclic motion of a new short-stemmed hip prosthesis--a biomechanical in vitro study. *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon). 2006;21(8):834-40.
77. Clements J, Gheduzzi S, Zweymuller K, Lintner F, Schmotzer H, Learmonth I. An in vitro cadaveric biomechanical evaluation of the SL-Plus stem- comparison of long and short term stability. Meeting of the Orthopaedic Research Society; Washington2005.
78. Kolb A, Grubl A, Schneckener CD, Chiari C, Kaider A, Lass R, et al. Cementless total hip arthroplasty with the rectangular titanium Zweymuller stem: a concise follow-up, at a minimum of twenty years, of previous reports. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 2012;94(18):1681-4.
79. Wolff J. *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Berlin: Hirschwald; 1892.
80. Mayo-Smith W, Rosenthal DI. Radiographic appearance of osteopenia. *Radiol Clin North Am*. 1991;29(1):37-47.
81. Selvik G. Roentgen stereophotogrammetry. A method for the study of the kinematics of the skeletal system. *Acta Orthop Scand Suppl*. 1989;232:1-51.
82. Baldursson H, Egund N, Hansson LI, Selvik G. Instability and wear of total hip prostheses determined with roentgen stereophotogrammetry. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*. 1979;95(4):257-63.
83. Mjoberg B. Fixation and loosening of hip prostheses. A review. *Acta orthopaedica Scandinavica*. 1991;62(5):500-8.
84. Kärrholm J, Borssen B, Löwenhielm G, Snorrason F. Does early micromotion of femoral stem prostheses matter? 4-7-year stereoradiographic follow-up of 84 cemented prostheses. *J Bone Joint Surg Br*. 1994;76(6):912-7.

85. Huiskes R, Verdonschot N, Nivbrant B. Migration, stem shape, and surface finish in cemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1998(355):103-12.
86. Rockborn P, Olsson SS. Loosening and bone resorption in exeter hip arthroplasties. Review at a minimum of five years. *J Bone Joint Surg Br.* 1993;75(6):865-8.
87. Dall DM, Learmonth ID, Solomon MI, Miles AW, Davenport JM. Fracture and loosening of Charnley femoral stems. Comparison between first-generation and subsequent designs. *J Bone Joint Surg Br.* 1993;75(2):259-65.
88. Stefansdottir A, Franzen H, Johnsson R, Ornstein E, Sundberg M. Movement pattern of the Exeter femoral stem; a radiostereometric analysis of 22 primary hip arthroplasties followed for 5 years. *Acta orthopaedica Scandinavica.* 2004;75(4):408-14.
89. Epinette JA, Manley MT. Uncemented stems in hip replacement--hydroxyapatite or plain porous: does it matter? Based on a prospective study of HA Omnifit stems at 15-years minimum follow-up. *Hip international : the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy.* 2008;18(2):69-74.
90. Soballe K, Toksvig-Larsen S, Gelineck J, Fruensgaard S, Hansen ES, Ryd L, et al. Migration of hydroxyapatite coated femoral prostheses. A Roentgen Stereophotogrammetric study. *J Bone Joint Surg Br.* 1993;75(5):681-7.
91. Kärrholm J, Malchau H, Snorrason F, Herberts P. Micromotion of femoral stems in total hip arthroplasty. A randomized study of cemented, hydroxyapatite-coated, and porous-coated stems with roentgen stereophotogrammetric analysis. *The Journal of bone and joint surgery American volume.* 1994;76(11):1692-705.
92. Bottner F, Zawadsky M, Su EP, Bostrom M, Palm L, Ryd L, et al. Implant migration after early weightbearing in cementless hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 2005(436):132-7.
93. Ström H, Nilsson O, Milbrink J, Mallmin H, Larsson S. Early migration pattern of the uncemented CLS stem in total hip arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res.* 2007;454:127-32.
94. Ström H, Nilsson O, Milbrink J, Mallmin H, Larsson S. The effect of early weight bearing on migration pattern of the uncemented CLS stem in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2007;22(8):1122-9.
95. Campbell D, Mercer G, Nilsson KG, Wells V, Field JR, Callary SA. Early migration characteristics of a hydroxyapatite-coated femoral stem: an RSA study. *Int Orthop.* 2011;35(4):483-8.
96. Callary SA, Campbell DG, Mercer GE, Nilsson KG, Field JR. The 6-year migration characteristics of a hydroxyapatite-coated femoral stem: a radiostereometric analysis study. *J Arthroplasty.* 2012;27(7):1344-8.e1.

97. Simpson DJ, Kendrick BJ, Hughes M, Glyn-Jones S, Gill HS, Rushforth GF, et al. The migration patterns of two versions of the Furlong cementless femoral stem: a randomised, controlled trial using radiostereometric analysis. *J Bone Joint Surg Br.* 2010;92(10):1356-62.
98. Röhrli SM, Li MG, Pedersen E, Ullmark G, Nivbrant B. Migration pattern of a short femoral neck preserving stem. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;448:73-8.
99. Cavalli L, Brandi ML. Periprosthetic bone loss: diagnostic and therapeutic approaches. *F1000Research.* 2013;2:266.
100. Mirsky EC, Einhorn TA. Bone densitometry in orthopaedic practice. *The Journal of bone and joint surgery American volume.* 1998;80(11):1687-98.
101. Engh CA, Bobyn JD. Biologic fixation of a modified Moore prosthesis. Part II. Evaluation of adaptive femoral bone modeling. *The Hip.* 1984:110-32.
102. Engh CA, Bobyn JD, Glassman AH. Porous-coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. *J Bone Joint Surg Br.* 1987;69(1):45-55.
103. Ardran GM. Bone destruction not demonstrable by radiography. *The British journal of radiology.* 1951;24(278):107-9.
104. Martini F, Sell S, Kremling E, Kusswetter W. Determination of periprosthetic bone density with the DEXA method after implantation of custom-made uncemented femoral stems. *Int Orthop.* 1996;20(4):218-21.
105. Reiter A, Sabo D, Simank HG, Buchner T, Seidel M, Lukoschek M. [Periprosthetic mineral density in cement-free hip replacement arthroplasty]. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete.* 1997;135(6):499-504.
106. Okano T, Hagino H, Otsuka T, Teshima R, Yamamoto K, Hirano Y, et al. Measurement of periprosthetic bone mineral density by dual-energy x-ray absorptiometry is useful for estimating fixation between the bone and the prosthesis in an early stage. *J Arthroplasty.* 2002;17(1):49-55.
107. Aldinger PR, Sabo D, Pritsch M, Thomsen M, Mau H, Ewerbeck V, et al. Pattern of periprosthetic bone remodeling around stable uncemented tapered hip stems: a prospective 84-month follow-up study and a median 156-month cross-sectional study with DXA. *Calcified tissue international.* 2003;73(2):115-21.
108. Roth A, Richartz G, Sander K, Sachse A, Fuhrmann R, Wagner A, et al. Verlauf der periprosthetischen Knochendichte nach Hüfttotalendoprothesenimplantation. *Der Orthopäde.* 2005;34(4):334-44.
109. Chen HH, Morrey BF, An KN, Luo ZP. Bone remodeling characteristics of a short-stemmed total hip replacement. *J Arthroplasty.* 2009;24(6):945-50.
110. Götze C, Ehrenbrink J, Ehrenbrink H. Bleibt der Krafteinfluss der Kurzschafthprothese auf den meatphysären proximalen Femur begrenzt? Osteodensitometrische Analysen der

Nanos-Schaftendoprothese. Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie. 2010;148(4):398-405.

111. Nowak M, Nowak TE, Schmidt R, Forst R, Kress AM, Mueller LA. Prospective study of a cementless total hip arthroplasty with a collum femoris preserving stem and a trabeculae oriented pressfit cup: minimum 6-year follow-up. Archives of orthopaedic and trauma surgery. 2011;131(4):549-55.

112. Lazarinis S, Mattsson P, Milbrink J, Mallmin H, Hailer NP. A prospective cohort study on the short collum femoris-preserving (CFP) stem using RSA and DXA. Primary stability but no prevention of proximal bone loss in 27 patients followed for 2 years. Acta orthopaedica. 2013;84(1):32-9.

113. Lerch M, Kurtz A, Windhagen H, Bougouchea A, Behrens BA, Wefstaedt P, et al. The cementless Bicontact stem in a prospective dual-energy X-ray absorptiometry study. Int Orthop. 2012;36(11):2211-7.

114. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. Angle Orthod. 2004;74(1):3-15.

115. Alm JJ, Makinen TJ, Lankinen P, Moritz N, Vahlberg T, Aro HT. Female patients with low systemic BMD are prone to bone loss in Gruen zone 7 after cementless total hip arthroplasty. Acta orthopaedica. 2009;80(5):531-7.

116. Nysted M, Benum P, Klaksvik J, Foss O, Aamodt A. Periprosthetic bone loss after insertion of an uncemented, customized femoral stem and an uncemented anatomical stem. A randomized DXA study with 5-year follow-up. Acta orthopaedica. 2011;82(4):410-6.

117. Albanese CV, Rendine M, De Palma F, Impagliazzo A, Falez F, Postacchini F, et al. Bone remodelling in THA: A comparative DXA scan study between conventional implants and a new stemless femoral component. A preliminary report. Hip international : the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy. 2006;16 Suppl 3:9-15.

118. Wolf O, Mattsson P, Milbrink J, Larsson S, Mallmin H. Periprosthetic bone mineral density and fixation of the uncemented CLS stem related to different weight bearing regimes: A randomized study using DXA and RSA in 38 patients followed for 5 years. Acta orthopaedica. 2010;81(3):286-91.

119. Merle C, Streit MR, Volz C, Pritsch M, Gotterbarm T, Aldinger PR. Bone remodeling around stable uncemented titanium stems during the second decade after total hip arthroplasty: a DXA study at 12 and 17 years. Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA. 2011;22(11):2879-86.

120. Pauwels F. Auswirkung der mechanischen Beanspruchung auf die Stützgewebe. In: Pauwels F, editor. Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte: Prinzipien, Technik und Resultate einer kausalen Therapie. Heidelberg: Springer; 1973. p. 3-7.

121. Yamaguchi K, Masuhara K, Ohzono K, Sugano N, Nishii T, Ochi T. Evaluation of periprosthetic bone-remodeling after cementless total hip arthroplasty. The influence of the extent of porous coating. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 2000;82-a(10):1426-31.
122. Skoldenberg OG, Boden HS, Salemyr MO, Ahl TE, Adolphson PY. Periprosthetic proximal bone loss after uncemented hip arthroplasty is related to stem size: DXA measurements in 138 patients followed for 2-7 years. *Acta orthopaedica*. 2006;77(3):386-92.
123. Panisello JJ, Herrero L, Herrera A, Canales V, Martinez A, Cuenca J. Bone remodelling after total hip arthroplasty using an uncemented anatomic femoral stem: a three-year prospective study using bone densitometry. *Journal of orthopaedic surgery (Hong Kong)*. 2006;14(1):32-7.
124. Arno S, Fetto J, Nguyen NQ, Kinariwala N, Takemoto R, Oh C, et al. Evaluation of femoral strains with cementless proximal-fill femoral implants of varied stem length. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2012;27(7):680-5.
125. Rajakulendran K, Field RE. Neck-preserving femoral stems. *HSS journal : the musculoskeletal journal of Hospital for Special Surgery*. 2012;8(3):295-303.
126. Stulberg SD, Patel RM. The short stem: promises and pitfalls. *The bone & joint journal*. 2013;95-b(11 Suppl A):57-62.
127. Banerjee S, Pivec R, Issa K, Harwin SF, Mont MA, Khanuja HS. Outcomes of short stems in total hip arthroplasty. *Orthopedics*. 2013;36(9):700-7.
128. Castelli CC, Rizzi L. Short stems in total hip replacement: current status and future. *Hip international : the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy*. 2014;24 Suppl 10:S25-8.
129. Krismer M, Tschupik JP, Bauer R, Mayrhofer P, Stockl B, Fischer M, et al. [Single-image roentgen analysis for the measurement of hip endoprosthesis migration]. *Der Orthopade*. 1997;26(3):229-36.
130. Meek RM, Michos J, Grigoris P, Hamblen DL. Mid-term results and migration behaviour of a ti-alloy cemented stem. *Int Orthop*. 2002;26(6):356-60.
131. Eingartner C, Heigele T, Dieter J, Winter E, Weise K. Long-term results with the BiCONTACT system--aspects to investigate and to learn from. *Int Orthop*. 2003;27 Suppl 1:S11-5.
132. Hamadouche M, Witvoet J, Porcher R, Meunier A, Sedel L, Nizard R. Hydroxyapatite-coated versus grit-blasted femoral stems. a prospective, randomised study using EBRA-FCA. *J Bone Joint Surg Br*. 2001;83(7):979-87.
133. Kusma M, Bachelier F, Schneider G, Dienst M. [Radiological examination of the hip. Analysis of standard projections]. *Der Orthopade*. 2006;35(1):16-21.

134. Braud P, Freeman MA. The effect of retention of the femoral neck and of cement upon the stability of a proximal femoral prosthesis. *J Arthroplasty*. 1990;5 Suppl:S5-10.
135. Walker PS, Mai SF, Cobb AG, Bentley G, Hua J. Prediction of clinical outcome of THR from migration measurements on standard radiographs. A study of cemented Charnley and Stanmore femoral stems. *J Bone Joint Surg Br*. 1995;77(5):705-14.
136. Taylor M, Prendergast PJ. Four decades of finite element analysis of orthopaedic devices: where are we now and what are the opportunities? *Journal of biomechanics*. 2015;48(5):767-78.
137. Bordini B, Stea S, De Clerico M, Strazzari S, Sasdelli A, Toni A. Factors affecting aseptic loosening of 4750 total hip arthroplasties: multivariate survival analysis. *BMC musculoskeletal disorders*. 2007;8:69.
138. Mäkelä KT, Eskelinen A, Pulkkinen P, Paavolainen P, Remes V. Results of 3,668 primary total hip replacements for primary osteoarthritis in patients under the age of 55 years. *Acta orthopaedica*. 2011;82(5):521-9.
139. Mäkelä KT, Eskelinen A, Paavolainen P, Pulkkinen P, Remes V. Cementless total hip arthroplasty for primary osteoarthritis in patients aged 55 years and older. *Acta orthopaedica*. 2010;81(1):42-52.
140. Springer BD, Connelly SE, Odum SM, Fehring TK, Griffin WL, Mason JB, et al. Cementless femoral components in young patients: review and meta-analysis of total hip arthroplasty and hip resurfacing. *J Arthroplasty*. 2009;24(6 Suppl):2-8.
141. Petsatodes GE, Christoforides JE, Papadopoulos PP, Christodoulou AG, Karataglis D, Pournaras JD. Primary total-hip arthroplasty with the autophor 900-s fully porous coated stem in young patients seven to seventeen years of follow-up. *J Arthroplasty*. 2005;20(4):436-42.
142. Ellison B, Berend KR, Lombardi AV, Jr., Mallory TH. Tapered titanium porous plasma-sprayed femoral component in patients aged 40 years and younger. *J Arthroplasty*. 2006;21(6 Suppl 2):32-7.
143. Huo SC, Wang F, Dong LJ, Wei W, Zeng JQ, Huang HX, et al. Short-stem prostheses in primary total hip arthroplasty: A meta-analysis of randomized controlled trials. *Medicine*. 2016;95(43):e5215.
144. Patel RM, Smith MC, Woodward CC, Stulberg SD. Stable fixation of short-stem femoral implants in patients 70 years and older. *Clin Orthop Relat Res*. 2012;470(2):442-9.
145. Suckel A, Geiger F, Kinzl L, Wulker N, Garbrecht M. Long-term results for the uncemented Zweymuller/Alloclassic hip endoprosthesis. A 15-year minimum follow-up of 320 hip operations. *J Arthroplasty*. 2009;24(6):846-53.

146. Reigstad O, Siewers P, Rokkum M, Espehaug B. Excellent long-term survival of an uncemented press-fit stem and screw cup in young patients: follow-up of 75 hips for 15-18 years. *Acta orthopaedica*. 2008;79(2):194-202.
147. Gröbl A, Chiari C, Gruber M, Kaider A, Gottsauner-Wolf F. Cementless total hip arthroplasty with a tapered rectangular titanium stem and a threaded cup: a minimum ten-year follow-up. *J Bone Joint Surg*. 2002;84-A:425-31.
148. Pospischill M, Knahr K. Cementless total hip arthroplasty using a threaded cup and a rectangular tapered stem. Follow-up for ten to 17 years. *J Bone Joint Surg Br*. 2005;87(9):1210-5.
149. Perka C, Fischer U, Taylor WR, Matziolis G. Developmental hip dysplasia treated with total hip arthroplasty with a straight stem and a threaded cup. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 2004;86-a(2):312-9.
150. Pieringer H, Auersperg V, Böhler N. Long-term results of the cementless ALLOCLASSIC hip arthroplasty system using a 28-mm ceramic head: with a retrospective comparison to a 32-mm head. *J Arthroplasty*. 2006;21(7):967-74.
151. Müller LA, Wenger N, Schramm M, Hohmann D, Forst R, Carl HD. Seventeen-year survival of the cementless CLS Spotorno stem. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*. 2010;130(2):269-75.
152. Evola FR, Evola G, Graceffa A, Sessa A, Pavone V, Costarella L, et al. Performance of the CLS Spotorno uncemented stem in the third decade after implantation. *The bone & joint journal*. 2014;96-b(4):455-61.
153. Prins W, Goosen JH, Kollen BJ, Ettema HB, Verheyen CC. Long-term outcomes of the Bi-Metric proximally hydroxyapatite-coated femoral stem. *Hip international : the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy*. 2016;26(4):392-6.
154. Ettinger M, Ettinger P, Ezechieli M, Buermann S, Budde S, Calliess T, et al. CCD and offset after Nanos short stem in total hip arthroplasty. *Technology and health care : official journal of the European Society for Engineering and Medicine*. 2013;21(2):149-55.
155. Kutzner KP, Kovacevic MP, Freitag T, Fuchs A, Reichel H, Bieger R. Influence of patient-related characteristics on early migration in calcar-guided short-stem total hip arthroplasty: a 2-year migration analysis using EBRA-FCA. *Journal of orthopaedic surgery and research*. 2016;11:29.
156. Stukenborg-Colsman C. [Femoral neck prostheses]. *Der Orthopäde*. 2007;36(4):347-52.
157. Jerosch J, Grasselli C, Kothny PC, Litzkow D, Hennecke T. [Reproduction of the anatomy (offset, CCD, leg length) with a modern short stem hip design--a radiological study]. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie*. 2012;150(1):20-6.

158. Kutzner KP, Pfeil J. Individualized Stem-positioning in Calcar-guided Short-stem Total Hip Arthroplasty. *Journal of visualized experiments : JoVE*. 2018(132).
159. Pfeil J, Siebert W. *Minimally invasive Surgery in total Hip Arthroplasty*. Heidelberg: Springer; 2010.
160. Kutzner KP, Kovacevic MP, Roeder C, Rehbein P, Pfeil J. Reconstruction of femoro-acetabular offsets using a short-stem. *Int Orthop*. 2015;39(7):1269-75.
161. Jerosch J. Kurzschaft ist nicht gleich Kurzschaft – Eine Klassifikation der Kurzschaftprothesen. *Orthopädische und Unfallchirurgische Praxis*. 2012;1:304-12.
162. Steens W, Skripitz R, Schneeberger AG, Petzing I, Simon U, Goetze C. [Cementless femoral neck prosthesis CUT--clinical and radiological results after 5 years]. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie*. 2010;148(4):413-9.
163. Steens W, Souffrant R, Kluess D, Mittelmeier W, Bader R, Katzer A. Primary stability of total hip stems: does surgical technique matter? *Archives of orthopaedic and trauma surgery*. 2019.
164. Swanson T. The tapered press fit total hip arthroplasty: a European alternative. *J Arthroplasty*. 2005;20(4 Suppl 2):63-7.
165. Steens W, Schneeberger AG, Skripitz R, Fennema P, Goetze C. Bone remodeling in proximal HA-coated versus uncoated cementless SL-Plus((R)) femoral components: a 5-year follow-up study. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*. 2010;130(7):921-6.
166. Delaunay C. Effect of hydroxyapatite coating on the radio-clinical results of a grit-blasted titanium alloy femoral taper. A case-control study of 198 cementless primary total hip arthroplasty with the Alloclassic system. *Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR*. 2014.
167. Bragdon CR, Burke D, Lowenstein JD, O'Connor DO, Ramamurti B, Jasty M, et al. Differences in stiffness of the interface between a cementless porous implant and cancellous bone in vivo in dogs due to varying amounts of implant motion. *J Arthroplasty*. 1996;11(8):945-51.
168. Tangsataporn S, Safir OA, Vincent AD, Abdelbary H, Gross AE, Kuzyk PR. Risk Factors for Subsidence of a Modular Tapered Femoral Stem Used for Revision Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2015;30(6):1030-4.
169. Fink B, Grossmann A, Schubring S, Schulz MS, Fuerst M. Short-term results of hip revisions with a curved cementless modular stem in association with the surgical approach. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*. 2009;129(1):65-73.
170. van der Voort P, Pijls BG, Nieuwenhuijse MJ, Jasper J, Fiocco M, Plevier JW, et al. Early subsidence of shape-closed hip arthroplasty stems is associated with late revision. A systematic review and meta-analysis of 24 RSA studies and 56 survival studies. *Acta orthopaedica*. 2015;86(5):575-85.

171. Clauss M, Van Der Straeten C, Goossens M. Prospective five-year subsidence analysis of a cementless fully hydroxyapatite-coated femoral hip arthroplasty component. *Hip international : the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy*. 2014;24(1):91-7.
172. Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, Graichen F, Rohlmann A, Strauss J, et al. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of biomechanics*. 2001;34(7):859-71.
173. Kanis JA, Melton LJ, 3rd, Christiansen C, Johnston CC, Khaltsev N. The diagnosis of osteoporosis. *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research*. 1994;9(8):1137-41.
174. Zweymüller K. A cementless titanium hip endoprosthesis system based on press-fit fixation: basic research and clinical results. *Instructional course lectures*. 1986;35:203-25.
175. Rydell NW. Forces acting on the femoral head-prosthesis. A study on strain gauge supplied prostheses in living persons. *Acta orthopaedica Scandinavica*. 1966;37:Suppl 88:1-132.
176. Reiter A, Gellrich JC, Bachmann J, Braun A. [Changes of periprosthetic bone mineral density in cementless bicontact stem implantation; influence of different parameters--a prospective 4-year follow-up]. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete*. 2003;141(3):283-8.
177. Spittlehouse AJ, Smith TW, Eastell R. Bone loss around 2 different types of hip prostheses. *J Arthroplasty*. 1998;13(4):422-7.
178. Kroger H, Miettinen H, Arnala I, Koski E, Rushton N, Suomalainen O. Evaluation of periprosthetic bone using dual-energy x-ray absorptiometry: precision of the method and effect of operation on bone mineral density. *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research*. 1996;11(10):1526-30.
179. Steens W, Boettner F, Bader R, Skripitz R, Schneeberger A. Bone mineral density after implantation of a femoral neck hip prosthesis--a prospective 5 year follow-up. *BMC musculoskeletal disorders*. 2015;16:192.
180. Stucki G, Meier D, Stucki S, Michel BA, Tyndall AG, Dick W, et al. Evaluierung einer deutschen Version des WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities) Arthroseindex. *Zeitschrift für Rheumatologie*. 1996;55(1):40-9.
181. Harris WH. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg*. 1969;51-A:737-55.
182. Huskisson EC. Measurement of pain. *Lancet (London, England)*. 1974;2(7889):1127-31.

183. Gruen T, McNeice G, Amstutz H. "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop Relat Res.* 1979;141:17-27.
184. DeLee JG, Charnley J. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 1976(121):20-32.
185. Brooker A, Bowerman J, Robinson R, Riley LJ. Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification. *J Bone Joint Surg (Am).* 1973;55(8):1629-32.
186. Bellamy N, Buchanan WW, Goldsmith CH, Campbell J, Stitt LW. Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee. *The Journal of rheumatology.* 1988;15(12):1833-40.
187. Cohen B, Rushton N. A comparative study of peri-prosthetic bone mineral density measurement using two different dual-energy X-ray absorptiometry systems. *The British journal of radiology.* 1994;67(801):852-5.
188. Decking R, Rokahr C, Zurstege M, Simon U, Decking J. Maintenance of bone mineral density after implantation of a femoral neck hip prosthesis. *BMC musculoskeletal disorders.* 2008;9:17.
189. Student. The probable error of a mean. *Biometrika.* 1908;6(1):1-25.
190. Soballe K, Hansen ES, H BR, Jorgensen PH, Bunger C. Tissue ingrowth into titanium and hydroxyapatite-coated implants during stable and unstable mechanical conditions. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society.* 1992;10(2):285-99.
191. Kobayashi A, Donnelly WJ, Scott G, Freeman MA. Early radiological observations may predict the long-term survival of femoral hip prostheses. *J Bone Joint Surg Br.* 1997;79(4):583-9.
192. de Vries LM, van der Weegen W, Pilot P, Stolarczyk PA, Sijbesma T, Hoffman EL. The predictive value of radiostereometric analysis for stem survival in total hip arthroplasty. A systematic review. *Hip international : the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy.* 2014;24(3):215-22.
193. Krismer M, Biedermann R, Stockl B, Fischer M, Bauer R, Haid C. The prediction of failure of the stem in THR by measurement of early migration using EBRA-FCA. Einzel-Bild-Roentgen-Analyse-femoral component analysis. *J Bone Joint Surg Br.* 1999;81(2):273-80.
194. Nunn D, Freeman MA, Tanner KE, Bonfield W. Torsional stability of the femoral component of hip arthroplasty. Response to an anteriorly applied load. *J Bone Joint Surg Br.* 1989;71(3):452-5.

195. Bieger R, Ignatius A, Decking R, Claes L, Reichel H, Durselen L. Primary stability and strain distribution of cementless hip stems as a function of implant design. *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon). 2012;27(2):158-64.
196. Nieuwenhuijse MJ, Valstar ER, Nelissen RG. 5-year clinical and radiostereometric analysis (RSA) follow-up of 39 CUT femoral neck total hip prostheses in young osteoarthritis patients. *Acta orthopaedica*. 2012;83(4):334-41.
197. Acklin YP, Jenni R, Bereiter H, Thalmann C, Stoffel K. Prospective clinical and radiostereometric analysis of the Fitmore short-stem total hip arthroplasty. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*. 2016;136(2):277-84.
198. Budde S, Seehaus F, Schwarze M, Hurschler C, Floerkemeier T, Windhagen H, et al. Analysis of migration of the Nanos(R) short-stem hip implant within two years after surgery. *Int Orthop*. 2016;40(8):1607-14.
199. Ferguson RJ, Broomfield JA, Malak TT, Palmer AJR, Whitwell D, Kendrick B, et al. Primary stability of a short bone-conserving femoral stem: a two-year randomized controlled trial using radiostereometric analysis. *The bone & joint journal*. 2018;100-b(9):1148-56.
200. McCalden RW, Korczak A, Somerville L, Yuan X, Naudie DD. A randomised trial comparing a short and a standard-length metaphyseal engaging cementless femoral stem using radiostereometric analysis. *The bone & joint journal*. 2015;97-b(5):595-602.
201. Mahmoud AN, Kesteris U, Flivik G. Stable migration pattern of an ultra-short anatomical uncemented hip stem: a prospective study with 2 years radiostereometric analysis follow-up. *Hip international : the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy*. 2017;27(3):259-66.
202. Schilcher J, Ivarsson I, Perlbach R, Palm L. No difference in periprosthetic bone loss and fixation between a standard-length stem and a shorter version in cementless total hip arthroplasty. A randomized controlled trial. *J Arthroplasty*. 2017;32(4):1220-6.
203. Hoornenborg D, Sierevelt IN, Spuijbroek JA, Cheung J, van der Vis HM, Beimers L, et al. Does hydroxyapatite coating enhance ingrowth and improve longevity of a Zweymuller type stem? A double-blinded randomised RSA trial. *Hip international : the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy*. 2018;28(2):115-21.
204. Reiner T, Sonntag R, Jakubowitz E, Weiss S, Ewerbeck V, Gotterbarm T, et al. Röntgen-Stereometrie-Analyse (RSA) der Migration des SL-PLUS MIA Schaftes: 2-Jahres-Ergebnisse einer randomisierten kontrollierten Studie Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie; 25. - 28. Oktober 2016; Berlin 2016.
205. Salemyr M, Muren O, Ahl T, Bodén H, Eisler T, Stark A, et al. Lower periprosthetic bone loss and good fixation of an ultra-short stem compared to a conventional stem in uncemented total hip arthroplasty. *Acta orthopaedica*. 2015;86(6):659-66.

206. Fahlgren A, Bostrom MP, Yang X, Johansson L, Edlund U, Agholme F, et al. Fluid pressure and flow as a cause of bone resorption. *Acta orthopaedica*. 2010;81(4):508-16.
207. Reimeringer M, Nuno N, Desmarais-Trepanier C, Lavigne M, Vendittoli PA. The influence of uncemented femoral stem length and design on its primary stability: a finite element analysis. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2013;16(11):1221-31.
208. Thomas W, Lucente L, Mantegna N, Grundei H. [ESKA (CUT) endoprosthesis]. *Der Orthopade*. 2004;33(11):1243-8.
209. Lidder S, Epstein DJ, Scott G. A systematic review of short metaphyseal loading cementless stems in hip arthroplasty. *The bone & joint journal*. 2019;101-b(5):502-11.
210. Liang HD, Yang WY, Pan JK, Huang HT, Luo MH, Zeng LF, et al. Are short-stem prostheses superior to conventional stem prostheses in primary total hip arthroplasty? A systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. *BMJ open*. 2018;8(9):e021649.
211. Freitag T, Hein MA, Wernerus D, Reichel H, Bieger R. Bone remodelling after femoral short stem implantation in total hip arthroplasty: 1-year results from a randomized DEXA study. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*. 2016;136(1):125-30.
212. Carlsson LV, Albrektsson BE, Albrektsson BG, Albrektsson TO, Jacobsson CM, Macdonald W, et al. Stepwise introduction of a bone-conserving osseointegrated hip arthroplasty using RSA and a randomized study: I. Preliminary investigations--52 patients followed for 3 years. *Acta orthopaedica*. 2006;77(4):549-58.
213. van Oldenrijk J, Scholtes VAB, van Beers L, Geerdink CH, Niers B, Runne W, et al. Better early functional outcome after short stem total hip arthroplasty? A prospective blinded randomised controlled multicentre trial comparing the Collum Femoris Preserving stem with a Zweymuller straight cementless stem total hip replacement for the treatment of primary osteoarthritis of the hip. *BMJ open*. 2017;7(10):e014522.
214. Kim YH, Park JW, Kim JS. Ultrashort versus Conventional Anatomic Cementless Femoral Stems in the Same Patients Younger Than 55 Years. *Clin Orthop Relat Res*. 2016;474(9):2008-17.
215. Friede T, Röver C, Wandel S, Neuenschwander B. Meta-analysis of two studies in the presence of heterogeneity with applications in rare diseases. *Biometrical journal Biometrische Zeitschrift*. 2017;59(4):658-71.
216. National Institute for Health and Care Excellence. Total hip replacement and resurfacing arthroplasty for end-stage arthritis of the hip (review of technology appraisal guidance 2 and 44). NICE technology appraisal guidance 3042014 [cited 15 August 2014]. Available from: <https://www.nice.org.uk/Guidance/TA304>.

217. Ghera S, Pavan L. The DePuy Proxima hip: a short stem for total hip arthroplasty. Early experience and technical considerations. *Hip international : the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy*. 2009;19(3):215-20.
218. Teoh KH, Lee PY, Woodnutt DJ. Our early experience of the Corin Minihip prosthesis. *Hip international : the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy*. 2016;26(3):265-9.
219. Wittenberg RH, Steffen R, Windhagen H, Bücking P, Wilcke A. Five-year results of a cementless short-hip-stem prosthesis. *Orthopedic reviews*. 2013;5(1):e4.
220. Choi YW, Kim SG. The Short-term Clinical Outcome of Total Hip Arthroplasty Using Short Metaphyseal Loading Femoral Stem. *Hip & pelvis*. 2016;28(2):82-9.
221. Kim YH, Choi Y, Kim JS. Comparison of bone mineral density changes around short, metaphyseal-fitting, and conventional cementless anatomical femoral components. *J Arthroplasty*. 2011;26(6):931-40.e1.
222. Barrington JW, Emerson RH, Jr. The short and "shorter" of it: >1750 tapered titanium stems at 6- to 88-month follow-up. *J Arthroplasty*. 2013;28(8 Suppl):38-40.
223. Hutt J, Harb Z, Gill I, Kashif F, Miller J, Dodd M. Ten year results of the collum femoris preserving total hip replacement: a prospective cohort study of seventy five patients. *Int Orthop*. 2014;38(5):917-22.
224. Santori FS, Santori N. Mid-term results of a custom-made short proximal loading femoral component. *J Bone Joint Surg Br*. 2010;92(9):1231-7.
225. Ettinger M, Ettinger P, Lerch M, Radtke K, Budde S, Ezechieli M, et al. The NANOS short stem in total hip arthroplasty: a mid term follow-up. *Hip international : the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy*. 2011;21(5):583-6.
226. Kendoff DO, Citak M, Egidy CC, O'Loughlin PF, Gehrke T. Eleven-year results of the anatomic coated CFP stem in primary total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2013;28(6):1047-51.
227. Kim YH, Park JW, Kim JS, Kang JS. Long-term results and bone remodeling after THA with a short, metaphyseal-fitting anatomic cementless stem. *Clin Orthop Relat Res*. 2014;472(3):943-50.
228. Chow I, Patel RM, Stulberg SD. Short stem metaphyseal-engaging femoral implants: a case-controlled radiographic and clinical evaluation with eight year follow-up. *J Arthroplasty*. 2015;30(4):600-6.
229. Cinotti G, Della Rocca A, Sessa P, Ripani FR, Giannicola G. Thigh pain, subsidence and survival using a short cementless femoral stem with pure metaphyseal fixation at minimum 9-year follow-up. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 2013;99(1):30-6.

230. Malhotra R, Kumar V. Mid-term outcome of total hip arthroplasty using a short stem. *Journal of orthopaedic surgery (Hong Kong)*. 2016;24(3):323-7.
231. Schmidt R, Gollwitzer S, Nowak TE, Nowak M, Haberle L, Kress A, et al. [Periprosthetic femoral bone reaction after total hip arthroplasty with preservation of the collum femoris : CT-assisted osteodensitometry 1 and 3 years postoperatively]. *Der Orthopade*. 2011;40(7):591-8.
232. Gasbarra E, Celi M, Perrone FL, Iundusi R, Di Primio L, Guglielmi G, et al. Osseointegration of Fitmore stem in total hip arthroplasty. *Journal of clinical densitometry : the official journal of the International Society for Clinical Densitometry*. 2014;17(2):307-13.
233. Brodner W, Bitzan P, Lomoschitz F, Krepler P, Jankovsky R, Lehr S, et al. Changes in bone mineral density in the proximal femur after cementless total hip arthroplasty. A five-year longitudinal study. *J Bone Joint Surg Br*. 2004;86(1):20-6.
234. Brinkmann V, Radetzki F, Delank KS, Wohlrab D, Zeh A. A prospective randomized radiographic and dual-energy X-ray absorptiometric study of migration and bone remodeling after implantation of two modern short-stemmed femoral prostheses. *Journal of orthopaedics and traumatology : official journal of the Italian Society of Orthopaedics and Traumatology*. 2015;16(3):237-43.
235. Lerch M, von der Haar-Tran A, Windhagen H, Behrens BA, Wefstaedt P, Stukenborg-Colsman CM. Bone remodelling around the Metha short stem in total hip arthroplasty: a prospective dual-energy X-ray absorptiometry study. *Int Orthop*. 2012;36(3):533-8.
236. Zweymüller KA, Schwarzingler UM, Steindl MS. Radiolucent lines and osteolysis along tapered straight cementless titanium hip stems: a comparison of 6-year and 10-year follow-up results in 95 patients. *Acta orthopaedica*. 2006;77(6):871-6.
237. Aldinger PR, Thomsen M, Mau H, Ewerbeck V, Breusch SJ. Cementless Spotorno tapered titanium stems: excellent 10-15-year survival in 141 young patients. *Acta orthopaedica Scandinavica*. 2003;74(3):253-8.
238. Yan SG, Weber P, Steinbruck A, Hua X, Jansson V, Schmidutz F. Periprosthetic bone remodelling of short-stem total hip arthroplasty: a systematic review. *Int Orthop*. 2018;42(9):2077-86.
239. Ercan A. DEXA-Analysen bei Hüftprothesen. In: Jerosch J, editor. *Kurzschaffendoprothesen an der Hüfte*. Heidelberg: Springer-Verlag; 2016. p. 81-3.
240. Parchi PD, Cervi V, Piolanti N, Ciapini G, Andreani L, Castellini I, et al. Densitometric evaluation of periprosthetic bone remodeling. *Clinical cases in mineral and bone metabolism : the official journal of the Italian Society of Osteoporosis, Mineral Metabolism, and Skeletal Diseases*. 2014;11(3):226-31.
241. Perka C, Heller M, Wilke K, Taylor WR, Haas NP, Zippel H, et al. Surgical approach influences periprosthetic femoral bone density. *Clin Orthop Relat Res*. 2005(432):153-9.

242. Wamper KE, Sierevelt IN, Poolman RW, Bhandari M, Haverkamp D. The Harris hip score: Do ceiling effects limit its usefulness in orthopedics? *Acta orthopaedica*. 2010;81(6):703-7.
243. Nieuwenhuijse MJ, Nelissen RG. [The introduction of new medical devices]. *Nederlands tijdschrift voor geneeskunde*. 2015;159:A8652.
244. Nelissen RG, Pijls BG, Karrholm J, Malchau H, Nieuwenhuijse MJ, Valstar ER. RSA and registries: the quest for phased introduction of new implants. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 2011;93 Suppl 3:62-5.

9. Abkürzungsverzeichnis

| | |
|--------|---|
| BMD | Bone Mineral Density |
| BMI | Body Mass Index |
| CI | Confidence interval |
| CrCoMo | Chrom Cobalt Molybdän |
| CT | Computed tomography |
| DXA | Dual- Energy- X- ray- Absorptiometry |
| EBRA | Ein- Bild- Röntgen- Analyse |
| HA | Hydroxyapatit |
| HHS | Harris Hip Score |
| HTEP | Hüfttotalendoprothese |
| Lat | Lateral |
| LVDT | Linearer Variabler Differential Transformer |
| Med | Medial |
| MTPM | Maximale Gesamtpunktbewegung |
| NICE | National Institute for Health and Care Excellence |
| RCT | Randomisierte kontrollierte Studie |
| ROI | Messzonen (Region Of Interest) |
| RSA | Radiostereometrische Analyse |
| SD | Standardabweichung |
| VAS | Visuelle Analog Skala |
| WOMAC | Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index |

10. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen sehr herzlich bedanken, die zum Gelingen der vorliegenden Arbeit beigetragen haben.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. habil Wolfram Mittelmeier und Herrn Prof. Dr. med. habil. Dipl.-Ing. Rainer Bader für die Annahme meines Themenvorschlages und die Möglichkeit, die früheren Arbeiten zur Hüftendoprothetik monographisch darstellen zu können.

Mein Dank gilt auch Herrn Dipl.-Ing. Robert Souffrant und Herrn Priv.-Doz. Dr.-Ing. habil. Daniel Klüs. Sie haben während ihrer Tätigkeit am FORBIOMIT mit großem Engagement und Expertise die biomechanischen Untersuchungen unterstützt. Ihnen danke ich für die kompetente Beratung und die Hilfe bei der statistischen Auswertung der Daten.

Weiterer Dank gilt der Fa. Waldemar Link GmbH & Co. KG für das Stellen der Implantate.

Nicht zuletzt darf ich meinen besonderen Dank meiner Familie und hier insbesondere meiner lieben Frau aussprechen für den bedingungslosen Rückhalt und die Unterstützung.

Anhang

Harris Hip Score (deutsche Version) (181)

| Dimensionen der Hüftfunktion | Mögliche Punktzahl |
|------------------------------|--------------------|
| A Schmerzen | 44 Punkte |
| B Funktion | 47 Punkte |
| C Fehlstellung | 4 Punkte |
| D Beweglichkeit | 5 Punkte |

A Schmerz

| SCHMERZEN | Punkte |
|-----------------------------------|--------|
| Keine Schmerzen | 44 |
| Gelegentliche Schmerzen | 40 |
| Leichte Schmerzen | 30 |
| Mittlere Schmerzen | 20 |
| Starke Schmerzen | 10 |
| Körperbehinderung, Invalidität | 0 |

B Funktion

| Hinken | Punkte |
|-----------------|--------|
| Kein Hinken | 11 |
| Leichtes Hinken | 8 |
| Mässiges Hinken | 5 |
| Starkes Hinken | 0 |

| Gehhilfen | Punkte |
|----------------------------------|--------|
| Keine Gehhilfen | 11 |
| 1 Handstock für längere Strecken | 7 |
| 1 Handstock ständig | 5 |
| 1 Unterarmgehstütze (UAGS) | 3 |
| 2 UAGS oder kann gar nicht gehen | 0 |

| Gehdistanz | Punkte |
|-------------------------|---------------|
| Unbegrenzt | 11 |
| 4 – 5 Blocks (4 – 5 km) | 8 |
| 2- 3 Blocks (2 –3 km) | 5 |
| Nur im Hause | 2 |
| Nur Stuhl und Bett | 0 |

| Treppensteigen | Punkte |
|-----------------------------|---------------|
| Leicht möglich | 4 |
| Möglich mit Geländer | 2 |
| Mit Schwierigkeiten möglich | 1 |
| Treppensteigen unmöglich | 0 |

| Schuhe anziehen und Socken anziehen | Punkte |
|--|---------------|
| Leicht möglich | 4 |
| Schwierig | 2 |
| Anziehen unmöglich | 0 |

| Sitzen | Punkte |
|--|---------------|
| Sitzen auf allen Stühlen möglich für mindestens 1 Stunde | 5 |
| Sitzen auf hohem Stuhl für mindestens 30 Minuten möglich | 3 |
| Sitzen unmöglich | 0 |

| Nutzung von öffentlichen Verkehrsmitteln | Punkte |
|---|---------------|
| Benutzung möglich | 1 |
| Benutzung unmöglich | 0 |

| Kontrakturen | Punkte (max. 4 Punkte möglich) |
|--|---------------------------------------|
| Keine fixierte Abduktion $\geq 10^\circ$ | 1 |
| Keine fixierte Innenrotation $\geq 10^\circ$ | 1 |
| Keine fixierte Flexion $\geq 30^\circ$ | 1 |
| Beinlängendifferenz $< 3,2$ cm | 1 |

D Beweglichkeit

| Bewegungsumfang | |
|------------------------|---------------------------|
| Flexion | ($0^\circ - 130^\circ$) |
| Extension | ($0^\circ - 10^\circ$) |
| Abduktion | ($0^\circ - 40^\circ$) |
| Adduktion | ($0^\circ - 40^\circ$) |
| Aussenrotation | ($0^\circ - 40^\circ$) |
| Innenrotation | ($0^\circ - 40^\circ$) |

| Totaler Bewegungsumfang | Punkte |
|--------------------------------|----------------|
| $300^\circ - 210^\circ$ | 5 P (sehr gut) |
| $209^\circ - 160^\circ$ | 4 P (gut) |
| $159^\circ - 100^\circ$ | 3 P (mässig) |
| $99^\circ - 60^\circ$ | 2 P (schlecht) |
| $59^\circ - 30^\circ$ | 1 P |
| $29^\circ - 0^\circ$ | 0 P |

1. Wie stark ist die Steifigkeit gerade nach dem Erwachen am Morgen?
keine Schwierigkeiten extreme Schwierigkeiten
2. Wie stark ist Ihre Steifigkeit nach Sitzen, Liegen oder Ausruhen im späten Verlauf des Tages?
keine Schwierigkeiten extreme Schwierigkeiten

C Fragen zur Körperlichen Tätigkeit

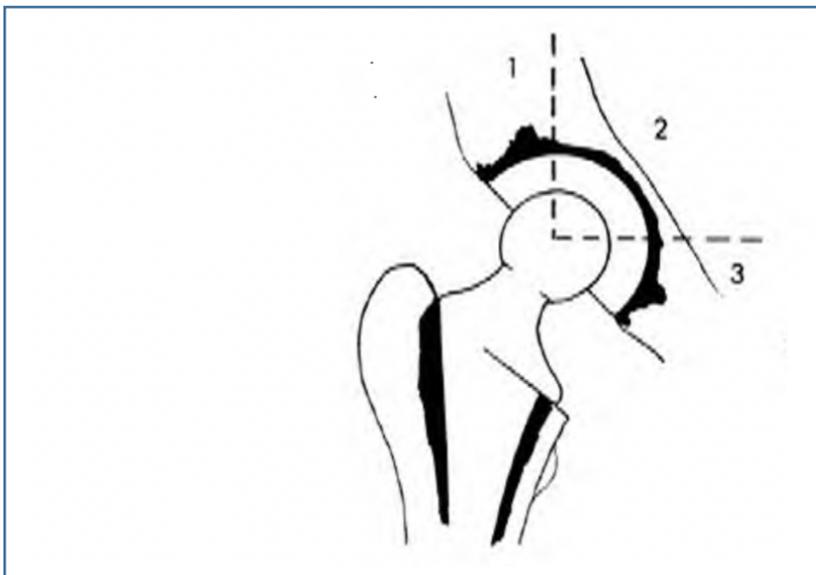
Die folgenden Fragen beziehen sich auf Ihre körperliche Tätigkeit. Damit ist Ihre Fähigkeit gemeint, sich im Alltag zu bewegen und sich um sich selbst zu kümmern. Bitte geben Sie für jede der folgenden Aktivitäten den Schwierigkeitsgrad an, den Sie in den letzten 2 Tagen wegen Beschwerden in Ihrem linken Knie gespürt haben (Bitte kreuzen Sie die zutreffenden Kästchen an).

Wie groß sind Ihre Schwierigkeiten beim:

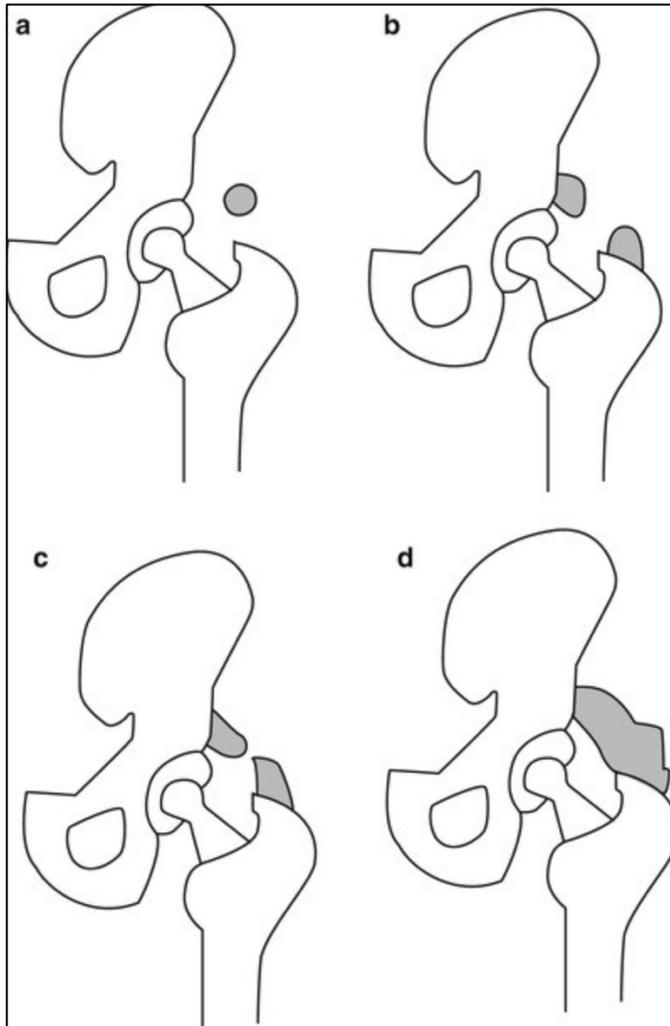
1. Treppen Hinuntersteigen
keine Schwierigkeiten extreme Schwierigkeiten
2. Treppen Hinaufsteigen
keine Schwierigkeiten extreme Schwierigkeiten
3. Aufstehen vom Sitzen
keine Schwierigkeiten extreme Schwierigkeiten
4. Stehen
keine Schwierigkeiten extreme Schwierigkeiten
5. Sich zu Boden bücken
keine Schwierigkeiten extreme Schwierigkeiten
6. Gehen auf ebenem Boden
keine Schwierigkeiten extreme Schwierigkeiten

Radiologischer Score nach DeLee und Charnley (184)

| Kategorien | Punkte |
|--|--------|
| Keine Aufhellungslinie | 10 |
| Inkomplette Aufhellungslinie seit OP aber $< 1\text{mm}$ | 8 |
| Progression einer Aufhellungslinie in allen Zonen, aber $= 1\text{mm}$ | 6 |
| Komplette Aufhellungslinie $= 1\text{mm}$ in allen Zonen | 4 |
| Komplette Aufhellungslinie $>1\text{mm}$ | 4 |
| Pfannenwanderung | 0 |



Ektope Ossifikationen nach Brooker (185)



- A Vereinzelt Knocheninseln in den periartikulären Weichteilen
- B Knochen/Exophyten vom Becken oder Femurkopf mit > 1cm Abstand
- C Knochen/ Exophyten vom Becken oder Femurkopf mit < 1cm Abstand
- D Knöchernen Spange/ Ankylose zwischen Femurkopf und Becken

Der Habilitationsschrift zugrunde liegende Originalarbeiten

Steens W, Souffrant R, Kluess D, Mittelmeier W, Bader R, Katzer A.

Primary stability of total hip stems: does surgical technique matter? Arch Orthop Trauma Surg. 2019 Apr;139(4):569-575

Steens W, Boettner F, Bader R, Skripitz R, Schneeberger A.

Bone mineral density after implantation of a femoral neck hip prosthesis--a prospective 5 year follow-up.

BMC Musculoskelet Disord. 2015 Aug 12;16:192

Steens W, Skripitz R, Schneeberger AG, Petzing I, Simon U, Götze C

Die zementfreie Schenkelhalsprothese CUT. Klinisch- radiologische Ergebnisse nach 5 Jahren.

Z Orthop Unfall 2010 Aug; 148(4): 413-419

Steens W, Schneeberger AG, Skripitz R, Fennema P, Götze C

Bone remodeling in proximal HA-coated versus uncoated cementless SL-Plus femoral components: a 5- year follow-up study.

Arch Orthop Trauma Surg. 2010 Jul;130(7):921-6

Götze C, **Steens W**, Vieth V, Poremba C, Claes L, Steinbeck J

Primary stability in cementless femoral stems: custom-made versus conventional femoral prosthesis.

Clin Biomech 2002 May;17(4):267-73.

Hiermit erkläre ich eidesstattlich, dass ich die Habilitationsschrift selbständig abgefasst und dabei keine fremden, nicht erwähnten Hilfen verwendet habe.

BERUFLICHER WERDEGANG

- Dienstanschrift:** Dr. med. Wolfram Steens
Orthopädisch-Neurochirurgisches Zentrum
Röntgenstrasse 10, 45661 Recklinghausen
Tel.: 02361 / 30238140
- derzeitige Tätigkeit:** Gesellschafter
Orthopädisch-Neurochirurgisches Zentrum (ONZ)
Recklinghausen
- Ausbildung:** 1990 – 1997 Medizinstudium in Münster
13.06.1997 ärztliche Prüfung
21.09.1998 Promotion zum Doktor der Medizin in der
Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie der
Westfälischen-Wilhelms-Universität Münster
Thema der Dissertationsschrift:
Tumoren der Lendenwirbelsäule - Diagnostik mittels CT
und MR (Prof. Dr. med. W.H.M. Castro)
- Beruflicher Werdegang:** 15.07.97 – 31.10.98 Arzt im Praktikum,
Chirurgische Kliniken des St. Johannes-Stift, Duisburg
Homberg (Dr. Rakebrand, Dr. Korthäuer)
01.07.98 – 31.10.2002 Assistenzarzt in der Klinik und
Poliklinik für Allgemeine Orthopädie (Direktor: Univ.-Prof.
Dr. W. Winkelmann), WWU Münster
11.11.2002 – 31.01.2006 Assistenzarzt
ENDO-Klinik, Hamburg (Prof. Dr. J. Löhr)
10.04.2004 Facharzt für Orthopädie

01.02.2006 – 31.01.2008 Assistenzarzt, Klinik für Allgemeine Orthopädie und Endoprothetik, St. Franziskus Hospital Münster (Dr. U. Simon)

18.02.2008 – 30.09.2009 Oberarzt Auguste-Viktoria-Klinik, Bad Oeynhausen, (Prof. Dr. C. Götze)

01.10.2009 – 30.09.2010 Ltd. Oberarzt Paracelsus-Klinik, Marl, (Dr. L.-C. Linke)

seit 01.10.2010 Gesellschafter im ONZ

seit 2010 freier wissenschaftlicher Mitarbeiter der Klinik und Poliklinik für Orthopädie der Universitätsmedizin Rostock (Prof. Dr. med. habil. Wolfram Mittelmeier)

02.02.2021 Einreichung der Habilitationsschrift beim Dekanat für Medizin der Universität Rostock

Zusatzqualifikationen: Chirotherapie

Sportmedizin

MRT- Basiskurs

Fachkunde für die Rö-Diagnostik des gesamten Skeletts

Sonographie der Säuglingshüfte, Prof. Graf, Stolzalpe (A)

Sonographie des Bewegungsapparates, Grundkurs

Wolkenstein (I)

Mitgliedschaften: DGOOC (Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie)

AE ComGen (Arbeitsgemeinschaft Endoprothetik)

QKG- Qualitätskreis Knorpel-Repair und Gelenkerhalt e.V.

AGA (Gesellschaft für Arthroskopie und Gelenkchirurgie)