

Altersabhängige Korrelationsanalysen der periprothetischen
Knochenreaktionen nach zementfreier Kurzschaftprothese

– Klinische, radiologische sowie osteodensitometrische
Zwei-Jahres-Untersuchungen von Patienten unter und über 60 Jahren –

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
des Fachbereichs Medizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Boller, Sarah
aus Gießen

Gießen 2024

Aus dem Fachbereich Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen

Klinik für Orthopädie und chirurgische Orthopädie Gießen

Gutachter: Prof. Dr. med. Bernd Ishaque

Gutachter: Prof. Dr. med. Dr. dent. Hans-Peter Howaldt

Tag der Disputation: 13.05.2025

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Fragestellung	4
3	Theoretische Grundlagen	5
3.1	Indikationen und Kontraindikationen für eine primäre Hüftgelenksendoprothese	5
3.2	Überblick zu Kurzschaftprothesen: Designrationale	6
3.3	Die Metha [®] -Kurzschaftprothese	10
3.4	Zugangsarten.....	11
3.5	Allgemeine Verankerungsprinzipien	12
3.6	Transformationsgesetz nach Wolff.....	13
3.6.1	Spannungsabschirmung (Stress Shielding).....	13
3.6.2	Primärstabilität	13
3.6.3	Sekundärstabilität.....	13
4	Material und Methoden	15
4.1	Kollektiv	15
4.2	Studiendesign.....	16
4.3	Auswahl der Zugangsart	16
4.4	Operationsmethode gemäß ALMI- Zugang.....	16
4.5	Untersuchungsmethoden.....	19
4.5.1	Klinische Untersuchung	19
4.5.2	Radiologische Untersuchungen	20
4.5.3	Osteodensitometrische Untersuchung.....	28
4.6	Statistische Methoden.....	32
5	Ergebnisse	34
5.1	Patientenkollektiv	34
5.2	Operation	35
5.3	Verwendete Implantate	35
5.4	Klinische Ergebnisse	38
5.5	Radiologische Ergebnisse.....	40

5.6	Osteodensitometrische Ergebnisse	47
5.7	Korrelationsanalysen	51
5.8	Zusammenfassung der Ergebnisse	54
6	Diskussion	56
6.1	Limitationen.....	66
6.2	Fazit	69
7	Zusammenfassung.....	70
8	Abstract.....	72
	Abbildungsverzeichnis	74
	Tabellenverzeichnis	76
	Diagrammverzeichnis	78
	Abkürzungsverzeichnis.....	79
	Literaturverzeichnis.....	80
	Publikationsverzeichnis	89
	Erklärung zur Dissertation	90
	Danksagung.....	91

1 Einleitung

Die Implantation einer Hüftgelenksendoprothese gilt als „Operation des Jahrhunderts“ [Learmonth et al. 2007]. Sie wird in Deutschland, bedingt durch die Alterung unserer Gesellschaft, Jahr für Jahr häufiger durchgeführt, gegenwärtig ca. 255.000-mal [Statistisches Bundesamt 2023]. Auch weltweit steigt die Anzahl dieses Eingriffs kontinuierlich [National Center for Health Statistics]. Die häufigste Indikation zum Gelenkersatz stellt die fortgeschrittene, konservativ nicht hinreichend therapierbare Koxarthrose dar [Swoboda 2001].

Als Arthrose bezeichnet man eine chronische, degenerative Gelenkerkrankung, vorwiegend sind Hüfte und Knie betroffen. Die Prävalenz der Koxarthrose steigt mit zunehmendem Alter an, ab einem Alter von 60 Jahren ist sie bei Frauen häufiger als bei Männern [Brooks 2002; Schneider et al. 2005]. Die primäre Therapie ist zunächst konservativ, diese bleibt jedoch stets symptomatisch [Lühmann et al. 2000]. Lässt sich durch sie kein ausreichender Behandlungserfolg erzielen, stellt die Implantation einer Hüftgelenksendoprothese eine kurative Therapie dar. Bei dieser Gelenkersatzoperation wird, mit dem Ziel, durch eine möglichst anatomische Rekonstruktion eine Reduktion von Schmerzen bis hin zur Schmerzfreiheit zu erreichen, das gesamte Gelenk (Femurschaft, Femurkopf und Pfannendach) ersetzt. Neben der Schmerzfreiheit erwarten ältere Patienten vor allem eine stabile Geh- und Stehfähigkeit. Die Erwartungen jüngerer Patienten gehen darüber hinaus: Sie wünschen sich eine größtmögliche Lebensqualität, insbesondere eine Mobilität, die es ihnen ermöglicht, wieder am sozialen Leben teilzunehmen. Die Erwartung an eine Prothese reicht also von Schmerzfreiheit bei hoher Stabilität bis hin zu einer maximalen Wiedererlangung körperlicher Aktivität, sportliche Betätigung inbegriffen [Mancuso et al. 2003]. Um diesen Erwartungen gerecht zu werden, wurde eine Vielzahl von Prothesen entwickelt. Sie unterscheiden sich nach ihrem Verankerungsprinzip in zementierte und zementfreie Prothesen sowie in Kurzschaft- und Standardprothesen. Zementierte Hüftprothesen werden ab einem biologischen Alter von 75 Jahren, bei Osteoporose oder bei tumorösen Erkrankungen empfohlen [Diehl et al. 2010; Harrasser et al. 2016]. Sie zeichnen sich durch ihre unmittelbare Stabilität und frühe Belastbarkeit aus. Nachteile der zementierten Verankerung sind die schwierige Entfernung bei Revisionseingriffen und die hohen Temperaturen während der Aushärtung des Knochenzements bei der Implantation, was zu Gewebsnekrosen führen kann.

Zementfreie Kurzschaftprothesen wurden ursprünglich für jüngere Patienten entwickelt. Sie sind kürzer als Standardschäfte und werden rein metaphysär oder meta- und kurzdiaphysär verankert. Ihre Vorteile sind eine physiologische Lastenteilung, die Vermeidung eines „Stress Shieldings“ [Bieger et al. 2012] sowie eine Schonung von Knochenstruktur und -masse [Jahnke et al. 2014]. Ihr Design ermöglicht einen weichteilschonenden, minimalinvasiven Zugang für die Implantation; hieraus resultieren ein geringerer Blutverlust, geringere Schädigung von Muskeln und Weichteilgewebe und eine Verkürzung der Operationszeit. Die postoperative Mobilisation und Rehabilitation gelingt schneller [Wohlrab et al. 2004]. Ferner lassen sich mögliche intraoperative Komplikationen, bedingt durch die Aushärtung des Knochenzements, vermeiden. Mögliche Revisionsoperationen sind bei zementfreien Prothesen einfacher durchführbar [Diehl et al. 2010]. Nachteilig wirken sich fehlende Verankerungsmöglichkeiten bei Knochendefekten im Revisionsfall sowie eine im Vergleich zu einer zementierten Prothese geringere Primärstabilität aus [Diehl et al. 2010].

Zahlreiche Studien zur Implantation von Kurzschaftprothesen zeigen exzellente Ergebnisse für jüngere Patienten [Thorey et al. 2013; Kim et al. 2016; Malahias et al. 2021; Suksathien et al. 2022]. Daher ist dieses Verfahren der „Goldstandard“ für dieses Kollektiv geworden [Nowak et al. 2011]. Es drängt sich somit die Frage auf, ob es auch in der Endoprothetik älterer Menschen Anwendung finden sollte. Allerdings spricht die bei älteren Patienten tendenziell abnehmende Knochenqualität gegen eine Kurzschaftimplantation [Jones et al. 1994; Warming et al. 2002]. Ein Zusammenhang zwischen den Faktoren Alter und Knochendichteveränderungen in definierten Arealen des *Femurs*, den sogenannten Gruen-Zonen, wurde mittels Knochendichtemessungen nachgewiesen [Brodner et al. 2004; Jahnke et al. 2014], ebenso kann eine mangelnde Knochenqualität zu aseptischen Lockerungen mit der Notwendigkeit früher Revisionseingriffe führen [Schnurr et al. 2018]. Ferner könnten eine unzureichende Integration bei reduziertem Knochenstoffwechsel, eine punktuelle Druckbelastung durch eine sogenannte „*press-fit*“ (engl. Presspassung)-Verankerung, ebenso intraoperative periprothetische Frakturen auftreten. Jedoch gibt es bisher nur wenige Studien, die sich mit den klinischen Resultaten nach Implantation einer Kurzschaftprothese bei älteren Patienten beschäftigen. Eine Evidenz, welche den Einsatz von Kurzschaftprothesen bei Älteren als nicht gerechtfertigt erscheinen lässt, gibt es nicht. Die wenigen vorliegenden Daten sprechen nicht dafür. Wang et al. verglichen die Ergebnisse jüngerer und älterer Patien-

ten zwölf Monate nach Kurzschaftimplantation. Sie konnten eine ausreichende Prothesenstabilität in beiden Gruppen nachweisen [Wang et al. 2022].

Aufgrund dieser unzureichenden Studienlage ist es notwendig, die Auswirkungen einer Hüftgelenksimplantation mit Kurzschaften bei älteren Menschen zu untersuchen, denn es stellt sich konkret die Frage: Ist die Verwendung von Kurzschaftprothesen in der Behandlung der fortgeschrittenen Hüftgelenksarthrose auch bei Älteren gerechtfertigt? Es gilt also, die Ergebnisse nach der Implantation einer Kurzschaftendoprothese bei älteren Patienten zu überprüfen und mit den exzellenten Resultaten bei jüngeren Patienten zu vergleichen.

2 Fragestellung

Die vorliegende Studie hat das Ziel, den Einfluss des Patientenalters auf die klinischen und radiologischen Ergebnisse nach zementfreiem Hüftgelenkersatz mit dem Kurzschaff zu untersuchen. Hierfür erfolgt ein Vergleich zwischen jüngeren ($K \leq 59$ Jahre) und älteren ($K \geq 60$ Jahre) Patienten nach Kurzschaffimplantation. Folgende Fragestellungen sollen mit dieser Studie beantwortet werden:

1. Gibt es Unterschiede zwischen den Patientengruppen in den klinischen Resultaten, gemessen an den Ergebnissen des Harris Hip Scores (HHS)?
2. Weist die ältere Kohorte im Vergleich zum jüngeren Kollektiv unterschiedliche Ergebnisse in den radiologischen Untersuchungen auf?
3. Gibt es in beiden Kollektiven signifikante Änderungen der Knochendichte in den Gruen-Zonen 1–7 nach 24 Monaten?
4. Finden sich Korrelationen zwischen den Variablen Alter und HHS in der Korrelationsanalyse?
5. Zeigt die Korrelationsanalyse einen Zusammenhang von Alter und Knochendichteveränderungen?

3 Theoretische Grundlagen

3.1 Indikationen und Kontraindikationen für eine primäre Hüftgelenksendoprothese

Die Indikationen für einen Hüftgelenkersatz sind vielfältig. Die häufigste Indikation stellt die altersbedingte Degeneration in Form einer Koxarthrose (primäre Koxarthrose) dar (Abb. 1).



Abbildung 1: Koxarthrose beidseits (Bildquelle selbst)

Ungefähr ein Viertel der primären Hüftgelenksendoprothesen werden aufgrund von sekundären Koxarthrosen implantiert [Aggarwal et al. 2019]. Unter dem Begriff „sekundäre“ Koxarthrose werden Arthroseformen zusammengefasst, welche auf eine spezifische Ätiologie zurückgeführt werden können. Avaskuläre Knochennekrosen, rheumatoide Erkrankungen, Hüftkopfdysplasie, Adipositas, Morbus Perthes und Epiphyseolysis capitis femoris (ECF) sind hier beispielhaft zu nennen [Jerosch 2016]. Die häufigste Grunderkrankung der sekundären Koxarthrosen, die zu einer Kurzschafimplantation

führt, ist die Dysplasiekoxarthrose [Aggarwal et al. 2019]. Sie betrifft bevorzugt Patienten im mittleren Lebensalter, die auch bereits voroperiert sein können (Abb. 2).



Abbildung 2: Sekundäre Koxarthrose bei Dysplasie (Bildquelle selbst)

Nach der Koxarthrose stellen Schenkelhalsfrakturen bei betagten Menschen die häufigste Indikation zum Gelenkersatz dar. Verwendung finden Standardprothesen mit und ohne Zementfixierung. Seltener kommt die Endoprothetik bei malignen Erkrankungen des Hüftgelenks und proximalen *Femurs* zur Anwendung, dabei werden primäre Knochentumoren und Metastasen mit speziellen Tumorprothesen versorgt [Diehl et al. 2010]. Schmerzen, eingeschränkte Funktion und gescheiterte konservative Therapieversuche, einhergehend mit entsprechenden radiologischen Veränderungen, sind wesentlich für die Indikation zum Hüftgelenkersatz [Sköldenberg et al. 2006; Gademan et al. 2016; Diehl et al. 2010]. Als mögliche Kontraindikationen für eine Versorgung mit einer Kurzschaftprothese gelten eine erhöhte Antetorsion des Schenkelhalses, die manifeste Osteoporose sowie andere Einschränkungen der Knochenqualität [Jerosch 2016].

3.2 Überblick zu Kurzschaftprothesen: Designrationale

Gegenwärtig sind verschiedene Modelle von Kurzschaftprothesen auf dem Markt. Zu diesen gehören das C.F.P.[®] II Hüftprothesensystem (Waldemar Link GmbH & Co. KG, Hamburg), die Nanos[®]-Prothese (Smith & Nephew, London, UK), die MiniHip[™]-

Prothese (Corin-Group PLC, Cirencester, UK), die AIDA[®]-Prothese (Implantcast, Buxtehude) und die Metha[®]-Prothese (B. Braun, Aesculap AG, Tuttlingen). Die verfügbaren Varianten sind alle der Kategorie Schenkelhals-teilerhaltende Prothesen zuzuordnen. Die Resektion des *Collum femoris* erfolgt dabei oberhalb der *Fossa piriformis*. Die vorhandenen Modelle wurden in einer Vielzahl von Studien untersucht.

Das C.F.P.[®] II Hüftprothesensystem (Waldemar Link GmbH & Co. KG, Hamburg) stellt besonders für junge Patienten eine geeignete Option für einen totalen Hüftgelenkersatz dar, da es in diesem Kollektiv gute Ergebnisse und hohe Zufriedenheit erzielt hat [Hutt et al. 2014]. Der Schaft besteht aus Titan und ist mit zwei verschiedenen Beschichtungen erhältlich (Hydroxylapatit- oder mikroporöse Beschichtung). Insgesamt kann aus sechs verschiedenen Schäften, die in Länge und Breite variieren, ausgewählt werden [Jerosch 2016]. Die Prothese zeichnet sich durch ihre anatomische Form entlang des Schenkelhalses aus (Abb. 3).



Abbildung 3: C.F.P.[®] II Hüftprothesensystem (mit freundlicher Genehmigung der Waldemar Link GmbH & Co. KG)

Sie wird metaphysär und diaphysär verankert. Die Rotationsstabilität wird durch eine integrierte Antetorsion des Schafts von 14° erreicht, weiterhin ist sie in zwei Krümmungsvarianten erhältlich. Sie ist bei primären und sekundären Koxarthrosen, rheumatoider Arthritis und avaskulärer Nekrose indiziert. Relative Kontraindikationen für die Verwendung dieses Implantats sind fortgeschrittene Osteoporose, valgische Schenkelhalse sowie femorale Osteotomien [Jerosch 2016].

Auch die Nanos[®]-Kurzschafthprothese (Smith & Nephew, London, UK) zeigt eine gute Osseointegration und Primärstabilität bei eher jungen Patienten [Amenabar et al. 2015; Budde et al. 2016] sowie eine Verbesserung der Lebensqualität nach Implantation [Fischer et al. 2021]. Sie ist seit 2004 erhältlich und besitzt eine Titan-Plasma-Beschichtung mit Calciumphosphat, der Schaft besteht aus einer Titanschmiedelegerung. Die Calciumphosphatbeschichtung begünstigt eine schnelle Osteointegration im Bereich des proximalen *Femurs*. Die Prothese ist in zehn verschiedenen Größen erhältlich. Durch das dreifach konische Design soll eine mehrdimensionale Verklemmung ermöglicht und durch den großen Oberflächenkontakt eine hohe Primärstabilität erzielt werden (Abb. 4).



Abbildung 4: Nanos[®]-Kurzschafthprothese (eigene Fotografie)

Indikationen für eine Versorgung mit der Nanos[®]-Kurzschafthprothese sind primäre und sekundäre Koxarthrosen, posttraumatische und avaskuläre Femurkopfnekrosen sowie Dysplasiekoxarthrose [Jerosch 2016]. Kontraindiziert ist diese Prothese bei fortgeschrittener Osteoporose, Infektionen oder Tumoren in der Metaphyse [Jerosch 2016].

Eine weitere Alternative für sowohl ältere Patienten als auch jüngere Patienten ist die MiniHip[™]-Prothese (Corin-Group PLC, Cirencester, UK) [Engelhardt et al. 2018]. Die MiniHip[™]-Prothese weist eine hohe Langzeitstabilität und niedrige Komplikationsraten auf [Engelhardt et al. 2018]. Sie ist seit 2007 auf dem Markt und besitzt eine Bi-Coat-Beschichtung aus Hydroxylapatit und Titan. Das schlanke Design soll zu einer Verrin-

gerung des Impingementrisikos beitragen [Jerosch 2011]. Sie zeichnet sich durch eine schmale Schenkelhalskomponente sowie Finnen für eine gute Rotationsstabilität aus (Abb. 5).



Abbildung 5: MiniHip™-Prothese (mit freundlicher Genehmigung der Firma Corin)

Die MiniHip™-Prothese ist in neun verschiedenen Größen erhältlich. Sie ist indiziert bei Dysplasiekoxarthrose, Koxarthrosen und Schenkelhalsfrakturen [Jerosch 2016].

Die AIDA®-Kurzschafthprothese der Firma Implantcast (Buxtehude) stellt eine weitere Option im Bereich der Kurzschafthprothesen dar. Sie kommt bei primärer und sekundärer Koxarthrose zum Einsatz, Voraussetzung sind eine gute Knochenqualität, aktive Patienten sowie ein BMI < 35. Inaktive Patienten, BMI > 35, Tumore in der Patientenanamnese, reduzierte Knochenqualität sowie Nekrosen, die über den Hüftkopfbereich hinausgehen, sind mögliche Kontraindikationen für die Implantation dieser Prothese [Jerosch 2016]. Sie zeichnet sich durch eine gute Knochenintegration im Bereich des metaphysären Prothesenschafts aus [Mumme et al. 2014]. Auf dem Markt ist die Prothese in neun verschiedenen Größen und zwei verschiedenen CCD-Winkeln (Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel) erhältlich. Der Schaft besitzt eine doppelkonische Form und einen trapezförmigen Querschnitt, der die Primärstabilität realisieren soll [Jerosch 2016]. Die AIDA®-Kurzschafthprothese wird im Bereich des Schenkelhalses proximal metaphysär verankert und besteht aus Titan (Ti-AL6-V4-Schmiedelegerung). Im Bereich der oberen zwei Drittel der Prothese befindet sich eine Titan-Hydroxylapatit-Beschichtung. Das distale Drittel der Prothese ist poliert und soll eine Abstützung an der lateralen Kortikalis ermöglichen (Abb. 6).



Abbildung 6: AIDA®-Kurzschafthprothese (mit freundlicher Genehmigung der Firma Implantcast)

Die Metha®-Kurzschafthprothese wird im folgenden Kapitel gesondert beschrieben, da sie in der vorliegenden Studie differenziert untersucht wurde.

3.3 Die Metha®-Kurzschafthprothese

Die zementfreie Metha®-Kurzschafthprothese ist seit 2004 auf dem Markt erhältlich. Indikationen für die Implantation einer Metha®-Kurzschafthprothese sind Koxarthrose, avaskuläre Hüftkopfnekrose, Hüft dysplasie und rheumatoide Arthritis. Jedoch sollte eine Implantation aufgrund von avaskulärer Hüftkopfnekrose, rheumatoider Arthritis und Hüft dysplasie erst nach erfolgreicher Lernkurve des Operateurs erfolgen [Ishaque 2022]. Kontraindiziert ist die Prothese bei Coxa vara oder schlechter Knochenqualität [Jerosch 2016]. Sie besteht aus einer mikroporösen Titanaluminiumlegierung (Ti6Al4V) mit zusätzlicher Calciumphosphat (μ -CAP-Plasmapore®)-Beschichtung. Eine Calciumphosphatbeschichtung im Bereich der Schaftmitte unterstützt die Sekundärstabilität im periprothetischen Knochen [Chen et al. 2011]. Der bikonische keilförmige Prothesenschaft realisiert in drei Ebenen eine metaphysäre Verankerung [Jahnke et al. 2014]. Im Bereich der dorsolateralen Kortikalis kommt die Schaftspitze zu liegen. Außerdem nutzt die Kurzschafthprothese den *Calcar* und den Schenkelhalsstumpf als weitere Abstützpunkte. Eine proximale Krafeinleitung sowie eine gute Primärstabilität werden durch die metaphysäre Verankerung erreicht [Jerosch 2016]. Eine knochen-

rende Implantation und Weichteilschonung werden durch das Prothesendesign realisiert. Das Implantat ist in acht verschiedenen Größen und mit drei verschiedenen CCD-Winkeln (120°, 130°, 135°) erhältlich (Abb. 7).



Abbildung 7: Metha®-Kurzschaftprothese (eigene Fotografie)

3.4 Zugangsarten

Für die Implantation einer Kurzschaftprothese sind zahlreiche operative Zugänge beschrieben. Die Wahl des operativen Zugangs ist dabei abhängig von den anatomischen Gegebenheiten des Patienten sowie der Erfahrung des Operateurs. Der Zugang zum Operationsgebiet kann unter anderem durch eine anteriore, anterolaterale, laterale oder posteriore Schnittführung erfolgen. Der Zugang nach Bauer zählt zu den lateralen Zugängen im Bereich der Hüftendoprothetik [Bauer et al. 1979]. Er zeichnet sich durch eine Hautinzision über dem *Trochanter major* mit einer Länge von 8–14 cm aus. Danach erfolgt die Spaltung des *M. vastus lateralis*, sowie des *M. gluteus medius* und *M. gluteus minimus*. Der Zugang nach Bauer kann sowohl in Rücken- als auch in Seitenlage durchgeführt werden [Claes et al. 2012]. Ein Vorteil dieser Methode ist die gute Übersicht über das Operationsgebiet [Bauer et al. 1979]. Minimalinvasive Zugänge stellen eine weitere Option dar, wie beispielsweise der häufig verwendete minimalinvasive anterolaterale Zugang (ALMI-Zugang) nach Frndak [Frndak et al. 1993]. Dieser beginnt mit einer Hautinzision oberhalb der *Spina iliaca anterior superior* und wird nach kaudal in Richtung des *Trochanter major* fortgeführt. Vorzüge dieser Zugänge liegen in der Schonung des Weichteilgewebes und einem geringeren intraoperativen Blutverlust. Außerdem sind

eine schnellere Rehabilitation und Mobilisation aufgrund der Schonung des *Trochanter major* als Muskelansatzpunkt zu erwarten. Das operative Sichtfeld ist bei minimal-invasiven Zugängen eingeschränkt, weswegen sie nur bei Patienten mit regelrechter Anatomie und von Operateuren mit entsprechender Erfahrung verwendet werden sollten.

3.5 Allgemeine Verankerungsprinzipien

Kurzschaffprothesen werden metaphysär und/oder proximal diaphysär verankert. Durch die zementfreie Verankerung hat das Implantat direkten Kontakt zum umliegenden Knochen [Gradinger and Gollwitzer 2006], sie werden mittels „press fit“-Verankerung implantiert. Die Prothese osseointegriert, das heißt, der Knochen am Interface wächst fest an das Implantat an und bildet mit diesem eine funktionelle Einheit (Kontaktosteo-genese) [Diehl et al. 2010]. So werden größere Relativbewegungen vermieden und die Entstehung von Bindegewebe, welches die Stabilität beeinträchtigt, wird verhindert. Für den Prozess der Osseointegration ist das Prothesendesign maßgeblich verantwortlich [Jahnke et al. 2015]. Eine gute Primärstabilität sowie eine Relativbewegung $\leq 150 \mu\text{m}$ sind Grundvoraussetzungen für eine ossäre Integration [Gradinger and Gollwitzer 2006]. Beim Einbringen mittels Druckvorspannung ist das Implantat 1–3 mm größer als die intraoperativ gemessenen Dimensionen zu wählen [Diehl et al. 2010]. Die Druckvorspannung soll so lange aufrechterhalten werden, bis eine Sekundärstabilisierung [Effenberger et al. 2005], die durch verschiedene Oberflächenmaterialien begünstigt wird, erreicht ist. Das Design einer Prothese bestimmt die Krafteinleitung und die Kraftübertragung auf den periprothetischen Knochen. Im Gegensatz zu den Standardschäften, bei denen die diaphysäre Krafteinleitung aufgrund des Transformationsgesetzes nach Wolff [Wolff 1892] zur Atrophie des Knochens in den nicht belasteten Regionen führen kann, ferner Saumbildungen in den proximalen Regionen durch Schwingungen der Prothese auftreten können [Diehl et al. 2010], wirkt bei Kurzschaffprothesen die metaphysäre und proximale diaphysäre Krafteinleitung dem Verlust von Knochensubstanz in den proximalen Zonen des *Femurs* entgegen [Hube et al. 2004]. Bei der metaphysären Verankerung wird das Implantat in der Spongiosa des proximalen *Femurs* verankert [Effenberger et al. 2005]. Durch die Auflage am *Calcar* und die laterale Abstützung wird eine Vierpunktverankerung erreicht [Effenberger et al. 2005]. Die metaphysäre Verankerung sowie die physiologische Krafteinleitung führen zu langen Standzeiten, da Spannungsabschirmung vermieden wird. Die insgesamt sehr komplexen Zusammen-

hänge erklären die verschiedenen Designs von Kurzschaftprothesen auf dem Markt. Auch wenn Kurzschaftprothesen Standardschäften in Bezug auf unerwünschte Phänomene wie Knochenatrophie, Schmerzen, Instabilität, Lockerung oder Materialversagen deutlich überlegen sind, sind solche nicht gänzlich ausgeschlossen.

3.6 Transformationsgesetz nach Wolff

Das Transformationsgesetz nach Wolff ist die Grundlage zur Beurteilung periprothetischer Veränderungen. Eine Belastung des Knochens sorgt für Zunahme der Knochenfestigkeit, während eine Entlastung zum Abbau von Knochenstrukturen führt [Wolff 1892]. Dieses Prinzip ist relevant, um die Pathophysiologie des Calcar Roundings zu verstehen. Beim Calcar Rounding kommt es im Bereich des *Calcar femoris* durch unzureichende bzw. verstärkte Kraftübertragung einer Prothese zur Atrophie bzw. Hypertrophie des umliegenden Knochens.

3.6.1 Spannungsabschirmung (Stress Shielding)

Unter Spannungsabschirmung (engl. stress shielding) versteht man eine Verringerung der Knochendichte aufgrund von Fremdmaterialimplantation. Die fehlende Belastung des Knochens ist ausschlaggebend für eine verringerte Knochendichte. Beschrieben werden diese Umbauprozesse durch das Transformationsgesetz nach Wolff. Aufgrund einer unphysiologischen Krafteinleitung bei starker distaler Belastung kann es in den proximalen Zonen des *Femurs* zu Atrophien kommen [Effenberger et al. 2005].

3.6.2 Primärstabilität

Die Metha[®]-Kurzschaftprothese wird im Schenkelhals und im proximalen *Femur* durch Druckvorspannung und Verklemmung mit dem periprothetischen Knochen verankert. Die aufgeraute Oberfläche im Schaftbereich begünstigt eine bessere Kontaktosteogenese und somit eine schnellere Sekundärstabilität. Auf diese Weise werden axiale Primärstabilität und primäre Rotationsstabilität gesichert [Jerosch 2016].

3.6.3 Sekundärstabilität

Unter Sekundärstabilität versteht man die dauerhafte Verankerung durch das Einwachsen des Implantats im umliegenden Knochen. Die Osseointegration kann durch eine

raue Prothesenoberfläche sowie spezielle knochenwachstumsfördernde Beschichtungen gefördert werden. Eine optimale Lastübertragung auf den periprothetischen Knochen erhöht ebenfalls die Chancen für eine gute Osseointegration [Gradinger and Gollwitzer 2006]. Nach Implantation nimmt die Primärstabilität kontinuierlich ab, die Sekundärstabilität steigt zunehmend an (Abb. 8).

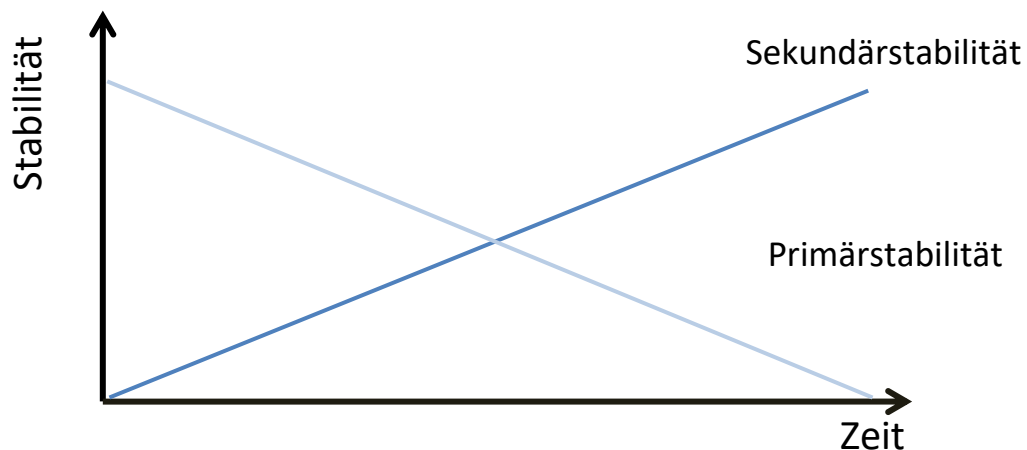


Abbildung 8: Beziehung zwischen Primär- und Sekundärstabilität

Nach ca. zwölf Monaten ist eine ausreichende Sekundärstabilität erreicht [Wolf et al. 2010], und die Prothese sollte fest im Knochen verankert sein. Einen kritischen Zeitpunkt für eine Lockerung stellt der fließende Übergang von der Primär- zur Sekundärstabilität dar. Dieser Zeitpunkt wird nach der Versorgung mit einer Kurzschaftprothese meistens nach sechs Monaten erreicht. Da es sich um einen dynamischen Prozess handelt, kann der genaue Zeitpunkt für jeden Patienten variieren.

4 Material und Methoden

4.1 Kollektiv

Im Zeitraum von März 2010 bis Juni 2014 wurden am Universitätsklinikum Gießen und Marburg, Standort Gießen (UKGM), 250 Patienten mit einer Metha[®]-Kurzschaffprothese versorgt. Patienten wurden in die Studie eingeschlossen, wenn sie die 3-Monats-, 6-Monats-, 12-Monats- und 24-Monats-Kontrollen erfolgreich abgeschlossen hatten. Obligatorisch war eine schriftliche Einwilligung der Patienten für jede Kontrolluntersuchung. Außerdem musste innerhalb der ersten postoperativen Woche eine Knochendichtemessung mittels DEXA erfolgen. Eine Versorgung mit der Metha[®]-Kurzschaffprothese war obligatorisch. Ausgeschlossen wurden Patienten, die eine oder mehrere Kontrollen ausließen, keine Einwilligung für die Studie erteilten bzw. diese revidierten oder verstarben. 183 Patienten verpassten mindestens einen Kontrolltermin. Es wurde keine Einwilligung revidiert und kein Patient verstarb im oben genannten Zeitraum. Durch die Anwendung von Ein- und Ausschlusskriterien ergab sich ein Kollektiv von 67 Patienten (Diagr. 1).

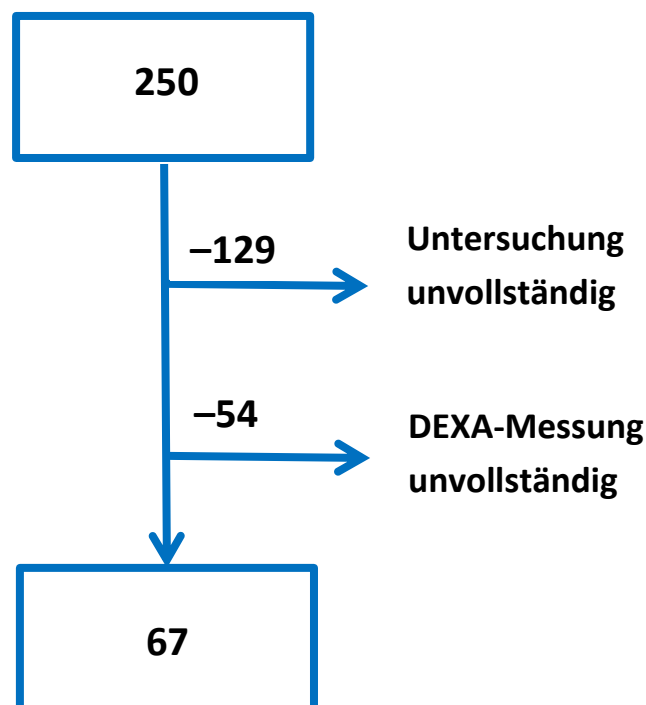


Diagramm 1: Prozessdiagramm Auswahl Patientenkollektiv

4.2 Studiendesign

Die prospektive Studie (Ethikvotum 152/09 FB Medizin) beschäftigte sich mit der altersabhängigen Integration und den klinischen Resultaten der Metha[®]-Kurzschaffprothese. Die Patienten wurden sowohl prä- als auch direkt postoperativ sowie nach 3, 6, 12 und 24 Monaten klinisch und radiologisch untersucht. Zur klinischen Evaluation wurde der HHS zu jedem Untersuchungszeitpunkt erhoben und es wurden Nativröntgenaufnahmen angefertigt. Ferner erfolgte eine Knochendichtebestimmung mittels DEXA postoperativ sowie in den Kontrollen nach 6, 12 und 24 Monaten (Tab. 1).

Tabelle 1: Tabellarische Darstellung des Studiendesigns

PräOP	PostOP	3 Monate	6 Monate	12 Monate	24 Monate
HHS	HHS	HHS	HHS	HHS	HHS
Röntgen	Röntgen	Röntgen	Röntgen	Röntgen	Röntgen
	DEXA		DEXA	DEXA	DEXA

4.3 Auswahl der Zugangsart

In dieser Studie wurden überwiegend der minimalinvasive anterolaterale Zugang nach Frndak (ALMI) [Frndak et al. 1993] sowie der Zugang nach Bauer [Bauer et al. 1979] verwendet. Dieser kam bei schwierigen anatomischen Gegebenheiten, Adipositas oder bestehenden Voroperationen zum Einsatz.

4.4 Operationsmethode gemäß ALMI- Zugang

Zu Beginn der Operation erfolgte die Lagerung des Patienten in Rückenlage, wobei die Achse des Beckens in einem rechten Winkel zur langen Achse des Operationstisches zu liegen kam. Danach wurde das Operationsgebiet steril abgewaschen und abgedeckt. Nach erfolgreichem Team-Time-Out wurde eine Hautinzision 2 bis 3 cm distal des *Trochanter major* leicht schräg in Richtung der *Spina iliaca anterior superior* mit einer Gesamtlänge von 6 bis 10 cm durchgeführt, welche im proximalen Drittel mit dem Watson-Jones-Zugang übereinstimmt [Basad et al. 2009]. Anschließend wurde die

Fascia lata dargestellt und längsseitig eröffnet. Zwischen dem *M. tensor fasciae latae* und dem *M. gluteus medius* erfolgte eine stumpfe Präparation in die Tiefe (Abb. 9).

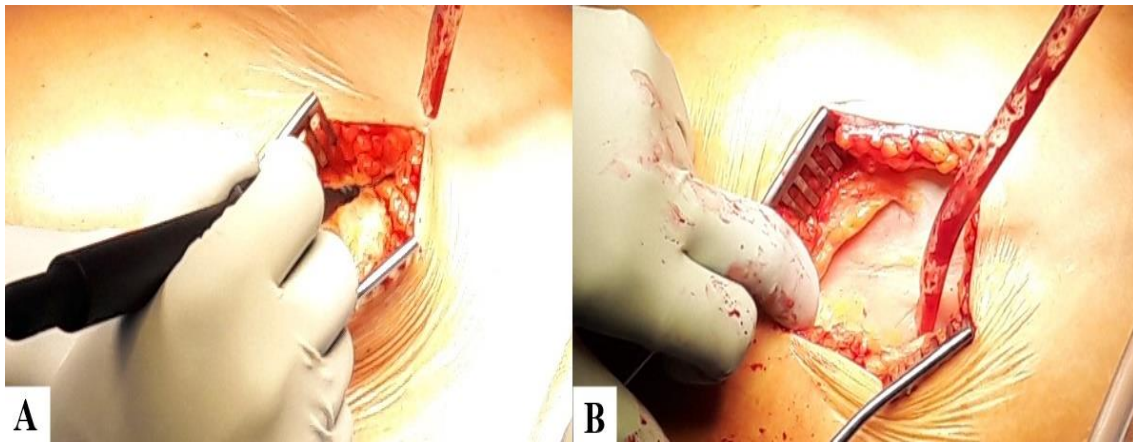


Abbildung 9: Hautschnitt (A), Freilegung der Faszie (B) (Bildquelle UKGM Gießen, Klinik für Orthopädie)

Die Gelenkkapsel wurde daraufhin dargestellt und durch eine längsseitige Inzision eröffnet. Es erfolgten eine Schenkelhalsosteotomie und die Extraktion des Hüftkopfes nach Darstellung des Schenkelhalses (Abb. 10).

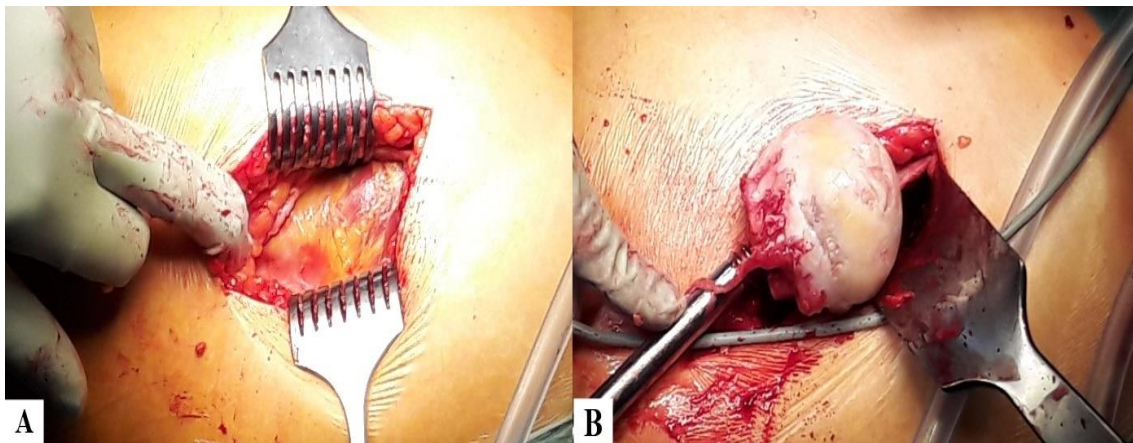


Abbildung 10: Darstellung der Weichteile (A), Extraktion des Hüftkopfes (B) (Bildquelle UKGM Gießen, Klinik für Orthopädie)

Das *Acetabulum* wurde dargestellt und ausgefräst. Nach der erfolgreichen Implantation der Probenpfanne wurde das Originalimplantat mittels „*press-fit*“-Verankerung sowie das passende Inlay eingesetzt. Durch Einnehmen der Luxationsstellung des Beines in Adduktion, Außenrotation und Extension wurde das proximale *Femur* in das Operationfeld gebracht. Es folgte die Präparation des Femurschafts. Der Markraum wurde mit

einer Ahle eröffnet und durch verschiedene, in der Größe zunehmende Formraspeln erweitert. Dieser Vorgang wurde wiederholt, bis eine rotationsstabile Lage der Formraspel im Schenkelhals erreicht war (Abb. 11).

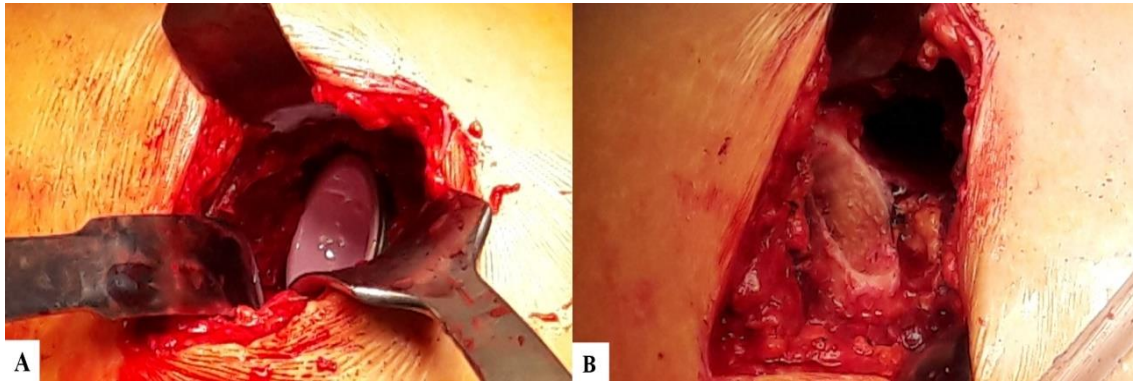


Abbildung 11: Implantation der Pfanne und des Inlays (A), exponiertes proximales Femur mit Platzhalter Osteotomiefläche (B) (Bildquelle UKGM Gießen, Klinik für Orthopädie)

Nachfolgend wurde der Probekopf aufgesetzt, das Gelenk reponiert und ein intraoperatives Röntgenbild in zwei Ebenen zur exakten Lagekontrolle angefertigt. Danach wurde der Originalschaft eingesetzt. Nach Wundverschluss und Einbringen einer Drainage wurden abschließend Röntgenbilder in zwei Ebenen angefertigt, um die korrekte Position des Implantats zu dokumentieren (Abb. 12).

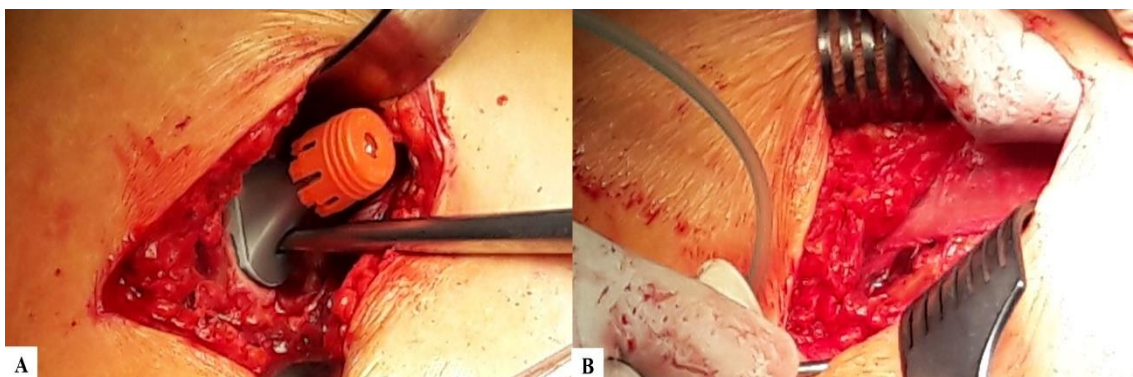


Abbildung 12: Implantation der Originalprothese (A), Einlage der Drainage (B) (Bildquelle UKGM Gießen, Klinik für Orthopädie)

4.5 Untersuchungsmethoden

4.5.1 Klinische Untersuchung

Die klinische Untersuchung erfolgte präoperativ, postoperativ sowie nach 3, 6, 12 und 24 Monaten. Hierbei wurden die Parameter Schmerz und Alltagsaktivität an definierten Beispielen (z. B. Treppensteigen, Anziehen oder Benutzen öffentlicher Verkehrsmittel) abgefragt. Außerdem wurden das Gangbild, Kontrakturen und Fehlstellungen sowie das Bewegungsausmaß nach der Neutral-Null-Methode durch ein Untersuchungsteam erfasst. Die Neutral-Null-Methode ist ein orthopädischer Index, der das Bewegungsausmaß eines Gelenks in drei Ebenen in Bezug auf die verschiedenen Körperachsen (Sagittal-, Transversal- und Longitudinalachse) wiedergibt. Hierzu werden die verschiedenen Bewegungsausmaße in Winkeln angegeben. Aus den erhobenen Parametern konnte anschließend der weltweit anerkannte Harris Hip Score (HHS) berechnet werden. Der Score wird zur Beurteilung der Ergebnisse des Hüftgelenkersatzes nach Schenkelhalsfrakturen und Koxarthrose verwendet [Nilsson and Bremander 2011]. Die Maximalpunktzahl des HHS beträgt 100 Punkte, die Minimalpunktzahl 0 Punkte. Je höher die erreichte Punktzahl, umso weniger Einschränkungen des Hüftgelenks sind vorhanden. Laut Harris ist der erhobene Wert wie folgt zu beurteilen: < 70 Punkte: unbefriedigend, 70–79 Punkte: befriedigend, 80–89 Punkte: gut und 90–100 Punkte: sehr gut [Harris 1969]. Die Komponenten Schmerz, Aktivitäten und Gangbild werden subjektiv durch den Patienten bewertet und bei der Auswertung unterschiedlich gewichtet. In der Kategorie Schmerz beträgt die maximal zu erreichende Punktzahl 44. Die verschiedenen Abstufungen dieser Kategorie werden anhand von schmerzbedingten Einschränkungen im Alltag und der Häufigkeit der Analgetikaeinnahme näher differenziert. Für die Kategorie Funktion können maximal 47 Punkte vergeben werden. In das Item Funktion fließen das Gangbild mit maximal 33 Punkten und die Aktivität mit maximal 14 Punkten ein. Für das Gangbild werden das Benutzen von Gehhilfen, die maximale Gehstrecke und das Hinken beurteilt. In der Kategorie Aktivitäten werden Alltagsbewegungen erhoben, wie beispielsweise Sitzen, Benutzung von öffentlichen Verkehrsmitteln, Treppensteigen und Anziehen von Strümpfen und Schuhen. Fehlstellungen werden mit maximal 4 Punkten gewichtet. In dieser Kategorie werden Rotations-, Adduktions- und Beugekontrakturen sowie Beinlängendifferenz evaluiert. Das Item Bewegungsum-

fang fließt mit maximal 5 Punkten in den Score ein. Die nachfolgende Tabelle fasst die Gewichtung der einzelnen Komponenten zusammen (Tab. 2).

Tabelle 2: Parameter des HHS und für die einzelnen Kategorien zu vergebende Punkte

Parameter	Punkte
Schmerz	0–44
Aktivitäten	0–14
Gangbild	0–33
Fehlstellung	0–4
Bewegungsausmaß nach Neutral-Null-Methode	0–5

4.5.2 Radiologische Untersuchungen

Für die radiologische Auswertung wurden Nativröntgenbilder des tiefen Beckens in a.p.-Projektion (anterior-posterior) und nach Lauenstein [Zimmer and Zimmer-Brossy 1979] herangezogen. Die Darstellung der beiden *Femora* auf der tiefen Beckenübersichtsaufnahme a. p. erfolgte mindestens bis zur Höhe des *Trochanter minor*. Die lateralen Anteile des Beckens konnten methodenbedingt nicht gänzlich in dieser Aufnahme dargestellt werden. Voraussetzung für eine standardisierte Aufnahme waren die Streckung der Beine sowie eine Innenrotation von 20° im Hüftgelenk. Die Röntgenaufnahme nach Lauenstein wurde als zweite axiale Ebene verwendet. Bei dieser Röntgenaufnahme wurde das zu untersuchende Bein in der Hüfte 45° flektiert und 45° abduziert, das Knie 90° flektiert. Die Nativröntgenbilder wurden präoperativ, postoperativ und nach 3, 6, 12 sowie 24 Monaten aufgenommen. Die Auswertung erfolgte mit der Software MediCAD Version 4.007 (medCad Hectec GmbH, Altdorf bei Landshut). Die Nativröntgenbilder wurden mit der Prothesenkopfgröße, einer standardisierten Referenzkugel oder mit einem Ausgleichsfaktor von 1,15 kalibriert. Die Mehrzahl der Kalibrierungen erfolgte durch die Verwendung der Referenzkugel oder der Prothesenkopfgröße. Die Parameter CCD-Winkel und Femorales Offset wurden zu jedem Untersuchungszeitpunkt erhoben. Die deskriptiven Parameter (Reaktive Linien, Knochenbrücken, Sklerosierung, Calcar

Rounding und Stress Shielding) wurden nach 3, 6, 12 und 24 Monaten erhoben. Die Messung der Beinlängendifferenz erfolgte präoperativ und in der 3-Monats-Kontrolle. Der CFI und die Femurkopfposition wurden einmalig präoperativ bestimmt. Das nachfolgende Diagramm zeigt das Studiendesign bezüglich der radiologischen Befunderhebung (Diagr. 2).

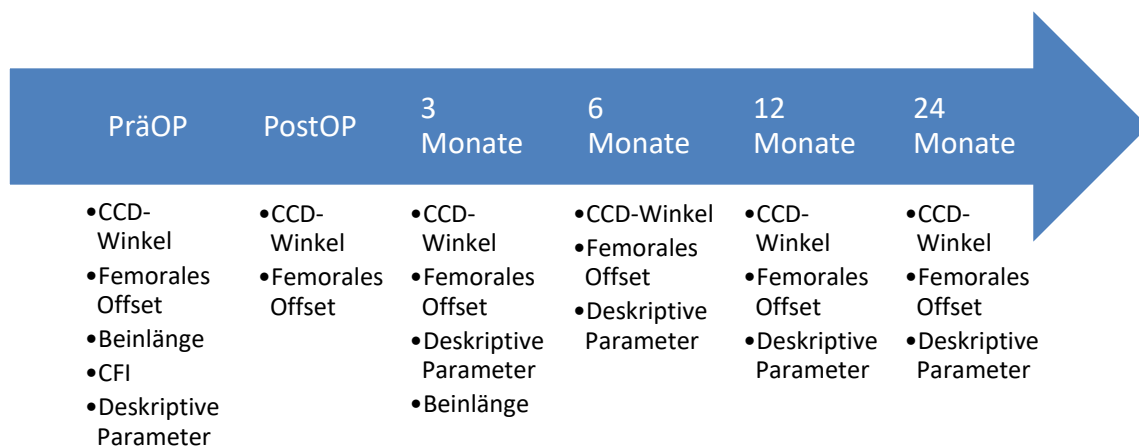


Diagramm 2: Zeitstrahl der Untersuchungsparameter

Die radiologischen Untersuchungen wurden durchgeführt, um das Osseointegrationsverhalten, periprothetische Veränderungen und Implantatversagen zu erfassen. Grundlage für diese Untersuchungen waren Nativröntgenbilder des Hüftgelenks in zwei Ebenen (a. p. und nach Lauenstein). Einige der erhobenen Parameter beschreiben die Femurgeometrie (Canal Flare Index [CFI], Beinlängendifferenz, Femurkopfposition, CCD-Winkel und Femorales Offset nach Noble) [Noble et al. 1988]. Weitere Parameter sind deskriptive Veränderungen wie heterotope Ossifikation nach Brooker, Spannungsabschirmung (Stress Shielding) nach Engh [Engh et al. 1987; Engh et al. 1990], Calcar Rounding, Reaktive Linien, Knochenbrücken (Spot Welds) und Sklerosierung.

In den nachfolgenden Unterkapiteln werden die einzelnen Komponenten detailliert dargestellt und erklärt.

Canal Flare Index (CFI)

Mithilfe des Canal Flare Index wird die Konfiguration eines *Femurs* beschrieben. Hierzu wird in einem Nativröntgenbild die Breite des Femurschafts im Bereich des Isthmus 20 mm (n_1) oberhalb sowie 100 mm (n_2) unterhalb einer geraden Linie durch den Tro-

chanter minor nach Noble et al. bestimmt [Noble et al. 1988]. Anschließend werden die erhobenen Werte dividiert und als Quotient dargestellt (Abb. 13).

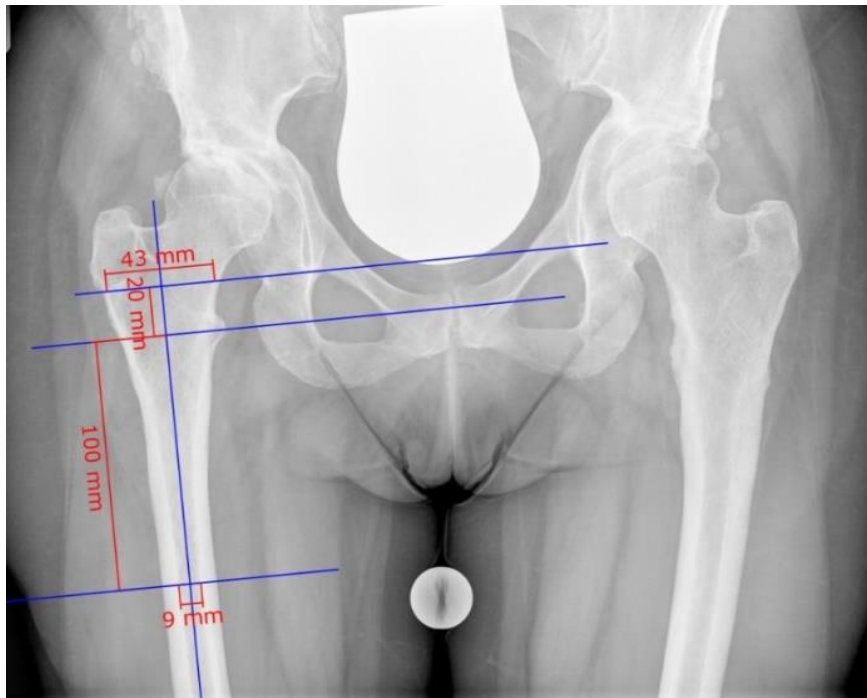


Abbildung 13: Präoperative Bestimmung des CFI (Sektglasform) (Bildquelle selbst)

Der CFI wurde mit Formel 1 berechnet:

$$CFI = \frac{n_1[mm]}{n_2[mm]} \quad (1)$$

Das Ergebnis kann in drei Kategorien eingeteilt werden. Ist der Quotient < 3 , spricht man von „Ofenrohrform“. Ein Quotient von $3,0-4,7$ wird als „normale Form“ bezeichnet und ein Quotient $> 4,7$ wird als „Sektkelchform“ beschrieben. Der CFI ist ein Faktor, der bei der Auswahl der Prothesengröße zu berücksichtigen ist, wobei insbesondere auf die proximale Weite des Femurschafts für die Verankerung der Kurzschaftprothese geachtet werden sollte.

Beinlängendifferenz

Die Beinlängendifferenz ist ein Parameter zur operativen Planung sowie zur postoperativen Erfolgskontrolle. Hierzu wird in einem Nativröntgenbild eine waagerechte Referenzlinie zwischen den zwei oberen Polen der *Foramina obturatoria* in einem a.p.-

Nativröntgenbild gezeichnet. Daraufhin werden die Abstände zwischen der Referenzlinie und der Höhe der beiden *Trochanter minores* miteinander verglichen (Abb. 14).

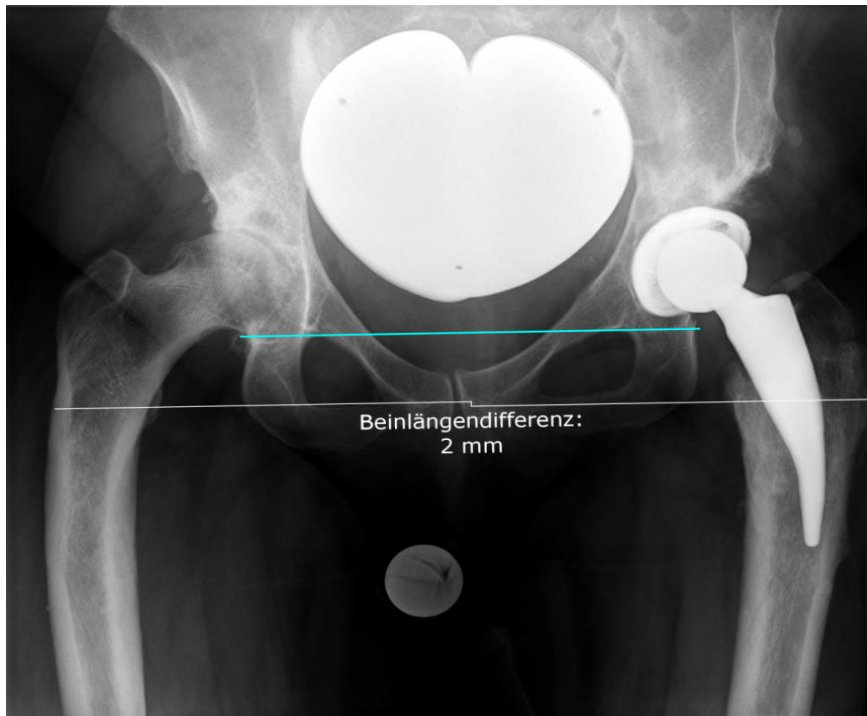


Abbildung 14: Vermessung der Beinlängendifferenz (Bildquelle selbst)

Femurkopfposition

Die Femurkopfposition ist ein geometrisches Kriterium für die Gelenkrekonstruktion bei Hüftgelenkersatz. Die Femurkopfposition wird ebenfalls mittels eines a.p.-Nativröntgenbildes bestimmt. Durch diesen Parameter lassen sich die Größe sowie der CCD-Winkel der zu implantierenden Prothese abschätzen. Um die Femurkopfposition zu ermitteln, wird der Abstand zwischen der Waagerechten durch die Mitte des *Trochanter minor* und einer Senkrechten durch den Femurkopfmittelpunkt gemessen [Noble et al. 1988]. Der Winkel zwischen den beiden Referenzlinien beträgt 90° (Abb. 15).

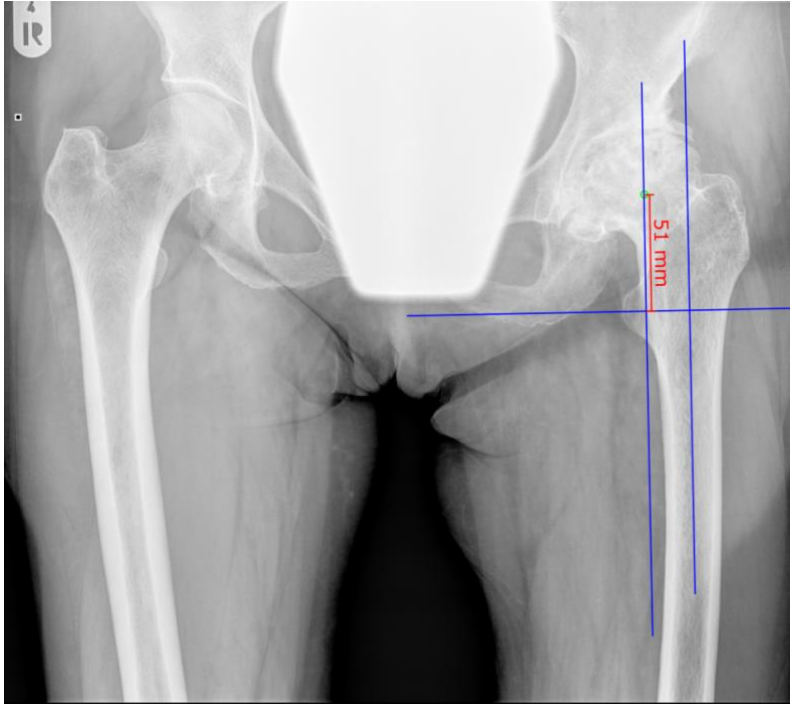


Abbildung 15: Präoperative Bestimmung der Femurkopfposition (Bildquelle selbst)

CCD-Winkel

In der Literatur werden Winkel $< 125^\circ$ als *Coxa vara* und Winkel $> 125^\circ$ als *Coxa valga* bezeichnet. Der CCD-Winkel wird von einer Geraden durch die Femurschaftachse und einer Geraden durch die Femurhalsachse gebildet (Abb. 16).

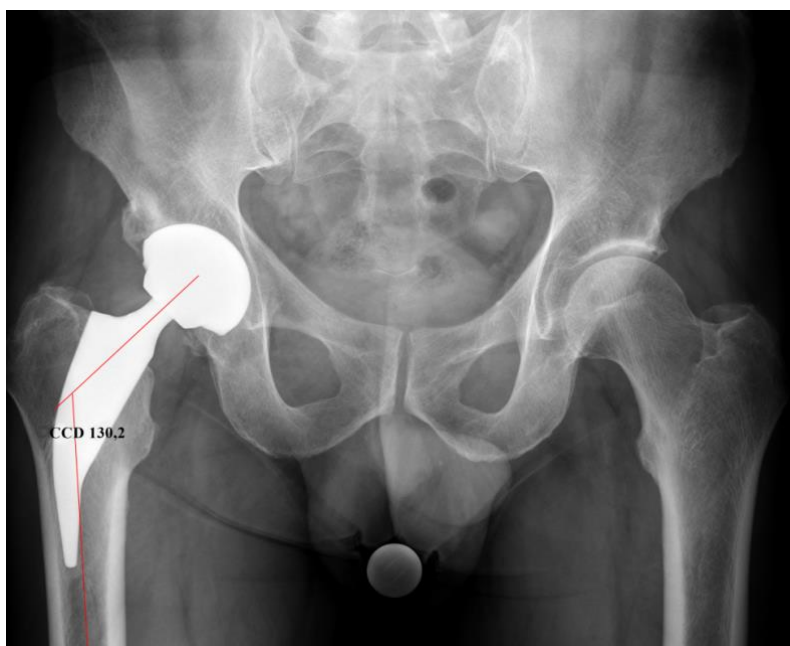


Abbildung 16: Vermessung des CCD-Winkels (Bildquelle selbst)

Femorales Offset

Das Femorale Offset ist definiert als der Abstand zwischen Femurkopfmittelpunkt und Femurschaftachse (Abb. 17).

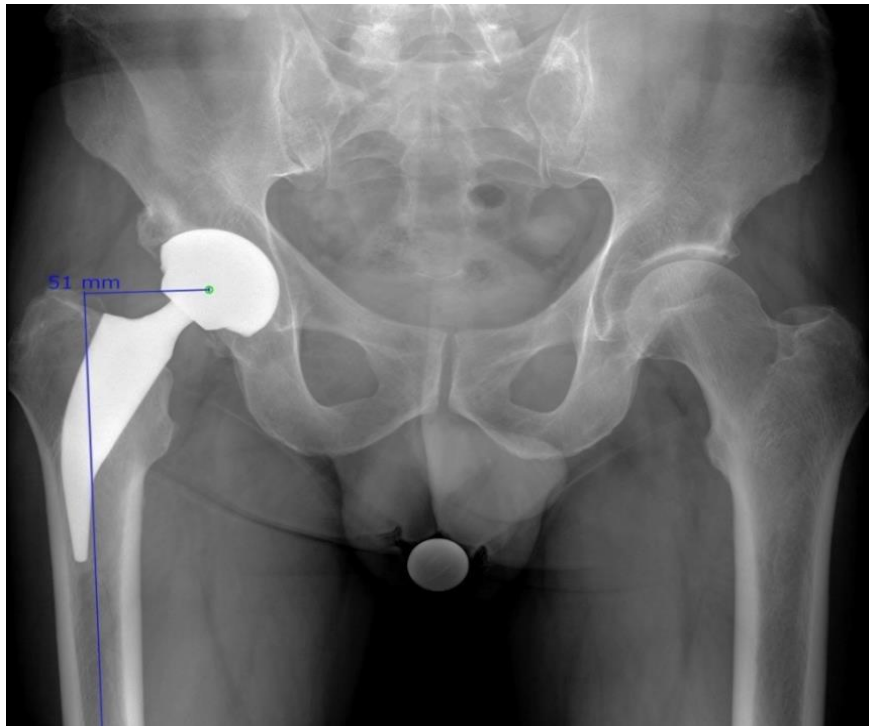


Abbildung 17: Vermessung Femorales Offset (Bildquelle selbst)

Calcar Rounding und Spannungsabschirmung

Die Änderung der Knochendichte im Bereich des *Calcar femoris* wird als Calcar Rounding bezeichnet (Abb. 18) und entsteht durch distale Krafteinwirkung der Prothese auf den Knochen [Engh et al. 1990].

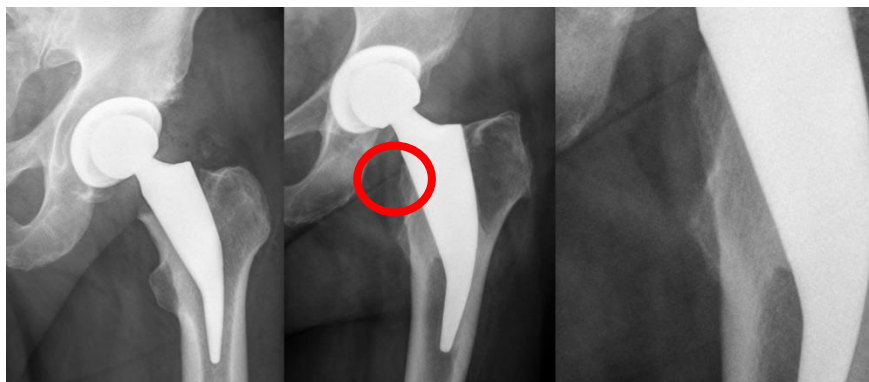


Abbildung 18: Bildserie Spannungsabschirmung Grad I nach Engh mit Calcar Rounding (Bildquelle selbst)

Ein Calcar Rounding findet sich auch bei Spannungsabschirmung Grad I. Spannungsabschirmung kann nach Engh in vier Grade anhand von Knochendichteveränderungen im Bereich der Hüftgelenksprothese eingeteilt werden [Engh et al. 1987]. Grad II und III beschreiben den Knochenverlust im Bereich der medialen und anterioren Region des Implantats. Eine distale Resorption der Knochenmasse wird als Spannungsabschirmung Grad IV bezeichnet (Tab. 3).

Tabelle 3: Stadien der Spannungsabschirmung nach Engh

Spannungsabschirmung	Charakteristika
Grad I	Abrundung des medialen proximalen Rands des <i>Femurs</i>
Grad II	Wie I, zusätzlich Verlust der medialen kortikalen Dichte
Grad III	Resorption des kortikalen Knochens in der medialen und anterioren Region
Grad IV	Distale kortikale Resorption

Heterotope Ossifikation

Die heterotope Ossifikation nach Brooker wird in vier Grade unterteilt [Brooker et al. 1973; Weigel and Nerlich 2005] (Tab. 4).

Tabelle 4: Einteilung heterotope Ossifikation nach Brooker

Grad	Beschreibung
Grad I	Einzelne Verkalkungen in der gelenknahen Umgebung
Grad II	Knöcherne Anteile im Bereich des <i>Trochanter major</i> oder <i>Os ilium</i> mit einem Abstand von mind. 1 cm
Grad III	Ossifikationen wie bei Grad II, aber mit einem Mindestabstand < 1 cm
Grad IV	Ankylose

Das Auftreten heterotoper Ossifikationen kann zu Bewegungseinschränkungen führen. Der Parameter wird anhand von Nativröntgenbildern erhoben (Abb. 19).



Abbildung 19: Heterotope Ossifikation II nach Brooker (Bildquelle selbst)

Osseintegrationszeichen

Die Parameter Reaktive Linien, Knochenbrücken und Sklerosierung werden anhand von Nativröntgenbildern erhoben.



Abbildung 20: Reaktive Linien (Bildquelle selbst)

4.5.3 Osteodensitometrische Untersuchung

Alle osteodensitometrischen Untersuchungen erfolgten mit dem Gerät Lunar Prodigy Primo (Fa. GE Medical Systems, Wisconsin, USA) in der Klinik für Radiologie der Universitätsklinik Gießen (Abb. 21).



Abbildung 21: DEXA-Messgerät (Bildquelle UKGM Gießen, Klinik für Orthopädie)

Für die Auswertung der operierten Seite wurde die Software Lunar Prodigy Primo and Orthopedic Hip (GE Medical Systems, Madison, Wisconsin, USA) verwendet, welche die Prothesendichte bei einer Knochendichtemessung vernachlässigt. Die Messungen für die prothetisch versorgte Seite erfolgten innerhalb einer Woche nach der Operation (t_1), nach 6 (t_2), 12 (t_3) und 24 (t_4) Monaten. Der periprothetische Knochen wurde in sieben Zonen nach Gruen [Gruen et al. 1979] eingeteilt und an die Kurzschaftprothese angepasst. Um exakte Messungen zu gewährleisten, erfolgte die Lagerung des Beines in Neutral-Null-Stellung. Die Kontrollmessung der kontralateralen, nicht operierten Seite wurde mit der Software enCore 2010 GE Healthcare 13.31 realisiert. Die Einteilung der Knochendichte auf dieser Seite erfolgte in Schenkelhals, oberer Schenkelhals, Nacken, *Trochanter major* und Ward'sches Dreieck. Zur Bestätigung der genauen Messwerte wurde eine weitere Messung an einem Wirbelsäulenmodell vor jeder Studienmessung durchgeführt. Bei einer durchschnittlichen Knochendichtemessung betrug die Strahlenbelastung 0,037 mGy. Die Knochendichte (engl. bone mineral density [BMD]) wurde in g/cm^2 angegeben.

Die DEXA ist der Goldstandard für die Beurteilung der Knochendichte und deren Veränderungen [Cavalli and Brandi 2013]. Mittels DEXA können periprothetische Umbauprozesse nach Hüftgelenkersatz genauer untersucht werden. Abweichungen der Knochendichte von bereits 4–5 % können detektiert werden [Martini et al. 1996]. Für eine hohe Reproduzierbarkeit der Ergebnisse ist eine exakte Lagerung wichtig [Martini et al. 1997]. Die Dauer der Messung beträgt je nach Gerät 15 bis 20 Minuten [Jerrosch 2016]. Bei der Messung liegt der Patient in Rückenlage auf dem Untersuchungstisch des DEXA-Messgeräts. Das Bein mit der Kurzschaftprothese wird für die Knochendichtemessung in eine Halterung eingespannt (Abb. 22).



Abbildung 22: Untersuchungsposition bei einer DEXA-Messung (Bildquelle UKGM Gießen, Klinik für Orthopädie)

Unter das Knie wird ein Schaumstoffpolster gelegt, um eine gute Stabilisierung des Beines zu erreichen. Somit kann eine exakte und reproduzierbare Lagerung für weitere Messungen gewährleistet werden. Der Fuß wird durch ein Band sowie eine Kunststoffplatte an dem Gerät fixiert. Während der Untersuchung werden zwei Röntgenstrahlen mit unterschiedlicher Photonenenergie von dem Gerät erzeugt und abgegeben. Diese werden mittels K-Kanten-Filterung oder eines Spannungswechsels an der Röntgenröhre erzeugt. Durch zwei zeitversetzte Aufnahmen wird die Absorption des Knochens und Gewebes visualisiert. Je dichter ein Gewebe ist, desto mehr Energie wird absorbiert. Diese Unterschiede werden von dem Gerät detektiert und die Absorptionsrate wird bestimmt. Durch Subtraktion der beiden Aufnahmen und unter Verwendung eines Massenabsorptionskoeffizienten kann zwischen Weichteil- und Knochengewebe unterschied-

den werden. Hierfür wird der Körper in ein Zwei-Kompartimente-Modell eingeteilt: Knochenmasse und Weichteilmasse. Die Strahlenbelastung bei einer Messung liegt zwischen 1 und 10 μSv (Mikrosievert). Bei diesem Verfahren kann die Knochendichte sowohl im Bereich des Femurs als auch im Bereich der Lendenwirbelsäule ermittelt werden. Die Knochendichte wird dabei auf eine definierte Fläche bezogen und in g/cm^2 angegeben. Referenzwerte für die einzelnen Messungen werden alters- und geschlechtsspezifisch auf dem Auswertungsbogen angegeben. Eine Form der Darstellung ist der T-Wert, der die Abweichung der Messwerte von einer geschlechtsspezifischen Normalpopulation angibt und in drei Kategorien nach WHO (World Health Organization) bezüglich der Knochenqualität eingeteilt werden kann (Tab. 5).

Tabelle 5: T-Wert-Klassifikation nach WHO

T-Wert	Klassifikation
+1 bis -1	Normalbefund
-1 bis -2,5	Osteopenie
$\leq -2,5$	Osteoporose
$\leq -2,5$ und Fraktur	Manifeste Osteoporose

Zusätzlich kann die Abweichung der Messergebnisse durch den Z-Wert im Vergleich zu einer alters- und geschlechtsspezifischen Normalpopulation ermittelt werden. Beide Werte werden als Mittelwerte und Standardabweichungen angegeben. Für die Auswertung und Interpretation der Untersuchung werden die Aufnahmen der implantierten Seite in Zonen nach Gruen unterteilt [Gruen et al. 1979]. Das native *Femur* wird für die Messung in Schenkelhals, *Trochanter major* und Schaft eingeteilt (Abb. 23 und 24).

Universitätsklinikum Giessen

Radiologie
Klinikstr.33

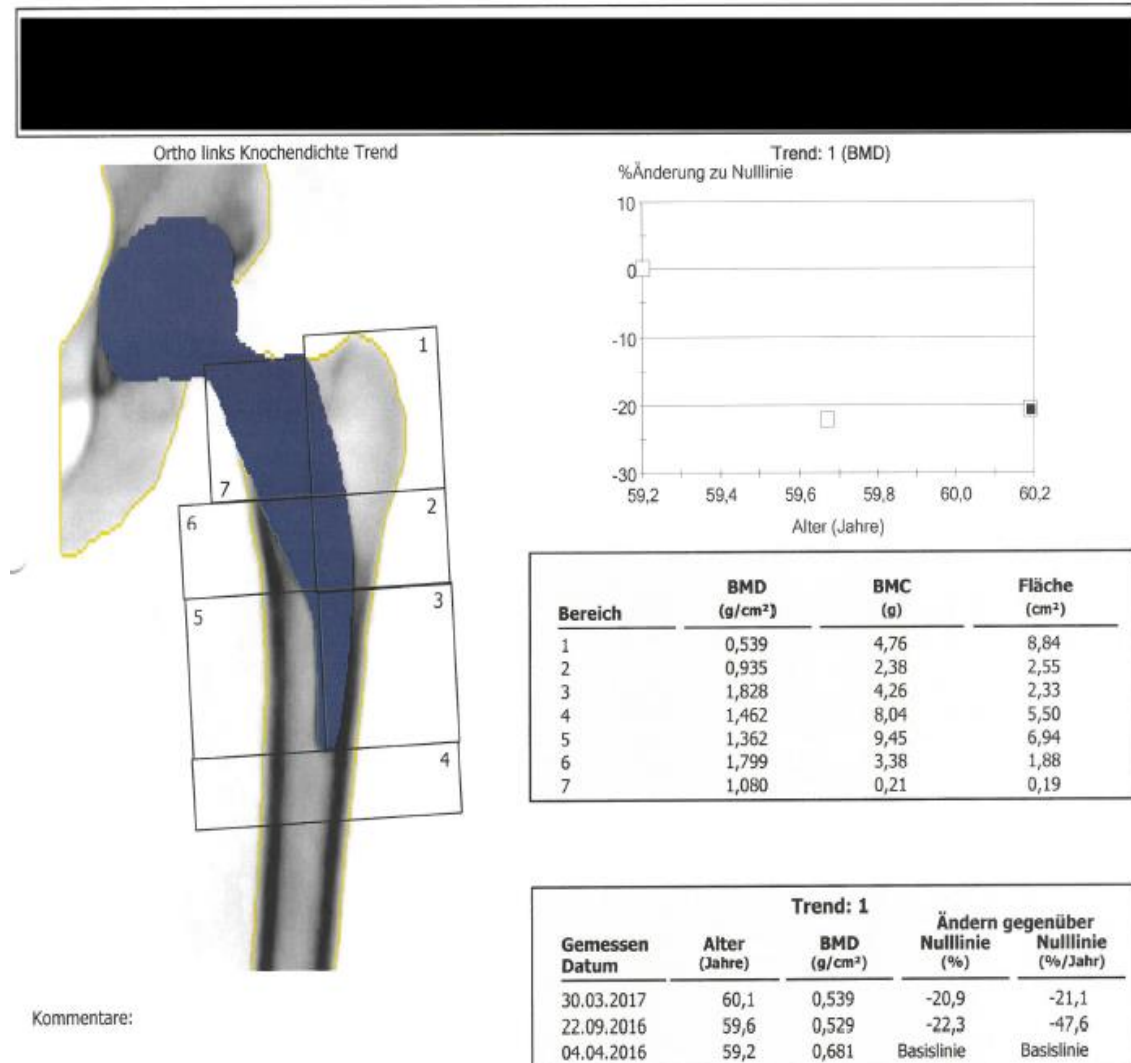


Abbildung 23: Beispiel eines originalen anonymisierten Auszuges aus einer standardisierten DEXA-Messung mit Kurzschaftprothese

Universitätsklinikum Giessen
Radiologie
Klinikstr.33

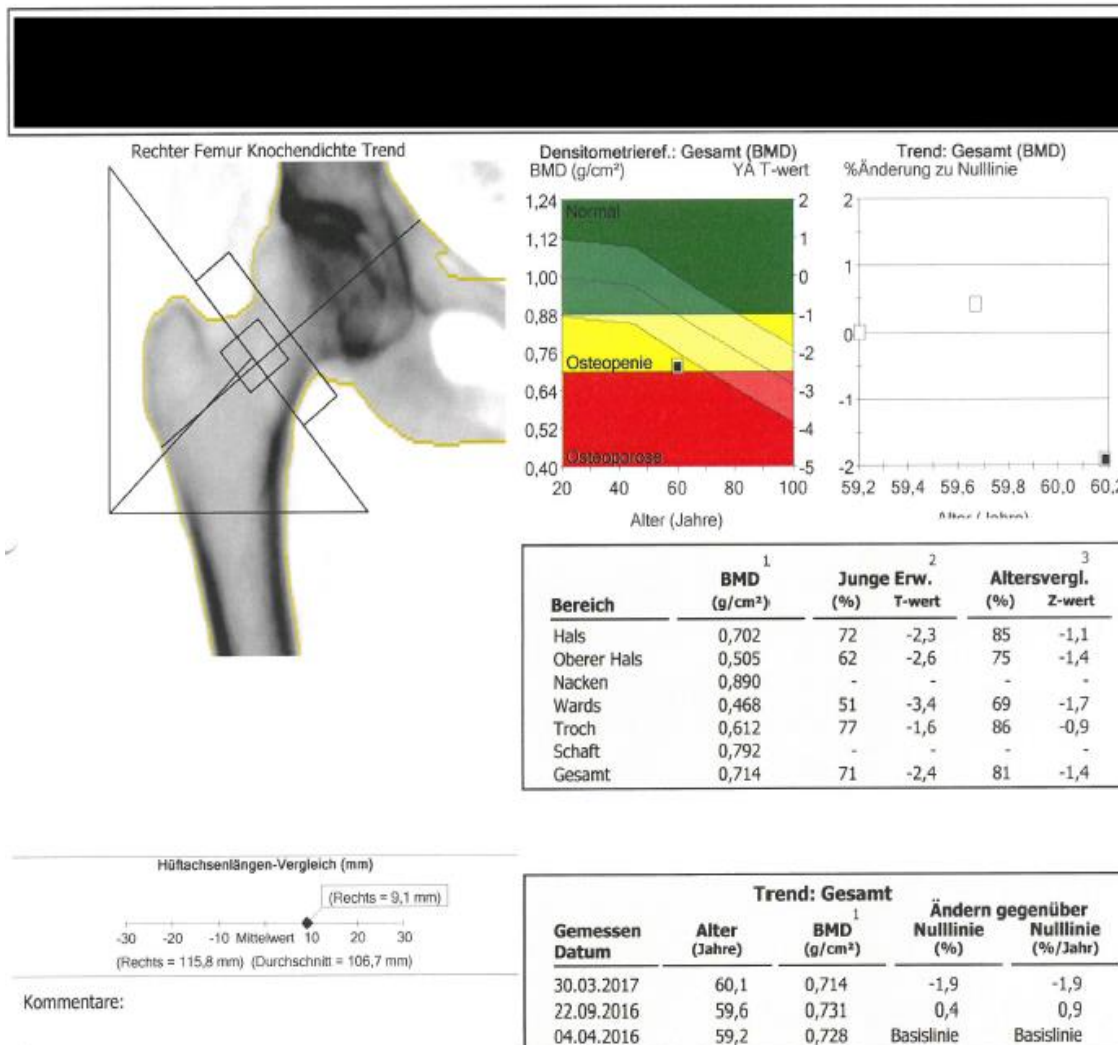


Abbildung 24: Beispiel eines originalen anonymisierten Auszuges aus einer standardisierten DEXA-Messung

4.6 Statistische Methoden

Die statistische Auswertung wurde mit dem Statistical Package for the Social Sciences (SPSS), Version 24.0 (IBM Corporation, New York, USA), sowie Microsoft Office Excel 2010 (Microsoft Corporation, Redmond, USA) durchgeführt. Eine multifaktorielle Varianzanalyse (MANOVA) mit Messwiederholung für die Ergebnisse der DEXA und des HHS wurde vorgenommen. Eine Normalverteilung konnte für einige Parameter anhand des Kolmogorov-Smirnov-Tests nicht bestätigt werden. Jedoch zeigten die Histogramme nur geringe Werte für die Schiefe und Kurtosis der Verteilung. Aufgrund der Annäherung an eine Normalverteilung in den Quantil-Quantil-Diagrammen (Q-Q plots)

sowie einer großen Anzahl von Werten wurde eine Normalverteilung angenommen. Aufgrund von multiplen Testen erfolgte ein LSD-Post-hoc-Test mit Bonferroni-Korrektur. Ein p-Wert von $< 0,05$ wurde als statistisch signifikant angenommen. Außerdem schloss sich eine deskriptive Auswertung der epidemiologischen Daten und der Nativröntgenbilder an. Die deskriptive Statistik umfasste die Häufigkeit, den Mittelwert, die Standardabweichung sowie das Minimum und Maximum. Die Ergebnisse des HHS wurden als Mittelwert (MW) mit Standardabweichung (SD) im Ergebnisteil angegeben, die Resultate der DEXA als absoluter Wert und als relativer Wert (in Prozent). Die Röntgenauswertung erfolgte rein deskriptiv mit der Darstellung der absoluten und relativen Häufigkeit. Die Ergebnisse des HHS wurden im Ergebnisteil mit der Angabe von Mittelwert und Standardabweichung sowohl tabellarisch als auch grafisch dargestellt. Die osteodensitometrischen Ergebnisse wurden mit absoluten und relativen Werten tabellarisch dargestellt und durch Grafiken ergänzt. Die Ergebnisse der radiologischen Untersuchung wurden in absoluten Zahlen wiedergegeben und umfassten die Angabe von Mittelwert, Standardabweichung, Minimum (Min.) und Maximum (Max.). Außerdem erfolgte eine Korrelationsanalyse nach der Pearson-Produkt-Moment-Korrelation, welche für jede Kohorte getrennt voneinander durchgeführt wurde. Die getesteten Variablen waren Alter, BMI, Geschlecht, HHS-Werte über den gesamten Untersuchungszeitraum von 24 Monaten und Knochendichteveränderungen der Gruen-Zonen. Für eine bessere Übersicht wurden nur ausgewählte Ergebnisse mit moderatem und starkem Effekt tabellarisch im Ergebnisteil dargestellt. Die Grundlage für die Interpretation dieser Ergebnisse war der Korrelationskoeffizient nach Cohen, dabei wird die Korrelationsstärke abhängig von dem Korrelationskoeffizienten in schwach, moderat oder stark unterteilt (Tab. 6).

Tabelle 6: Korrelationskoeffizient nach Cohen

Korrelationsstärke	r
schwach	0,10
moderat	0,30
stark	0,50

5 Ergebnisse

5.1 Patientenkollektiv

Das Kollektiv wurde nach Alter in zwei Kohorten eingeteilt. Der jüngeren Kohorte ($n_1 = 39$) wurden alle Patienten zugeteilt, die zum Zeitpunkt der Implantation der Kurzschaftprothese jünger als oder genau 59 Jahre alt waren. Der älteren Kohorte ($n_2 = 28$) wurden alle Patienten zugeteilt, die älter als 59 Jahre waren (Diagr. 3).

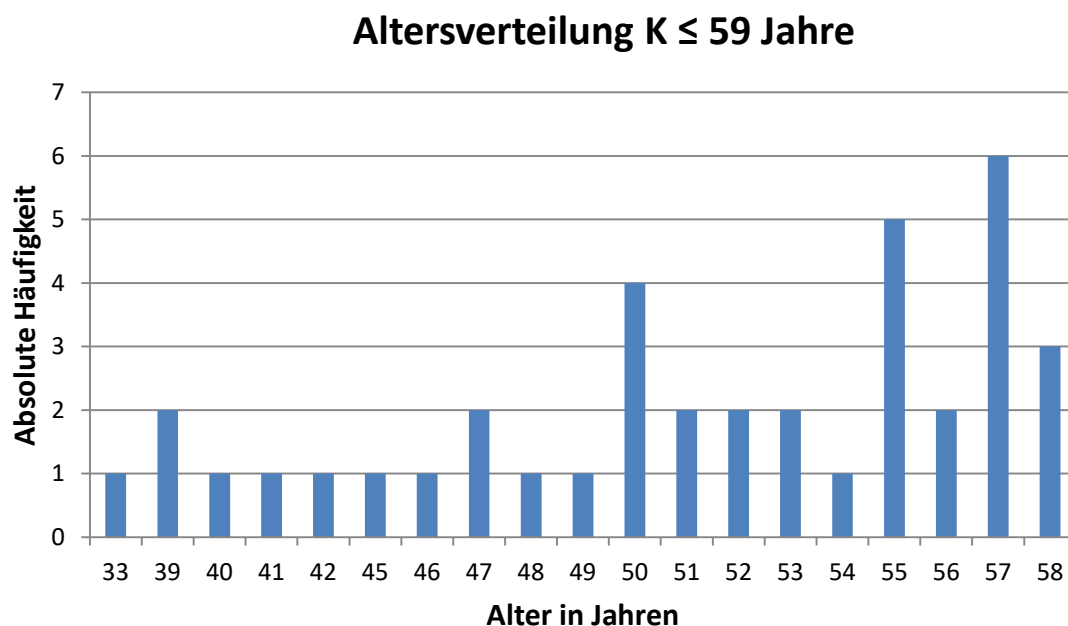


Diagramm 3: Altersverteilung K ≤ 59 Jahre

Im jüngeren Kollektiv waren 33 % männlich und 67 % weiblich, im älteren 57 % männlich und 43 % weiblich. Der BMI betrug für die jüngere Kohorte $28,24 \text{ kg/m}^2 \pm 4,91$ (19–37), für die ältere Kohorte $26,77 \text{ kg/m}^2 \pm 4,69$ (18–37). Im jüngeren Kollektiv wurden 19 (49 %) Metha[®]-Kurzschaftprothesen links und 20 (51 %) rechts implantiert. Die älteren Patienten wurden 9-mal (32 %) auf der linken und 19-mal (68 %) auf der rechten Seite operiert. Die Diagnose „Primäre Koxarthrose“ war die häufigste Indikation in der jüngeren Patientengruppe ($n = 18$). Ein kleiner Teil wurde aufgrund der Diagnose „Sekundäre Koxarthrose“ ($n = 2$) (Morbus Perthes, ECF) mit einer Kurzschaftprothese versorgt. 44 % der Patienten erhielten einen totalen Hüftgelenkersatz wegen einer Dysplasiekoxarthrose und 5 % angesichts der Indikation Hüftkopfnekrose. In der älteren Ko-

horte dominierte ebenfalls die primäre Koxarthrose ($n = 23$) in 82 % der Fälle. 14 % der älteren Patienten wurde eine Kurzschaftprothese aufgrund von Dysplasiekoxarthrose implantiert und 4 % erhielten die Indikationsstellung aufgrund einer sekundären Koxarthrose. In die ältere Kohorte wurden 28 Patienten über 60 Jahre (66 ± 5 ; 60–78) eingeschlossen. Ein Alter von 61 Jahren wurde in dieser Kohorte am häufigsten detektiert (Diagr. 4).

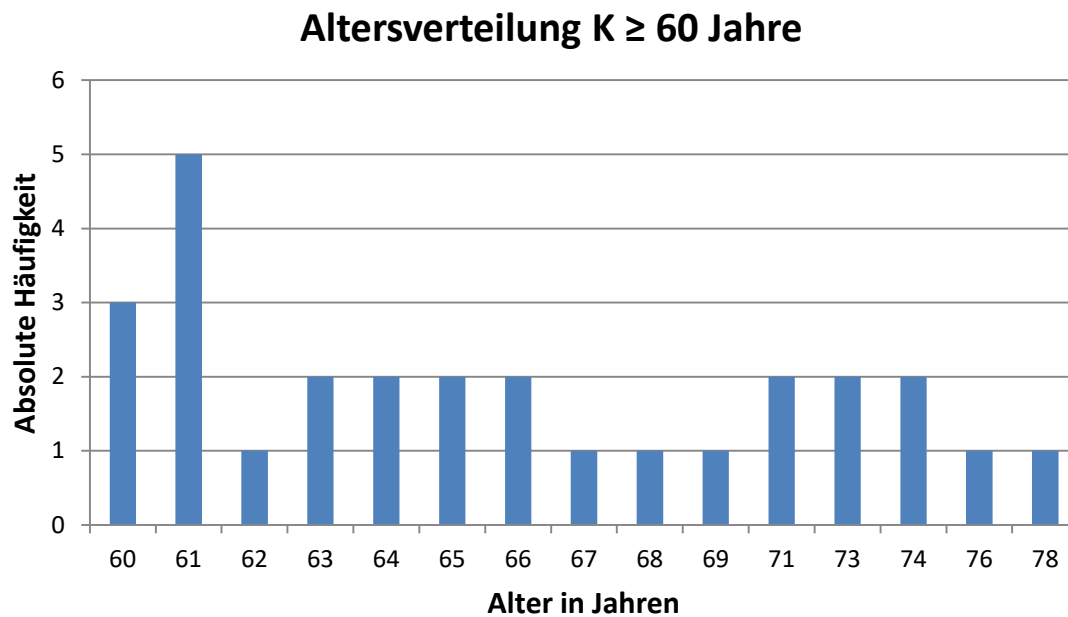


Diagramm 4: Altersverteilung K \geq 60 Jahre

5.2 Operation

Die Operationen wurden von zwei erfahrenen Chirurgen durchgeführt. 65 Patienten wurden von einem Operateur (B. I.) behandelt, während zwei Operationen von einem zweiten Operateur (O. B.) ausgeführt wurden. Bei 62 Patienten wurde der minimalinvasive Zugang nach Frndak [Frndak et al. 1993] gewählt, bei 5 Patienten der Zugang nach Bauer [Bauer et al. 1979].

5.3 Verwendete Implantate

Die folgenden Tabellen zeigen die verwendeten Materialien in absoluter und relativer Häufigkeit anhand der Kohorten. Insgesamt wurden alle sieben Prothesengrößen in bei-

den Kohorten verwendet. In der jüngeren Kohorte wurde am häufigsten die Größe 4 implantiert. In der älteren Kohorte wurde Größe 3 am häufigsten genutzt (Tab. 7).

Tabelle 7: Absolute und relative Häufigkeit der verwendeten Prothesengrößen in beiden Kohorten

Prothesengröße	K ≤ 59 Jahre		K ≥ 60 Jahre	
	n	%	n	%
1	1	2,6	0	0,0
2	10	25,6	5	17,9
3	7	17,9	8	28,6
4	11	28,2	4	14,3
5	2	5,1	7	25,0
6	5	12,8	2	7,1
7	3	7,8	2	7,1
Gesamt	39	100,0	28	100,0

Drei verschiedene CCD-Winkel der Prothese wurden verwendet (Tab. 8).

Tabelle 8: Absolute und relative Häufigkeit der verwendeten CCD-Winkel in beiden Kohorten

CCD-Winkel	K ≤ 59 Jahre		K ≥ 60 Jahre	
	n	%	n	%
120/0	11	28,2	6	21,4
130/0	28	71,8	19	67,9
135/0	0	0,0	3	10,7
Gesamt	39	100,0	28	100,0

Es wurden die Pfannen Allofit[®] der Firma Zimmer und Plasmafit[®] der Firma Aesculap[®] verwendet. Die implantierten Pfannengrößen variierten in beiden Kohorten zwischen 44 und 58 (Tab. 9).

Tabelle 9: Absolute und relative Häufigkeit der verwendeten Pfannengrößen für beide Kohorten

Pfannengröße	K ≤ 59 Jahre		K ≥ 60 Jahre	
	n	%	n	%
44	2	5,1	2	7,1
46	7	17,9	2	7,1
48	9	23,1	9	32,2
50	9	23,1	5	17,9
52	5	12,8	5	17,9
54	4	10,3	3	10,7
56	2	5,1	2	7,1
58	1	2,6	0	0,0
Gesamt	39	100,0	28	100,0

Drei verschiedene Inlays wurden verwendet. Am häufigsten wurden BioloX delta[®] und Inlay Durasul[®] implantiert (Tab. 10).

Tabelle 10: Absolute und relative Häufigkeit der verwendeten Inlays für beide Kohorten

Inlay	K ≤ 59 Jahre		K ≥ 60 Jahre	
	n	%	n	%
BioloX delta [®] (Aesculap)	26	66,7	11	39,3
Durasul [®] (Zimmer)	12	30,7	16	57,1
Vitelene [®] (Aesculap)	1	2,6	1	3,6
Gesamt	39	100	28	100

Tabelle 11 veranschaulicht die Verteilung der implantierten Kopfgrößen der beiden Kollektive. Am häufigsten wurde in beiden Kollektiven die Kopfgröße 32 genutzt (Tab. 11).

Tabelle 11: Absolute und relative Häufigkeit der verwendeten Kopfgrößen für beide Kohorten

Kopfgröße	K ≤ 59 Jahre		K ≥ 60 Jahre	
	n	%	n	%
28	9	23,1	5	17,9
32	18	46,1	13	46,4
36	12	30,8	10	35,7
Gesamt	39	100,0	28	100,0

5.4 Klinische Ergebnisse

Der HHS verbesserte sich im jüngeren Kollektiv von präoperativ $53,6 \pm 8,2$ Punkten zu $93,2 \pm 9,6$ Punkten bei der 24-Monats-Kontrolle. Im älteren Kollektiv wurde ein Anstieg des HHS von präoperativ $57,6 \pm 14,8$ Punkten zu $94,1 \pm 7,6$ Punkten in der 24-Monats-Kontrolle verzeichnet (Tab. 12).

Tabelle 12: HHS-Ergebnisse präoperativ, nach 3, 6, 12 und 24 Monaten

Gruppe	HHS prä OP	HHS 3 Monate	HHS 6 Monate	HHS 12 Monate	HHS 24 Monate
K ≤ 59	$53,6 \pm 8,2$	$88,8 \pm 10,3$	$91,7 \pm 11,7$	$93,0 \pm 8,8$	$93,2 \pm 9,6$
K ≥ 60	$57,6 \pm 14,8$	$89,4 \pm 9,6$	$93,0 \pm 9,8$	$96,1 \pm 7,2$	$94,1 \pm 7,6$

In Tabelle 13 werden die Ergebnisse des HHS in beiden Kohorten gegenübergestellt. Präoperativ konnten nur sehr wenige gute Ergebnisse in beiden Kollektiven erzielt werden, jedoch verbesserten sich die Ergebnisse ab den 3-Monats-Kontrollen. In der 24-Monats-Kontrolle erzielte die Mehrzahl der Patienten in beiden Kollektiven gute bis

sehr gute Ergebnisse. Insgesamt zeigte sich eine deutliche Verbesserung des HHS über den gesamten Untersuchungszeitraum (Tab. 13).

Tabelle 13: Absolute Häufigkeiten des HHS nach Ergebnissen für das jüngere und das ältere Kollektiv

HHS	PräOP		3 Monate		6 Monate		12 Monate		24 Monate	
	K ≤ 59	K ≥ 60	K ≤ 59	K ≥ 60	K ≤ 59	K ≥ 60	K ≤ 59	K ≥ 60	K ≤ 59	K ≥ 60
< 70	38	23	1	1	3	1	1	1	1	1
70–79	1	4	8	4	2	2	4	-	3	1
80–89	-	-	9	4	6	2	6	1	3	1
> 90	-	1	21	19	28	23	28	26	32	25
N	39	28	39	28	39	28	39	28	39	28

Ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen konnte nicht festgestellt werden. In jeder einzelnen Gruppe zeigte sich jedoch eine signifikante Verbesserung zwischen dem präoperativen Messwert und den 3-Monats-Messwerten ($p \leq 0,001$) (Diagr. 5).

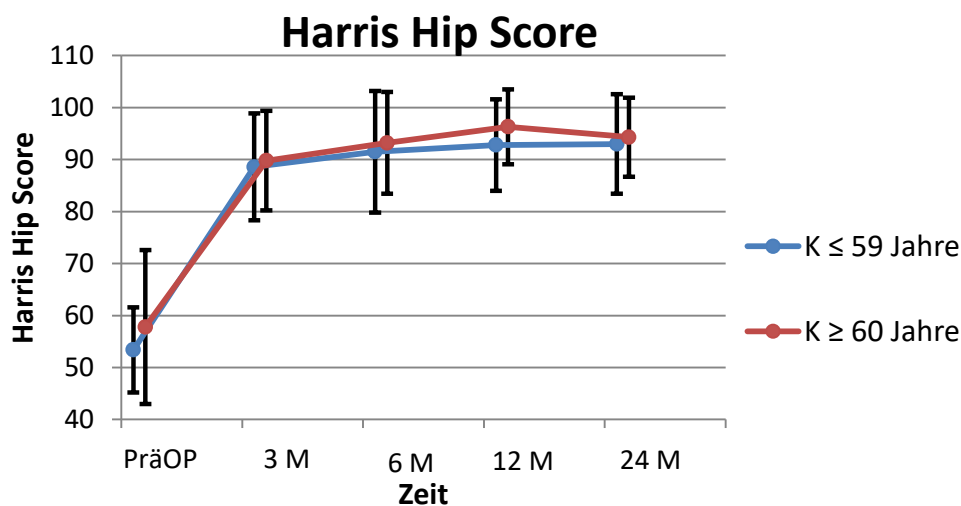


Diagramm 5: HHS für beide Kohorten über 24 Monate

Die Mehrzahl der Patienten erzielte in der 24-Monats-Kontrolle ein sehr gutes Ergebnis. In jeder Kohorte gab es jeweils nur einen Patienten mit unbefriedigendem Ergebnis (Diagr. 6).

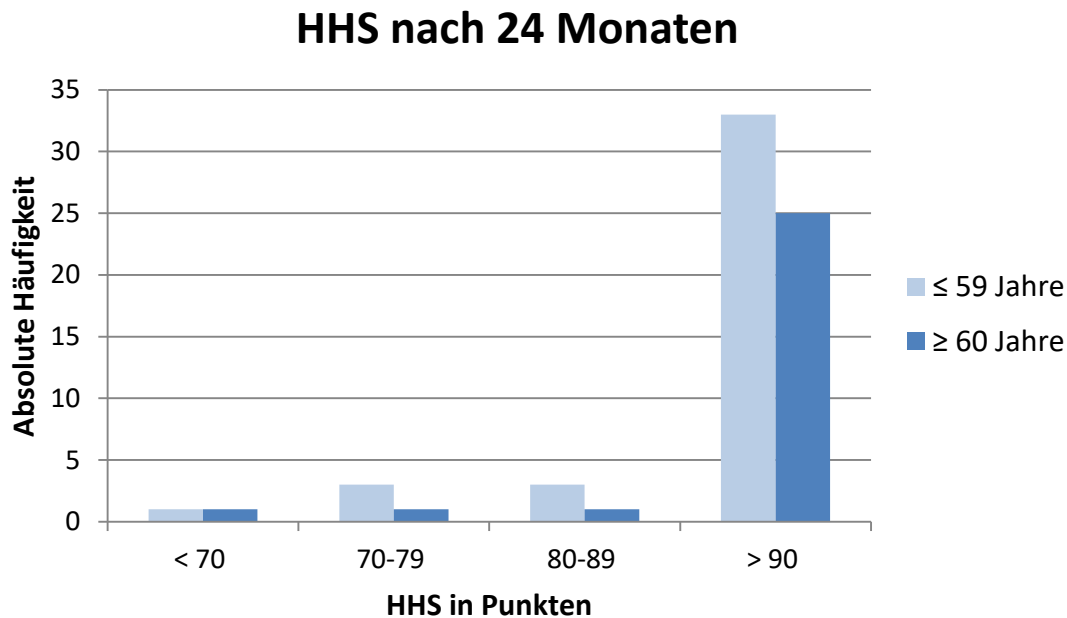


Diagramm 6: Grafische Darstellung des HHS zum Zeitpunkt 24 Monate postOP

5.5 Radiologische Ergebnisse

Im Nachbeobachtungszeitraum wurde zwei Patienten der älteren Gruppe aufgrund fehlender Nativröntgenbilder postoperativ und in der 12-Monats-Kontrolle ausgeschlossen. Die Bilder konnten aufgrund eines IT-Fehlers nicht in der Datenbank des Klinikums gespeichert werden. In den folgenden Tabellen sind die radiologischen Ergebnisse deskriptiv in absoluten Zahlen dargestellt. Die erhobenen Parameter ließen sich in zwei Kategorien einteilen.

1. Deskriptive Merkmale

Zu den deskriptiven Merkmalen zählten Reaktive Linien, Knochenbrücken (Spot Welds), Sklerosierung, Calcar Rounding, Spannungsabschirmung (Stress Shielding) nach Engh [Engh et al. 1987; Engh et al. 1990] und heterotope Ossifikation nach Brooker. Diese Parameter wurden für eine feinere Lokalisation bildmorphologisch den sieben Zonen nach Gruen zugeordnet und anschließend ausgewertet. Die Ergebnisse wurden sowohl als absolute als auch als prozentuale Werte für beide Kollektive dargestellt.

In der 3-Monats-Kontrolle zeigte sich in beiden Gruppen kein Anzeichen für Calcar Rounding. Nach 24 Monaten wurde bei 30 Patienten der jüngeren Gruppe Calcar Rounding beobachtet, in der älteren Gruppe bei 23 Patienten (Tab. 17).

Tabelle 17: Absolute und relative Häufigkeiten für das Auftreten von Calcar Rounding in beiden Kohorten

	≤ 59 Jahre		≥ 60 Jahre	
	n	%	n	%
3 Monate	-	0	-	0
6 Monate	14	35,9	15	55,6
12 Monate	25	64,1	22	81,4
24 Monate	30	76,9	23	85,2

Spannungsabschirmung konnte in beiden Gruppen in der 24-Monats-Kontrolle beobachtet werden. Es wurde in beiden Kohorten erst- und zweitgradige, aber keine höhergradige Spannungsabschirmung gesehen (Tab. 18).

Tabelle 18: Absolute Häufigkeit von Spannungsabschirmung in beiden Kohorten

Spannungsabschirmung in Grad	≤ 59 Jahre				≥ 60 Jahre			
	I	II	III	IV	I	II	III	IV
3 Monate	-	-	-	-	-	-	-	-
6 Monate	13	-	-	-	11	-	-	-
12 Monate	25	7	-	-	16	5	-	-
24 Monate	21	12	-	-	17	9	-	-

Heterotope Ossifikationen nach Brooker wurden in den 3-, 6-, 12- und 24-Monats-Kontrollen bestimmt. In der jüngeren Kohorte zeigten sich überwiegend in der 24-

Monats-Kontrolle heterotope Ossifikationen des Grades II und III nach Brooker. Grad IV wurde bei einem Patienten nach 12 Monaten erfasst (Tab. 19).

Tabelle 19: Absolute und relative Häufigkeiten heterotoper Ossifikationen nach Brooker für die jüngere Kohorte ≤ 59 Jahren

	keine	%	I	%	II	%	III	%	IV	%
3 Monate	24	61,5	14	35,9	1	2,6	-	0	-	0
6 Monate	16	41,0	15	38,5	7	18,0	1	2,6	-	0
12 Monate	11	28,2	17	43,6	10	25,6	-	0	1	2,6
24 Monate	8	22,2	16	41,0	12	30,8	2	5,1	1	2,6

In der älteren Kohorte konnten im Vergleich zur jüngeren Kohorte insgesamt weniger Ossifikationen nach Brooker beobachtet werden. Nach 24 Monaten wurden überwiegend Ossifikationen des Grades I und II festgestellt. Außerdem wurde keine Ossifikation nach Brooker Grad IV im Beobachtungszeitraum von 24 Monaten detektiert (Tab. 20).

Tabelle 20: Absolute und relative Häufigkeiten heterotoper Ossifikationen nach Brooker für die ältere Kohorte ≥ 60 Jahren

	keine	%	I	%	II	%	III	%	IV	%
3 Monate	23	85,2	3	11,1	1	3,7	-	0	-	0
6 Monate	18	66,7	5	18,5	3	11,1	1	3,7	-	0
12 Monate	12	44,4	9	33,3	4	14,8	2	7,4	-	0
24 Monate	12	44,4	8	29,6	4	14,8	3	11,1	-	0

Der Canal Flare Index wurde einmalig präoperativ bestimmt. Alle drei Konfigurationsformen des Femurschafts waren in beiden Kollektiven vorhanden. Die meisten Patienten wiesen eine normale Konfiguration des Femurschafts auf ($n = 49$). Im jüngeren Kollektiv wurde 6-mal die „Ofenrohrkonfiguration“ und 4-mal die „Sektkelchform“ beobachtet.

Ebenfalls 6-mal konnte im älteren Kollektiv die „Ofenrohrkonfiguration“ nachgewiesen werden sowie 2-mal die „Sektkelchform“ (Tab. 21).

Tabelle 21: Absolute und relative Häufigkeiten des CFI in beiden Kohorten

Canal Flare Index	≤ 59 Jahre		≥ 60 Jahre	
	Anzahl	%	Anzahl	%
Ofenrohr	6	15,4	6	21,4
Normal	29	74,4	20	71,4
Sektkelch	4	10,3	2	7,1
Gesamt	39	100	28	100

Die Beinlängendifferenz wurde präoperativ sowie in der 3-Monats-Kontrolle bestimmt. In beiden Kohorten konnte eine Verringerung der Beinlängendifferenz von mehreren Millimetern im Zeitraum zwischen der präoperativen und der 3-Monats-Kontrolle beobachtet werden. Für das jüngere Kollektiv wurde eine Verringerung der Beinlängendifferenz um durchschnittlich 2,3 mm detektiert, im älteren Kollektiv um durchschnittlich 4 mm (Tab. 22).

Tabelle 22: Deskriptive Auswertung der Beinlängendifferenz (in mm) in beiden Kohorten

Beinlängendifferenz [mm]	≤ 59 Jahre				≥ 60 Jahre			
	MW	Min.	Max.	SD	MW	Min.	Max.	SD
Präoperativ	6,8	0	26	6,6	7,3	0	58	11,2
3 Monate	4,5	0	27	5,1	3,3	0	20	4,3

In allen Kontrolluntersuchungen (t_1 – t_4) wurde der CCD-Winkel mittels Nativröntgenbild bestimmt. Für den CCD-Winkel wurden in beiden Gruppen postoperativ nahezu identische Werte ermittelt, mit nur minimalen Schwankungen in beiden Kollektiven. Im jüngeren Kollektiv änderte sich der CCD-Winkel von $134,4^\circ$ präoperativ auf $132,8^\circ$ in den 24-Monats-Kontrollen. Im älteren Kollektiv wurde postoperativ nach 24 Monaten

dagegen eine leichte Valgisierung um $2,3^\circ$ von $129,5^\circ$ auf $131,8^\circ$ beobachtet. Insgesamt gab es wenig Veränderung des CCD-Winkels zwischen der 3-Monats-Kontrolle und der 24-Monats-Kontrolle in beiden Kollektiven. Die nachfolgende Tabelle zeigt eine Übersicht über die Messwerte (Tab. 23).

Tabelle 23: Deskriptive Darstellung der CCD-Winkel in beiden Kohorten

CCD-Winkel [°]	≤ 59 Jahre				≥ 60 Jahre			
	MW	Min.	Max.	SD	MW	Min.	Max.	SD
Präoperativ	134,4	120,4	152,6	6,9	129,5	117,4	139,5	5,7
3 Monate	132,8	121,1	145,1	5,4	131,7	120,4	142,0	5,2
6 Monate	132,6	120,6	144,6	4,7	131,9	119,8	143,6	5,6
12 Monate	132,9	122,4	144,0	5,1	131,1	199,7	144,3	5,5
24 Monate	132,4	122,5	141,0	4,8	131,8	199,4	144,3	5,4

Das Femorale Offset wurde in allen Kontrollen bestimmt. Es zeigte sich eine Vergrößerung des Femoralen Offsets nach dem Eingriff. In den weiteren Kontrollen blieb das Femorale Offset konstant (Tab. 24).

Tabelle 24: Deskriptive Darstellung des Femoralen Offsets in beiden Kohorten

Femorales Offset [mm]	≤ 59 Jahre				≥ 60 Jahre			
	MW	Min.	Max.	SD	MW	Min.	Max.	SD
Präoperativ	31,7	15,0	42,0	6,7	37,3	18,0	54,0	8,3
3 Monate	40,5	27,0	52,0	5,8	44,4	28,0	57,0	5,7
6 Monate	40,9	24,0	57,0	6,3	43,6	32,0	56,0	5,8
12 Monate	41,0	29,0	51,0	4,9	45,0	30,0	56,0	5,4
24 Monate	41,8	30,0	57,0	5,2	45,4	34,0	55,0	5,4

Die Femurkopfposition wurde präoperativ erfasst und deskriptiv in Tabelle 25 dargestellt. Der Mittelwert betrug für die jüngere Kohorte 59,0 mm und für die ältere Kohorte 57,3 mm (Tab. 25).

Tabelle 25: Messungen der Femurkopfposition (in mm) in beiden Kohorten

	≤ 59 Jahre				≥ 60 Jahre			
	MW	Min.	Max.	SD	MW	Min.	Max.	SD
Femurkopfposition [mm]	59,0	31	74	9,0	57,3	30	72	9,1

5.6 Osteodensitometrische Ergebnisse

Die Auswertung der DEXA-Ergebnisse wurde unterteilt in die sieben Zonen nach Gruen. In der jüngeren Kohorte zeigte sich in der 6-Monats-Kontrolle ein Verlust der Knochendichte in allen Gruen-Zonen außer in Zone 6 (Tab. 26).

Tabelle 26: Knochendichte-Messergebnisse der Gruen-Zonen 1–7 für die jüngere Kohorte ≤ 59 Jahren mit den absoluten und relativen Veränderungen

Gruen-Zonen	t ₁		t ₂		t ₃		t ₄	
	BMD [g/cm ²]	BMD [g/cm ²]	Prozent [%]	BMD [g/cm ²]	Prozent [%]	BMD [g/cm ²]	Prozent [%]	
Zone 1	0,79	0,71	-10,18	0,73	-7,64	0,74	-5,92	
Zone 2	1,42	1,36	-3,53	1,42	-0,09	1,39	-1,45	
Zone 3	2,13	2,08	-1,71	2,12	-0,37	2,16	+1,75	
Zone 4	2,06	2,04	-0,4	2,02	-1,49	2,06	+ 0,07	
Zone 5	1,91	1,88	-0,97	1,88	-0,86	1,91	+0,81	
Zone 6	1,42	1,43	+1,99	1,44	+2,08	1,46	+3,30	
Zone 7	1,31	1,18	-9,45	1,15	-13,01	1,19	-7,70	

Der größte Verlust für die jüngere Kohorte zeigte sich in Gruen-Zone 1. In der 12-Monats-Kontrolle wurde der größte Verlust in Gruen-Zone 7 beobachtet; eine Zunahme konnte nur in Zone 6 verzeichnet werden. Über den gesamten Untersuchungszeitraum zeigte sich eine Zunahme der Knochendichte in den Gruen-Zonen 3 und 6, wohingegen in den Gruen-Zonen 1, 2 und 7 über einen Untersuchungszeitraum von 24 Monaten eine Abnahme der Knochendichte beobachtet wurde. In der älteren Kohorte wurde in der 6-Monats-Kontrolle ein Dichteverlust in den Gruen-Zonen 1, 4, 5 und 7 beobachtet, während ein Zuwachs in den Zonen 2, 3 und 6 zu verzeichnen war. Eine Zunahme der Knochendichte konnte in der 12-Monats-Kontrolle in den Gruen-Zonen 3 und 6 detektiert werden. In der 24-Monats-Kontrolle zeigte sich eine Zunahme in den Gruen-Zonen 3 und 6, wobei der größte Anstieg der Kohorte in Zone 6 mit 9,28 % gemessen wurde. Eine Abnahme der Knochendichte nach 24 Monaten wurde in den Zonen 1, 2, 4, 5 und 7 registriert (Tab. 27).

Tabelle 27: Messergebnisse der Gruen-Zonen 1–7 für die ältere Kohorte ≥ 60 Jahren mit den absoluten und relativen Veränderungen

Gruen-Zonen	t ₁	t ₂		t ₃		t ₄	
	BMD [g/cm ²]	BMD [g/cm ²]	Prozent [%]	BMD [g/cm ²]	Prozent [%]	BMD [g/cm ²]	Prozent [%]
Zone 1	0,87	0,79	-9,37	0,80	-8,87	0,81	-7,29
Zone 2	1,54	1,60	+4,01	1,52	-0,28	1,50	-2,05
Zone 3	2,17	2,25	+3,95	2,21	+2,06	2,19	+1,42
Zone 4	2,14	2,03	-4,79	2,03	-4,7	2,00	-5,95
Zone 5	1,97	1,94	-1,8	1,94	-1,82	1,91	-3,17
Zone 6	1,44	1,48	+3,56	1,51	+4,65	1,57	+9,28
Zone 7	1,43	1,26	-10,03	1,25	-11,04	1,32	-6,29

In den Abbildungen 25 und 26 sind die Knochendichteveränderungen für die jeweiligen Kohorten grafisch mit Standardabweichung dargestellt.

≤ 59 Jahre

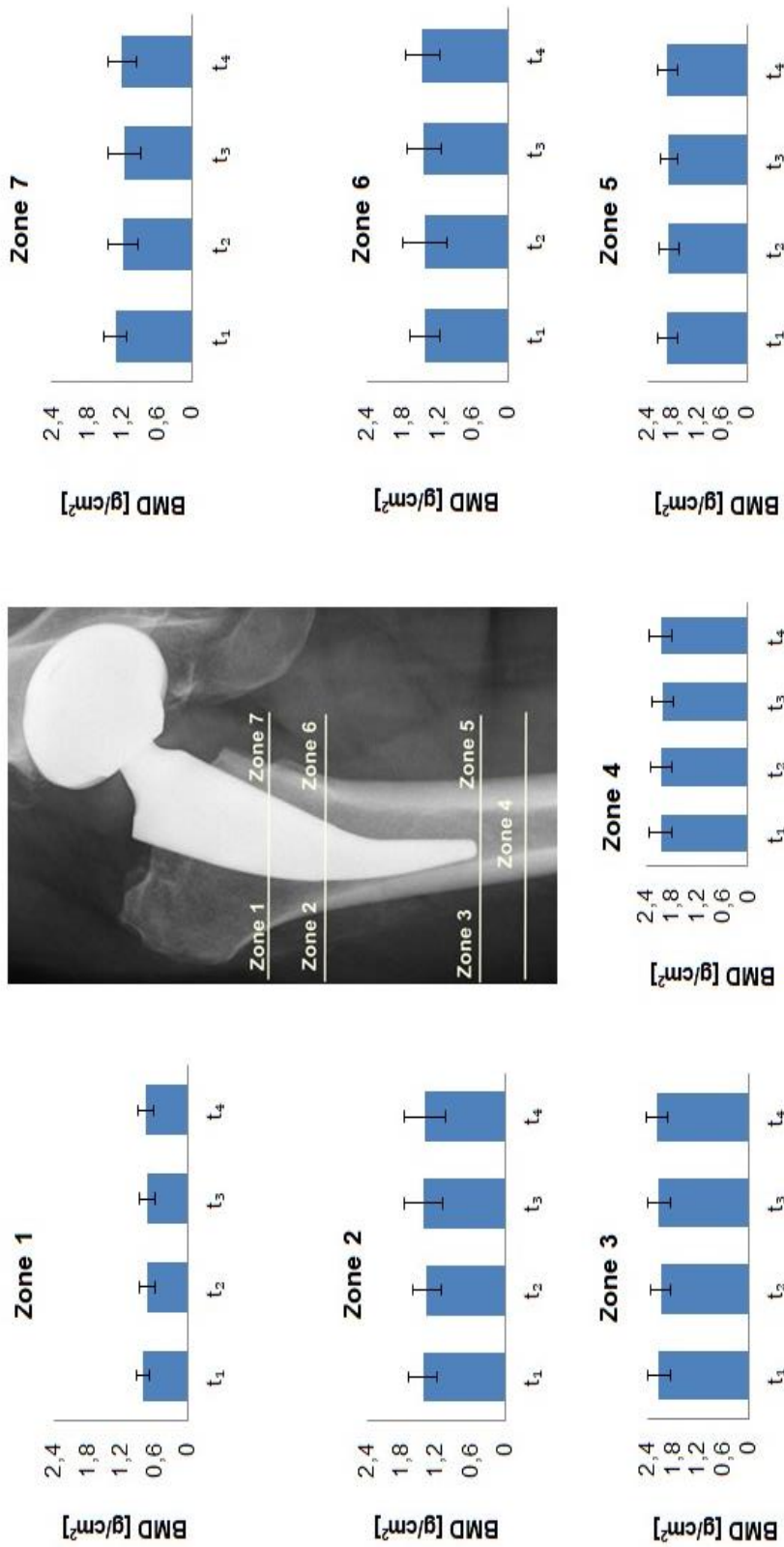


Abbildung 25: Darstellung der Knochendichteänderung anhand der Gruen-Zonen in der jüngeren Kohorte $K \leq 59$ Jahre

≥ 60 Jahre

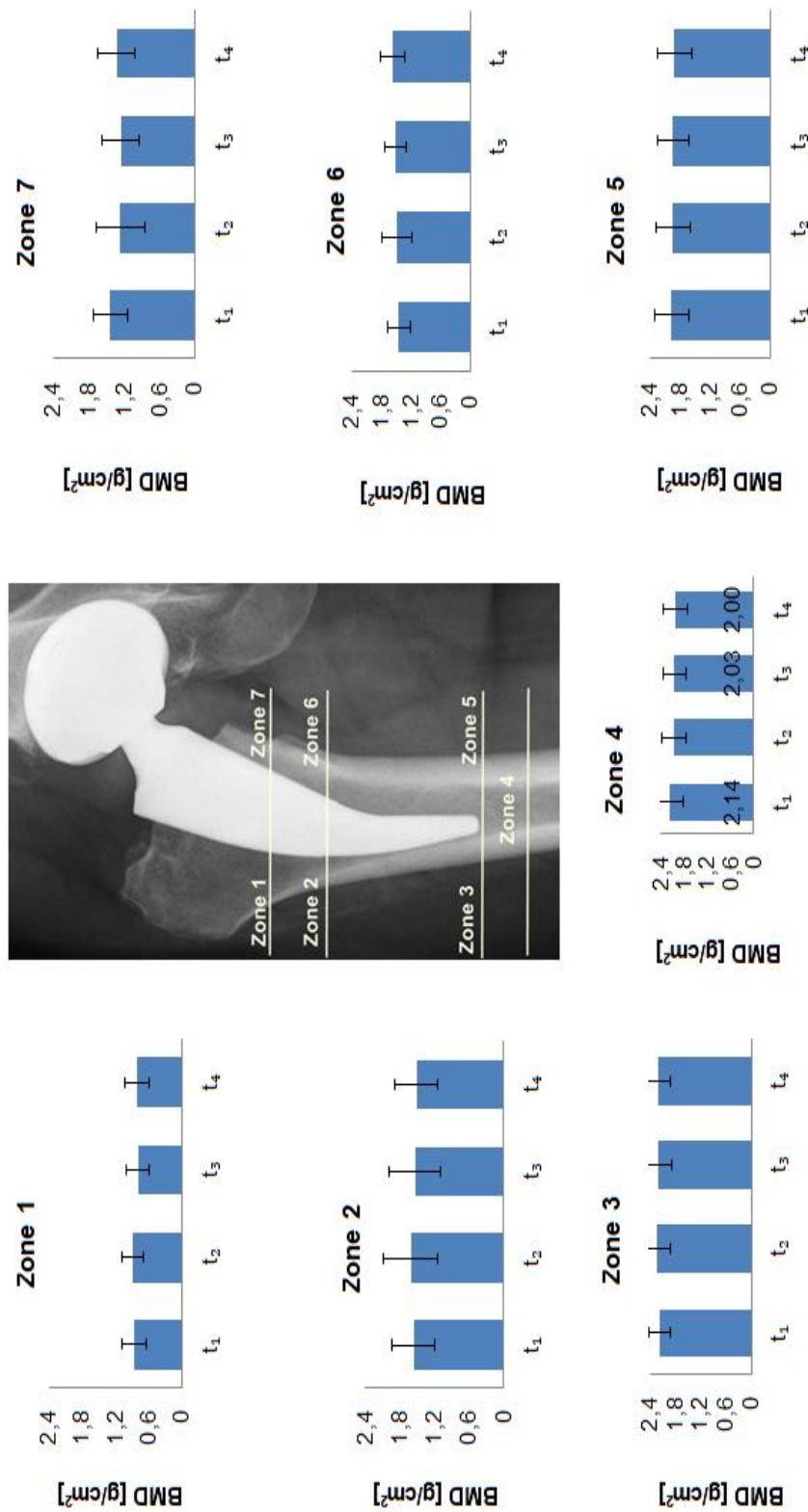


Abbildung 26: Darstellung der Knochendichteänderung anhand der Gruen-Zonen in der älteren Kohorte K ≥ 60 Jahre

5.7 Korrelationsanalysen

Es wurden die Zusammenhänge zwischen den Variablen Alter, BMI und den verschiedenen HHS-Werten in den Monatskontrollen für jede Kohorte untersucht. Eine Korrelation zwischen Alter bei OP und BMI ($r = 0,465$) ließ sich in der jüngeren Kohorte nachweisen. Außerdem zeigten sich Korrelationen mit signifikanten p-Werten zwischen dem HHS in der 3-Monats-Kontrolle und den HHS in den weiterführenden Untersuchungen für die jüngere Kohorte ($r = 0,556$, $r = 0,684$, $r = 0,383$). Es bestand ein mittlerer bis hoher Effekt zwischen den Variablen (Tab. 28).

**Tabelle 28: Korrelationsanalyse der jüngeren Kohorte ** = 0,01 (2-seitig) signifikant
* = 0,05 (2-seitig) signifikant**

	BMI	Alter bei OP	HHS präOP	HHS 3 Monate	HHS 6 Monate	HHS 12 Monate	HHS 24 Monate
BMI	1						
Alter bei OP	0,465**	1					
HHS präOP	0,002	-0,143	1				
HHS 3 Monate	-0,270	-0,049	-0,145*	1			
HHS 6 Monate	-0,154	0,039	-0,189	0,556**	1		
HHS 12 Monate	-0,340*	-0,009	0,008	0,684**	0,739**	1	
HHS 24 Monate	-0,254	-0,246	-0,036	0,383*	0,327*	0,444*	1

In der älteren Kohorte fanden sich insgesamt weniger Korrelationen zwischen den jeweiligen Variablen. Ein antiproportionaler Zusammenhang mit signifikanten p-Werten und einer mittleren Effektstärke zeigte sich zwischen dem Alter bei OP und dem präoperativen HHS sowie dem HHS in der 6-Monats-Kontrolle ($r = -0,402$, $r = -0,401$).

Auch in dieser Korrelationsanalyse zeigten sich proportionale Abhängigkeiten von den verschiedenen HHS-Messungen untereinander. Ein Zusammenhang zwischen den Parametern Alter und BMI konnte für die ältere Kohorte nicht detektiert werden (Tab. 29).

**Tabelle 29: Korrelationsanalyse der älteren Kohorte ** = 0,01 (2-seitig) signifikant
* = 0,05 (2-seitig) signifikant**

	BMI	Alter bei OP	HHS präOP	HHS 3 Monate	HHS 6 Monate	HHS 12 Monate	HHS 24 Monate
BMI	1						
Alter bei OP	0,031	1					
HHS PräOP	-0,173	-0,402*	1				
HHS 3 Monate	0,113	0,219	-0,412*	1			
HHS 6 Monate	0,302	-0,401*	0,014	0,200	1		
HHS 12 Monate	-0,260	-0,364	0,087	0,350	0,713**	1	
HHS 24 Monate	0,235	-0,369	0,114	0,276	0,788**	0,630**	1

Eine höhere Anzahl an signifikanten Ergebnissen in Bezug auf Knochendichteveränderungen zeigte sich in der Analyse der älteren Kohorte (Tab. 30).

Tabelle 30: Ausgewählte Werte der Korrelationsanalyse für die ältere Kohorte ** = 0,01 (2-seitig) signifikant * = 0,05 (2-seitig) signifikant

Knochendichteparameter	Alter bei OP
BMD (t ₁)	0,505**
BMD (t ₂)	0,506**
BMD (t ₃)	0,448*
BMD (t ₄)	0,524**
Zone 5 (t ₁)	0,434*
Zone 6 (t ₁)	0,473*
Zone 1 (t ₂)	0,405*
Zone 4 (t ₂)	0,459*
Zone 5 (t ₂)	0,480**
Zone 1 (t ₃)	0,445*
Zone 4 (t ₃)	0,469*
Zone 5 (t ₃)	0,497**
Zone 7 (t ₃)	0,407*
Zone 1 (t ₄)	0,436*
Zone 4 (t ₄)	0,448*
Zone 5 (t ₄)	0,500**
Zone 7 (t ₄)	0,422*

Die Korrelationsanalyse der jüngeren Kohorte hinsichtlich der Knochendichtemessung ergab einen mittleren Effekt für die postoperativ gemessenen Werte der Gruen-Zonen 5 und 6 (Tab. 31).

Tabelle 31: Ausgewählte Werte der Korrelationsanalyse für die jüngere Kohorte
 ** = 0,01 (2-seitig) signifikant * = 0,05 (2-seitig) signifikant

Zone	Alter bei OP
Zone 5 (t ₁)	-0,424**
Zone 6 (t ₁)	-0,322*
Zone 5 (t ₂)	-0,325*

Es konnte eine moderate proportionale Korrelation mit signifikanten p-Werten des Alters bei Operation und der globalen Knochendichte in allen Kontrollen detektiert werden. Weiterhin wurde eine proportionale Abhängigkeit für die Gruen-Zonen 1, 4, 5, 6 und 7 in verschiedenen Untersuchungsintervallen festgestellt. Die Effekte der Korrelation legen eine mittlere bis starke Abhängigkeit nach Cohen nahe.

5.8 Zusammenfassung der Ergebnisse

Insgesamt zeigte unsere Studie gute bis sehr gute klinische und radiologische Ergebnisse für beide Kollektive. Eine Verbesserung des HHS konnte in beiden Gruppen erzielt werden. Signifikante Unterschiede zwischen den beiden Kohorten wurden nicht detektiert. Auch bei der radiologischen Auswertung konnten keine signifikanten Unterschiede erfasst werden. In beiden Kohorten wurden Reaktive Linien, Knochenbrücken und Skleosierungen beobachtet, jedoch gab es im gesamten Kollektiv keine Revisionseingriffe oder Prothesenlockerungen. Die osteodensitometrischen Untersuchungen fanden keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Kollektiven. In der Korrelationsanalyse zeigte sich ein schwacher Zusammenhang zwischen Alter bei OP und HHS. In der vorliegenden Studie zeigten sich mittlere bis starke Abhängigkeiten der Knochendichte hinsichtlich der Variable „Alter“. In beiden Kohorten ließen sich verschiedene Korrelationen detektieren. Um die Ergebnisse mit den anfangs formulierten Fragestellungen in Bezug zu setzen, werden die einzelnen Fragestellungen systematisch nochmals aufgeführt und beantwortet.

Fragestellung 1: *Gibt es Unterschiede zwischen den Patientengruppen in den klinischen Resultaten, gemessen an den Ergebnissen des Harris Hip Scores (HHS)?*

Es konnten keine signifikanten Unterschiede bei den Ergebnissen des HHS zwischen den Kohorten gemessen werden. Insgesamt zeigte sich eine deutliche Verbesserung des postoperativen HHS im Vergleich zu den präoperativen Werten.

Fragestellung 2: *Weist die ältere Kohorte im Vergleich zum jüngeren Kollektiv unterschiedliche Ergebnisse in den radiologischen Untersuchungen auf?*

Signifikante Unterschiede der radiologischen Ergebnisse wurden nicht nachgewiesen. Insgesamt stieg die Anzahl Reaktiver Linien, des Calcar Rounding und von Sklerosierungen im Zeitraum von 24 Monaten nach Implantation an. In beiden Kohorten konnte im Untersuchungszeitraum keine höhergradige Spannungsabschirmung detektiert werden.

Fragestellung 3: *Gibt es in beiden Kollektiven signifikante Änderungen der Knochendichte in den Gruen-Zonen 1–7 nach 24 Monaten?*

Die DEXA-Analysen zeigten keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Kollektiven. Jedoch wurde eine Zunahme der Knochendichte für die jüngere Kohorte ($K \leq 59$ Jahre) in den Gruen-Zonen 3, 4, 5 und 6 verzeichnet. In der älteren Kohorte ($K \geq 60$ Jahre) wurde eine Zunahme der Knochendichte in den Gruen-Zonen 3 und 6 detektiert.

Fragestellung 4: *Finden sich Korrelationen zwischen den Variablen Alter und HHS in der Korrelationsanalyse?*

Es konnte ein schwacher Zusammenhang zwischen den Variablen festgestellt werden.

Fragestellung 5: *Zeigt die Korrelationsanalyse einen Zusammenhang von Alter und Knochendichteveränderungen?*

Ein Zusammenhang zwischen den Parametern Alter und Knochendichte konnte für bestimmte Gruen-Zonen aufgezeigt werden.

6 Diskussion

In der operativen Behandlung der Koxarthrose ist bei jüngeren Patienten die Implantation einer Kurzschaftprothese zum „Goldstandard“ geworden, nachdem zahlreiche Studien für dieses Kollektiv exzellente Ergebnisse, sowohl hinsichtlich des klinischen Outcomes als auch der Ossifikation, zeigen konnten [Nowak et al. 2011; Thorey et al. 2013; Kim et al. 2016; Suksathien et al. 2022]. Die guten Ergebnisse ließen sich insbesondere auch für die Metha[®]-Kurzschaftprothese, die in unserer Studie implantiert wurde, nachweisen [Thorey et al. 2013; Wittenberg et al. 2013; Chammaï and Brax 2015; Jahnke et al. 2015; Lewinski and Floerkemeier 2015]. Allgemein werden als Vorteile der Kurzschaftprothese kürzere Operationszeiten, verringerte Komplikationsraten sowie leichtere Revisions Eingriffe benannt [Diehl et al. 2010]. Dagegen werden fehlende Verankerungsmöglichkeiten bei unzureichender Knochenqualität sowie eine geringere Primärstabilität als ihre Nachteile gesehen [Diehl et al. 2010]. Daher gilt als wissenschaftlicher Konsens, dass aufgrund der im Alter abnehmenden Knochenqualität bei Älteren die Indikation für eine Kurzschaftprothese streng gestellt werden sollte, da möglicherweise eine ausreichende Verankerung und damit einhergehend ein gutes postoperatives Resultat nicht gewährleistet werden kann. Allerdings liegen Studien, die dies stützen, gegenwärtig nicht vor. Denn es gibt nur wenige Untersuchungen, die die Langzeitergebnisse bei älteren Patienten nach einer Kurzschaftimplantation thematisieren [Thorey et al. 2013; Wittenberg et al. 2013; Chammaï and Brax 2015; Jahnke et al. 2015; Lewinski and Floerkemeier 2015]. Solche sind jedoch von zentraler Bedeutung, nimmt doch infolge der demografischen Entwicklung in unserer Gesellschaft der Anteil besagter Patienten kontinuierlich zu. Um diese wissenschaftliche Lücke zu schließen, vergleicht die vorliegende Studie die Ergebnisse nach Kurzschaftimplantation bei älteren und jüngeren Patienten. Die Evaluation klinischer und radiologischer Ergebnisse soll die Frage beantworten: Ist die Verwendung der Kurzschaftprothese in der operativen Hüftendoprothetik auch bei Älteren zu rechtfertigen?

Für die klinische Evaluation wurde der HHS in der vorliegenden Studie von einem sorgfältig geschulten Doktorandenteam erhoben. Der HHS stellt ein etabliertes Score-System dar, um die Lebensqualität nach Implantation einer Hüftendoprothese zu messen [Söderman and Malchau 2001; Acklin et al. 2016; Kutzner et al. 2017]. Er verknüpft klinisch messbare Parameter mit subjektiven Patientenwahrnehmungen und gibt somit

eine globale Übersicht über die Funktion des operierten Hüftgelenks sowie die Patientenzufriedenheit im Alltag. Er vereint mit der Neutral-Null-Methode ein objektives Messverfahren für die Bewegungsausmaße des Hüftgelenks mit subjektiven, vom Patienten einzuschätzenden Parametern (z. B. dem Parameter „Schmerz“). Zu beachten ist, dass die subjektiven Parameter abhängig von der jeweiligen Tagesform der Patienten variieren können. Auch beeinflussen biomechanische Faktoren (z. B. Offset, CCD-Winkel oder Femurkopfposition) sowie die Kraftüberleitung der Prothese die klinischen Ergebnisse der Patienten [Noble et al. 1988]. In der vorliegenden Arbeit wurde eine signifikante Steigerung des HHS in der 3-Monats-Kontrolle im Vergleich zu dem präoperativ bestimmten Wert für beide Gruppen erfasst. In den 24-Monats-Kontrollen betrug der HHS $93,2 \pm 9,6$ in der jüngeren Kohorte und $94,1 \pm 7,6$ in der älteren Kohorte, wobei sich kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Kohorten zeigte. Insgesamt ließ sich also eine ähnlich gute Lebensqualität in beiden Kohorten nachweisen. Unsere Ergebnisse decken sich mit den Resultaten mehrerer Studien, die ebenfalls zeigen konnten, dass die Verbesserung der Lebensqualität bei älteren Patienten durchaus vergleichbar mit der bei jüngeren ist, wobei allerdings nicht zwischen Standardschäften und Kurzschäften unterschieden wurde [Fang et al.; Jones et al. 2001; Santaguida et al. 2008]. Im Gegensatz dazu konnten Gkagkalis et al. einen signifikanten Unterschied des postoperativen HHS im Vergleich zum präoperativ erhobenen Wert zwischen den jüngeren (< 60 Jahre) und älteren Patienten (> 75 Jahre) nach Implantation einer zementfreien Kurzschaftprothese feststellen [Gkagkalis et al. 2019]. Gründe für diese unterschiedlichen Ergebnisse könnten in variierenden Altersgrenzen und Untersuchungszeiträumen sowie der individuellen Beantwortung der verschiedenen Fragen des HHS liegen. Die unterschiedliche Größe der Stichproben könnte ebenfalls Einfluss auf das Ergebnis haben. In der vorliegenden Arbeit konnte der HHS in der jüngeren Kohorte um durchschnittlich 39,6 Punkte und in der älteren Kohorte um durchschnittlich 36,5 Punkte gesteigert werden. Unsere Ergebnisse decken sich weitgehend mit denen anderer Untersuchungen. So verzeichneten Jahnke et al. einen Zuwachs des HHS von 39 Punkten im Zeitraum von einem Jahr nach Implantation einer Metha[®]-Kurzschaftprothese [Jahnke et al. 2014]. Lerch et al. beschrieben in ihrer Arbeit zur Metha[®]-Kurzschaftprothese einen Anstieg des HHS um 31 Punkte in einem Zeitraum von zwei Jahren bei einem durchschnittlichen Patientenalter von 58,9 Jahren [Lerch et al. 2012]. Floerkemeier et al. konnten in ihrer Studie zur Osseointegration der Metha[®]-Kurzschaftprothese einen Zuwachs des HHS von 49,2 Punkten nachweisen [Floerkemeier et al. 2012]. Das

Durchschnittsalter betrug hier 49,4 Jahre. Folglich lassen sich die Ergebnisse unserer Arbeit gut einordnen. Insgesamt zeigt sich eine deutliche Verbesserung des HHS auch bei den älteren Patienten. In den vorgenannten Publikationen wurde jedoch nicht nach dem Faktor „Alter“ differenziert, es wurden hauptsächlich jüngere Patienten untersucht, sodass die Ergebnisse insgesamt nur bedingt vergleichbar sind.

In unserer Arbeit untersuchten wir ferner die Abhängigkeit der Variablen Alter und HHS mittels einer Korrelationsanalyse. Dabei konnte in der jüngeren Kohorte eine Abhängigkeit vom Alter auf den BMI sowie der verschiedenen HHS-Werte untereinander festgestellt werden. In der älteren Kohorte zeigten sich Abhängigkeiten zwischen dem Alter und den präoperativ sowie postoperativ erhobenen HHS. Diese Ergebnisse legen insofern einen Zusammenhang der verschiedenen Faktoren nahe. Eine echte Kausalität kann aufgrund der Daten allerdings nicht nachgewiesen werden, da sich die Ergebnisse auf das Studienkollektiv beziehen und somit eine Aussage für die Normalpopulation nicht möglich ist. Ferner ist die Korrelationsanalyse eine Methode der explorativen Datenanalyse und kann somit nicht für eine Hypothesentestung verwendet werden. Dennoch sollten weitere Studien zu den oben beschriebenen Korrelationen durchgeführt werden, um diese Zusammenhänge künftig näher zu untersuchen.

Ein weiterer wichtiger Bestandteil der vorliegenden Arbeit war die radiologische Auswertung der Gruppen mittels Nativröntgenbildern. Bei der Auswertung der Nativröntgenbilder konnten in beiden Kohorten Reaktive Linien, Knochenbrücken und Sklerosierungen als Zeichen von Spannungsabschirmung beobachtet werden. Die Mehrheit der Reaktiven Linien wurde in den Gruen-Zonen 3, 4 und 5 festgestellt. Diese Zonen entsprechen dem unbeschichteten Anteil der Prothese. Reaktive Linien in diesem Bereich können daher nicht als Zeichen von Instabilität interpretiert werden [Engh et al. 1990]. Allerdings können Reaktive Linien in Gruen-Zone 4 ein Zeichen für eine distale Kraftübertragung sein, da sie ein Indikator für Relativbewegungen und dementsprechend von Instabilität sein können. Relativbewegungen können durch eine verminderte Presspassung zwischen Knochen und Prothese begünstigt werden [Bieger et al. 2013]. Ein weiteres Zeichen für unzureichende Osseointegration der Prothese können Reaktive Linien in den Zonen 1, 2 und 6 sein, diese Zonen befinden sich in den beschichteten Schaftbereichen. In der vorliegenden Studie wurden auch in diesen Zonen Reaktive Linien gefunden; jedoch ergaben die klinische Untersuchung und die nativradiologische Verlaufskontrolle keine Hinweise auf eine unzureichende Osseointegration. Weiterhin zeigt

ten sich in den Zonen 2 und 6 endostale Knochenbrücken in einem Großteil der untersuchten Fälle als Zeichen adäquater Osseointegration [Engh et al. 1990]. Demnach entwickelten sich im gesamten Kollektiv keine Prothesenlockerungen und folglich waren auch keine Revisionseingriffe notwendig. In der Literatur wird beschrieben, dass die Anzahl von Revisionsoperationen generell zunimmt [Kurtz et al. 2009], Komplikationen nach einer Revisionsoperation steigen mit zunehmendem Alter an [Bovonratwet et al. 2018]. Der Hauptgrund einer Revisionsoperation bei jüngeren Patienten ist die aseptische Lockerung, während bei älteren Patienten die periprothetische Fraktur nach einem Sturzereignis das größte Risiko für einen Revisionseingriff darstellt [Gkagkalis et al. 2019]. Weitere Faktoren für Revisionseingriffe sind persistierende postoperative Schmerzen, Implantatbrüche und Früh- oder Spätinfektionen [Malchau et al. 2002]. Solche Ergebnisse traten in der vorliegenden Studie nicht auf. Weiterhin attestieren mehrere Studien der Kurzschaftprothese Metha[®] eine geringe Rate von aseptischer Lockerung [Lewinski and Floerkemeier 2015; Schnurr et al. 2017]. Malahias et al. konnten eine Revisionsrate von 2,5 % in einer Übersichtsarbeit für die Metha[®]-Prothese feststellen, die häufigsten Gründe für eine Revision waren Versagen des Halsadapters und aseptische Lockerung [Malahias et al. 2021]. Aseptische Lockerungen können unter anderem durch Stress Shielding verursacht werden. In der vorliegenden Arbeit wurde als Indiz für ein mildes Stress Shielding in beiden Gruppen Calcar Rounding beobachtet, was als Zeichen für quantitative Atrophie des Knochens gilt. Die DEXA-Auswertung bestätigte diese Ergebnisse jedoch nicht; hier zeigte sich, dass sich die Qualität des Knochens sogar verbesserte, während die Knochenmasse gemäß den Nativröntgenbildern eher abnahm. Im Vergleich der beiden Kohorten miteinander trat Calcar Rounding etwas häufiger bei den älteren Patienten auf.

Die heterotrope Entwicklung und die Ausprägung von Ossifikationen stellen weitere postoperative Qualitätsparameter dar. Radiologische Ossifikationen werden durch traumatische Operationsprozesse begünstigt. Sie treten in bis zu 40 % der Fälle nach einem Hüftgelenkersatz auf [Brooker et al. 1973; Spinarelli et al. 2011]. Die Klassifikation nach Brooker wurde in der vorliegenden Studie verwendet, um die Ergebnisse der beiden Kohorten objektiv vergleichen zu können. Bestandteile dieser Klassifikation sind Lokalisation und Ausprägung der Verknöcherungen im Weichteilgewebe. Wittenberg et al. konnten in ihrer Untersuchung zur Metha[®]-Prothese bei einem Kollektiv von 250 Probanden Ossifikationen gemäß Brooker des Grades I bei 6,9 % und des Grades II bei

1,3 % beobachten [Wittenberg et al. 2013]. Hier wurde jedoch nicht nach dem Alter unterschieden, das Durchschnittsalter der Patienten betrug 60 Jahre und der Untersuchungszeitraum fünf Jahre. In unserer Studie wurde eine Ossifikation nach Brooker des Grades I bei 41,0 % des jüngeren Kollektivs sowie bei 25,0 % des älteren Kollektivs nach 24 Monaten erhoben. Eine Ossifikation des Grades II wurde in 30,8 % der Fälle in der jüngeren Kohorte sowie bei 14,3 % der Fälle in der älteren Kohorte nach 24 Monaten festgestellt. Diese Ergebnisse lagen außerhalb der erhobenen Daten von Wittenberg et al. und können möglicherweise auf die geringere Anzahl an Probanden in unserer Studie zurückzuführen sein; wahrscheinlicher ist jedoch, dass sie durch den kürzeren Nachbeobachtungszeitraum bedingt sind. Spinarelli et al. beobachteten in bis zu 40 % der Fälle heterotrope Ossifikation [Brooker et al. 1973; Spinarelli et al. 2011]. Diese Ergebnisse stimmten weitgehend mit unseren Ergebnissen überein. Unsere Arbeit legt nahe, dass heterotrope Ossifikationen im Alter seltener auftreten. Vergleichbare Daten in der Literatur fehlen, daher sollte dieser Aspekt in weiteren Studien Berücksichtigung finden.

In der vorliegenden Arbeit wurden neben den oben beschriebenen qualitativen auch quantitative Parameter (CFI, Beinlängendifferenz, CCD-Winkel und Femorales Offset) des Hüftgelenks erhoben. Diese geometrischen Parameter sind von wesentlicher Bedeutung für die Rekonstruktion einer möglichst korrekten Hüftanatomie und somit für die Wiederherstellung einer optimalen Gelenkfunktion. Sie sind nicht nur entscheidende Werte für die postoperative Erfolgskontrolle, sondern auch wichtige präoperative Parameter, um während der Operation die Hüftgeometrie optimal rekonstruieren zu können. Je nach Erfahrung des Operateurs können sich daraus unterschiedliche Herangehensweisen an die Operation sowie verschiedene klinische Ergebnisse ergeben. Eine wichtige Einflussgröße für die optimale Rekonstruktion ist der CFI. Da die Femurkonfiguration vom Alter der Patienten abhängt, kann es bei der Erhebung des CFI in unterschiedlichen Altersklassen zu unterschiedlichen Ergebnissen kommen [Noble et al. 1988]. Jüngere Patienten weisen im Normalfall einen CFI von 4,0 oder größer auf. Der CFI-Quotient sinkt bei Patienten über 80 Jahre aufgrund der im Alter zunehmenden medullären Verbreiterung des Femurschafts [Noble et al. 1988]. Dieser Prozess kann zu einer mechanischen Lockerung oder zum Absinken der Prothese führen [Noble et al. 1988]. Darüber hinaus beobachteten Noble et al. eine Erweiterung des Isthmus von 1,3 mm pro zehn Jahre Lebensalter [Noble et al. 1988]. Diese Veränderung ist bedingt durch die

Ausdünnung der Kortikales ab einem Alter von 60 Jahren [Noble et al. 1988]. Die „Champagnerglaskonfiguration“ gilt als die ungünstigste für eine gute Prothesenimplantation bei einer Metha[®]-Kurzschafthprothese [Jahnke et al. 2015]. Aufgrund der distalen Verengung des Femurschafts kann es zu einer unerwünschten distalen Kraftübertragung kommen, daher sollte die Dimension der Prothese angepasst werden, um eine optimale Kraftübertragung zu realisieren [Jahnke et al. 2015]. Diese Zusammenhänge spiegeln sich auch in den Ergebnissen unserer Studie wider. Die „Ofenrohrform“ wiesen 15,4 % der Fälle im jüngeren bzw. 21,4 % im älteren Kollektiv auf. Noble et al. beschrieben das Auftreten dieser Form in 9 % ihres Kollektivs. Die „Sektkelchform“ wurde von Noble et al. in 8 % der Fälle erfasst [Noble et al. 1988]. In unserer Studie waren es 10,3 % ($K \leq 59$ Jahre) bzw. 7,1 % ($K \geq 60$ Jahre) der Fälle. Die „Champagnerglaskonfiguration“ wurde in beiden Kohorten ungefähr gleich häufig vorgefunden, und es wurde keine Prothesenlockerung in den betroffenen Fällen festgestellt. Eine normale Form sahen wir in 74,4 % der Fälle im jüngeren und bei 71,4 % im älteren Kollektiv.

Weitere wichtige Parameter für eine gelungene anatomische Rekonstruktion sind CCD-Winkel und Antetorsionswinkel. Letzterer wurde in der vorliegenden Untersuchung nicht bestimmt, da dieser zuverlässig nur mit einer Computertomografie ermittelt werden kann. Aufgrund der Kosten, des zeitlichen Aufwands und insbesondere wegen der Strahlenbelastung erschien uns eine Computertomografieuntersuchung nicht gerechtfertigt. Jedoch wurde der CCD-Winkel mittels Nativröntgenbild bestimmt. Das postoperative Absinken der Prothese sowie das sich mit steigendem Alter verändernde Verhältnis zwischen Femurkopf und Schenkelhals [Noble et al. 1995] können den CCD-Winkel beeinflussen. Es kommt zu einer Varisierung. Dieser Zusammenhang zeigte sich in den präoperativen Messungen der CCD-Winkel in der vorliegenden Analyse. Der präoperative CCD-Winkel betrug bei der jüngeren Kohorte im Durchschnitt $134,4^\circ$ und in der älteren Kohorte $129,5^\circ$. Schidlo et al. beschrieben in ihrem Kollektiv eine Veränderung des CCD-Winkels von präoperativ 128° auf postoperativ 145° [Schidlo et al. 1999]. Diese Entwicklung konnte in der vorliegenden Studie nicht bestätigt werden, da in beiden Kollektiven überwiegend ein Implantat mit einem CCD-Winkel von 130° verwendet wurde. Eine weitere Studie zeigte eine geringere Veränderung des CCD-Winkels nach Implantation einer Kurzschafthprothese in Bezug auf präoperative Messungen von durchschnittlich $1,47^\circ$, diese Untersuchungen wurden jedoch an Verstorbenen durchgeführt und nicht nach Altersgruppen differenziert [Ezechieli et al. 2022]. Diese geringe

Veränderungsrate entspricht den Ergebnissen unserer Studie. Im Verlauf zeigten sich in beiden Kohorten lediglich geringe Änderungen der postoperativ gemessenen CCD-Winkel. Dies spricht für eine gelungene anatomische Rekonstruktion der Hüftgeometrie, die essenziell für die Erhaltung der Beinlänge sowie das Gleichgewicht zwischen Muskel- und Gelenkkraften ist [Noble et al. 1988]. Als weiterer Parameter für eine gelungene Rekonstruktion gilt das Femorale Offset. Eine Vergrößerung des Offsets führt zu einer Verlängerung des Hebelarms der Abduktoren, was wiederum die Belastung des Hüftgelenks reduziert. Dies führt zu einer geringeren Instabilität [Charnley 1979]. Zudem wird das Impingementrisiko verringert. Nachteil einer Vergrößerung des Femoralen Offsets sind die Zunahme der Biegebelastung und die verstärkte Belastung der distalen Prothesenteile [Jerosch et al. 2012]. Noble et al. beobachteten in ihrem Kollektiv ein mittleres Femorales Offset von 43,0 mm [Noble et al. 1988]. In der hier vorliegenden Untersuchung wurde das Femorale Offset im Durchschnitt vergrößert. In beiden Kohorten lag das Femorale Offset nach Versorgung mit einer Kurzschaftprothese zwischen 40,5 mm und 45,4 mm.

Ein entscheidender Faktor für eine erfolgreiche anatomische Rekonstruktion der Hüftgeometrie ist die Knochenqualität. Die Dorr-Klassifikation bietet eine Möglichkeit, die Knochenqualität sowie die Anfälligkeit für Frakturen anhand eines Nativröntgenbildes zu bestimmen [Dorr et al. 1993]. Vorliegend wurde die Knochenqualität durch DEXA-Messungen ermittelt. Die DEXA quantifiziert ossäre Dichteveränderungen und stellt eine präzise Methode für die Beurteilung der Knochenqualität dar [Martini et al. 1997]. Es können so bereits Knochendichteunterschiede von 4–5 % festgestellt werden [Martini et al. 2000]. Um eine aussagekräftige DEXA-Messung zu gewährleisten, ist es erforderlich, während der Untersuchung sowohl die Position des Patienten als auch die Rotation des Femurs streng zu kontrollieren [Martini et al. 2000]. Diese Faktoren sind entscheidend, da sie die Genauigkeit und Zuverlässigkeit der Knochendichtemessungen beeinflussen können. Daher wurden spezielle Lagerungskissen eingesetzt, um eine optimale Positionierung des Patienten sicherzustellen und somit die Qualität der Messungen zu verbessern. Als Basiswert für die Verlaufsbeobachtung wurde eine DEXA-Messung unmittelbar postoperativ herangezogen, eine Vorgehensweise, die sich bereits in vielen Studien bewährt hat [Lerch et al. 2012; Brinkmann et al. 2015; Synder et al. 2015; Freitag et al. 2016]. Im Gegensatz dazu erhoben Panisello et al. den Ausgangswert der DEXA-Messung präoperativ [Panisello et al. 2006]. Dies führt jedoch dazu,

dass bei den Verlaufsbeobachtungen nicht sicher unterschieden werden kann, ob die gemessenen Knochendichteveränderungen aus dem Einwachsen der Prothese oder aus intraoperativ hervorgerufenen Knochenschädigungen resultieren. Außerdem können CCD-Winkel und Femorales Offset durch eine Kurzschaftimplantation verändert werden, sodass die postoperative Lagerung bei der DEXA-Messung von der präoperativen abweichen kann und somit die Vergleichbarkeit eingeschränkt wird.

Das Prinzip der DEXA-Messung beruht auf der quantitativen Knochendichtemessung, bei der die Masse des Knochens in Relation zur Knochenoberfläche gesetzt wird. Dies erklärt, weshalb der DEXA-Messung keine Bedeutung für die Bestimmung des Calcar Rounding zukommt. Bei diesem kommt es unter Belastung zu einer Abrundung des *Calcar*, Knochenoberfläche und Knochenmasse werden bei diesem Prozess zu gleichem Anteil verringert, sodass die Knochendichte insgesamt konstant bleibt. Daher finden sich keine Knochendichteveränderungen aufgrund von Calcar Rounding in den Gruen-Zonen 6 und 7.

Das proximale *Femur* wird nach Gruen in sieben Zonen eingeteilt, die nach Implantation einer Prothese unterschiedlichen Druck- und Stressbelastungen ausgesetzt sind. Die Zonen erlauben zwar keine präzise, doch eine näherungsweise Kategorisierung der lokalen Knochenqualität nach Hüftgelenkersatz. Daher ist die Analyse der Gruen-Zonen eine etablierte Methode, um Knochendichteveränderungen oder aseptische Lockerungen zu evaluieren [Panisello et al. 2006]. Ob die DEXA-Untersuchung, die als Goldstandard für die Validierung von Osteoporose gilt [Panisello et al. 2006], geeignet ist, quantitative und qualitative Knochendichteveränderungen auch im periprothetischen Knochen zu untersuchen, ist noch nicht eindeutig geklärt. Durch die Kombination einer nativradiologischen und einer DEXA-Untersuchung ist es jedoch möglich, vergleichende Untersuchungen nach Hüftgelenksimplantation durchzuführen. Durch die nativradiologische Untersuchung gelingt es, Auswirkungen der implantierten Prothese anhand bildmorphologischer Merkmale (Reaktive Linien, Knochenbrücken und Sklerosierung) zu erkennen und deskriptiv zu beschreiben. So lässt sich die Abrundung des *Calcar* durch den Vergleich von Röntgenbildern zu verschiedenen Untersuchungszeitpunkten präzise darstellen. Eine Veränderung der Knochendichte wird im Nativröntgen jedoch erst ab einem Verlust von 70 % sichtbar [Engh et al. 1990]. Diese zu verifizieren bzw. zu quantifizieren, ist die Domäne der DEXA-Messung. In vergleichenden Studien, z. B. zum Einfluss verschiedener Prothesendesigns oder Verankerungsformen, gilt es jedoch stets zu be-

rücksichtigen, dass Knochendichteveränderungen multifaktoriell hervorgerufen werden können. So waren Zusammenhänge epidemiologischer Faktoren wie Alter, Geschlecht oder Gewicht auf die Knochendichte in den einzelnen Zonen bereits Thema mehrerer Studien: Brodner et al. berichteten, dass der Faktor Alter einen signifikanten Einfluss auf die Knochendichteveränderungen in den Gruen-Zonen 1 und 4 hat [Brodner et al. 2004]. Andere Autoren konnten keine Korrelation zwischen Alter und einer Knochendichteveränderung nachweisen [Korovessis et al. 1997; Sköldenberg et al. 2006]. Pitto et al postulierten, dass Faktoren wie Alter, Geschlecht und Gewicht durchaus einen Einfluss auf die Knochendichte auch nach Prothesenimplantation haben könnten, die Haupteinflussfaktoren jedoch weiterhin Prothesendesign und Art der Verankerung bleiben [Pitto et al. 2010]. Albanese et al. konnten nachweisen, dass der periprothetische Knochenumbau ebenfalls durch das Implantatdesign bedingt wird, einen Einfluss des zunehmenden Alters auf die periprothetische Knochendichte fanden sie nicht [Albanese et al. 2009]. Noble et al. vermuteten wiederum, dass die geometrischen Eigenschaften des Femurs durch Faktoren wie Geschlecht, Alter und Lebensstil beeinflusst werden [Noble et al. 1988]. Darüber hinaus konnte der Einfluss der Parameter Gewicht, Aktivitätslevel und BMI auf die verschiedenen Gruen-Zonen nachgewiesen werden, ferner ist in der Literatur eine signifikant höhere Knochendichte bei Männern im Vergleich zu Frauen beschrieben worden [Brodner et al. 2004]. In einer prospektiven Studie wurde der Zusammenhang zwischen Aktivitätslevel und BMI untersucht. Hierbei zeigte sich ein fraglicher Zusammenhang zwischen den beiden Variablen, zusätzlich wurde ein geringer Einfluss der Parameter BMI und HHS auf die Knochendichte detektiert [Brodner et al. 2004]. Insgesamt scheinen also vielfältige Faktoren einen Einfluss auf die Knochendichte nach Hüftgelenkersatz zu haben, auch wenn ein eindeutiger Nachweis noch aussteht.

In unserer Studie erfassten wir die Knochendichteänderungen durch DEXA-Messungen unmittelbar postoperativ sowie 6, 12 und 24 Monate nach Prothesenimplantation. In der 6-Monats-Kontrolle nahm die Knochendichte in den meisten Zonen beider Kohorten ab. Intraoperative Manipulation sowie schmerzbedingte Minderbelastung in den ersten sechs Monaten nach einer Hüftprothesenimplantation könnten dieses Ergebnis bedingt haben. Ähnliche Ergebnisse wurden auch in weiteren Studien beobachtet [Jahnke et al. 2014; Synder et al. 2015; Augustin et al. 2018]. Diese Ergebnisse untermauern die Knochendichteabnahme, vermutlich durch intraoperative Manipulation. In beiden Gruppen

nahm die Knochendichte im Bereich des *Trochanter major* und des *Calcar* in der 6-Monats-Kontrolle ab. Eine Erklärung für dieses Ergebnis könnten die Effekte der Spannungsabschirmung sein. Die Verringerung der Knochendichte im Bereich des *Trochanter major* aufgrund von Spannungsabschirmung ist ein häufiges Ergebnis [Lerch et al. 2012; Freitag et al. 2016]. Die Resultate zeigen, dass es in beiden Gruppen einen Verlust der Knochendichte in Gruen-Zone 7 gab. Ein Verlust der Knochendichte in Zone 7 ist bekannt als eine Konsequenz der Spannungsabschirmung in den proximalen Regionen des Femurs [Albanese et al. 2009]. Geringere Verluste und ein größeres Wachstum der Knochendichte mit Ausnahme der Gruen-Zonen 6 und 7 in der jüngeren Kohorte deuten jedoch auf eine bessere Osseointegration der Prothese bei jüngeren Patienten in dieser Studie hin. Diese Ergebnisse könnten durch frühere Rehabilitation [Thorey et al. 2013], weniger Komorbiditäten [Fang et al. 2015], weniger postoperative Komplikationen [Fang et al. 2015] und eine bessere Knochenqualität [Warming et al. 2002] bei jüngeren Patienten erklärt werden. Außerdem könnte das perioperative Risiko bei älteren Patienten aufgrund ihrer zahlreichen Komorbiditäten erhöht sein. Fang et al. beschrieben beispielsweise eine signifikant erhöhte Mortalitäts- und Myokardinfarktrate nach Hüftprothesenimplantation bei älteren Patienten [Fang et al. 2015]. Sie folgerten, dass einer endoprothetischen Versorgung bei älteren Patienten eine sehr sorgfältige Nutzen-Risiko-Abwägung vorausgehen sollte.

In unserem Kollektiv detektierten wir in beiden Kohorten eine Zunahme der Knochendichte in Gruen-Zone 6. Dieses Ergebnis wurde bereits in anderen Studien beschrieben [Brinkmann et al. 2015; Synder et al. 2015; Freitag et al. 2016] und könnte durch die Calciumphosphat-Beschichtung der Prothese bedingt sein. Die Plasmapore[®]-Oberfläche begünstigt eine gute Osseointegration. Im Bereich des *Trochanter major* konnte eine Knochendichteabnahme verzeichnet werden, was bereits in früheren Publikationen beschrieben wurde [Lerch et al. 2012; Brinkmann et al. 2015; Freitag et al. 2016]. Die Abnahme der Knochendichte in Gruen-Zone 7 wurde ebenfalls in einigen Studien beschrieben [Lerch et al. 2012; Synder et al. 2015]. Augustin et al. beschreiben eine Zunahme der Knochendichte in Zone 1 und 7 im Zeitraum von 6 bis 36 Monaten [Augustin et al. 2018]. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigen eine Abnahme der Knochendichte in Gruen-Zone 1 und 7 im Vergleich zwischen den präoperativen und den 24-Monats-Kontrollen. Im Zeitraum zwischen der 6-Monats-Kontrolle und der 24-Monats-Kontrolle nimmt die Knochendichte in den Gruen-Zonen 1 und 7 in beiden Ko-

horten zu. Dies kann als Zeichen für physiologische Krafteinleitung gewertet werden [Augustin et al. 2018]. Brodner et al. konnten eine Umverteilung der Knochendichte von der proximalen zugunsten der distalen Zone feststellen [Brodner et al. 2004]. Diese Tendenz zeigte sich auch in den anderen Studienresultaten. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigten bei den Knochendichtemessungen keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Alterskohorten. Dies könnte an der übersichtlichen Kollektivgröße oder an dem kurzen Untersuchungsintervall von 24 Monaten liegen.

Die Ergebnisse der Knochendichtekorrelation legen nahe, dass der Faktor Alter signifikant mit Veränderungen der Knochendichte in den Zonen 1, 4, 5, 6 und 7 in Zusammenhang steht. Ähnliche Resultate konnten Brodner et al. in ihrer Studie mit 100 Patienten feststellen [Brodner et al. 2004]. In dieser Untersuchung wurden die Patienten in vier Alterskategorien eingeteilt und die Messungen der Knochendichte postoperativ, nach 6 Monaten und 5 Jahren mittels Varianzanalyse verglichen. Es konnte eine Abhängigkeit der Faktoren Alter und Knochendichteveränderungen in den Gruen-Zonen 2, 3, 4, 5 und 6 nachgewiesen werden, was in der vorliegenden Studie nur teilweise bestätigt werden konnte. Der Einfluss konnte nur im älteren Kollektiv nachgewiesen werden. Ursächlich hierfür könnten die unterschiedlichen Altersklassifizierungen sowie die unterschiedlich starke Kollektivgröße und eine ungleiche Geschlechtsverteilung sein.

6.1 Limitationen

Die Einschränkungen der vorliegenden Arbeit bestehen in der unausgeglichene Geschlechtsverteilung und der unterschiedlichen Anzahl von Patienten in beiden Gruppen. Die hohe Anzahl an Nachkontrollen mit den aufwändigen Röntgenuntersuchungen könnten dazu geführt haben, dass viele ursprünglich in die Studie eingeschlossene Patienten diese während des Nachbeobachtungszeitraums abgebrochen haben. Ebenso unterzogen sich einige Patienten einer Implantation auf der Gegenseite und schieden deshalb aus der Studie aus. Dies führte zu einer deutlichen Verringerung des Gesamtkollektivs. Es wurden nur Patienten aufgenommen, die im Universitätsklinikum Gießen Marburg, Standort Gießen operiert wurden. Durch diese lokale Selektion wird nicht der Durchschnitt der gesamten Bevölkerung abgebildet und ethnische Einflussfaktoren konnten ebenfalls nicht erfasst werden. Ein Beobachtungszeitraum von 24 Monaten stellt nur einen Ausschnitt der Standzeit einer Prothese dar, über den langfristigen Ver-

lauf lassen sich keine Aussagen treffen. Des Weiteren wurden Begleiterkrankungen, die die Ergebnisse beeinflusst haben könnten, nicht berücksichtigt. Insbesondere Krankheiten, die mit einem erhöhten Osteoporoserisiko einhergehen, wurden nicht erfasst. Gleichwohl wurden durch die verschiedenen in der Studie angewandten Messmethoden (HHS, DEXA und Nativröntgen) viele Einflussfaktoren berücksichtigt. Durch die Anfertigung präoperativer sowie unmittelbar postoperativer Aufnahmen sowie routinemäßige DEXA-Kontrollen der nicht betroffenen Seite konnten systemisch bedingte Knochenstoffwechselveränderungen ausgeschlossen werden. Größere Kollektive können dazu beitragen, eine höhere Validität der Studienergebnisse zu gewährleisten. Mögliche Einflussfaktoren wie Geschlecht, ethnische Herkunft oder Begleiterkrankungen sollten ebenfalls genauer untersucht werden.

Eine weitere Limitation der vorliegenden Arbeit sind die verschiedenen operativen Zugangsarten. Der transgluteale Zugang nach Bauer (n = 5) sowie der minimalinvasive Zugang (n = 62) wurden verwendet. Diese stellen die gängigen Zugangswege für die Implantation einer Metha[®]-Kurzschafthoprothese dar [Lewinski and Floerkemeier 2015]. Minimalinvasive Zugänge zeichnen sich durch eine Weichteilschonung aus, was zu geringeren postoperativen Schmerzen und einer schnelleren Rehabilitation führt. Da wichtige Muskeln im Bereich der Hüfte geschont werden, ergeben sich größere postoperative Bewegungsausmaße des Hüftgelenks. Diese Faktoren erschweren einen Vergleich mit Studien, bei denen bevorzugt ein konventioneller Zugang gewählt wurde, insbesondere hinsichtlich der postoperativen HHS-Erhebungen.

Die DEXA-Messungen und Nativröntgenbilder wurden standardisiert erstellt. Dennoch zeigte sich in einigen Röntgenbildern eine Abweichung der Position des Beckens. Ursächlich könnte hierfür sein, dass einige Patienten aufgrund postoperativer Schmerzen und eines noch eingeschränkten Bewegungsumfangs die gewünschte exakte Position für die Knochendichtemessung nicht einnehmen konnten. Die Auswertung der radiologischen Ergebnisse erfolgte durch einen Untersucher, wodurch der personenabhängige Messfehler sehr gering gehalten werden konnte. Anfängliche Messfehler können jedoch die Vergleichbarkeit mit externen Studien vermindern, was jedoch durch eine exponentielle Lernkurve minimiert werden konnte. Die klinische Evaluation der Patienten wurde von mehreren Doktoranden durchgeführt, wobei individuelle Messfehler nicht ausgeschlossen werden konnten. Jede statistische Auswertung versucht, die genauen Zusammenhänge und Variablen zu analysieren. Die Ergebnisse und Analysen nähern sich der

Realität an, können jedoch nicht als Gesetzmäßigkeiten gelten. Eine multizentrische Studie würde zur Validierung der Ergebnisse beitragen und mögliche lokale Unterschiede sowie Effekte aufdecken.

Die Kollektivgröße dieser Studie unterscheidet sich von denen anderer Studien. So wies die Studie von Lerch et al. zur Osseointegration der Metha[®]-Kurzschafthprothese nur ein Kollektiv von 25 Patienten auf [Lerch et al. 2012]. Das Patientenkollektiv in der Studie von Floerkemeier et al. zur Metha[®]-Kurzschafthprothese umfasste 64 Patienten [Floerkemeier et al. 2012] und liegt somit im Bereich dieser Studie (n = 67). Thorey et al. führten eine Untersuchung mit einem Kollektiv von 151 Patienten durch [Thorey et al. 2013]. Dies führt zu einer Beeinträchtigung der Vergleichbarkeit der verschiedenen Arbeiten.

In der vorliegenden Studie wurden Patienten ab einem Alter von 60 Jahren bei der Operation als ältere Patienten definiert. Diese Einteilung entspricht der Standarddefinition der UNO (United Nation Organization). Dennoch gibt es keine eindeutige Definition des Alters, da der Prozess des Alterns dynamisch, individuell und bis heute wenig erforscht ist. Diese Problematik spiegelt sich in den vielen verschiedenen Definitionen von Alter wider. So gelten beispielsweise Menschen laut WHO ab einem Alter von 65 Jahren als ältere Menschen. Die Ergebnisse dieser Studie können somit nicht verallgemeinert werden, dennoch sind sie ein Indikator für die endoprothetische Versorgung von älteren Patienten.

6.2 Fazit

In unserer Studie führte die Versorgung mit der Kurzschaftprothese Metha[®] zu sehr guten klinischen und radiologischen Ergebnissen, bei älteren Patienten sowie bei jüngeren unter 60 Jahren. Anzeichen für aseptische Lockerungen wurden nicht detektiert, und Revisionseingriffe fanden während des Untersuchungszeitraums von 24 Monaten nicht statt. Insbesondere zeigten sich eine gute Osseointegration der Prothese sowie eine deutliche Verbesserung des HHS innerhalb von 24 Monaten auch im älteren Kollektiv. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie legen somit nahe, dass die Indikation zur Kurzschaftprothese auch auf ältere Patienten ausgeweitet werden kann. Sie stellt eine sichere Alternative im endoprothetischen Behandlungsalgorithmus dar. Wesentlich für die Wahl der Prothesenform ist die Knochenqualität [Kobayashi 2011], nicht das Alter. Es gilt, individuelle Faktoren zu berücksichtigen und ein individuelles Therapiekonzept zu erstellen. Dabei stellt die Implantation einer Kurzschaftprothese bei älteren Patienten mit guter Knochenqualität eine erfolgreiche Therapieoption dar. Als Konsequenz aus den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit wurde die Indikation für den Einsatz der Kurzschaftprothese Metha[®] auf das ältere Kollektiv der Klinik für Orthopädie und chirurgische Orthopädie des Universitätsklinikums Gießen ausgeweitet und in den Behandlungsalgorithmus von Patienten mit Hüftgelenksarthrose fest integriert.

7 Zusammenfassung

Die Anzahl hüftendoprothetischer Versorgungen steigt weltweit kontinuierlich an. Registerdaten zeigen, dass ältere Menschen zunehmend mit zementfreien Implantaten versorgt werden. Bei jüngeren Patienten ist die Kurzschaftendoprothetik als Alternative zu zementfreien Standardschäften etabliert, nachdem in verschiedenen Studien exzellente Ergebnisse für dieses Kollektiv nachgewiesen werden konnten. In unserer Studie stellen wir die Frage, ob sich das bei jungen Patienten erfolgreiche Versorgungskonzept der metaphysären Verankerung der Kurzschaftprothese auf ältere Patienten übertragen lässt.

Daher war es das Ziel unserer Untersuchungen, potenzielle Unterschiede zwischen Patienten unter und über 60 Jahren, die sich einem Hüftgelenkersatz mit einer Kurzschaftprothese unterzogen, über einen Zeitraum von 24 Monaten klinisch und radiologisch zu untersuchen.

Hierfür konnten 67 Patienten, die nach strengen Einschlusskriterien identifiziert worden waren, in eine prospektive Studie eingeschlossen und in zwei Gruppen unterteilt werden. Die jüngere Kohorte umfasste 39 Patienten ≤ 59 Jahre, die ältere Kohorte umfasste 28 Patienten ≥ 60 Jahre.

Die klinische und radiologische Untersuchung der Patienten wurde präoperativ, postoperativ sowie nach 3, 6, 12 und 24 Monaten durchgeführt. Die klinische Befundevaluation erfolgte gemäß den Kriterien des international anerkannten und validierten Harris Hip Score (HHS). Zur Erfassung der periprothetischen Knochendichteveränderungen wurden DEXA-Untersuchungen durchgeführt, insgesamt wurden über 200 DEXA-Untersuchungen vorgenommen. Die Auswertung der nativradiologischen Ergebnisse beinhaltete Spannungsabschirmung, Reaktive Linien, Knochenbrücken und Sklerosierung. Die statistischen Analysen umfassten eine multifaktorielle Varianzanalyse (MANOVA) mit Messwertwiederholung und LSD-Post-hoc-Test mit Bonferroni-Korrektur sowie eine Korrelationsanalyse unter Berücksichtigung verschiedener Variablen.

Der HHS verbesserte sich von $53,6 \pm 8,2$ präoperativ zu $93,2 \pm 9,6$ in der jüngeren Kohorte und in der älteren Kohorte von $57,6 \pm 14,8$ zu $94,1 \pm 7,6$ in der 24-Monats-Kontrolle. Eine Zunahme der Knochendichte wurde in den Gruen-Zonen 3 und 6 für beide Gruppen detektiert. Unterschiedliche Ergebnisse der Kohorten konnten nur in den Gruen-Zonen 4 und 5 beobachtet werden. Die ältere Gruppe zeigte nach 24 Monaten

einen Verlust der Knochendichte von 5,95 % in Gruen-Zone 4 und von 3,17 % in Gruen-Zone 5. In der jüngeren Kohorte kam es zu keinem Verlust der Knochendichte in diesen Zonen.

Zwischen den beiden Gruppen konnte hinsichtlich des ossären Integrationsverhaltens, der klinischen Ergebnisse und der epidemiologischen Faktoren kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Geringere Verluste der Knochendichte (Gruen-Zonen 1 und 2) und eine ausgeprägte Knochendichtezunahme (Gruen-Zonen 3, 4, 5) wurden bei den jüngeren Patienten beobachtet. Wesentliche Einflussfaktoren könnten das Alter, Geschlecht und Aktivitätslevel der Patienten sein.

Die Ergebnisse dieser Studie bestärken die Annahme, dass sich das bei jüngeren Patienten etablierte Versorgungskonzept der Kurzschaftprothese unter Verwendung der Metha[®]-Kurzschaftprothese auch auf das ältere Patienten Klientel übertragen lässt. Zur weiteren Verifizierung dieser Hypothese sollten die vorliegenden Untersuchungen in Längsschnittstudien fortgeführt werden.

8 Abstract

The number of total hip arthroplasties is steadily increasing worldwide. Older people are increasingly being treated with cementless implants. Short stem arthroplasty has been confirmed in various studies as a real alternative to cement-free standard stems in younger patients. This raises the question of whether the successful care concept of metaphyseal anchoring of the short-stem prosthesis can be transferred to older patients.

The purpose of this study was to examine potential differences between patients under and over 60 years of age who underwent a total short hip stem arthroplasty, with a follow-up period of 24 months in a clinical setting.

67 patients, who were identified according to strict inclusion criteria, were included in this prospective study and divided in two groups. The younger cohort included 39 patients ≤ 59 years, while the older cohort comprised 28 patients ≥ 60 years. Clinical and radiological examinations took place preoperatively, postoperatively and after 3, 6, 12 and 24 months post-surgery. DEXA scans were performed to assess periprosthetic bone density changes, with over 200 DEXA examinations conducted for precise analysis. Clinical assessments were evaluated according to the criteria of internationally recognized and validated Harris Hip Score (HHS). The evaluation of the native radiological results included stress shielding, reactive lines, spot welds and sclerosing.

Statistical analyses included repeated-measures multifactorial analysis of variance (MANOVA) and LSD post-hoc test with Bonferroni correction as well as correlation analysis with different variables.

The HHS improved from 53.6 ± 8.2 preoperative to 93.2 ± 9.6 in the younger cohort and from 57.6 ± 14.8 to 94.1 ± 7.6 in the older cohort after 24 months. BMD growth was detectable in regions of interest (ROI) 3 and 6 for both groups. Different results between the cohorts could only be detected in ROIs 4 and 5. The older cohort showed a loss of BMD of 5.95 % in ROI 4 and of 3.17 % in ROI 5 after 24 months whereas the younger cohort showed no loss of BMD in both ROIs.

No significant differences or any influences of osseointegration and clinical outcomes of the Metha[®] short hip stem (B. Braun, Aesculap AG, Tuttlingen) for both groups were detectable. Lower losses (ROIs 1 and 2) and higher growths (ROIs 3, 4, 5) were discov-

ered in younger patients and the HHS improved in both groups. Reasons for this result could be age, gender and activity level of patients. The results of this study reinforce the assumption that the treatment concept of short stem prosthesis established for younger patients using Metha[®] can also be transferred to older patients. To further verify this hypothesis, the present investigations should be continued.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Koxarthrose beidseits.....	5
Abbildung 2:	Sekundäre Koxarthrose bei Dysplasie	6
Abbildung 3:	C.F.P. [®] II Hüftprothesensystem.....	7
Abbildung 4:	Nanos [®] -Kurzschaftprothese	8
Abbildung 5:	MiniHip [™] -Prothese	9
Abbildung 6:	AIDA [®] -Kurzschaftprothese	10
Abbildung 7:	Metha [®] -Kurzschaftprothese	11
Abbildung 8:	Beziehung zwischen Primär- und Sekundärstabilität	14
Abbildung 9:	Hautschnitt (A), Freilegung der Faszie (B).....	17
Abbildung 10:	Darstellung der Weichteile (A), Extraktion des Hüftkopfes (B)	17
Abbildung 11:	Implantation der Pfanne und des Inlays (A), exponiertes proximales Femur mit Platzhalter Osteotomiefläche (B)	18
Abbildung 12:	Implantation der Originalprothese (A), Einlage der Drainage (B)	18
Abbildung 13:	Präoperative Bestimmung des CFI (Sektglasform)	22
Abbildung 14:	Vermessung der Beinlängendifferenz.....	23
Abbildung 15:	Präoperative Bestimmung der Femurkopfposition	24
Abbildung 16:	Vermessung des CCD-Winkels	24
Abbildung 17:	Vermessung Femorales Offset.....	25
Abbildung 18:	Bildserie Spannungsabschirmung Grad I nach Engh mit Calcar Rounding.....	25
Abbildung 19:	Heterotope Ossifikation II nach Brooker	27
Abbildung 20:	Reaktive Linien.....	27
Abbildung 21:	DEXA-Messgerät.....	28
Abbildung 22:	Untersuchungsposition bei einer DEXA-Messung.....	29
Abbildung 23:	Beispiel eines originalen anonymisierten Auszuges aus einer standardisierten DEXA-Messung mit Kurzschaftprothese	31
Abbildung 24:	Beispiel eines originalen anonymisierten Auszuges aus einer standardisierten DEXA-Messung	32

Abbildung 25:	Darstellung der Knochendichteänderung anhand der Gruen-Zonen in der jüngeren Kohorte $K \leq 59$ Jahre.....	49
Abbildung 26:	Darstellung der Knochendichteänderung anhand der Gruen-Zonen in der älteren Kohorte $K \geq 60$ Jahre.....	50

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Tabellarische Darstellung des Studiendesigns.....	16
Tabelle 2:	Parameter des HHS und für die einzelnen Kategorien zu vergebende Punkte	20
Tabelle 3:	Stadien der Spannungsabschirmung nach Engh	26
Tabelle 4:	Einteilung heterotope Ossifikation nach Brooker.....	26
Tabelle 5:	T-Wert-Klassifikation nach WHO.....	30
Tabelle 6:	Korrelationskoeffizient nach Cohen	33
Tabelle 7:	Absolute und relative Häufigkeit der verwendeten Prothesengrößen in beiden Kohorten.....	36
Tabelle 8:	Absolute und relative Häufigkeit der verwendeten CCD-Winkel in beiden Kohorten.....	36
Tabelle 9:	Absolute und relative Häufigkeit der verwendeten Pfannengrößen für beide Kohorten	37
Tabelle 10:	Absolute und relative Häufigkeit der verwendeten Inlays für beide Kohorten	37
Tabelle 11:	Absolute und relative Häufigkeit der verwendeten Kopfgrößen für beide Kohorten.....	38
Tabelle 12:	HHS-Ergebnisse präoperativ, nach 3, 6, 12 und 24 Monaten.....	38
Tabelle 13:	Absolute Häufigkeiten des HHS nach Ergebnissen für das jüngere und das ältere Kollektiv	39
Tabelle 14:	Auftreten Reaktiver Linien in den Gruen-Zonen nach 3, 6, 12 und 24 Monaten der jungen Kohorte ≤ 59 im Vergleich zur älteren Kohorte ≥ 60	41
Tabelle 15:	Auftreten von Knochenbrücken in den Gruen-Zonen nach 3, 6, 12 und 24 Monaten der jungen Kohorte ≤ 59 im Vergleich zur älteren Kohorte ≥ 60	42
Tabelle 16:	Auftreten von Sklerosierung in den Gruen-Zonen nach 3, 6, 12 und 24 Monaten der jungen Kohorte ≤ 59 im Vergleich zur älteren Kohorte ≥ 60	42
Tabelle 17:	Absolute und relative Häufigkeiten für das Auftreten von Calcar Rounding in beiden Kohorten.....	43

Tabelle 18:	Absolute Häufigkeit von Spannungsabschirmung in beiden Kohorten	43
Tabelle 19:	Absolute und relative Häufigkeiten heterotoper Ossifikationen nach Brooker für die jüngere Kohorte ≤ 59 Jahren.....	44
Tabelle 20:	Absolute und relative Häufigkeiten heterotoper Ossifikationen nach Brooker für die ältere Kohorte ≥ 60 Jahren.....	44
Tabelle 21:	Absolute und relative Häufigkeiten des CFI in beiden Kohorten.....	45
Tabelle 22:	Deskriptive Auswertung der Beinlängendifferenz (in mm) in beiden Kohorten.....	45
Tabelle 23:	Deskriptive Darstellung der CCD-Winkel in beiden Kohorten.....	46
Tabelle 24:	Deskriptive Darstellung des Femoralen Offsets in beiden Kohorten	46
Tabelle 25:	Messungen der Femurkopfposition (in mm) in beiden Kohorten.....	47
Tabelle 26:	Knochendichte-Messergebnisse der Gruen-Zonen 1–7 für die jüngere Kohorte ≤ 59 Jahren mit den absoluten und relativen Veränderungen	47
Tabelle 27:	Messergebnisse der Gruen-Zonen 1–7 für die ältere Kohorte ≥ 60 Jahren mit den absoluten und relativen Veränderungen	48
Tabelle 28:	Korrelationsanalyse der jüngeren Kohorte	51
Tabelle 29:	Korrelationsanalyse der älteren Kohorte	52
Tabelle 30:	Ausgewählte Werte der Korrelationsanalyse für die ältere Kohorte ..	53
Tabelle 31:	Ausgewählte Werte der Korrelationsanalyse für die jüngere Kohorte	54

Diagrammverzeichnis

Diagramm 1:	Prozessdiagramm Auswahl Patientenkollektiv.....	15
Diagramm 2:	Zeitstrahl der Untersuchungsparameter	21
Diagramm 3:	Altersverteilung $K \leq 59$ Jahre	34
Diagramm 4:	Altersverteilung $K \geq 60$ Jahre	35
Diagramm 5:	HHS für beide Kohorten über 24 Monate.....	39
Diagramm 6:	Grafische Darstellung des HHS zum Zeitpunkt 24 Monate postOP...	40

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
ALMI- Zugang	Antero-Lateral Minimal-Invasiver Zugang
a. p.	anterior-posterior
BMD	Bone Mineral Density
BMI	Body Mass Index
CCD-Winkel	Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel
CFI	Canal Flare Index
DEXA	Duale-Röntgen-Absorptiometrie (Synonym: dual-energy absorp- tiometrie X-ray analysis)
Diagr.	Diagramm
ECF	Epiphyseolysis capitis femoris
Et al.	Et alii
Gy	Gray
HHS	Harris Hip Score
IBM	International Business Machines Corporation
kg	Kilogramm
M.	Musculus
m	Meter
MANOVA	Multifaktorielle Varianzanalyse
Max.	Maximum
μSv	Mikrosievert
Min.	Minimum
mm	Millimeter
MW	Mittelwert
NSAR	Nichtsteroidale Antirheumatika
OP	Operation
QQ-plot	Quantile-quantile Plot
r	Korrelationskoeffizient
SD	Standardabweichung
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
Tab.	Tabelle
TEP	Totalendoprothese
UKGM	Universitätsklinikum Gießen und Marburg
UNO	United Nation Organization
WHO	World Health Organization
z. B.	zum Beispiel
Z. n.	Zustand nach

Literaturverzeichnis

- ACKLIN, Y.P., JENNI, R., BEREITER, H., THALMANN, C., AND STOFFEL, K. 2016. Prospective clinical and radiostereometric analysis of the Fitmore short-stem total hip arthroplasty. *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 136, 2, 277–284.
- AGGARWAL, V.K., SUH, Y.M., HUTZLER, L., MOSCONA, L., AND CASTAÑEDA, P. 2019. Total Hip Arthroplasty for Secondary Causes of Arthritis An Increase in Time and Money. *Bulletin of the Hospital for Joint Disease (2013)* 77, 4, 233–237.
- ALBANESE, C.V., SANTORI, F.S., PAVAN, L., LEARMONTH, I.D., AND PASSARIELLO, R. 2009. Periprosthetic DXA after total hip arthroplasty with short vs. ultra-short custom-made femoral stems: 37 patients followed for 3 years. *Acta orthopaedica* 80, 3, 291–297.
- AMENABAR, T., MARIMUTHU, K., HAWDON, G., GILDONE, A., AND MCMAHON, S. 2015. Total hip arthroplasty using a short-stem prosthesis: restoration of hip anatomy. *Journal of orthopaedic surgery (Hong Kong)* 23, 1, 90–94.
- AUGUSTIN, L., BOLLER, S., BOBACH, C., JAHNKE, A., AHMED, G.A., RICKERT, M., AND ISHAQUE, B.A. 2018. Development of periprosthetic bone mass density around the cementless Metha® short hip stem during three year follow up-a prospective radiological and clinical study. *International orthopaedics*.
- BASAD, E., ISHAQUE, B., STÜRZ, H., AND JEROSCH, J. 2009. The anterolateral minimally invasive approach for total hip arthroplasty: technique, pitfalls, and way out. *The Orthopedic clinics of North America* 40, 4, 473-8, viii.
- BAUER, R., KERSCHBAUMER, F., POISEL, S., AND OBERTHALER, W. 1979. The Transgluteal Approach to the Hip Joint. *Arch. Orthop. Traumat. Surg.* 95, 1-2, 47–49.
- BIEGER, R., IGNATIUS, A., DECKING, R., CLAES, L., REICHEL, H., AND DÜRSELEN, L. 2012. Primary stability and strain distribution of cementless hip stems as a function of implant design. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 27, 2, 158–164.
- BIEGER, R., IGNATIUS, A., REICHEL, H., AND DÜRSELEN, L. 2013. 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* 31, 8, 1180–1186.
- BOVONRATWET, P., MALPANI, R., OTTESEN, T.D., TYAGI, V., ONDECK, N.T., RUBIN, L.E., AND GRAUER, J.N. 2018. Aseptic revision total hip arthroplasty in the elderly. Quantifying the risks for patients over 80 years old. *The bone & joint journal* 100-B, 2, 143–151.

- BRINKMANN, V., RADETZKI, F., DELANK, K.S., WOHLRAB, D., AND ZEH, A. 2015. 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* 16, 3, 237–243.
- BRODNER, W., BITZAN, P., LOMOSCHITZ, F., KREPLER, P., JANKOVSKY, R., LEHR, S., KAINBERGER, F., AND GOTTSAUNER-WOLF, F. 2004. Changes in bone mineral density in the proximal femur after cementless total hip arthroplasty. A five-year longitudinal study. *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 86, 1, 20–26.
- BROOKER, A.F., BOWERMAN, J.W., ROBINSON, R.A., AND RILEY, L.H. 1973. Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 55, 8, 1629–1632.
- BROOKS, P.M. 2002. Impact of osteoarthritis on individuals and society: how much disability? Social consequences and health economic implications. *Current opinion in rheumatology* 14, 5, 573–577.
- BUDDE, S., SEEHAUS, F., SCHWARZE, M., HURSCHLER, C., FLOERKEMEIER, T., WINDHAGEN, H., NOLL, Y., ETTINGER, M., AND THOREY, F. 2016. Analysis of migration of the Nanos® short-stem hip implant within two years after surgery. *International orthopaedics* 40, 8, 1607–1614.
- CAVALLI, L., AND BRANDI, M.L. 2013. Periprosthetic bone loss: diagnostic and therapeutic approaches. *F1000Research* 2, 266.
- CHAMMAÏ, Y., AND BRAX, M. 2015. Medium-term comparison of results in obese patients and non-obese hip prostheses with Metha® short stem. *European journal of orthopaedic surgery & traumatology : orthopédie traumatologie* 25, 3, 503–508.
- CHARLES A. ENGH, PHILLIPPE MASSIN., KATHLEEN E. SUTHERS. Roentgenographic Assessment of the Biologic Fixation of Porous Surfaced Femoral Components.
- CHARNLEY, J. 1979. *Low Friction Arthroplasty of the Hip. Theory and Practice.* Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg.
- CHEN, D., BERTOLLO, N., LAU, A., TAKI, N., NISHINO, T., MISHIMA, H., KAWAMURA, H., AND WALSH, W.R. 2011. Osseointegration of porous titanium implants with and without electrochemically deposited DCPD coating in an ovine model. *Journal of orthopaedic surgery and research* 6, 56.

- CLAES, L., KIRSCHNER, P., PERKA, C., AND RUDERT, M. 2012. *AE-Manual der Endoprothetik. Hüfte und Hüftrevision*. Arbeitsgemeinschaft Endoprothetik, Berlin, Heidelberg.
- CORIN GROUP. MiniHip Surgical technique Combined broaches. Produktinformationsbroschüre S.2-3
- DIEHL, P., HAENLE, M., BERGSCHMIDT, P., GOLLWITZER, H., SCHAUWECKER, J., BADER, R., AND MITTELMEIER, W. 2010. Zementfreie Hüftendoprothetik: eine aktuelle Übersicht / Cementless total hip arthroplasty: a review. *Biomedizinische Technik. Biomedical engineering* 55, 5, 251–264.
- DORR, L.D., FAUGERE, M.C., MACKEL, A.M., GRUEN, T.A., BOGNAR, B., AND MALLUCHE, H.H. 1993. Structural and cellular assessment of bone quality of proximal femur. *Bone* 14, 3, 231–242.
- EFFENBERGER, H., IMHOF, M., WITZEL, U., AND REHART, S. 2005. Zementfreie Hüftschäfte. Aktueller Stand. *Der Orthopade* 34, 5, 477-500; quiz 501.
- ENGELHARDT, L.V. VON, BREIL-WIRTH, A., KOTHNY, C., SEEGER, J.B., GRASSELLI, C., AND JEROSCH, J. 2018. Long-term results of an anatomically implanted hip arthroplasty with a short stem prosthesis (MiniHip™). *World Journal of Orthopedics* 9, 10, 210–219.
- ENGH, C.A., BOBYN, J.D., AND GLASSMAN, A.H. 1987. Porous-coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 69, 1, 45–55.
- ENGH, C.A., MASSIN, P., AND SUTHERS, K.E. 1990. Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral components. *Clinical orthopaedics and related research*, 257, 107–128.
- EZECHIELI, M., WINDHAGEN, H., MATSUBARA, M., BUDDE, S., WIRRIES, N., AND SUNGU, M. 2022. A neck-preserving short stem better reconstructs the centre of rotation than straight stems: a computed tomography-based cadaver study. *Arch Orthop Trauma Surg* 142, 7, 1669–1680.
- FANG, M., NOISEUX, N., LINSON, E., AND CRAM, P. 2015. The Effect of Advancing Age on Total Joint Replacement Outcomes. *Geriatric orthopaedic surgery & rehabilitation* 6, 3, 173–179.
- FISCHER, C., DIETZ, J., DELANK, K.-S., ZEH, A., AND WOHLRAB, D. 2021. Retrospective Clinical and Radiological Outcomes of Total Hip Arthroplasty in 51 Patients After a Mean 8.2 Years Using the Nanos® Short-stem Prosthesis. *Surgical technology international* 39, 348–353.

- FLOERKEMEIER, T., TSCHUSCHNER, N., CALLIESS, T., EZECHIELI, M., FLOERKEMEIER, S., BUDDE, S., WINDHAGEN, H., AND LEWINSKI, G. VON. 2012. Cementless short stem hip arthroplasty METHA® as an encouraging option in adults with osteonecrosis of the femoral head. *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 132, 8, 1125–1131.
- FREITAG, T., HEIN, M.-A., WERNERUS, D., REICHEL, H., AND BIEGER, R. 2016. 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* 136, 1, 125–130.
- FRNDAK, P.A., MALLORY, T.H., AND LOMBARDI, A.V. 1993. Translateral surgical approach to the hip. The abductor muscle "split". *Clinical orthopaedics and related research*, 295, 135–141.
- GADEMAN, M.G.J., HOFSTEDE, S.N., VLIET VLIELAND, T.P.M., NELISSEN, R.G.H.H., AND MARANG-VAN DE MHEEN, P.J. 2016. Indication criteria for total hip or knee arthroplasty in osteoarthritis: a state-of-the-science overview. *BMC Musculoskeletal Disorders* 17.
- GKAGKALIS, G., GOETTI, P., MAI, S., MEINECKE, I., HELMY, N., BOSSON, D., AND KUTZNER, K.P. 2019. Cementless short-stem total hip arthroplasty in the elderly patient - is it a safe option?: a prospective multicentre observational study. *BMC geriatrics* 19, 1, 112.
- GRADINGER, R., AND GOLLWITZER, H. 2006. *Ossäre Integration*. Springer Medizin Verlag Heidelberg, Berlin, Heidelberg.
- GRUEN, T.A., MCNEICE, G.M., AND AMSTUTZ, H.C. 1979. "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clinical orthopaedics and related research*, 141, 17–27.
- HARRASSER, N., EISENHART-ROTHER, R.V., AND BIBERTHALER, P., Eds. 2016. *Facharztwissen Orthopädie Unfallchirurgie*. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, s.l.
- HARRIS, W.H. 1969. 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. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 51, 4, 737–755.
- HUBE, R., ZAAGE, M., HEIN, W., AND REICHEL, H. 2004. Frühfunktionelle Ergebnisse einer Kurzschaftprothese des Hüftgelenks mit metaphysär-intertrochantärer Verankerung. *Der Orthopäde* 33, 11, 1249–1258.
- HUTT, J., HARB, Z., GILL, I., KASHIF, F., MILLER, J., AND DODD, M. 2014. Ten year results of the collum femoris preserving total hip replacement: a prospective cohort study of seventy five patients. *International orthopaedics* 38, 5, 917–922.

- IMPLANTCAST GMBH. Patienteninformation Ihr neues Hüftgelenk, Produktinformationsbroschüre S. 19
- ISHAQUE, B.A. 2022. Short Stem for Total Hip Arthroplasty (THA) - Overview, Patient Selection and Perspectives by Using the Metha® Hip Stem System. *Orthopedic research and reviews* 14, 77–89.
- JAHNKE, A., ENGL, S., ALTMAYER, C., JAKUBOWITZ, E., SEEGER, J.B., RICKERT, M., AND ISHAQUE, B.A. 2014. Changes of periprosthetic bone density after a cementless short hip stem: a clinical and radiological analysis. *International orthopaedics* 38, 10, 2045–2050.
- JAHNKE, A., ENGL, S., SEEGER, J.B., BASAD, E., RICKERT, M., AND ISHAQUE, B.A. 2015. Influences of fit and fill following hip arthroplasty using a cementless short-stem prosthesis. *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 135, 11, 1609–1614.
- JEROSCH, J. 2011. Ist kürzer wirklich besser? : Philosophie der Kurzschaftendoprothesen. *Der Orthopade* 40, 12, 1075–1083.
- JEROSCH, J. 2016. *Kurzschaftendoprothesen an der Hüfte*. Springer, Berlin, Heidelberg.
- JEROSCH, J., GRASSELLI, C., KOTHNY, P.C., LITZKOW, D., AND HENNECKE, T. 2012. Postoperative Veränderungen von Offset, CCD-Winkel und Beinlänge nach Implantation einer metadiaphysär fixierten Kurzschaftprothese--eine radiologische Untersuchung. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie* 150, 1, 20–26.
- JONES, C.A., VOAKLANDER, D.C., JOHNSTON, D.W., AND SUAREZ-ALMAZOR, M.E. 2001. The effect of age on pain, function, and quality of life after total hip and knee arthroplasty. *Archives of internal medicine* 161, 3, 454–460.
- JONES, G., NGUYEN, T., SAMBROOK, P., KELLY, P.J., AND EISMAN, J.A. 1994. Progressive loss of bone in the femoral neck in elderly people: longitudinal findings from the Dubbo osteoporosis epidemiology study. *BMJ : British Medical Journal* 309, 6956, 691–695.
- KIM, Y.-H., PARK, J.-W., AND KIM, J.-S. 2016. Metaphyseal Engaging Short and Ultra-Short Anatomic Cementless Stems in Young and Active Patients. *The Journal of arthroplasty* 31, 1, 180–185.
- KOBAYASHI, S. 2011. Whether bone quality matters or not in durability of total hip arthroplasty? Bone quality matters in durability of total hip arthroplasty. *Clinical calcium* 21, 5, 746–750.
- KOROVESSIS, P., DROUTSAS, P., PIPEROS, G., MICHAEL, A., BAIKOUSIS, A., AND STAMATAKIS, M. 1997. Course of bone mineral content changes around cementless Zweymueller total hip arthroplasty. A 4-year follow-up study. *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 116, 1-2, 60–65.

- KURTZ, S.M., ONG, K.L., SCHMIER, J., ZHAO, K., MOWAT, F., AND LAU, E. 2009. Primary and revision arthroplasty surgery caseloads in the United States from 1990 to 2004. *The Journal of arthroplasty* 24, 2, 195–203.
- KUTZNER, K.P., FREITAG, T., DONNER, S., KOVACEVIC, M.P., AND BIEGER, R. 2017. Outcome of extensive varus and valgus stem alignment in short-stem THA: clinical and radiological analysis using EBRA-FCA. *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 137, 3, 431–439.
- LEARMONTH, I.D., YOUNG, C., AND RORABECK, C. 2007. The operation of the century: total hip replacement. *Lancet (London, England)* 370, 9597, 1508–1519.
- LERCH, M., HAAR-TRAN, A. VON DER, WINDHAGEN, H., BEHRENS, B.A., WEFSTAEDT, P., AND STUKENBORG-COLSMAN, C.M. 2012. Bone remodelling around the Metha short stem in total hip arthroplasty: a prospective dual-energy X-ray absorptiometry study. *International orthopaedics* 36, 3, 533–538.
- LEWINSKI, G. VON, AND FLOERKEMEIER, T. 2015. 10-year experience with short stem total hip arthroplasty. *Orthopedics* 38, 3 Suppl, 6.
- LÜHMANN, D., HAUSCHILD, B., AND RASPE, H.-H. 2000. *Hüftgelenkendoprothetik bei Osteoarthritis. Eine Verfahrensbewertung*. Health technology assessment Bd. 18. Nomos-Verl.-Ges, Baden-Baden.
- MALAHIAS, M.-A., TEJASWI, P., CHYTAS, D., KADU, V., KARANIKAS, D., AND THOREY, F. 2021. The clinical outcome of the Metha short hip stem: a systematic scoping review. *Hip international : the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy* 31, 1, 24–33.
- MALCHAU, H., HERBERTS, P., EISLER, T., GARELLICK, G., AND SÖDERMAN, P. 2002. The Swedish Total Hip Replacement Register. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 84-A Suppl 2, 2–20.
- MANCUSO, C.A., SCULCO, T.P., AND SALVATI, E.A. 2003. Patients with poor preoperative functional status have high expectations of total hip arthroplasty. *The Journal of arthroplasty* 18, 7, 872–878.
- MARTINI, F., LEBHERZ, C., MAYER, F., LEICHTLE, U., KREMLING, E., AND SELL, S. 2000. Precision of the measurements of periprosthetic bone mineral density in hips with a custom-made femoral stem. *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 82, 7, 1065–1071.
- MARTINI, F., SCHMIDT, B., AND SELL, S. 1997. Wertigkeit und Reproduzierbarkeit osteodensitometrischer DEXA-Messungen nach Hüfttotalendoprothesenimplantation. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 135, 1, 35–39.

- MARTINI, F., SELL, S., KREMLING, E., AND KÜSSWETTER, W. 1996. Determination of periprosthetic bone density with the DEXA method after implantation of custom-made uncemented femoral stems. *International orthopaedics* 20, 4, 218–221.
- MUMME, T., FRIEDRICH, M.J., ANDEREYA, S., MÜLLER-RATH, R., AND GRAVIUS, S. 2014. Metaphysär verankernde, zementfreie Kurzschaftprothese - klinisch-radiologische Ergebnisse einer prospektiven Single-Surgeon-Studie. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie* 152, 5, 504–509.
- NATIONAL CENTER FOR HEALTH STATISTICS. NCHS Data Brief, Number 186, February 2015.
- NILSDOTTER, A., AND BREMANDER, A. 2011. Measures of hip function and symptoms: Harris Hip Score (HHS), Hip Disability and Osteoarthritis Outcome Score (HOOS), Oxford Hip Score (OHS), Lequesne Index of Severity for Osteoarthritis of the Hip (LISOH), and American Academy of Orthopedic Surgeons (AAOS) Hip and Knee Questionnaire. *Arthritis care & research* 63 Suppl 11, S200-7.
- NOBLE, P.C., ALEXANDER, J.W., LINDAHL, L.J., YEW, D.T., GRANBERRY, W.M., AND TULLOS, H.S. 1988. The Anatomic Basis of Femoral Component Design. *Clinical orthopaedics and related research &NA;*, 235, 148.
- NOBLE, P.C., BOX, G.G., KAMARIC, E., FINK, M.J., ALEXANDER, J.W., AND TULLOS, H.S. 1995. The Effect of Aging on the Shape of the Proximal Femur. *Clinical orthopaedics and related research &NA;*, 316, 31.
- NOWAK, M., NOWAK, T.E., SCHMIDT, R., FORST, R., KRESS, A.M., AND MUELLER, L.A. 2011. 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* 131, 4, 549–555.
- PANISELLO, J.J., HERRERO, L., HERRERA, A., CANALES, V., MARTINEZ, A., AND CUENCA, J. 2006. 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)* 14, 1, 32–37.
- PITTO, R.P., HAYWARD, A., WALKER, C., AND SHIM, V.B. 2010. Femoral bone density changes after total hip arthroplasty with uncemented taper-design stem: a five year follow-up study. *International orthopaedics* 34, 6, 783–787.
- SANTAGUIDA, P.L., HAWKER, G.A., HUDAK, P.L., GLAZIER, R., MAHOMED, N.N., KREDER, H.J., COYTE, P.C., AND WRIGHT, J.G. 2008. Patient characteristics affecting the prognosis of total hip and knee joint arthroplasty: a systematic review. *Canadian journal of surgery. Journal canadien de chirurgie* 51, 6, 428–436.

- SCHIDLO, C., BECKER, C., JANSSON, V., AND REFIOR, J. 1999. Änderung des CCD-Winkels sowie des femoralen Antetorsionswinkels durch Hüftprothesenimplantation. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 137, 3, 259–264.
- SCHNEIDER, S., SCHMITT, G., MAU, H., SCHMITT, H., SABO, D., AND RICHTER, W. 2005. Prävalenz und Korrelate der Osteoarthrose in der BRD. Repräsentative Ergebnisse des ersten Bundesgesundheitsurvey. *Der Orthopäde* 34, 8, 782–790.
- SCHNURR, C., LOUCIF, A., PATZER, T., SCHELLEN, B., BECKMANN, J., AND EYSEL, P. 2018. Short stem survival after osteonecrosis of the femoral head. *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 138, 4, 573–579.
- SCHNURR, C., SCHELLEN, B., DARGEL, J., BECKMANN, J., EYSEL, P., AND STEFFEN, R. 2017. Low Short-Stem Revision Rates: 1-11 Year Results From 1888 Total Hip Arthroplasties. *The Journal of arthroplasty* 32, 2, 487–493.
- SKÖLDENBERG, O.G., BODÉN, H.S.G., SALEMYR, M.O.F., AHL, T.E., AND ADOLPHSON, P.Y. 2006. 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* 77, 3, 386–392.
- SÖDERMAN, P., AND MALCHAU, H. 2001. Is the Harris hip score system useful to study the outcome of total hip replacement? *Clinical orthopaedics and related research*, 384, 189–197.
- SPINARELLI, A., PATELLA, V., PETRERA, M., ABATE, A., PESCE, V., AND PATELLA, S. 2011. Heterotopic ossification after total hip arthroplasty: our experience. *Musculoskeletal surgery* 95, 1, 1–5.
- STATISTISCHES BUNDESAMT. 2023. *Die 20 häufigsten Operationen insgesamt (5)*. <https://www.destatis.de/DE/Themen/Gesellschaft-Umwelt/Gesundheit/Krankenhaeuser/Tabellen/drg-operationen-insgesamt.html>. Accessed 14 September 2024.
- SUKSATHIEN, Y., CHUVANICHANON, P., TIPPIMANCHAI, T., AND SUEAJUI, J. 2022. Insufficient lateral stem contact is an influencing factor for significant subsidence in cementless short stem total hip arthroplasty. *World Journal of Orthopedics* 13, 5, 444–453.
- SWOBODA, B. 2001. Aspects of epidemiological osteoarthritis research. *Der Orthopäde* 30, 11, 834–840.
- SYNDER, M., KRAJEWSKI, K., SIBINSKI, M., AND DROBNIIEWSKI, M. 2015. Periprosthetic bone remodeling around short stem. *Orthopedics* 38, 3 Suppl, 5.
- THOMAS A. GRUEN, AND GREGORY M. MCNEICE, HARLAN C., AMSTUTZ. 1979. Modes of Failure of Cemented STem-type Femoral Components. *Clinical orthopaedics and related research*, 141, 17–27.

- THOREY, F., HOEFER, C., ABDI-TABARI, N., LERCH, M., BUDDE, S., AND WINDHAGEN, H. 2013. Clinical results of the metha short hip stem: a perspective for younger patients? *Orthopedic reviews* 5, 4, e34.
- WALDEMAR LINK GMBH & CO. KG. C.F.P. II Hüftprothesensystem Anatomisch angepasst und schenkelhalterhaltend Produktinformation. Produktinformationsbroschüre S. 1
- WANG, J., DENG, Z., HUANG, B., ZHAO, Z., WAN, H., AND DING, H. 2022. The short-term outcomes of cementless stem for hip arthroplasty in the elderly patients: comparison with patients < 65 years. *BMC Musculoskeletal Disorders* 23, 1, 1070.
- WARMING, L., HASSAGER, C., AND CHRISTIANSEN, C. 2002. Changes in bone mineral density with age in men and women: a longitudinal study. *Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA* 13, 2, 105–112.
- WEIGEL, B., AND NERLICH, M. 2005. *Praxisbuch Unfallchirurgie*. Springer E-book Collection. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg.
- WITTENBERG, R.H., STEFFEN, R., WINDHAGEN, H., BÜCKING, P., AND WILCKE, A. 2013. Five-year results of a cementless short-hip-stem prosthesis. *Orthopedic reviews* 5, 1, e4.
- WOHLRAB, D., HAGEL, A., AND HEIN, W. 2004. Vorteile der minimalinvasiven Implantation von Hüfttotalendoprothesen in der frühen postoperativen Rehabilitationsphase. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 142, 6, 685–690.
- WOLF, O., MATTSSON, P., MILBRINK, J., LARSSON, S., AND MALLMIN, H. 2010. 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* 81, 3, 286–291.
- WOLFF, J. 1892. *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Verlag August von Hirschwald, Berlin.
- ZIMMER, E.A., AND ZIMMER-BROSSY, M. 1979. Hüftgelenk: axial nach Lauenstein. In *Röntgen-Fehleinstellungen : Erkennen und Vermeiden*, E. A. ZIMMER AND M. ZIMMER-BROSSY, Eds. Springer, Berlin, Heidelberg, 135–137.

Publikationsverzeichnis

Boller, Sarah; Jahnke, Alexander; Augustin, Laura; Ahmed, Gafar Adam; Rickert, Markus; Ishaque, Bernd (2019): Age-related osseointegration of a short hip stem: a clinical and radiological 24 months follow-up. In: Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery (2019) 139:405–410. DOI: 10.1007/s00402-018-3082-y

Augustin, Laura; **Boller, Sarah;** Bobach, Cathrein; Jahnke, Alexander; Ahmed, Gafar Adam; Rickert, Markus; Ishaque, Bernd (2018): Development of periprosthetic bone mass density around the cementless Metha® short hip stem during three year follow up-a prospective radiological and clinical study. In: International Orthopaedics Ausgabe 09/2019. DOI: 10.1007/s00264-018-4126-1

Boller S.; Jahnke, A.; Ahmed, G.; Rickert, M.; Fölsch C.; Ishaque, B: Poster und Kurzvortrag: Altersabhängige Integration einer Kurzschaft-Hüftendoprothese- eine klinische und radiologische Verlaufskontrolle über 24 Monate Science Day 2017, Gießen

Boller S.; Jahnke, A.; Ahmed, G.; Rickert, M.; Fölsch C.; Ishaque, B.: Vortrag: Altersabhängige Integration einer Kurzschaft-Hüftendoprothese- eine klinische und radiologische Verlaufskontrolle über 24 Monate; DKOU 2017, Berlin.

Erklärung zur Dissertation

„Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der ‚Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis‘ niedergelegt sind, eingehalten sowie ethische, datenschutzrechtliche und tierschutzrechtliche Grundsätze befolgt. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, oder habe diese nachstehend spezifiziert. Die vorgelegte Arbeit wurde weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt und indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.“

Ort, Datum

Unterschrift

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die mir mein Studium und die Vollendung der Promotion ermöglichten:

Mein herzlichster Dank gilt Prof. Dr. Ishaque für die Überlassung dieser interessanten Thematik, seine fachliche Unterstützung und die Hilfe bei der Durchführung dieser Arbeit.

Ich danke Dr. Alexander Jahnke für die vielen guten Ratschläge und Literaturvorschläge sowie die kontinuierliche und intensive Betreuung in jeder Phase dieser Arbeit.

Weiterer Dank geht an Prof. Krombach für die Bereitstellung der radiologischen Geräte und Ergebnisse.

Bedanken möchte ich mich auch bei den Mitarbeitern der Fachabteilung Orthopädie des Universitätsklinikums Gießen.

Ich möchte meiner Schwester Julia danken, die mich über die Jahre hinweg bei dieser Arbeit begleitet hat und mich mit viel Ruhe und Geduld unterstützt hat.

Ein besonderer Dank gilt meinen Eltern, die mir dieses Studium ermöglicht haben und mich uneingeschränkt unterstützt haben.

Außerdem möchte ich Laura Augustin danken, die mich mit ihren Erfahrungen und Ratschlägen unterstützt hat.

Ein weiterer Dank geht an Prof. Dr. Zimmermann für die hilfreichen Korrekturvorschläge.

Darüber hinaus gilt mein Dank allen Freunden, Verwandten und Kommilitonen, die mich unterstützt und immer wieder aufgeheitert haben. Dies war ein großer Rückhalt für mich, der einen wichtigen Teil zum Erfolg dieser Dissertation und meines Studiums beiträgt.