

Klinische, radiologische und osteodensitometrische Ergebnisse
nach Implantation der Metha® Kurzschaftprothese

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
des Fachbereichs Humanmedizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Engl, Sandra
aus München

Gießen 2019

Aus der Klinik für Orthopädie und orthopädische Chirurgie,
unter der Leitung von Prof. Dr. med. M. Rickert
des Fachbereichs Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen

1. Gutachter: Priv. Doz. Dr. med. Bernd A. Ishaque
2. Gutachter: Prof. Dr. Dr. Christian Heiß
Tag der Disputation: 11.09.2019

Erklärung

Ich erkläre:

Ich habe die vorgelegte Dissertation selbständig, ohne unerlaubte fremde Hilfe und nur mit den Hilfen angefertigt, die ich in der Dissertation angegeben habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nicht veröffentlichten 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.

Inhalt

1	EINLEITUNG	6
1.1	DIE METHA® KURZSCHAFTPROTHESE.....	7
1.2	GESCHICHTLICHER ÜBERBLICK	8
1.3	OPERATIVE ZUGANGSWEGE.....	12
1.4	DUAL-ENERGY X-RAY ABSORPTIOMETRY (DEXA)	15
1.5	FRAGESTELLUNG	17
2	METHODIK	19
2.1	AUFBAU DER STUDIE	19
2.2	PATIENTENKOLLEKTIV	21
2.3	OPERATIONSTECHNIK.....	25
2.4	POSTOPERATIVER VERLAUF	32
2.5	IMPLANTATE	33
2.6	PERIOPERATIVE DATEN	37
2.7	KLINISCHE UNTERSUCHUNG.....	38
2.8	OSTEODENSITOMETRISCHE UNTERSUCHUNG	39
2.9	RÖNTGENOLOGISCHE ANALYSE.....	43
2.10	STATISTISCHE AUSWERTUNG.....	46
3	ERGEBNISSE	48
3.1	KLINISCHE ERGEBNISSE	48
3.2	OSTEODENSITOMETRISCHE ERGEBNISSE.....	49
3.3	RADIOLOGISCHE ERGEBNISSE	55
3.4	KORRELATIONEN	63
3.5	KOMPLIKATIONEN	67
4	DISKUSSION	68

5	SCHLUSSFOLGERUNG.....	76
6	ZUSAMMENFASSUNG	78
7	SUMMARY.....	80
8	LITERATURVERZEICHNIS	82
9	ANHANG	93
9.1	ABKÜRZUNGEN	93
9.2	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	94
9.3	TABELLENVERZEICHNIS.....	97
9.4	LEBENS LAUF	FEHLER! TEXTMARKE NICHT DEFINIERT.
9.5	DANKSAGUNG.....	100
9.6	ERKLÄRUNG.....	100

1 Einleitung

Der hohe Stellenwert der Hüftendoprothetik lässt sich anhand der steigenden Implantationszahlen sehr gut darstellen. Wurden im Jahre 2010 insgesamt 213.697* Hüfttotalendoprothesen implantiert, waren es im Jahre 2015 bereits 227.293*. Diese Zunahme der endoprothetischen Versorgung der Bevölkerung, macht es notwendig auf die demografische Entwicklung näher einzugehen. Die mittlere Lebenserwartung beträgt derzeit für Frauen 83 Jahre, für Männer 78 Jahre*. Perspektivisch wird diese im Jahr 2060, 89 Jahre für Frauen und 85 Jahre für Männer betragen. Dies bedingt ebenfalls eine Steigerung der Lebenszeitprävalenz für die Entwicklung einer Arthrose, welche für beide Geschlechter derzeit bei insgesamt 22,1%* liegt. In der Altersklasse der 45- bis 65- Jährigen entwickeln im Schnitt 25-33%* eine Arthrose. Bei über 65 - Jährigen sind bereits über 50%* betroffen. Es wird deutlich, dass eine Zunahme der endoprothetischen Versorgungen bei steigender Lebenserwartung zu einer Zunahme von Prothesenwechseloperationen führen muss. Dies lässt zu einer höheren Anforderungen an Implantate, Standzeiten und deren Implantationstechniken notwendig werden, zum anderen unterstreicht es die Bedeutung der Primärendoprothetik. Die Kurzschaftendoprothetik wurde zur Realisierung einer metadiaphysären Verankerung und einer möglichst knochensparenden Implantation entwickelt. Es kann somit auf eine suffiziente Knochensituation für anstehende Prothesenwechseloperationen geachtet und die Möglichkeit einer diaphysären Revisionsverankerung erhalten werden (18,19). Im Falle einer späteren Prothesenlockerung könnte mit Hilfe von Standardgeradschäften die Revisionsoperation realisiert werden. Mit der Kurzschaftprothese lässt sich ferner eine minimalinvasive Implantationstechnik realisieren, was sich positiv auf die postoperative Mobilisation auswirkt (1,74).

Hauptziel der Implantation einer Hüftendoprothese ist es, eine gute Positionierung und somit eine gute knöchernen Integration zu erzielen. Gemäss des Wolff'schen Gesetzes entstehen bei Veränderungen der Lasteinleitung am Knochen An- und Abbauprozesse (2). Zur Evaluierung solcher Veränderungen nach endoprothetischer Versorgung eignen sich besonders osteodensitometrische Untersuchungsverfahren, da diese eine sensitive Darstellung der Knochenänderungen im Verlauf ermöglichen (16).

In dieser Studie wird die Metha®-Kurzschafthprothese hinsichtlich periprothetischer und radiologischer Veränderungen der Knochenstruktur sowie klinisch im Verlauf eines Jahres untersucht.

Diese Studie soll dazu beitragen, Antwort auf die Frage zu erhalten, ob der Kurzschafth eine Standardprothese als Implantat der ersten Wahl ablösen und somit zu einem Paradigmenwechsel führen könnte.

Kritische Frage: Sollte in Zukunft der Kurzschafth als Goldstandard der Erstimplantation angesehen werden und sollte der Standardgeradschafth das erste Wechselimplantat darstellen?

*Statistisches Bundesamt 2010-2015

*Robert Koch Institut 2011

1.1 Die Metha® Kurzschafthprothese

In der vorliegenden Studie wurde die seit 2004 auf dem Markt befindliche und weit über 90.000 Mal implantierte Metha®-Kurzschafthprothese der Firma Aesculap verwendet. Das Ziel dieses Kurzschafthsystems ist eine meta-diaphysäre, zementfreie Verankerung. Unter anderem ist mit Hilfe dieses Prothesentyps eine minimalinvasive Implantation, beispielsweise über einen anterolateralen minimalinvasiven Zugang (ALMI) sehr gut realisierbar (104). Eine gute Primärstabilität wird durch die konische Form der Prothese, die Positionierung im Schenkelhalsstumpf und das Anliegen der Schafthspitze an der dorso-lateralen Kortikalis erreicht. Ziel ist eine Mehrpunktverankerung mit proximaler Lasteinleitung.



Abbildung 1: Metha Kurzschafthprothese (mit freundlicher Genehmigung der Firma Aesculap, Tuttlingen)

Das Metha®-Kurzschafthimplantat verfügt über eine Reintitanoberfläche und ist mit Plasmapore μ -CaP beschichtet. Diese Dikalziumphosphatschicht soll eine gute sekundäre Stabilität und somit eine forcierte Ostointegration erzielen.

Die Prothese ist keilförmig und besteht aus einer Titan (ISOTAN F), sowie aus einer Kobalt-Chrom (ISODUR F) Schmiedelegerung. Sie kann sowohl als Monoblockvariante als auch als modulares System eingesetzt werden.

Es stehen 8 Schaftgrößen (Größe 0-7), sowie 9 Konusadapter mit 3 Corpus Collum Diaphysen Winkeln (CCD: 120, 130, 135, Grad) zur Verfügung. Vorteil der Konusadapter ist es, durch eine Entkopplung des Schaftes zur Kopfposition eine individuelle Einstellung des Offsets sowie verschiedene Torsionsvarianten erzielen zu können. Es kann die Gelenkstabilität und Beweglichkeit individuell eingestellt werden. Zusätzlich ist eine Ante- sowie Retrotorsionskorrektur um 7,5 Grad möglich. In unserer Studie wurde ausschließlich die Monoblockvariante implantiert.

1.2 Geschichtlicher Überblick

Den Grundstein für die Entwicklung des Oberflächenersatzes am Hüftgelenk legte M. N. Smith-Peterson im Jahre 1923. Er implantierte eine Kappenprothese, die ohne Fixation zwischen Kopf und Pfanne eingebracht wurde, die sogenannte Mouldarthroplastik. Als Material diente initial Glas, später stieg er auf eine Kobalt-Chrom-Molybdänlegierung (Vitallium) um (4). Die erste Hüfttotalendoprothese wurde 1938 durch Philip Wiles in London eingesetzt. Die Fixation des Implantates erfolgte mit Nägeln und Bolzen aus Stahl (5). Weiterentwickelt wurde diese 1946 durch die Brüder Jean und Robert Judet. Sie gestalteten eine Hüftkopfprothese aus Plexiglas ohne Pfannenkomponente. Das eingebrachte Plexiglas führte jedoch zu Implantatbrüchen und zu Fremdkörperreaktionen, sodass von dieser Methode Abstand genommen werden musste (6).



Abbildung 2: Prothese der Brüder Judet mit Plexiglaskopf

Die Idee der ersten mit heute vergleichbaren Hüfttotalendoprothese kam durch Kenneth McKee und John Watson Farrar auf. Bei der verwendeten Metall-Metall Gleitpaarung, kam es zu einer großen Anzahl an Prothesenversagern (7). Grund waren Lockerungsprozesse der Prothese. Um diesen vorzubeugen, stellte Sir John Charnley 1962 die erste vollzementierte Hüfttotalendoprothese vor. Durch zementierte Fixation versprach sich Charnley eine Reduktion der Prothesenlockerungen. Die Erfolgsquote konnte durch diese Verfahrensweise deutlich verbessert werden (8). In Langzeitbeobachtungen zeigte Pavlov jedoch auch hier hohe Lockerungsraten von nahezu 40% nach 15 Jahren (9).

Verschiedene Implantationstechniken rückten in den Fokus des wissenschaftlichen Interesses, um der Problematik von aseptischen Prothesenlockerungen vorzubeugen. Die unzementierte Verfahrensweise bei der die traumatische Entfernung des Zementköchers im Falle einer Prothesenwechselsituation entfällt, kam erneut auf und setzte auf das Konzept der Oberflächenvergrößerung. Ziel war es, durch poröse Strukturen eine Oberflächenvergrößerung der Implantate zu erzielen, um die Prothese besser in den Knochen zu integrieren (10).

Zudem stehen Operateuren seit Anfang der achtziger Jahre verschiedene Implantattypen mit unterschiedlichen Verankerungsmöglichkeiten zur Verfügung, die eine proximale Lasteinleitung erzielen und Prothesenlockerungen vorbeugen sollen (13).

Tabelle 1: Prothesentypen und deren Verankerungsmöglichkeit

Verankerung/ Prothesentyp	Epiphyse	Metaphyse	Meta- Diaphyse	Diaphyse
Kappenprothese	X			
Schenkelhalsprothese		X		
Kurzschafoprothese			X	
Standardprothese				X

Weiterhin existieren Einteilungsmöglichkeiten, die nach der notwendigen Osteotomiehöhe am Schenkelhals in schenkelhalserhaltenden (blau), schenkelhalsteilerhaltenden (grün) sowie schenkelhalsresezierenden (orange) unterteilen (15).

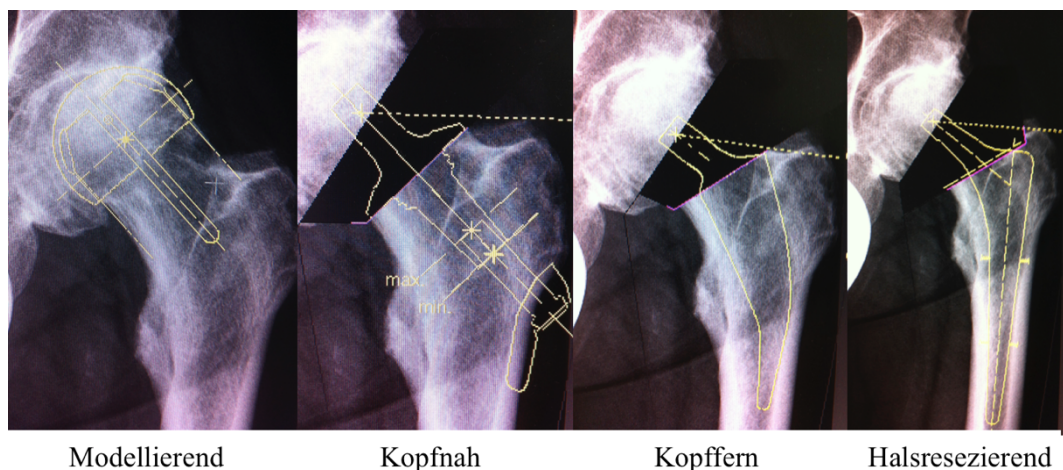


Abbildung 3: Einteilungsmöglichkeiten nach Resektionshöhe (15)

Im Segment der meta-diaphysären Verankerungen, entwickelten Anfang der achtziger Jahre Huggler und Jacob in der Schweiz die sogenannte Druckscheibenprothese. Hauptziel dieses Prothesentyps war eine knochensparende und schonende Implantation sowie eine stabile Integration der Prothese in den Knochen. Im Falle einer möglichen Prothesenwechselsituation könnte ohne Probleme auf ein Standardimplantat gewechselt werden.



Abbildung 4: Druckscheibenprothese (mit freundlicher Genehmigung von Herrn PD Dr. B.A. Ishaque)

Zur Verankerung diente neben einem Prothesenkörper der in den Schenkelhals Press-fit eingesetzt wurde ein Bolzen, der diesen über eine spezielle Platte (Laschenplatte) mit der lateralen Kortikalis verspannte. Eine Weiterentwicklung dieses Typs stellt die seit 1999 auf dem Markt befindliche ESKA-CUT Schenkelhalsprothese dar. Auch diese konnte das Ziel einer stabilen Prothesenverankerung nicht erreichen. Klinische und radiologische Untersuchungen fanden ein besonderes Muster von Knochenanbauprozessen und Abbauprozessen im Sinne eines prothesenspezifischen Stress-shieldings sowie einen prothesentypischen Lockerungsmechanismus (11, 12).

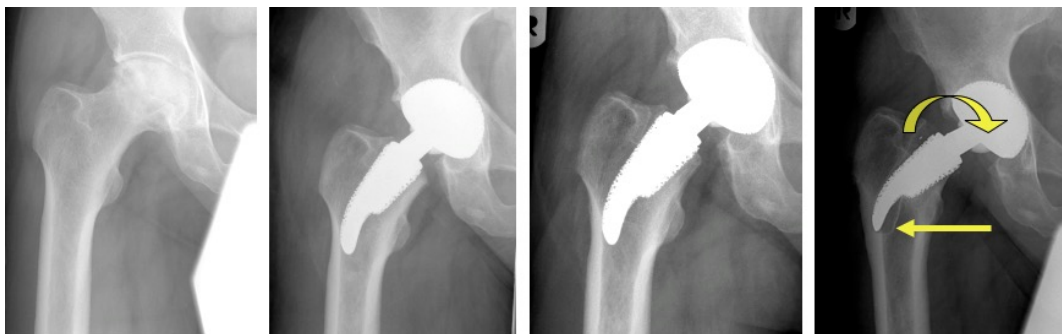


Abbildung 5: Lockerungsmechanismus ESKA-CUT (mit freundlicher Genehmigung von Herrn PD Dr. B.A. Ishaque)

Ebenfalls Anfang der achtziger Jahre wurde in den USA ein Prothesenkonzept entwickelt, das neben einer stabilen Fixierung und guten Biokompatibilität eine möglichst geringe Knochenresektion und proximale Lasteinleitung beinhalten sollte. Die meta-diaphysär verankernde Mayo-Prothese (Fa. Zimmer, Winterthur, Schweiz) ermöglichte dem Operateur unter anderem minimalinvasive Zugangswege zu realisieren. Morrey (14) berichtete im Jahr 2000 über exzellente klinische Ergebnisse und Standzeiten von über 98% nach 10 Jahren. Auf der Basis dieses Prothesenkonzeptes wurden in den vergangenen 10 Jahren weitere Kurzschaftmodelle entwickelt. Auch die hier untersuchte Metha-Kurzschaftprothese gehört diesem Segment an. Die Standardgeradschaftprothesen haben sich bereits in Langzeitstudien bewähren können (16, 17). Die Kurzschaftendoprothesen sind Gegenstand zahlreicher wissenschaftlicher Arbeiten. Es werden bereits sehr gute kurz- und mittelfristige Ergebnisse in der Literatur beschrieben (12, 18, 19, 20, 21). Diese Studie soll mit der klinischen, radiologischen und osteodensitometrischen Untersuchung der Metha®-Kurzschaftprothese einen weiteren wichtigen Beitrag zur Beobachtung von Kurzschaftendoprothesen leisten.

1.3 Operative Zugangswege

Prinzipiell lassen sich bei den operativen Zugangswegen zur Hüfte die konventionellen von der neuen Gruppe der minimalinvasiven differenzieren. Die Lokalisation des Hautschnittes, sowie die anschließende muskuläre Präparation definieren diesen. Mit der Entwicklung der Kurzschaftendoprothetik Mitte der Achtziger Jahre und deren Möglichkeit zur minimalinvasiven Implantation rückten diese Zugangsarten in den Fokus wissenschaftlicher Untersuchungen. Die minimalinvasive Implantation ist nicht nur durch einen kürzeren Hautschnitt, sondern vor allem durch den geringen Grad der Gewebetraumatisierung und der fehlenden Durchtrennung von Muskeln gekennzeichnet.

An konventionellen Zugangswegen unterscheidet Kayser et al. (22)

- *Ventro-lateraler Zugang nach Watson - Jones*

Präparation erfolgt zwischen M. tensor fasciae latae und M. gluteus maximus bzw. M. gluteus medius und Darstellung der ventralen Hüftgelenkscapsel.

- *Transglutealer Zugang nach Bauer*

Spaltung des Tractus iliotibialis über dem Trochanter major. Anschließende Durchtrennung des M. gluteus medius bis zum M. vastus lateralis und Erreichen der Gelenkkapsel (23).

- *Dorsaler Zugang*

Durchtrennung des M. gluteus maximus und Ablösen der kurzen Außenrotatoren. Darstellung der hinteren Gelenkkapsel. Eine hochgradig gefährdete Struktur ist der N. ischiadicus.

Einteilung der minimalinvasiven Zugänge nach Kayser et al. (22).

- *Ventraler Zugang*

Präparation zwischen M. sartorius und M. tensor fasciae latae und Längsspaltung des M. gluteus medius sowie des M. rectus femoris.

- *Antero-lateraler Zugang (OCM Zugang, modifizierter Watson-Jones Zugang)*

Spaltung des M. tensor fasciae latae. Die medialen Anteile und der M. sartorius werden nach ventromedial, die lateralen Anteile mit der Glutealmuskulatur nach dorsolateral gehalten. Präparation erfolgt zwischen M. tensor fasciae latae und M. gluteus medius (24).



Abbildung 6: anterolateraler minimalinvasiver Zugang (mit freundlicher Genehmigung von Herrn PD Dr. B.A. Ishaque)

- *Medialer Zugang (Zugang nach Ludloff)*

Spaltung der Adduktorenmuskulatur. Die Kapsel des Hüftgelenkes wird von medial inzidiert.

- *Dorsaler Zugang*

Ähnliche Vorgehensweise wie beim konventionellen dorsalen Zugang; hierbei handelt es sich jedoch aufgrund der notwendigen Muskelabtrennung der kurzen Außenrotatoren um keinen klassischen MIS Zugang.

Der Trend in der modernen Hüftchirurgie orientiert sich in Richtung dieser gewebeschonenden MIS Zugänge. Eine Auswertung von 240 orthopädischen und unfallchirurgischen Kliniken zeigte, dass circa 34% aller implantierten Totalendoprothesen minimalinvasiv implantiert wurden (25). Auch der Teil der Patienten, die aktiv diese Implantationsweise wünschten stieg auf 23%. Auf diese Nachfrage wurde von Seiten der Operateure reagiert, sodass gemäß Umfrage über 77% der befragten Operateure eine MIS Technik in circa 20-50% der Operationen anwenden (25). Diese Entwicklung sorgt für eine ständige Verbesserung der MIS Implantationsweise. Vorteilhaft ist der geringere Blutverlust. Dieser, sowie das nicht Durchtrennen des muskulären Apparates, wirken sich auf die postoperative Mobilisation aus, die bei MIS Zugängen signifikant besser ist. Weiterhin muss bei den Standardzugängen durch das Ablösen der Muskulatur sowie deren Refixation ein höheres Luxationsrisiko in Kauf genommen werden (1,27,28).

Auch die reduzierte postoperative Schmerzsymptomatik trägt zu einer verbesserten postoperativen Mobilisation bei (1,26). Insbesondere in der ersten postoperativen Phase lässt sich eine Verbesserung der Lebensqualität und eine deutliche Verbesserung des Gangbildes beobachten. Grundsätzlich ist zu erwähnen, dass bei den MIS Techniken nicht die Länge der Hautinzision relevant ist, vielmehr geht es darum, Weichteile und Muskulatur zu schonen. Wohlrab et al. (1) zeigten Vorteile hinsichtlich Schmerz, Gangbild und weiterer klinischer Parameter der minimalinvasiv versorgten Gruppe in den ersten 6 postoperativen Wochen im Vergleich zur Versorgung mit dem transglutealem Zugang nach Bauer auf.

1.4 Dual-Energy X-Ray Absorptiometry (DEXA)

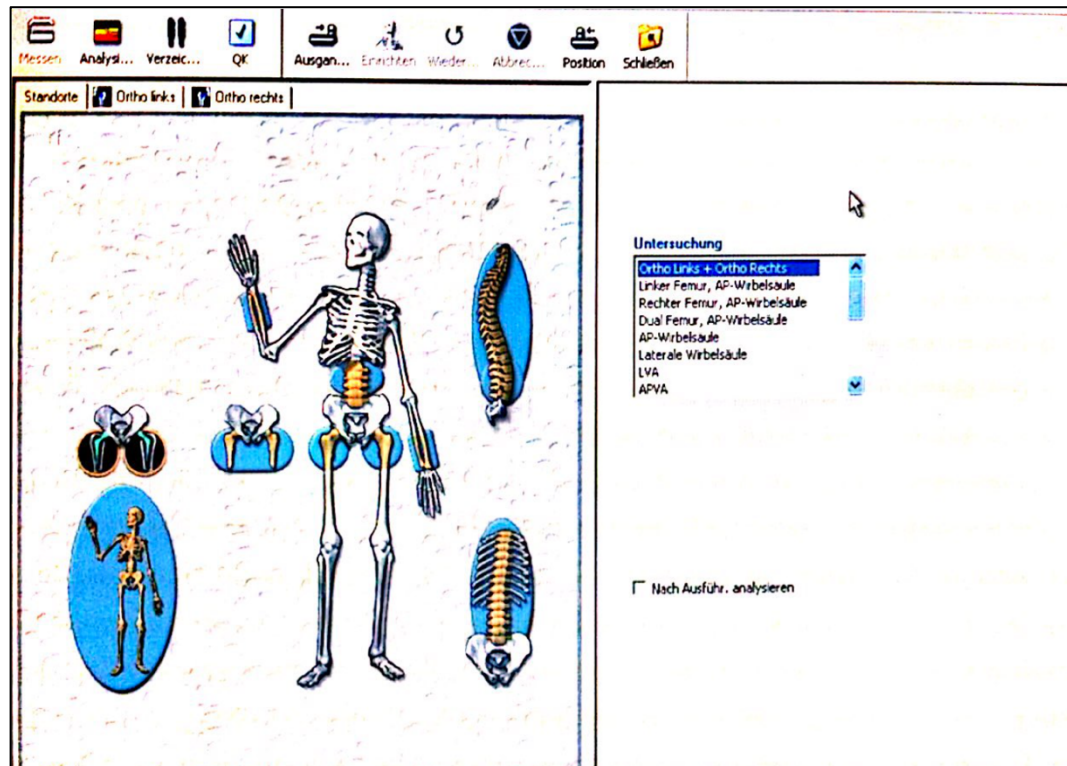


Abbildung 7: Lunar Prodigy Primo Übersichtsgrafik zur Bestimmung der Messregion (eigenes Bild)

Absorptiometrische Verfahren dienen der Beurteilung der Knochenqualität und damit der Einschätzung des Risikos für osteoporotische Frakturen. Mit Hilfe dieser noninvasiven Techniken ist es möglich, Knochenstrukturen qualitativ und quantitativ zu beurteilen und gegebenenfalls eine medikamentöse Therapie einzuleiten (93, 99). Standardröntgenverfahren sind nur bedingt geeignet, sie zeigen Knochendichtereduktionen erst ab circa 30 - 40 % (29, 95).

Das Prinzip absorptiometrischer Verfahren ist es, Gewebe mit einem Photonenstrahl aus einer Isotopenquelle oder einer Röntgenquelle rasterförmig abzutasten. Bei Skelettdurchtritt wird dieser dann durch die calciumhaltigen Strukturen des Knochens abgeschwächt und es können alle calciumhaltigen Strukturen im untersuchten Gebiet erfasst werden.

Es lassen sich planare, zweidimensionale Verfahren wie die Dual X Ray Absorptiometry (Einheit: g/cm^2) (DEXA) von volumetrischen Verfahren wie dem quantitativen CT (Einheit: g/cm^3) (qCT) (92) abgrenzen.

Die Entwicklung des heute angewandten Goldstandards der Osteoporosemessung, der DEXA, begann mit der Single Photon Absorptiometrie (SPA). Als Photonenquelle diente eine ^{125}I Quelle (30). Der hohe Grad der Abschwächung dieses Photonenstrahles führte dazu, dass lediglich periphere Abschnitte des Skelettes gemessen werden konnten. In den 70er Jahren wurde diese zur Dual Photon Absorptiometrie (DPA) weiterentwickelt. Isotop war eine ^{153}Gd Quelle. Das Verfahren war sehr zeitaufwändig und aufgrund der hohen Strahlenbelastung nicht ohne Risiken. Es war allerdings erstmals möglich, Messungen an Femur und Wirbelsäule vorzunehmen. Durch die Verwendung von Zwei-Spektren Verfahren konnten für jeden Messpunkt Daten beider Photonenenergien gewonnen werden. Problematisch war die mangelhafte Reproduzierbarkeit der Ergebnisse, aufgrund der Abschwächung der Isotopenquellen. Daher erfolgte auf der nächsten Weiterentwicklungsstufe die Verwendung von Röntgenstrahlung, so entstand die DEXA (30, 51). Physikalisches Grundprinzip der DEXA ist die Messung der Röntgentransmission zweier verschiedener Photonenenergieniveaus, die den Körper durchdringen (101). Es ist möglich, verschiedene Gewebearten sowie deren Dichte zu differenzieren. Dies gelingt aufgrund der Abhängigkeit des Schwächungskoeffizienten der Röntgenstrahlung von der Photonenenergie (101). Die DEXA stellt den Goldstandard der Knochendichtemessungen in der Osteoporosedagnostik dar (94, 95). Meist wird die Knochendichte im Bereich der LWS oder der Hüfte erfasst. Das Verfahren hat sich aufgrund der niedrigen Strahlenintensität verbunden mit einer hohen Spezifität und Präzision (97, 98) durchgesetzt. Hohes Auflösungsvermögen und kurze Durchlaufzeiten sind weitere Vorteile dieser Methode. Des Weiteren konnte sich die DEXA unter Zuhilfenahme einer speziellen, Metallartefakte unterdrückenden Software als Standardmethode der Messung periprothetischer Knochendichteveränderungen etablieren (66-71, 100). So können Aussagen über die Osseointegrationsprozesse eines Implantates getroffen werden (Abb.7,8).

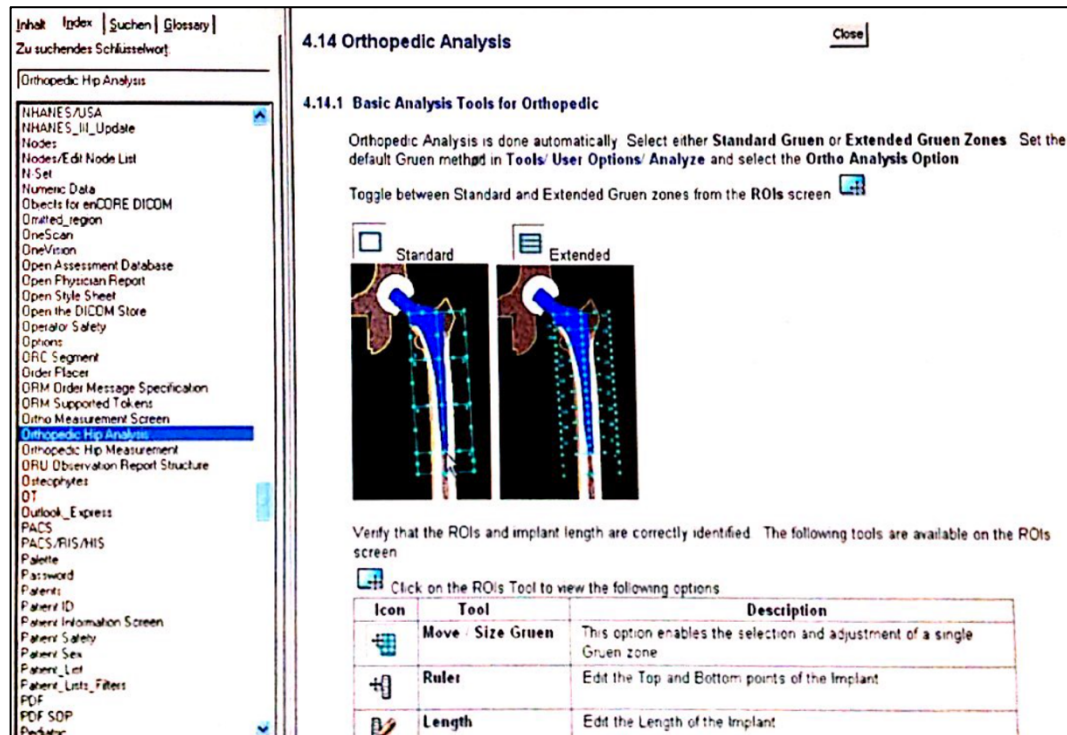


Abbildung 8: Lunar Prodigy Primo orthopaedic analysis metallunterdrückende Software (eigenes Bild)

Bereits 1992 zeigten Engh et al. (101), dass die DEXA eine wichtige Untersuchungstechnik darstellt, um das Ausmaß des Knochenumbaus nach hüftendoprothetischer Versorgung beurteilen zu können. Postoperative DEXA - Aufnahmen ermöglichen es, durch die Erfassung knöcherner Umbauprozesse die Krafteinleitung einer implantierten Prothese darzustellen (101). Moderne Anlagen garantieren dabei eine gute Reproduzierbarkeit der Ergebnisse, wodurch diese im Bereich der Forschung zunehmend an Bedeutung gewinnt. Die vorliegende Studie ist mit diesem Verfahren in der Lage, Veränderungen der Mineralisierungsdichte des periprothetischen Knochens präzise zu erkennen und Rückschlüsse über die Krafteinleitung der Prothese am Knochen zu ziehen. Der hohe Stellenwert der DEXA lässt sich anhand zahlreicher Studien, die auf diese Methode zurückgreifen sehr gut demonstrieren (44, 47-49,51-54).

1.5 Fragestellung

Ziel dieser prospektiven Studie ist die Evaluation von osteodensitometrischen Veränderungen nach Implantation der Metha®-Kurzschafthprothese im 12 Monats-

Follow-Up. Darüber hinaus werden klinische und radiologische Veränderungen analysiert. Die klinischen Ergebnisse wurden mit Hilfe des Harris Hip Scores (32) ermittelt. In den radiologischen Untersuchungen wurden die Osteointegrationszeichen nach Engh (103), sowie die Grade des Stress Shieldings erfasst (40). Ferner erfolgte die Untersuchung der präoperativen Femurkonfiguration nach Noble (37) und der Ossifikationen nach Brooker (43); die Ergebnisse wurden miteinander korreliert. Die Auswertung der osteodensitometrischen und radiologischen Resultate soll darstellen, wie die Metha®-Kurzschafthprothese sich in den Knochen integriert und inwiefern das Prinzip der proximalen Lasteinleitung erfüllt wird. Ferner soll ein möglicher Einfluss von Alter, Body Mass Index, Diagnose und Geschlecht auf Änderungen der Knochendichte im Verlauf von sechs und zwölf Monaten analysiert werden.

- Hypothese 1: Sechs Monate postoperativ zeigt sich eine signifikante Abnahme der Knochendichte in den Zonen 1-7 nach Gruen.
- Hypothese 2: Zwölf Monate postoperativ zeigt sich eine signifikante Abnahme der Knochendichte gemessen in den Zonen 1-7 nach Gruen.
- Hypothese 3: Sechs Monate postoperativ nach Implantation der Metha®-Kurzschafthprothese zeigt sich eine signifikante Abnahme der periprothetischen Knochendichte in den proximalen Zonen 1 und 7 verglichen mit dem Ausgangswert ermittelt durch DEXA.
- Hypothese 4: Zwölf Monate postoperativ nach Implantation der Metha®-Kurzschafthprothese zeigt sich eine signifikante Abnahme der periprothetischen Knochendichte in den proximalen Zonen 1 und 7 verglichen mit dem Ausgangswert ermittelt durch DEXA.
- Hypothese 5: Sechs und zwölf Monate postoperativ nach Implantation der Metha®-Kurzschafthprothese zeigt sich eine signifikante Zunahme der periprothetischen Knochendichte in den beschichteten Anteilen der Prothese Zone 2 und 6 verglichen mit dem postoperativen Ausgangswert ermittelt durch DEXA.

2 Methodik

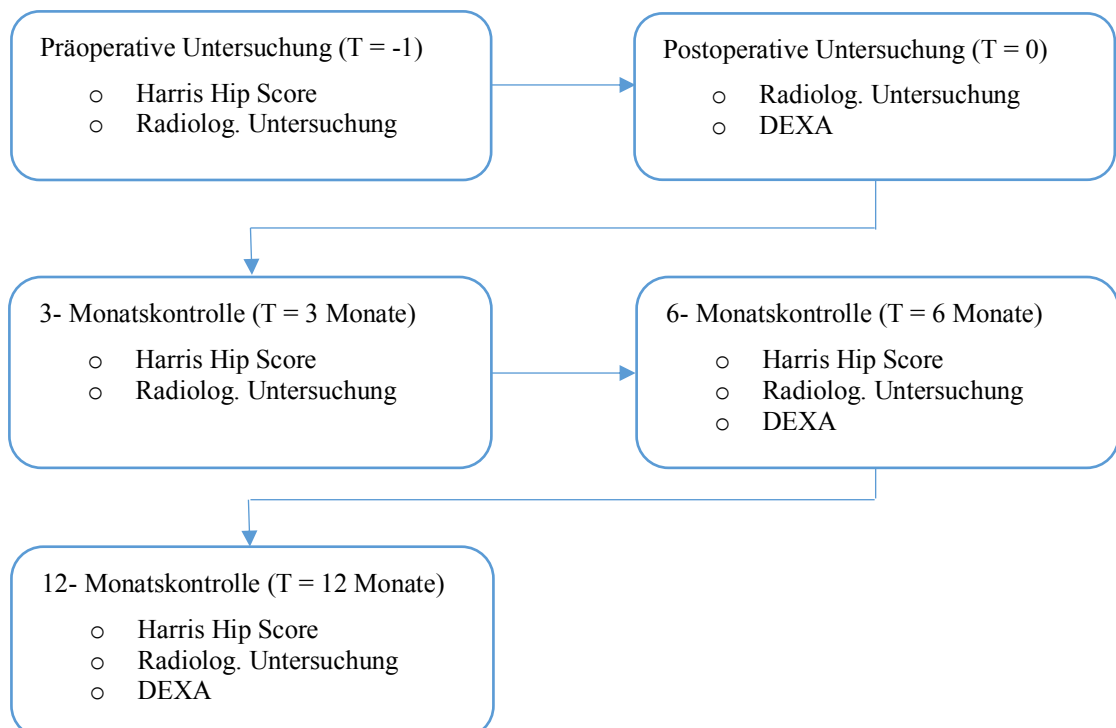
2.1 Aufbau der Studie

Der wissenschaftliche Fokus dieser Studie, gilt der prothesenspezifischen Osteointegration der Metha®-Kurzschafthprothese und deren Einflussfaktoren. Primärziel war es, Veränderungen der Knochenstruktur nach Implantation einer Metha®-Kurzschafthprothese aufzuzeigen. Zu diesem Zwecke erfolgten Untersuchungen mit osteodensitometrischen und röntgenologischen Verfahren. Darüber hinaus wurden epidemiologische sowie klinische Daten erhoben und ausgewertet.

Die prospektiven Untersuchungen der Studienteilnehmer fanden im Zeitraum von März 2010 bis September 2011 statt. Das gesamte Kollektiv wurde an der Klinik und Poliklinik für Orthopädie und orthopädischer Chirurgie der Universität Gießen mit der zementfreien Metha®-Kurzschafthprothese der Fa. Aesculap von einem Hauptoperateur versorgt. Kontrollintervalle waren die sechs und zwölf Monatskontrolle.

- *Datenerfassung*

Tabelle 2: Studienablauf



Die Patienten hatten jederzeit die Möglichkeit, sich an das Untersucherteam zu wenden und wurden bei Bedarf umgehend klinisch untersucht.

- *Einschlusskriterien*

- Patienten mit primärer bzw. sekundärer Coxarthrose sowie Patienten mit Hüftkopfnekrose und Hüftdysplasie, bei denen die Indikation zur Hüfttotalendoprothese gestellt wurde.
- Patientenalter ≥ 18 Jahre und ≤ 80 Jahre

- *Ausschlusskriterien*

Vor der Aufnahme in die Anwendungsbeobachtung, wurde die Eignung zur Teilnahme jedes potentiellen Patienten vom behandelnden Arzt anhand der Diagnose bzw. der Indikation überprüft.

- nachgewiesene Osteoporose (T-Score $< -2,5$ SD)
- radiologisch nachweisbare Osteoporose
- hüftendoprothetisch oder osteosynthetisch versorgte kontralaterale Hüfte
- Patienten mit abnormer Formabweichung der Schenkelhalsgeometrie, schwere Varus- (CCD < 115 Grad) bzw. Valgusfehlstellung (CCD > 150 Grad) sowie ausgeprägte Coxa antetorta, bei denen die Implantation einer Metha®-Prothese nicht möglich ist.
- Schenkelhalsfraktur
- pathologische Frakturen

- *Aufklärung*

Die Patienten unterzeichneten vor Beginn der Datenerhebung eine nach den Grundsätzen der Deklaration von Helsinki und den gesetzlichen Bestimmungen des jeweiligen Landes abgefassten Einverständniserklärung. Es wurde eine schriftliche Einwilligung zur Teilnahme an der Studie eingeholt.

Die Patienten erhielten im Rahmen der Patientenaufklärung die notwendigen Informationen zum Eingriff und wurden über Ziele, Bedeutung und Tragweite des Studienprojektes aufgeklärt.

- *Abbruchkriterien*

Bei Beendigung der Untersuchungsreihe eines Patienten musste im Untersuchungsbogen die Art der Beendigung der Dokumentation (planmäßige Beendigung/ Abbruch mit Begründung) dokumentiert werden.

- *Abbruchkriterien waren:*
 - Rücknahme der Einverständniserklärung
 - Tod
 - nicht auffindbare Patienten (*lost-to-follow-up*)
- *Ethikvotum*

Das positive Votum der Ethikkommission der Justus-Liebig-Universität Gießen vom 29.10.2009 AZ: 152/09 lag vor.

2.2 Patientenkollektiv

Epidemiologische Datenerhebung

Das im Rahmen dieser Studie von Mai 2007 bis September 2011 an der Klinik für Orthopädie und orthopädische Chirurgie der Justus-Liebig Universität Gießen untersuchte Gesamtkollektiv umfasste insgesamt 133 Patienten. Davon waren 71 Männer (53,4%) und 62 Frauen (46,6%) (siehe Abb.9).

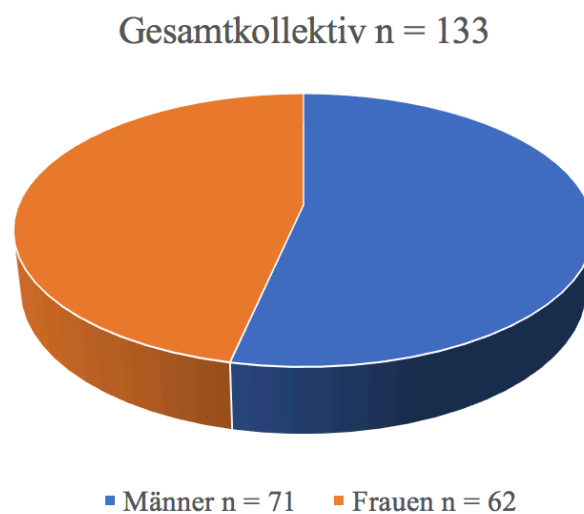


Abbildung 9: Geschlechterverteilung Gesamtkollektiv

Klinische sowie radiologische Kontrollvorstellungen erfolgten innerhalb des ersten postoperativen Jahres nach drei Monats-, sechs- und zwölf Monaten. Es wurden während des Studienzeitraumes insgesamt 24 Patienten beidseits endoprothetisch versorgt (siehe Tab. 2 und Abb. 10).

Tabelle 3: Einseitig und beidseitig operativ versorgte Patienten Gesamtkollektiv

	Häufigkeit	%
Einseitig	109	82
Beidseitig	24	18
Gesamt	133	100

Prothesenversorgung Gesamtkollektiv n = 133

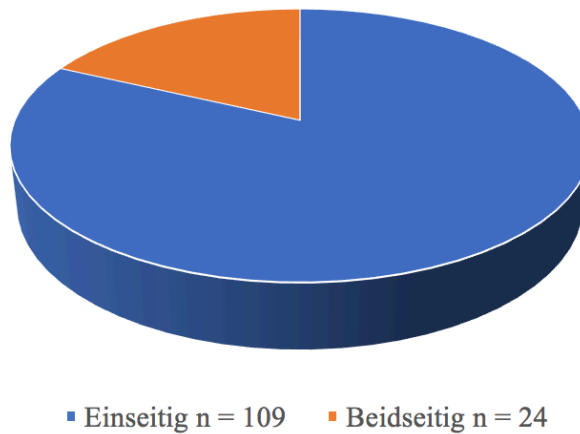


Abbildung 10: Einseitig und beidseitig operativ versorgte Patienten Gesamtkollektiv

Tabelle 4: BMI des Gesamtkollektivs

BMI Verteilung des Gesamtkollektivs	
N	133
Mittelwert	27,32
Median	27,39
Minimum	18
Maximum	39

Tabelle 5: Alter in Jahren Gesamtkollektiv

Alter zum OP Zeitpunkt	
N	133,00
Mittelwert	53,66
Median	56,00
Standardabweichung	12,32
Minimum	17,00
Maximum	79,00

Tabelle 6: Indikationen zur OP Gesamtkollektiv

Indikation	Anzahl	Prozent
Primäre Coxarthrose	86	64,7
Dysplasiacoxarthrose	24	18,0
posttraumat. Coxarthrose	3	2,3
Hüftkopfnekrose	16	12,0
M. Perthes / ECF	4	3,0
Gesamt	133	100

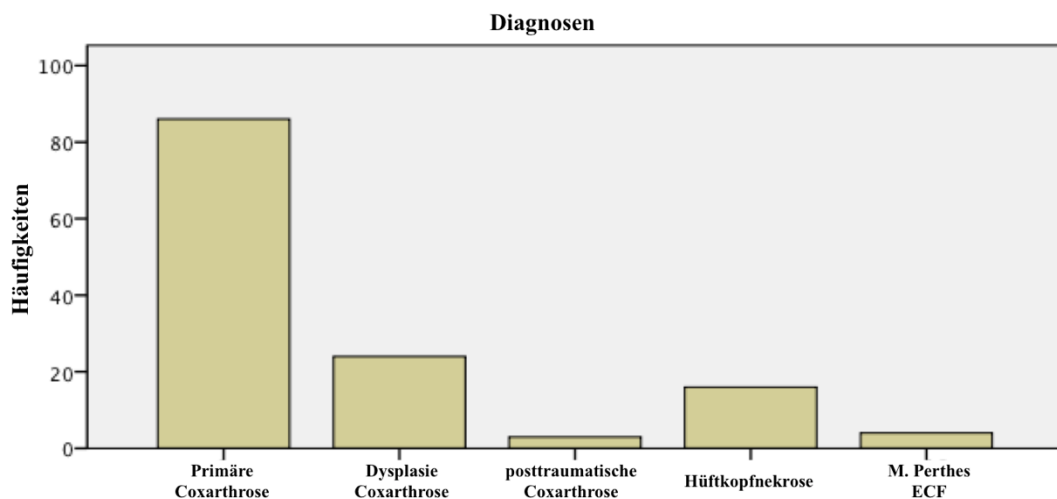


Abbildung 11: Diagnoseverteilung Gesamtkollektiv

Die osteodensitometrischen Untersuchungen fanden im Zeitraum April 2010 bis September 2011 statt. Es wurden insgesamt 59 Metha®-Kurzschafthprothesen implantiert und osteodensitometrisch analysiert. In die nachfolgende prospektive Studie konnten sodann 43 Patienten nach den festgelegten Studienkriterien eingeschlossen werden. 40 Patienten wurden in diesem Zeitraum einseitig versorgt. Bei drei Patienten erfolgte während des Untersuchungszeitraumes die endoprothetische Versorgung der Gegenseite, was zum Ausschluss aus dem Kollektiv führte.

Das bereinigte Kollektiv bestand somit aus 20 Männern (50%) und 20 Frauen (50%). Zum Zeitpunkt der Operation betrug das Durchschnittsalter 55,4 Jahre (SD=10,3). Der jüngste Patient war 27 Jahre der älteste Patient 77 Jahre alt.

Der durchschnittliche Body Mass Index lag bei 26,87 kg/m² (min. 17,97 kg/m², max. 36,70 kg/m²). Es wurde in 20 Fällen (50%) die rechte Hüftseite und in 20 Fällen (50%) die linke Hüftseite versorgt. Die Patienten wurden präoperativ sowie nach 6 und 12

Monaten postoperativ klinisch, radiologisch und osteodensitometrisch untersucht. Nach 3 Monaten erfolgte eine klinische sowie radiologische Kontrolle.

In der 6-Monatskontrolle war ein Teilnehmer als *lost to follow up* zu verzeichnen. Dieser konnte zur 12 Monatskontrolle wieder rekrutiert werden. Ein weiterer Studienteilnehmer konnte in der 12 Monatskontrolle nicht rekrutiert werden.

Tabelle 7 Indikation zur OP DEXA Kollektiv

Indikation	Anzahl	Prozent
Primäre Coxarthrose	27	67,5
Dysplasiecoxarthrose	9	22,5
posttraumat. Coxarthrose	1	2,5
Hüftkopfnekrose	1	2,5
M. Perthes / ECF	2	5
Gesamt	40	100

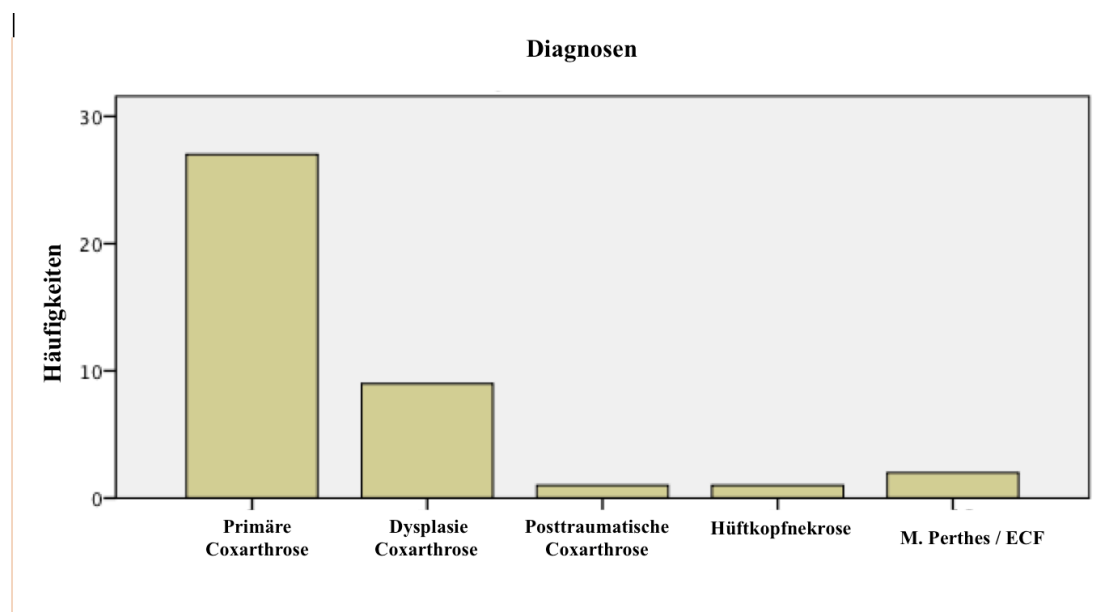


Abbildung 12 Diagnosen zur OP DEXA Kollektiv

2.3 Operationstechnik

Als operativer Zugang wurde ein muskelschonender, antero-lateral minimalinvasiver Zugang (ALMI) (104) gewählt. In zwei Fällen wurde aufgrund stattgehabter operativer Eingriffe ein Zugang nach Bauer angewandt.

Operativer Ablauf:

Rückenlage des Patienten, Abwaschen und Abdecken in hausüblicher, standardisierter Weise nach den bestehenden Hygienerichtlinien. Anschließendes Aufbringen einer Schutzfolie. Anzeichnen der anatomischen Landmarken (Abb.13) mittels sterilem Stift.



Abbildung 13 Anatomische Landmarken

Hautinzision gemäß vorgenommener Kennung über dem Hüftgelenk, anschließend stumpfe und scharfe Präparation durch das subcutane Gewebe und Darstellung der Faszie. Intermittierende Blutstillung mittels Thermokoagulation.

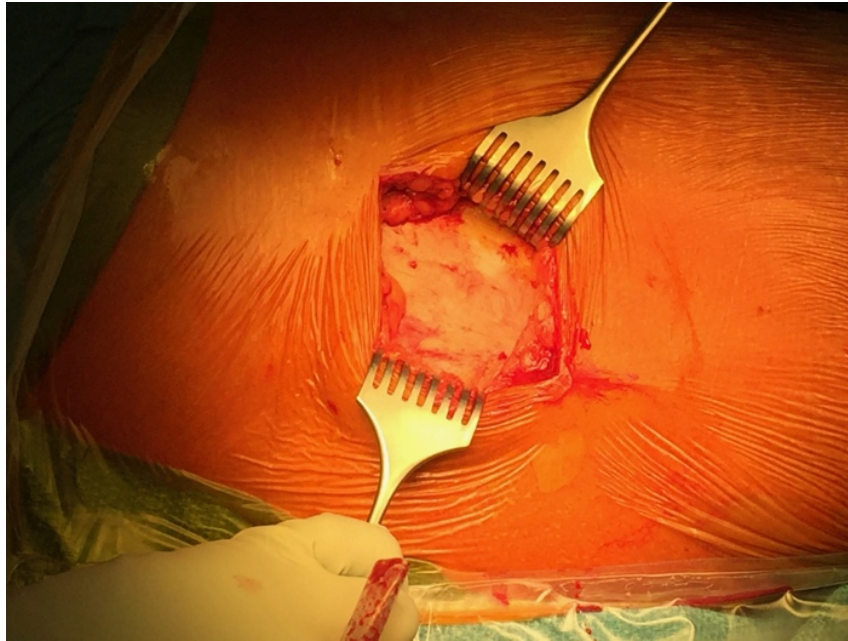


Abbildung 14 Fascia Lata

Spaltung der Faszia lata und antero-laterale intramuskuläre Zugangsinzision (Abb.14). Die medialen Anteile und der M. sartorius wurden nach ventromedial, die lateralen Anteile mit der Glutealmuskulatur nach dorsolateral gehalten. Präparation zwischen M. tensor fasciae latae und M. gluteus medius.

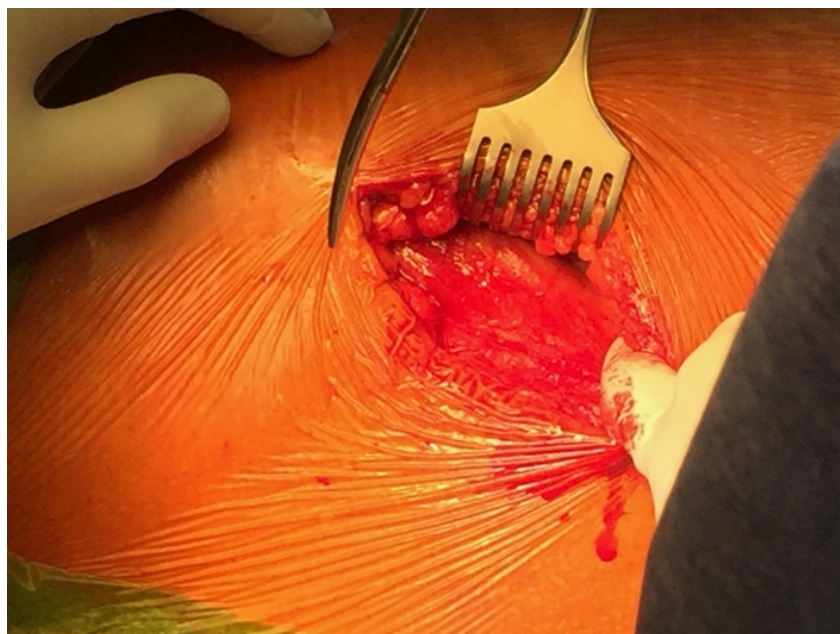


Abbildung 15 Glutealmuskulatur

T-förmiges Eröffnen der Kapsel mit partieller Kapselresektion, sowie Darstellung des Schenkelhalses und des Hüftkopfes (Abb.15).

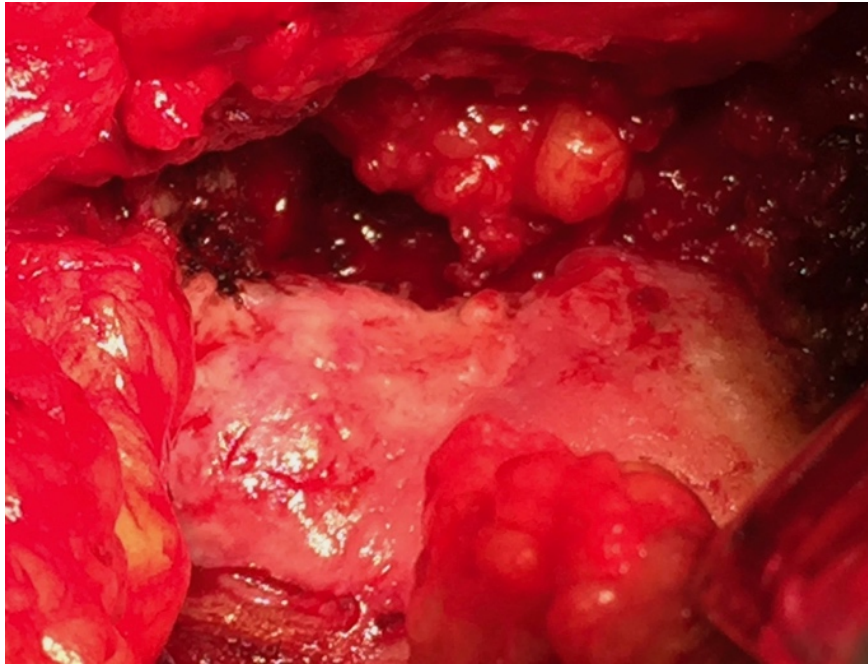


Abbildung 16: Schenkelhals und Hüftkopf

Durchführung der Schenkelhalsosteotomie (Abb.16) gemäß präoperativer Planung in einem Winkel von etwa 50 Grad zur Femurschaftachse. Essentiell war der Erhalt eines kortikalen Schenkelhalsringes. Zu steile oder zu flache Osteotomien könnten die Implantatabstützung negativ beeinträchtigen und zu einer Valgisierung oder Varisierung der Prothese führen (3). Entfernung des Hüftkopfes und Darstellung des Pfannenlagers zur vollständigen Freilegung der Inzisura acetabuli.



Abbildung 17: Metha® Implantationsinstrumentarium

Die Darstellung der Pfanne gelang mit 3 kurvierten Hohmann Haken (Abb.17).

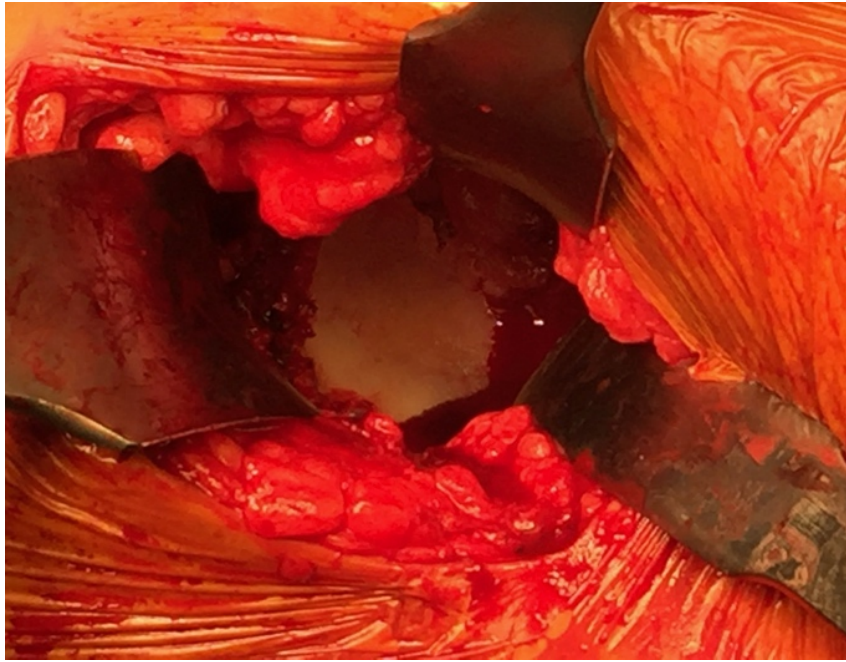


Abbildung 18: Pfannendarstellung sowie Auffräsen des Pfannengrundes bis zum Erreichen eines spongiösen Pfannenbettes

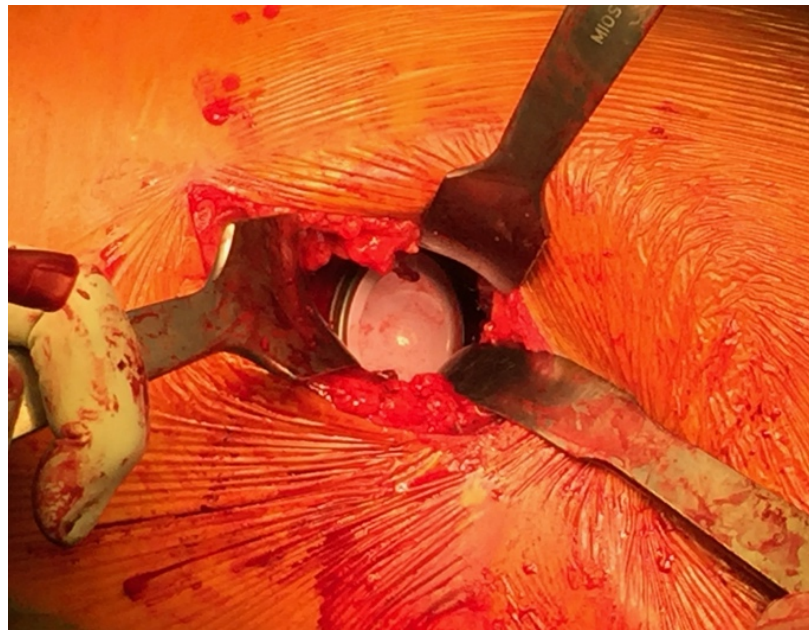


Abbildung 19: Pfannenimplantation mit Keramikinlay

Anschließend Einschlagen der sphärischen Press fit Pfannenkomponente in 45° Inklination und 15° Anteversion und deren röntgenologische Kontrolle. Bei guter Positionierung Einbringen des Inlays (Abb.19).

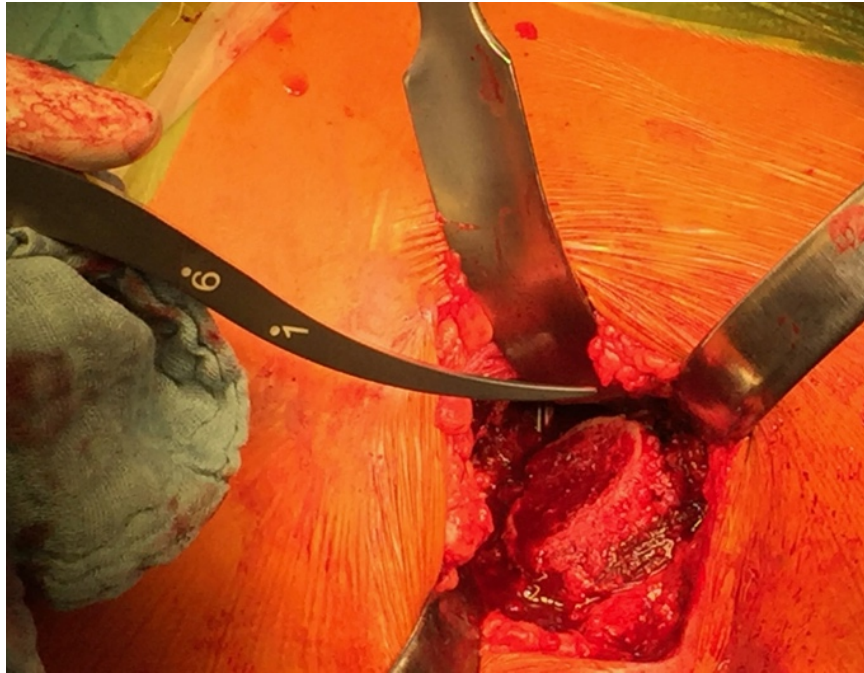


Abbildung 20: Markraumeröffnung und Femurvorbereitung

Dorsomediales Kapselrelease zur Darstellung der Schenkelhalsumschlagfalte.

Mit dem zentralen Einbringen einer Ahle in der Osteotomieebene wurde die Schaftpositionierung vorgegeben (Abb.20). Die Ahle wurde mittels Drehbewegungen eingebracht und zur lateralen Kortikalis vorgeschoben. Die endgültige Positionierung des Implantates erfolgte mit Hilfe von Raspeln in verschiedenen Größen. Einbringen verschiedener Raspelgrößen, um den Markraum nach und nach zu erweitern. Orientierungspunkt war die dorso-laterale Kortikalis. Die letzte ausgewählte Raspelgröße bestimmte die Prothesengröße. Bei diesem Arbeitsschritt waren Valgisierungstendenzen sowie die Antetorsion der Raspeln zu beachten.

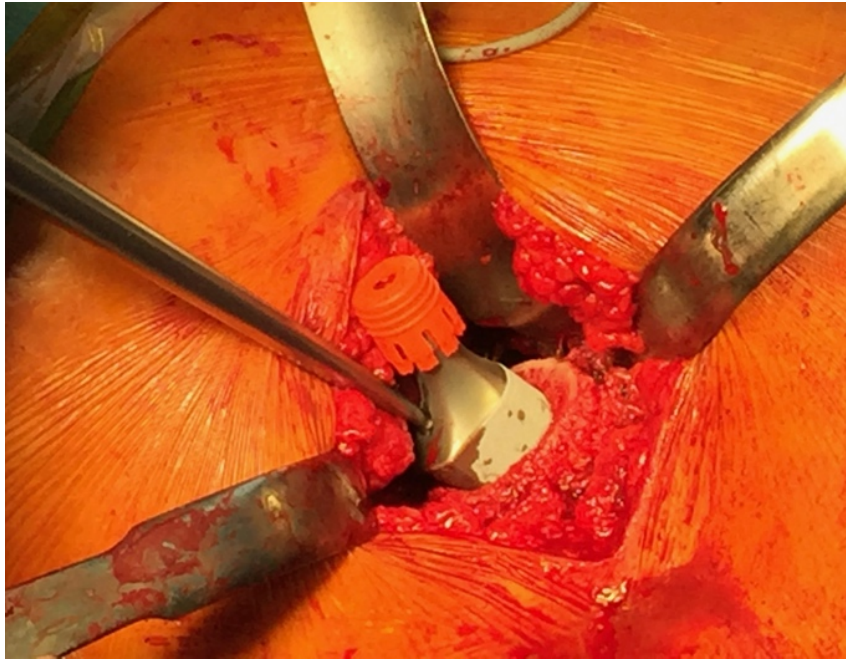


Abbildung 21: Implantierte Schaftkomponente

Ziel der Implantation musste es sein, eine gute Primärstabilität mit Abstützung am Calcar sowie ein Anliegen der Schaftspitze an der lateralen Kortikalis zu erreichen. Das Einbringen der Monoblockvariante erfolgte manuell. Die Einschlaghilfe wurde auf die entsprechende Aussparung an der Schaftkomponente aufgebracht und mit gleichmäßigen Schlägen eingebracht (Abb.21).



Abbildung 22 Implantierte Schaft und Pfannenkomponente

Anschließende Probereposition mit der Probekopfkomponente (Abb.22). Eine Änderung der Positionierung durch variieren dieser war möglich. Vor Aufbringen der Kopfkomponente sorgfältige Reinigung der Halskomponente mit anschließendem Aufsetzen des Kopfes und dem Repositionsmanöver inklusive Funktionskontrolle.

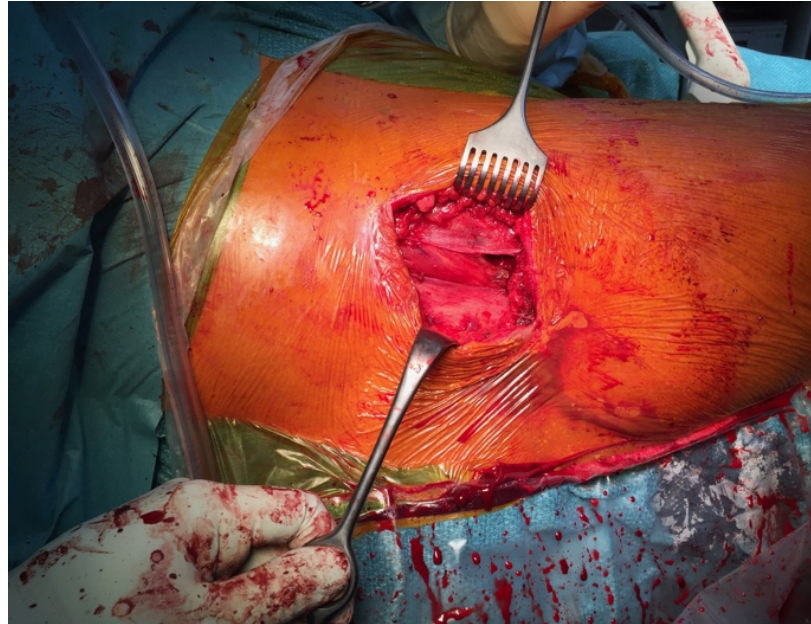


Abbildung 23: Verschluss der Muskellücke

Verschluss der Muskellücke (Abb.23), Einbringen einer Drainage, Fasziennaht und Subcutannaht.



Abbildung 24: Hautverschluss

Wundverschluss mittels Klammernaht (Abb.24). Anlage eines sterilen Wundverbandes und elastokompressive Wickelung.

2.4 Postoperativer Verlauf

Die Dauer des stationären Aufenthaltes betrug eine Woche. Ab dem 2. postoperativen Tag erfolgte eine erste physiotherapeutische Mobilisation mit erlaubter Vollbelastung an Unterarmgehstützen. Zu diesem Zeitpunkt wurde die eingelegte Redondrainage entfernt. Nach dem stationären Aufenthalt wurde eine intensive Weiterbehandlung in einer Rehabilitationsklinik mit entsprechenden physiotherapeutischen Mobilisationsmaßnahmen durchgeführt. Im Zuge der 3-Monats-Kontrolle erfolgte die Beurteilung der Narbenverhältnisse (Abb.25).



Abbildung 25: Narbenkontrolle im Zuge der 3-Monatskontrolle

2.5 Implantate

Die folgenden Tabellen und Abbildungen veranschaulichen die ausgewählten Implantatgrößen und deren Verteilung bezogen auf das Gesamtkollektiv (Tab.8, 9; Abb. 26, 27) sowie das prospektiv analysierte DEXA Kollektiv (Tab. 10 , Abb. 28):

Tabelle 8: Prothesengrößen Gesamtkollektiv

Prothesengrößen	Häufigkeit	Prozent
0	6	4,5
1	12	9,0
2	14	10,5
3	16	12,0
4	27	20,3
5	34	25,6
6	18	13,5
7	6	4,5
Gesamt	133	100,0

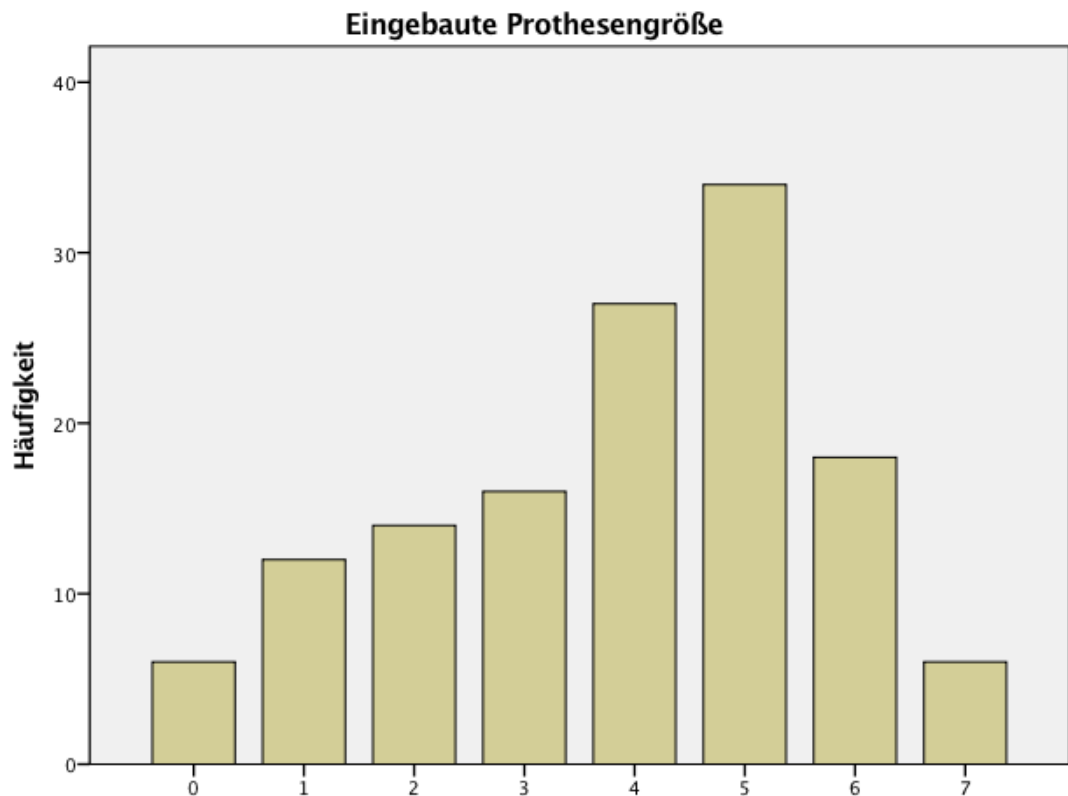


Abbildung 26: Prothesengrößen Gesamtkollektiv

Tabelle 9: Pfannengrößen Gesamtkollektiv

Pfannengrößen	Häufigkeit	Prozent
28	1	0,8
42	1	0,8
44	14	10,5
46	14	10,5
48	26	19,5
50	14	10,5
52	39	29,3
54	17	12,8
56	7	5,3
Gesamt	133	100,0

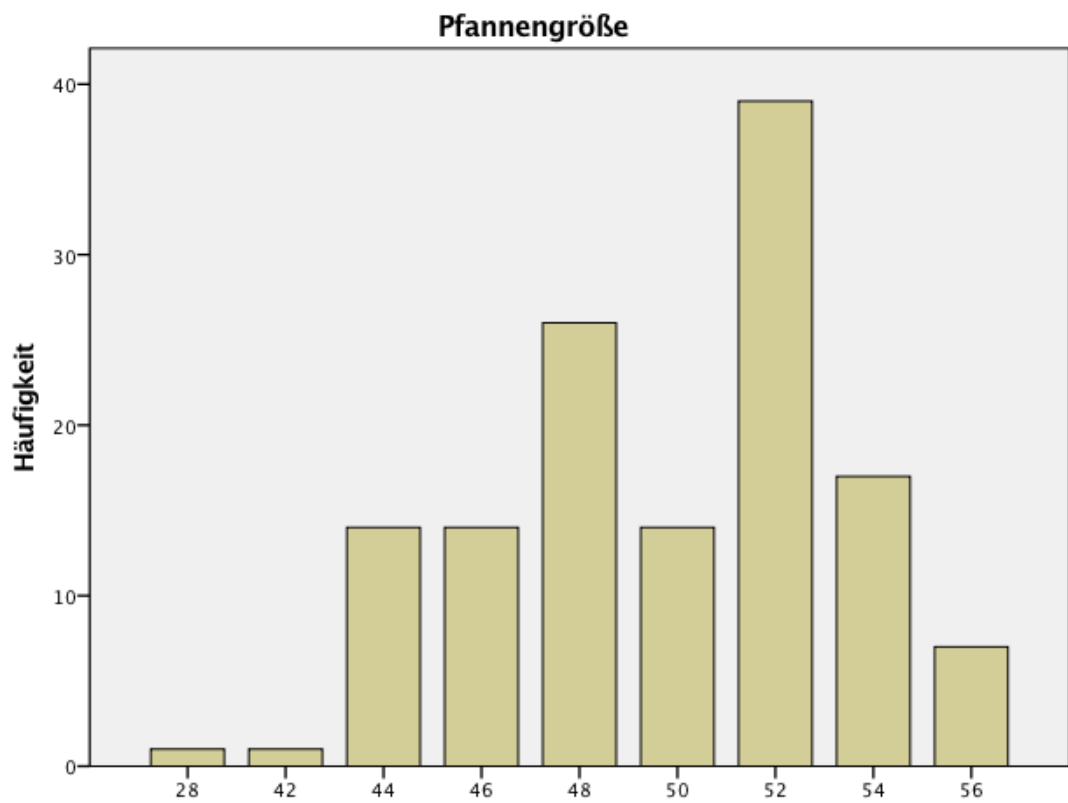


Abbildung 27: Pfannengrößen Gesamtkollektiv

Tabelle 10: Prothesengrößen DEXA Kollektiv

Prothesengrößen	Häufigkeit	Prozent
0	1	2,5
1	1	2,5
2	8	20,0
3	4	10,0
4	9	22,5
5	9	22,5
6	6	15,0
7	2	5,0
Gesamt	40	100,0

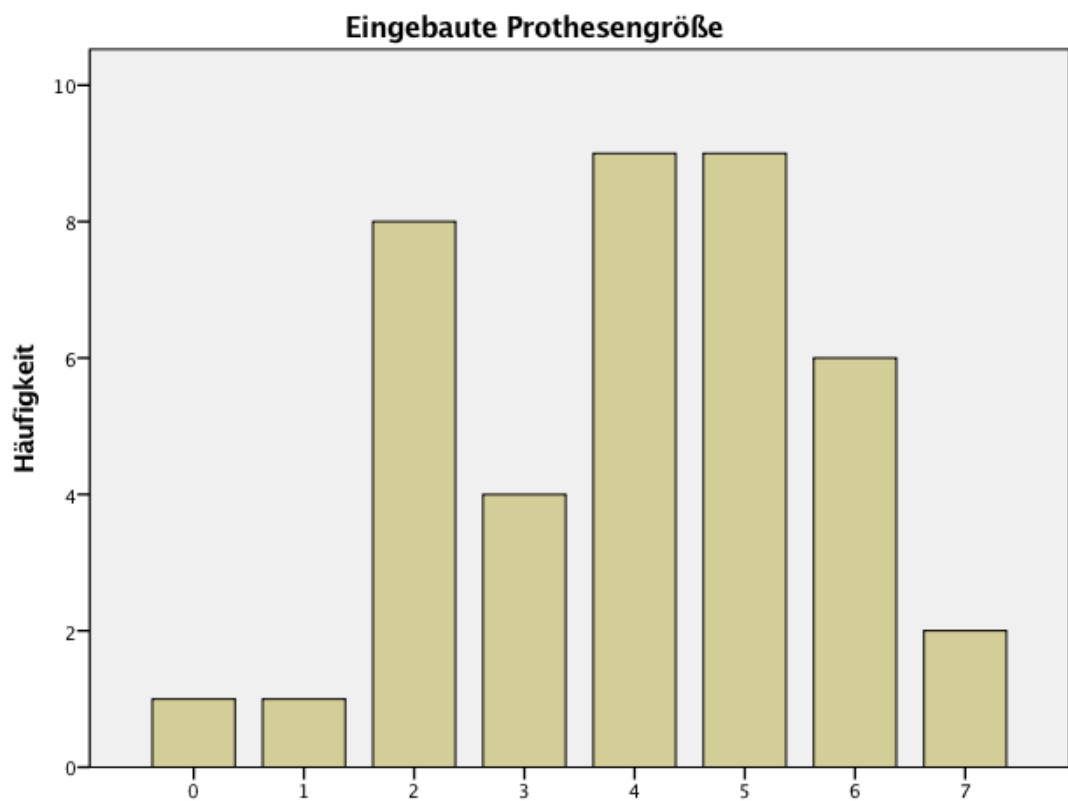


Abbildung 28: Prothesengrößen DEXA Kollektiv

Der CCD Winkel mit 135 Grad wurde in 2 Fällen (5%), der CCD Winkel mit 130 Grad in 38 Fällen (95%) implantiert. Als Pfannenkomponente wurde in insgesamt 26 Fällen (65%) die Pfanne Plasmacup der Fa. Aesculap, in zwei Fällen die Pfanne Variall und in 12 Fällen (30%) die Pfanne Allofit der Fa. Zimmer, Winterthur, Schweiz implantiert.

Tabelle 11: Pfannengröße

Pfannengrößen	Häufigkeit	Prozent
28	1	2,5
42	1	2,5
44	5	12,5
46	5	12,5
48	9	22,5
50	4	10,0
52	9	22,5
54	4	10,0
56	2	5,0
Gesamt	40	100,0

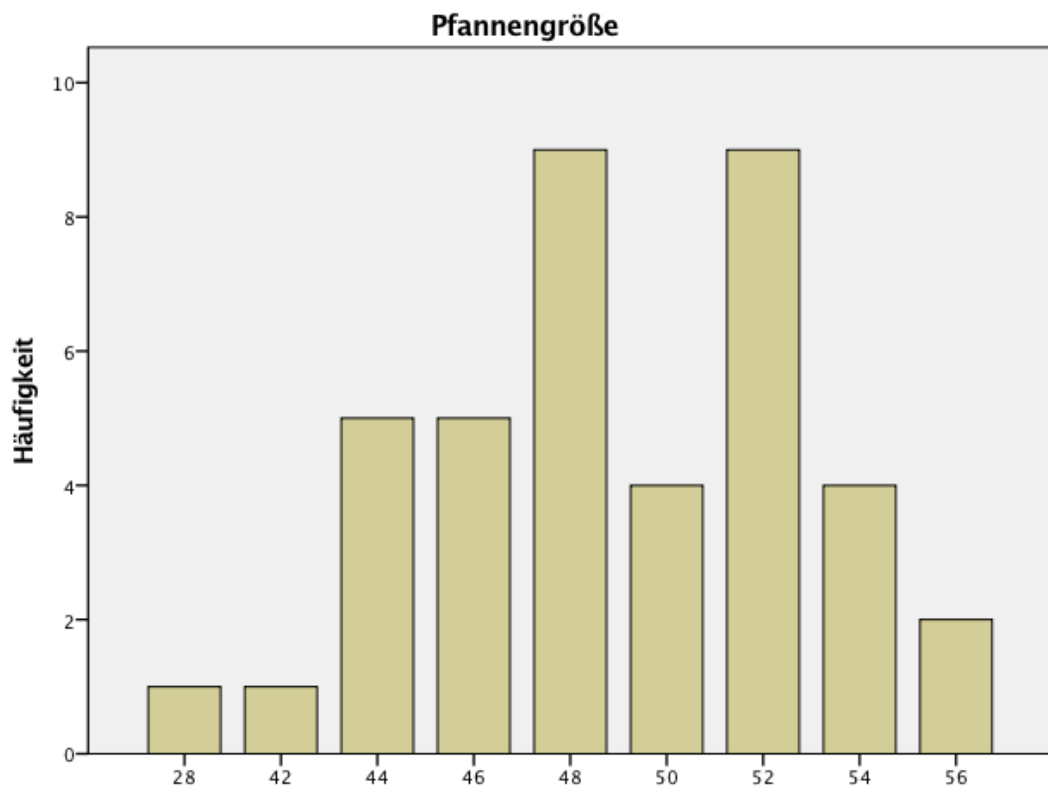


Abbildung 29: Pfannengrößen DEXA Kollektiv

Als Kopfkompone wurde in 40 Fällen (100%) Deltakeramik verwendet. An Kopfgrößen wurden in 13 Fällen (32,5%) die Größe 28, in 12 Fällen (30%) die Größe 32 und in 15 Fällen (37,5%) die Größe 36 eingebracht. Insgesamt wurden in 33 Fällen (82,5%) die Größe S, in 7 Fällen (17,5%) die Größe M implantiert. Als Inlay diente Deltakeramik in 25 Fällen (62,5%), Biolog forte in 1 Fall (2,5%) und Durasul in 14

Fällen (35%). Es erfolgte in diesem Kollektiv im gesamten Studienzeitraum kein Wechsel einer Implantatkomponente.

2.6 Perioperative Daten

Tabelle 12: OP Zugänge Gesamtkollektiv

OP Zugang	Häufigkeit	Prozent
ALMI/OCM	123	92,4
Bauer	7	5,3
Watson-Jones	3	2,3
Gesamt	133	100,0

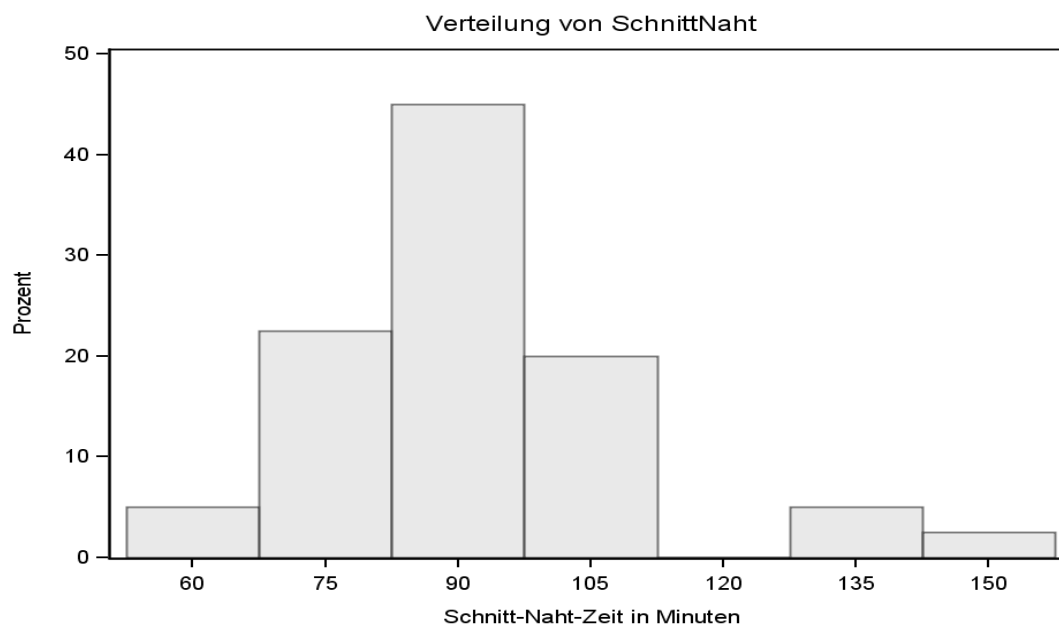
Tabelle 13: OP Zugänge DEXA Kollektiv

OP Zugang	Häufigkeit	Prozent
ALMI/OCM	38	95
Bauer	2	5
Gesamt	40	100

Aufgrund von Voroperationen wurden 2 Patienten (5%) über den Zugang nach Bauer versorgt (Tab 12,13). Grund für die Voroperationen war eine Dysplasiecoxarthrose sowie ein Fall von Morbus Perthes.

Die durchschnittliche Schnitt-Naht-Zeit betrug 92,13 Minuten. Minimum waren hier 63 Minuten, Maximum 150 Minuten (Tab.14).

Tabelle 14 Verteilung Schnitt-Naht-Zeit



2.7 Klinische Untersuchung

Harris Hip Score

Um die klinischen Ergebnisse nach hüftendoprothetischer Versorgung evaluieren zu können, und um vergleichbare Ergebnisse zu erhalten, wurde in dieser Studie einer der am häufigsten eingesetzten Hüftscores, der Harris Hip Score, verwendet (31). Dieser klinische Erfassungsbogen wurde gemeinsam von Patienten und dem zuständigen Untersucher bearbeitet.

Der Harris Hip Score (32) erfasste 4 verschiedene Kategorien:

Schmerz	44 Punkte
Funktion	47 Punkte
Deformität	4 Punkte
Beweglichkeit	5 Punkte

Die Kategorie „Beweglichkeit“ wurde im Verlauf der Anwendung modifiziert (33). Die Beweglichkeit wurde aus der Summe von Flexion, Ab- und Adduktion und Innen- und Außenrotation berechnet. Es konnten insgesamt 100 Punkte erzielt werden (34).

Auswertung nach Harris (32):

90 – 100 Punkte	Excellent (sehr gut)
80 – 89 Punkte	Good (gut)
70 – 79 Punkte	Fair (befriedigend)
weniger als 70 Punkte	Poor (unbefriedigend)

Die Ergebnisse des Scores wurden in dieser Studie prospektiv erfasst, um den Verlauf der klinischen Ergebnisse darzustellen.

2.8 Osteodensitometrische Untersuchung



Abbildung 30: DEXA Lunar Prodigy Primo

Die osteodensitometrischen Untersuchungen wurden mit dem Lunar Prodigy Primo Gerät der Firma GE Medical Systems, Wisconsin, USA, (Abb.30) sowie mit dem für diese Studie erworbenem GE Medical Systems Lunar Orthopedic Softwarepaket durchgeführt. Dieses spezielle Softwarepaket besaß eine Unterdrückungsfunktion für Metallartefakte und isolierte das Implantat aufgrund seiner hohen Dichte. Die *orthopedic hip software* der *GE Medical Systems* benötigte für die Durchführung eines Scans ca. 3 Minuten und verfügte über ein Auflösungsvermögen von 1,2 x 0,6 mm. Strahlendosis pro Scan war weniger als 4 mrem (Millirem). Mit Hilfe der Auswertungsfunktion des *Orthopedic Hip Programmes*, erfolgte die Einteilung in 7 Regions of interest nach Gruen unter Anpassung an die Metha® Kurzschaftprothese. Die BMD Messwerte wurden in g/cm² angegeben.

In einer Untersuchung erfolgten zwei Messungen. Es wurden sowohl die endoprothetisch versorgte Seite als auch die nicht operierte Seite vermessen. Die Messung der nicht operierten Seite sollte mögliche systemische Änderungen der Knochenqualität detektieren. Durch diese Vorgehensweise konnten periprothetische Veränderungen der operativ versorgten Hüfte als implantatbezogen gewertet werden. Die Lagerung der Patienten wurde zum Erreichen einer besseren Vergleichbarkeit

sowie zum Vermeiden von Rotationsfehlern standardisiert. Es erfolgte eine Rückenlagerung unter Fixation der zu messenden Hüftseite mittels Lagerungshilfen in einer Neutral-Null-Stellung (Abb.31,32,33).



Abbildung 31: Lagerungshilfen für die endoprothetisch versorgte Hüftseite



Abbildung 32: Lagerung zur Messung der endoprothetisch versorgten Hüftseite

Der Scan erfolgte circa 2 cm unterhalb der Prothesenspitze und endete circa 4 cm oberhalb des Trochanter major.

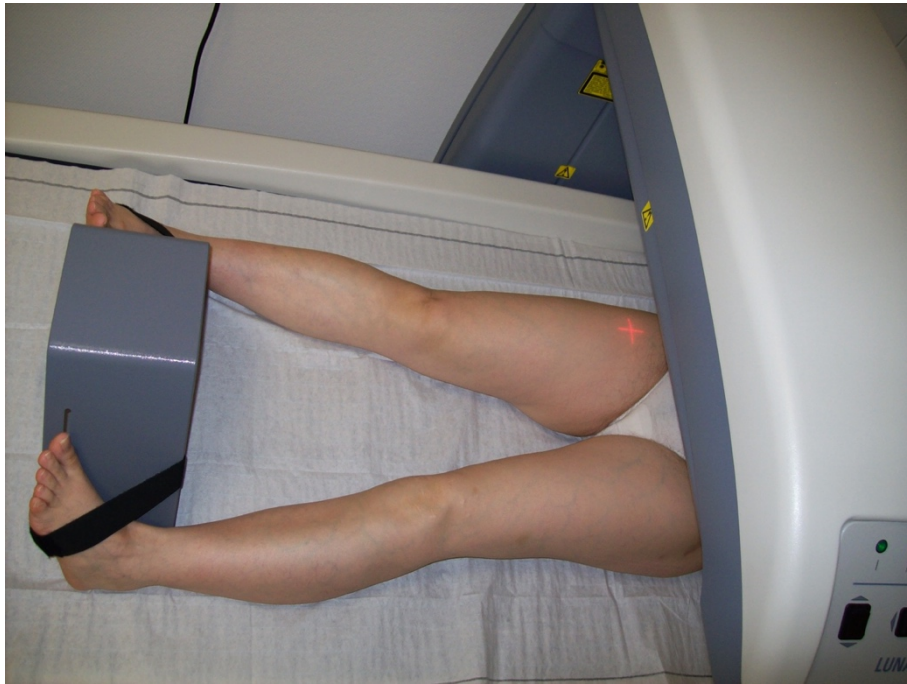
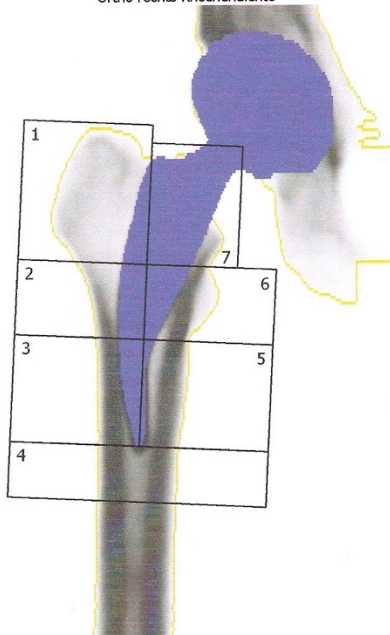


Abbildung 33: Lagerung der nicht operativ versorgten Hüftseite

Die Gegenseite wurde ebenfalls mit speziellen Lagerungsinstrumentarien vermessen. Durch die standardisierte Lagerung wurde Rotationsfehlern und der damit verbundenen Ungenauigkeit der Messergebnisse vorgebeugt. Abweichungen in 15 Grad Innen- beziehungsweise 15 Grad Außenrotationsstellung können von -10,5 bis zu +2,8% variieren (45). Auf eine genaue Positionierung wurde daher streng geachtet. Weiterhin fanden tägliche Phantommessungen zur Qualitätssicherung des DEXA Gerätes statt (91). Um dem Problem der Gerätespezifität vorzubeugen, wurde in dieser Studie nur ein DEXA Gerät verwendet, denn ein Nachteil des DEXA Verfahrens ist eine mangelnde Reproduzierbarkeit der Ergebnisse. Bei Untersuchungen, die mit Hilfe von unterschiedlichen DEXA Geräten durchgeführt wurden, konnten Messwertdifferenzen von bis zu 20% festgestellt werden (46). Als Referenzmessung galt in dieser Studie eine Messung, die innerhalb der ersten postoperativen Woche stattfand (45, 46, 53, 55). Bei der endoprothetisch versorgten Seite, wurden Messregionen in Form von 7 Regions of interest (ROI) festgelegt. Die Einteilung der *Regions of interest* (ROI) war eine standardmäßige Einteilung. Sie folgte in einer auf Kurzschäfte modifizierten Weise der Einteilung von Gruen et al. (35) (Abb.34).

Patient:		Patientenkennung:	
Geburtsdatum:		Überweisender Arzt:	
Größe / Gewicht:		Gemessen:	
Geschl. / Ethn.:		Analysiert:	

Ortho rechts Knochendichte



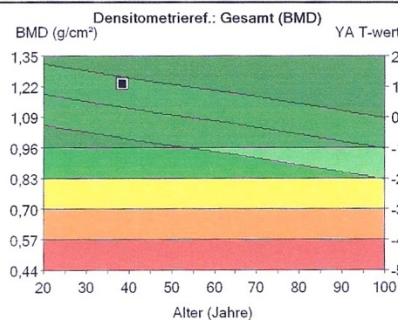
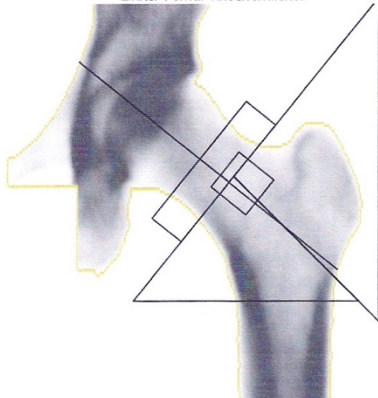
Bereich	BMD (g/cm ²)	BMC (g)	Fläche (cm ²)
1	0,940	11,13	11,85
2	1,616	4,48	2,77
3	2,460	8,79	3,57
4	2,252	12,42	5,52
5	2,091	10,79	5,16
6	1,866	6,17	3,31
7	1,501	1,46	0,98

Abbildung 34: Beispielmessung einer endoprothetisch versorgten Hüfte

Die BMD der nicht operierten Seite wurde mit der in unserem Hause üblichen Femurfunktion mit Hilfe des Ward Dreiecks ermittelt (Abb.35).

Patient:		Patientenkennung:	
Geburtsdatum:		Überweisender Arzt:	
Größe / Gewicht:		Gemessen:	
Geschl. / Ethn.:		Analysiert:	

Linker Femur Knochendichte



Bereich	1 BMD (g/cm ²)	2 Junge Erw. (%)	T-wert	3 Altersvergl. (%)	Z-wert
Hals	1,086	102	0,1	99	-0,1
Oberer Hals	0,971	106	0,4	103	0,2
Nacken	1,199	-	-	-	-
Wards	0,907	95	-0,4	93	-0,5
Troch	1,069	115	1,3	109	0,8
Schaft	1,478	-	-	-	-
Gesamt	1,232	113	1,1	109	0,8

Abbildung 35: Beispielmessung nicht endoprothetisch versorgte Gegenseite

Das System berechnete neben dem BMD-Wert sowohl den T-Wert als auch den Z-Wert. Der T-Wert gab die Standardabweichung zum Normwert einer 20-30-jährigen

gesunden Bevölkerung, der Z-Wert die Standardabweichung zum Normwert einer gleichaltrigen gesunden Bevölkerung wieder:

T-Wert	Beurteilung
$X > -1,0$	NORMAL
$-1,0 < X < -2,0$	OSTEOPENIE
$X < -2,5$	OSTEOPOROSE
weniger als 70 Punkte	Poor (unbefriedigend)

Es wurde ein Untersuchungszeitraum von 12 Monaten gewählt, da hier die größte Dynamik festzustellen war (51, 54). Sämtliche Untersuchungen wurden von einem festen Untersucherteam bestehend aus 3 Personen durchgeführt. So wurde eine standardisierte Untersuchungstechnik (36) gewährleistet.

2.9 Röntgenologische Analyse

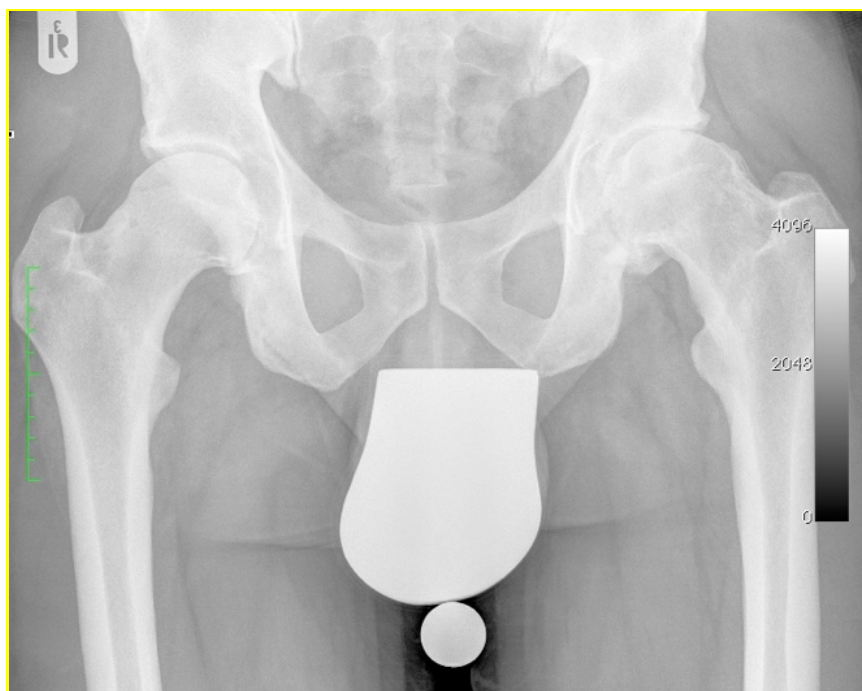


Abbildung 36: Präoperative Beckenübersichtaufnahme

Präoperativ erfolgte standardisiert und leitliniengerecht zur OP Vorbereitung eine Beckenübersichtaufnahme (BÜS) (Abb.36) sowie eine Lauensteinaufnahme der betroffenen Hüftseite.

Die röntgenologische Analyse wurde mit Hilfe eines eigens entworfenen Auswertungsbogens anhand der Beckenübersichtaufnahme durchgeführt. In der

präoperativen BÜS konnte die Femurbeschaffenheit nach Noble et al. (37) erhoben werden (Tab.15).

Tabelle 15: Auswertungsbogen nach Noble et al. (37)

A Femurkopfposition		
B Weite des Kanals (+20mm proximal des Trochanter minors)		
C Weite des Kanals (auf Höhe des Trochanter minors)		
D Weite des Kanals (-20mm distal des Trochanter minors)		
E Weite des Isthmus (100mm distal des Trochanter minors)		
F Canal flare Index (B/E)	Ofenrohr ($x < 3$)	
	Normal (3-4,7)	
	Sektkelch ($x > 4,7$)	

Des Weiteren wurde diese modifiziert nach Gruen et al. (35) in verschiedene Regions of interest (ROI) eingeteilt, um Osteointegrationszeichen nach Engh et al. (103) erfassen zu können (Abb.37). Ebenfalls erfolgte die Untersuchung auf *Stress-shielding* und periartikuläre Ossifikationen nach Brooker et al. (43). Vor Durchführung der radiologischen Auswertungen fand eine Eichung der BÜS statt. Bei den präoperativen Röntgenbildern wurde ein Vergrößerungsfaktor von 1,15 angenommen und als Umrechnungsfaktor gewählt. Bei Bildern mit implantierter Prothese erfolgte die Eichung anhand der Kugel (25mm) oder mit Hilfe des Prothesenkopfes.

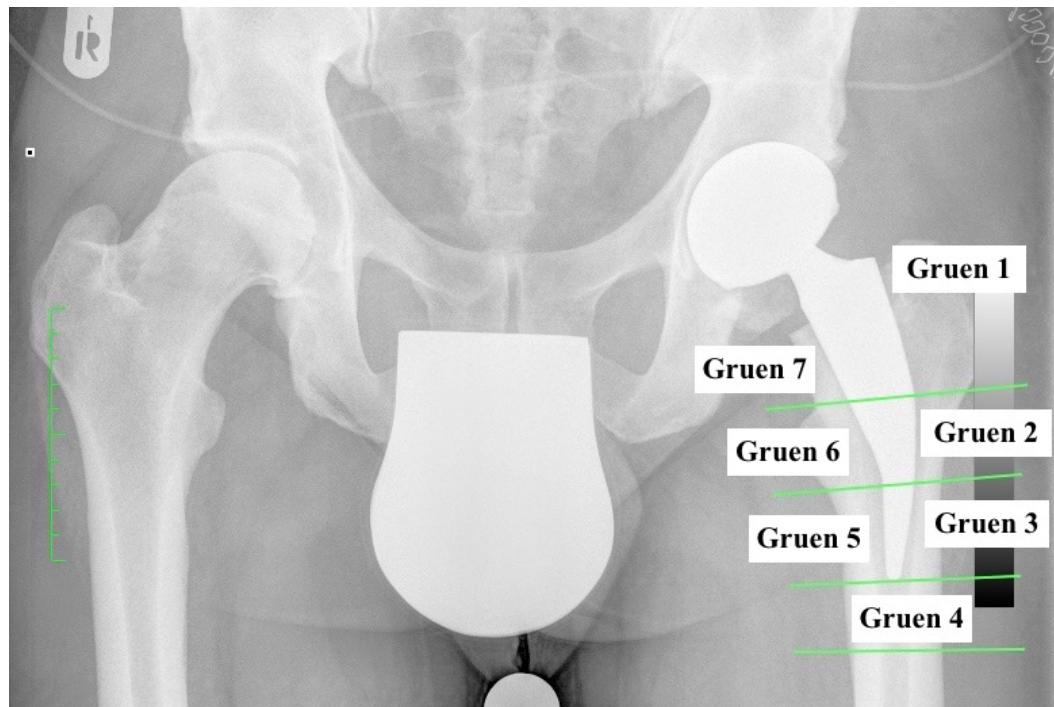


Abbildung 37 modifizierte Zoneneinteilung nach Gruen et al. (35)

Zur Beurteilung der Prothesenstabilität und Osseointegration erfolgte die Einteilung der BÜS nach ROI modifiziert gemäss Gruen et al. (35,36); hierbei wurde nach Aufhellungen und den häufig auftretenden Sockelbildungen (35) im Bereich der Prothesenspitze analysiert. Die Prothese wurde dann als stabil gewertet, wenn es bei bestehender Sockelbildung zu keiner zusätzlichen Ausbildung eines Sklerosesaumes gekommen war (35). Gemäß dem Wolff'schen Gesetz führt eine erhöhte Krafteinleitung zu einer Zunahme an Knochenumbauprozessen und im Folgenden zur Ausbildung einer Kortikalishypertrophie. Dieses Phänomen wurde exakt untersucht (40). Die Ausbildung von Knochenbrücken wurde von Engh et al. (40) als Zeichen einer beginnenden Osseointegration gewertet (103). Bei der Erfassung von reaktiven Linien musste anhand der Lokalisation dieser Linien unterschieden werden, ob diese als Zeichen fehlender Osseointegration zu werten sind oder ob diese keine prädikative Aussage zur Stabilität der Prothese haben. Traten reaktive Linien im Bereich der beschichteten Prothesenanteile auf, so waren diese als Zeichen fehlender Osseointegration zu werten; sie könnten sogar Hinweise auf Lockerungsprozesse der Prothese darstellen (36,41). Das Auftreten reaktiver Linien im distalen unbeschichteten Prothesensegment wurde nicht als Instabilitätskriterium angesehen.

Grade des Stress-shieldings nach Engh (40)

Durch Minderbelastung knöcherner Strukturen kommt es im Verlauf gemäß des Wolff'schem Gesetzes (2) zu Atrophieprozessen. Diese können beispielsweise in Form von Rundungen am Calcarea bereich auftreten. Um diese zu erfassen, wurden die proximalen Prothesensegmente nach den Kriterien von Engh et al. bewertet (40).

Heterotope Ossifikationen nach Brooker (43) (Abb.38)

Grad der Ossifikation	Radiologische Veränderungen	präOP	6Mo	12Mo
0	keine Ossifikationen			
1	Knocheninseln im Weichteilgewebe der Hüfte			
2	Knochensporn vom Becken oder proximalen Femur ausgehend und min. 1cm Abstand zur gegenüberliegenden Knochenoberflächen lässt.			
3	Knochensporn vom Becken oder proximalen Femur ausgehend und weniger als 1cm Abstand zur gegenüberliegenden Knochenoberflächen lässt.			
4	Ankylose des Hüftgelenkes			

Abbildung 38 Ossifikationen nach Brooker (43)

2.10 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung und die Erstellung des medizinisch-biometrischen Berichtes erfolgten nach Vorliegen aller vollständig ausgefüllten, korrigierten und ergänzten Dokumentationsbögen. Alle in diesem Rahmen erhobenen Daten wurden in einer Datenbank erfasst. Soweit sinnvoll, wurden die Daten graphisch dargestellt. Die Hauptzielkriterien wurden mit Standardmethoden der Statistik analysiert. Die statistische Auswertung erfolgte mittels SPSS Version 21 für Windows (SPSS Inc. Chicago IL) und Microsoft Office Excel 2013 sowie mit Hilfe der statistischen Abteilung der Firma Braun-Aesculap.

Neben deskriptiver Statistik mit der Ermittlung von Häufigkeiten, Mittelwert, Median, Standardabweichung, Minimum und Maximum kamen auch statistische Tests zur

Anwendung. Zur weiteren Auswertung für die klinischen Ergebnisse wurde der *Repeat Anova Test* ($p=0.0092$) angewandt.

Mittelwerte +/- Standardabweichung des Quotienten der Knochendichteänderung in der 6 Monats und 12 Monatskontrolle zur postoperativen Untersuchung wurden mit Hilfe des Bonferroni korrigierten Signifikanzniveau von $5\%/14 = 0,357\%$ bestimmt. Das heißt, dass p-Werte <0.00357 als signifikant zu werten ist. Der Quotient der 6 sowie der 12 Monatswerte zu den postoperativen Werten wurde mittels Vorzeichen-Rang Test ermittelt ($p < 0.0001$ bzw. $p < 0.3026$). Die Verlaufsänderungen der Knochendichte der unoperierten Gegenseite wurden mit Hilfe des F-Tests ausgewertet ($p= 0.2942$). Die radiologischen Auswertungen stellten Verlaufsbeobachtungen dar. Die Korrelationen wurden mit Hilfe des Anova Repeat measures Modelles $P=0,0500$ und des Chi-Quadrates $P= 0,2009$ Tests berechnet.

3 Ergebnisse

3.1 Klinische Ergebnisse

Harris Hip Score

Tabelle 16: Harris Hip Score Gesamtkollektiv

	Harris Hip Score			
	präop	3 Mo post OP	6 Mo post OP	12 Mo post OP
N	133	133	133	133
Mittelwert	57,68	91,72	93,36	94,26
Median	59,00	94,00	98,00	99,00
Standardabweichung	12,888	9,106	10,574	10,003
Minimum	1	53	52	59
Maximum	82	100	100	100

Tabelle 17: Harris Hip Score DEXA Kollektiv

	Harris Hip Score			
	präop	3 Mo post OP	6 Mo post OP	12 Mo post OP
N	40	40	39	39
Mittelwert	57,35	89,70	93,41	96,72
Median	57,50	90,50	97,00	99
Standardabweichung	9,399	8,730	10,574	4,582
Minimum	31	71	58	83
Maximum	73	100	100	100

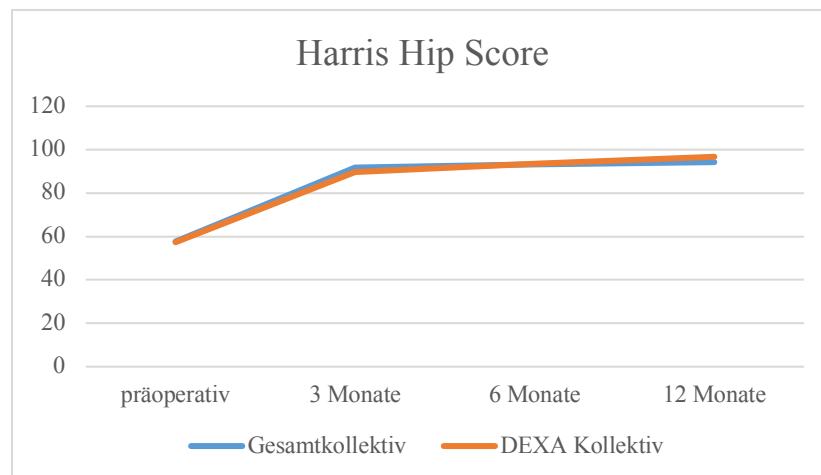


Abbildung 39: Harris Hip Score Gesamt und DEXA Kollektiv

Im Verlauf zeigte sich sowohl im 133 Patienten umfassenden Gesamtkollektiv (Tab. 15) als auch im DEXA Kollektiv (Tab.16) ein ähnlicher Verlauf mit deutlicher Verbesserung der klinischen Parameter ermittelt anhand des Harris Hip Scores (HHS) (Tab.16,17) (Abb.39). Während präoperativ im DEXA Kollektiv ein „unbefriedigendes“ Ergebnis mit einem Mittelwert von 57,35 erzielt wurde, konnte bereits in der 3-Monatskontrolle ein „gutes“ Ergebnis mit einem Mittelwert von 89,70 Punkten erreicht werden. In der 6-Monatskontrolle sowie in der 12- Monatskontrolle steigerte sich dieses nochmals auf ein exzellentes Ergebnis von 93,41 bzw. 96,72 Punkten (Tab.18). Die Berechnung des HHS der Jahreskontrolle im *Repeat Anova Test* zeigte eine signifikante Verbesserung ($p=0.0092$). Im Mittelwert adjustiert hat sich der HHS um 3,2 Punkte im Verlauf der 6- zur 12-Monatskontrolle erhöht.

Tabelle 18: Auswertungen HHS Anzahl (Prozentualer Anteil)

Harris Auswertung	Präoperativ	3 Monate	12 Monate
Exzellent	-	23 (57,5%)	36 (90%)
Gut	-	12 (30%)	4 (10%)
Befriedigend	3 (7,5%)	5 (12,5%)	-
Unbefriedigend	37 (92,5%)	-	-

3.2 Osteodensitometrische Ergebnisse

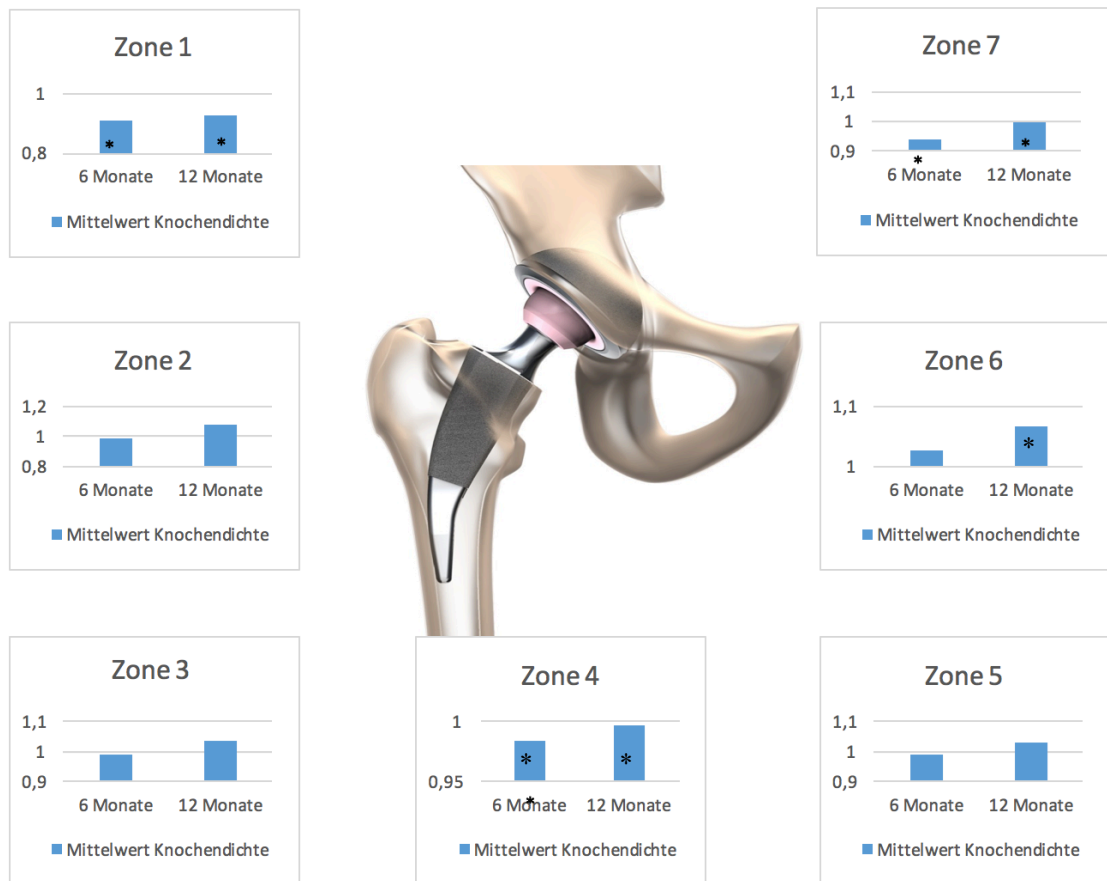
Im DEXA Kollektiv konnte eine Gesamtzahl von 40 Datensätzen in der 6 sowie in der 12-Monatskontrolle analysiert werden. Es wurde lediglich ein *lost to follow-up* verzeichnet. Knochendichteabbau konnte in der 6-Monatskontrolle in Gruen Zone 1 (-10%), Gruen Zone 2 (-2 %), Gruen Zone 3 (-1%), Gruen Zone 4 (-2%), Gruen Zone 5 (-1%) sowie Gruen Zone 7 (-6%) beobachtet werden. Signifikant waren Zone 1 ($p=0,0001$), 4 ($p=0,0001$) und 7 ($p=0,0025$). Eine Zunahme war in Gruen Zone 6 (+2%) zu verzeichnen. In der 12-Monatsuntersuchung zeigten sich signifikante Knochendichteabnahmen in Zone 1 (-8%) ($p<0,0001$), Zone 4 (-1%) ($p=0,0006$) und Zone 7 (-11%) ($p=0,0002$) Zusätzlich konnte eine nun signifikante Zunahme der

Knochendichte in Zone 6 (+6%) ($p < 0,0001$) verzeichnet werden. In den restlichen Zonen konnten tendenzielle Zunahmen ohne Signifikanz beobachtet werden (Abb.41).

Tabelle 19: Prozentuale Veränderung nach 6 und nach 12 Monaten

Follow up	Zone1	Zone2	Zone3	Zone 4	Zone 5	Zone 6	Zone 7
6 Monate	-10 *	-2	-1	-2 *	-1	+2	-6 *
12 Monat	-8 *	+7	+3	-1 *	+3	+6 *	-11 *

*Signifikante Änderungen



*Signifikanz

Abbildung 40: Knochendichteänderungen der Gruen Zone 1-7 (absolute Werte)

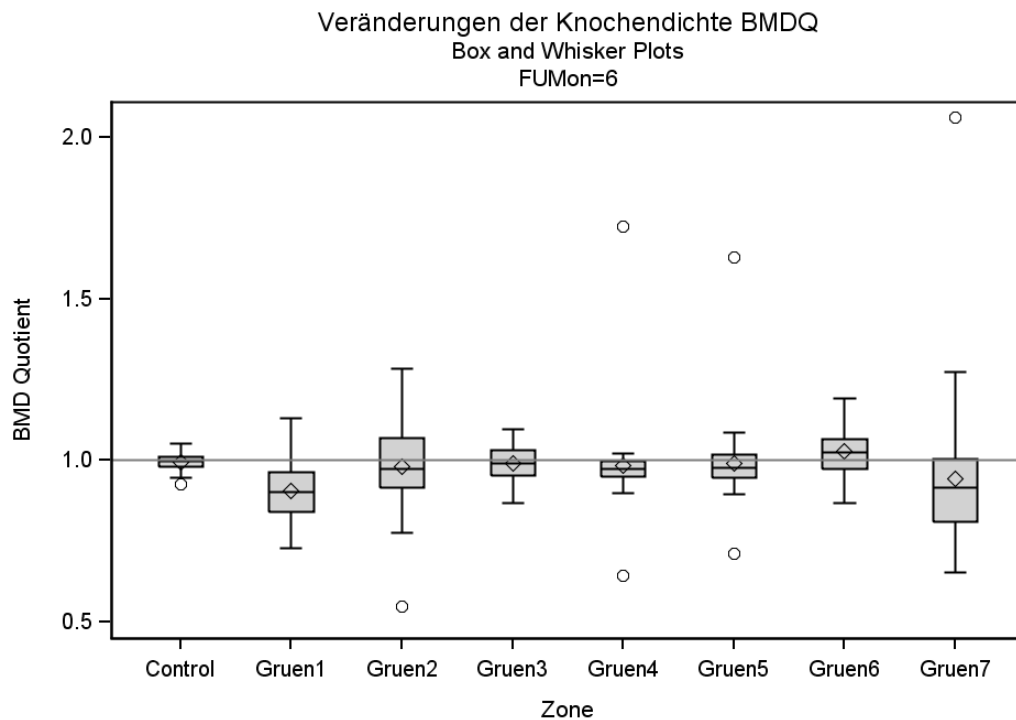


Abbildung 41: DEXA Veränderungen 6 Monate/postoperativ

Tabelle 20: DEXA Veränderungen 6 Monate / postoperativ

Zone	6 Monate/postoperativ	p-Werte
1	0.9070 +/- 0.0979	<0,0001 *
2	0.9823 +/- 0.1364	0,3939
3	0.9903 +/-0.0585	0,3712
4	0.9834 +/-0.1365	<0,0001 *
5	0.9927 +/-0.1222	0,0358
6	1.0271 +/-0.0753	0,0462
7	0.9424 +/-0.2339	0,0025 *

Tabelle 20 stellt die Mittelwerte +/- Standardabweichung des Quotienten 6 Monate / postoperativ sowie die entsprechenden p-Werte dar. Das Bonferroni korrigierte Signifikanzniveau betrug $5\%/14 = 0,357\%$. Dies bedeutete, dass p-Werte <0.00357 als signifikant zu werten waren. In der 6-Monatskontrollmessung konnte bis auf Zone 6 eine generelle Abnahme der Knochendichte in allen Zonen beobachtet werden. Es kam zu signifikanten Änderungen der Knochendichte in den Zonen 1,4 und 7 im Sinne

einer Abnahme der Knochendichte. Die Knochendichtezunahme in Zone 6 zeigte sich noch nicht signifikant (Abb.41).

*Signifikante Veränderungen

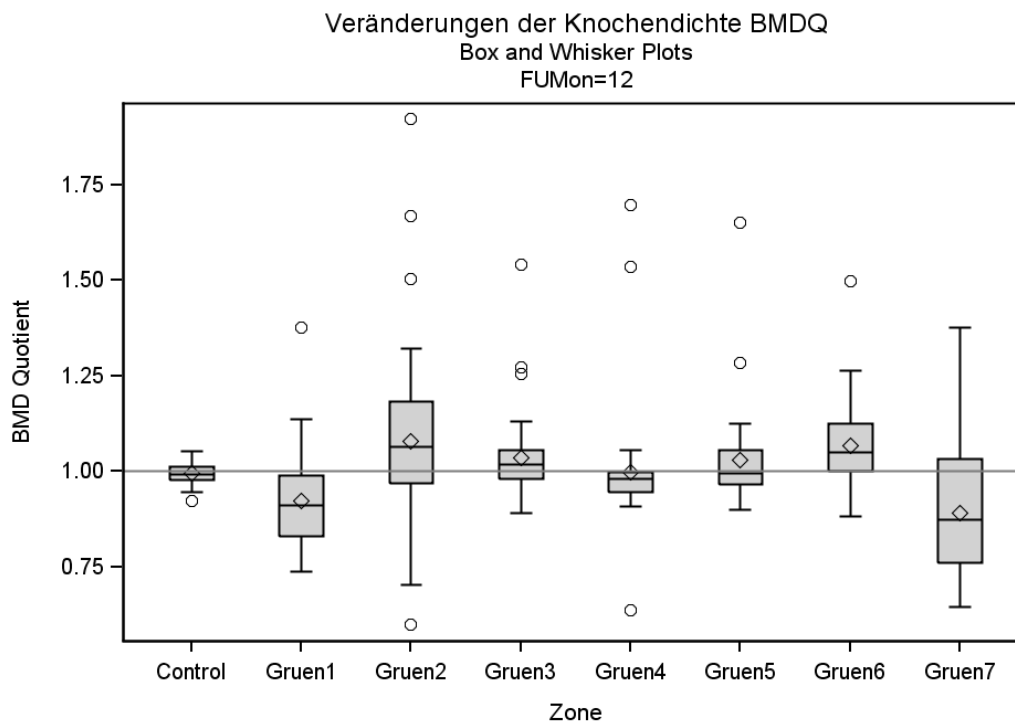


Abbildung 42: DEXA Veränderungen 12 Monate / postoperativ

Tabelle 21: DEXA Veränderungen 12 Monate / postoperativ

Zone	12 Monate/postoperativ	Signifikanz
1	0.9240 +/- 0.1170	<0,0001 *
2	1.0788 +/- 0.2394	0,032
3	1.0366 +/-0.1144	0,0585
4	0.9975 +/-0.1594	0,0006 *
5	1.0307 +/-0.1249	0,4335
6	1.0682 +/-0.1097	<0,0001 *
7	0.8918 +/-0.1694	0,0002 *

*Signifikante Veränderungen

Tabelle 20 stellt die Mittelwerte +/- Standardabweichung des Quotienten 12 Monate/postoperativ sowie deren p-Werte dar. Das Bonferroni korrigierte

Signifikanzniveau betrug $5\%/14 = 0,357\%$. P-Werte $<0,00357$ waren als signifikant zu werten.

Die 12-Monatskontrolle bestätigte die Tendenz einer Knochendichteabnahme in den Gruen Zonen 1,4 und 7. In den übrigen Gruen Zonen war eine Knochendichtezunahme zu verzeichnen. Signifikant waren die Veränderungen der Knochendichte in Gruen Zone 1 ($p<0,0001$), 4 ($p=0,0006$) und 7 ($p=0,0002$) im Sinne einer Abnahme der Knochendichte, sowie eine Zunahme in Gruen Zone 6 ($p<0,0001$) (Abb.42).

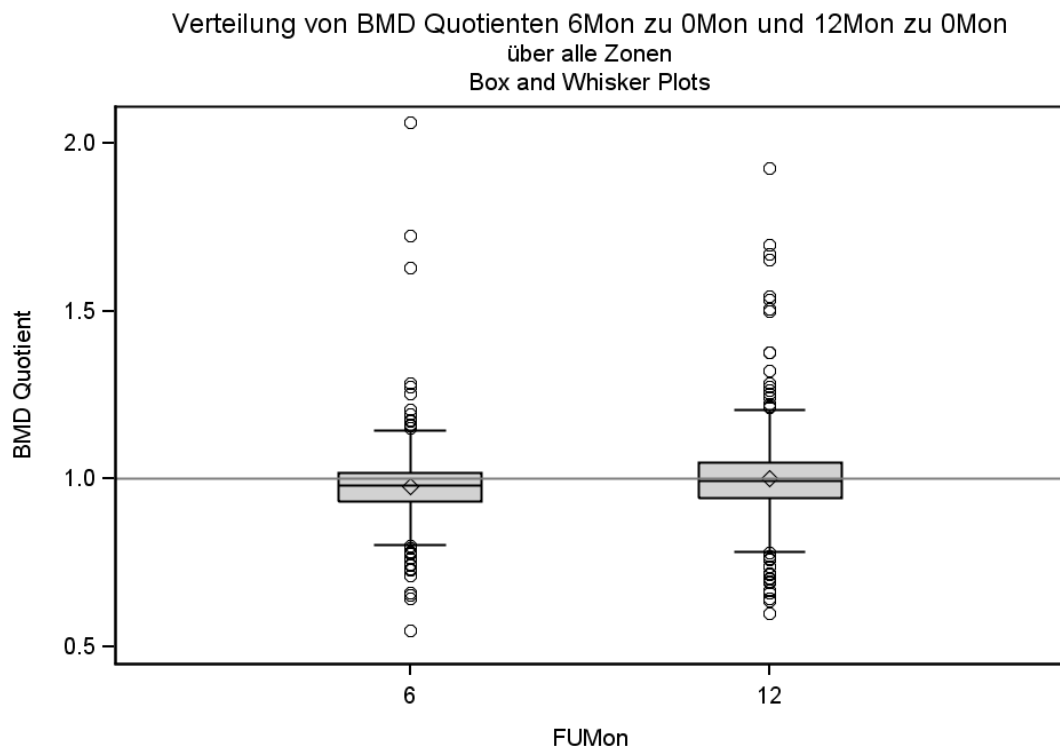


Abbildung 43: Knochendichteänderungen über alle Zonen gemittelt

Innerhalb der ersten 6 Monate war eine generelle signifikante Abnahme der Knochendichte über alle Zonen zu verzeichnen. Der Quotient der 6 Monatswerte zu den postoperativen Werten war mit 0,98 signifikant kleiner (Vorzeichen-Rang $p < 0,0001$). Zur 12 Monatskontrolle zeigte sich eine steigende Tendenz. Dies bedeutete signifikante Veränderung im Vergleich zum präoperativen Wert (Vorzeichen-Rang-Test: $p < 0,3026$) (Abb.43).

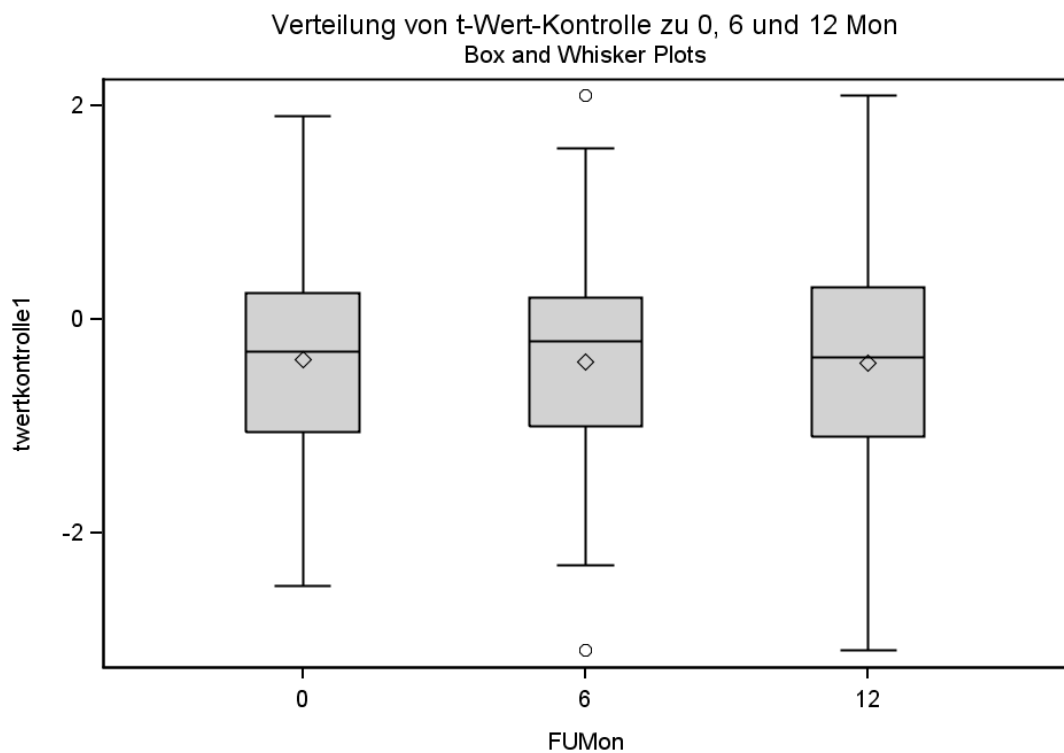


Abbildung 44: T-Werte der unoperierten Hüftseite

Es kam weder bei der 6- noch bei der 12-Monatsuntersuchung zu signifikanten Änderungen der Knochendichte der unoperierten Hüftseite. Es konnte somit kein Zusammenhang zwischen Nachuntersuchungszeitraum und Knochendichteänderungen aufgezeigt werden (F-Test: $p=0.2942$ nicht signifikant) (Abb.44).

3.3 Radiologische Ergebnisse

Geometrie des Femurs nach Noble et al. (37)

Tabelle 22: Konfiguration des Femurs (Absolute Werte und Prozentualer Anteil)

Ofenrohr	Normal	Sektkelch
2 (5%)	27 (67,5%)	11 (27,5%)

In 2 Fällen (5%) wurde eine Ofenrohr-Konfiguration, in 27 Fällen (67,5%) eine normale und in 11 Fällen (27,5%) eine Sektkelch-Konfiguration gemäß dem *Canal-flare-Index* nach Noble et al. (37) ermittelt. Grundlage war die präoperative Bildgebung (Tab.22).

Osteointegrationszeichen nach Engh et al. (103)

Die Tabellen 23 und 24, 25 stellen periprothetische, radiologische Veränderungen im im Zeitraum der 3, 6 und 12 Monatskontrolle dar (Abb.45,46).

Tabelle 23: 3-Monatskontrolle Osteointegrationszeichen nach Engh et al. (absolute Werte)

Zone	Aufhellungen	Reaktive Linien	Kortikalisverdickung	Sockelbildung	Trabek. Strukturen
1	-	-	-	-	-
2	-	-	-	-	1
3	-	-	-	-	-
4	-	-	-	-	-
5	-	-	-	-	-
6	-	-	-	-	1
7	-	-	-	-	-

In der 3-Monatskontrolle (n=40) wurden lediglich in Zone 2 und Zone 6 die Ausbildung trabekulärer Strukturen festgestellt.

Tabelle 24: 6-Monatskontrolle Osteointegrationszeichen nach Engh et al. (absolute Werte)

Zone	Aufhellungen	Reaktive Linien	Kortikalisverdickung	Sockelbildung	Trabek. Strukturen
1	-	-	-	-	-
2	-	-	1	-	3
3	-	1	3	-	-
4	-	1	-	-	-
5	-	1	-	-	-
6	-	-	-	-	10
7	-	-	-	-	-

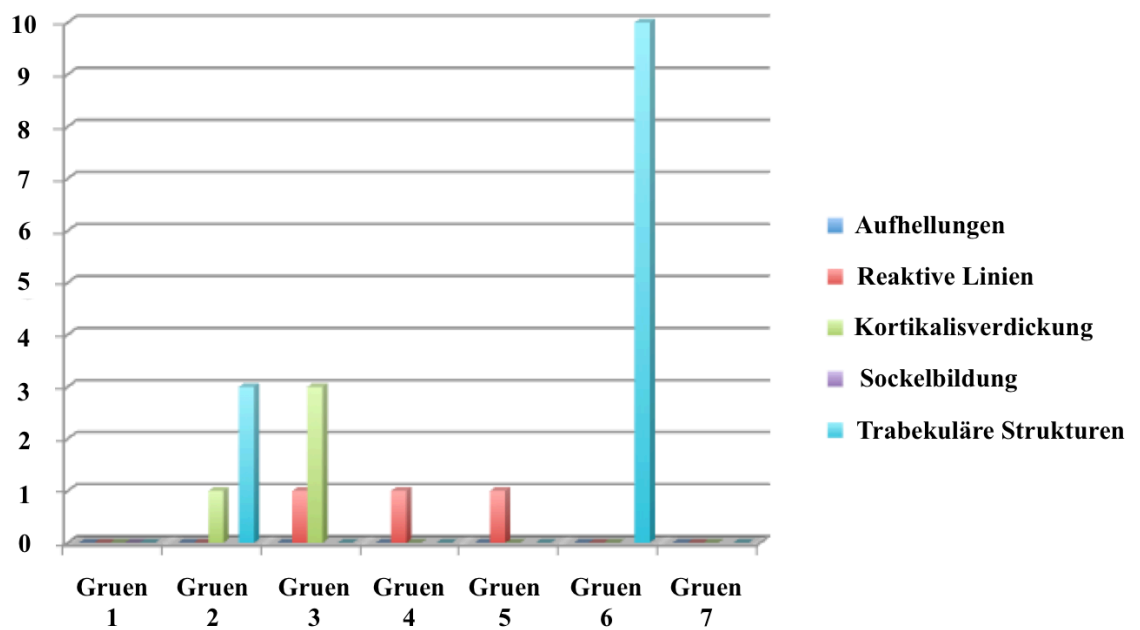


Abbildung: 45 6-Monatskontrolle Osteointegrationszeichen nach Engh et al. (absolute Werte)

In der 6-Monatskontrolle zeigte Gruen Zone 2 in 3 Fällen vermehrt trabekuläre Strukturen und in einem Fall Kortikalisverdickung. In Gruen Zone 3 waren in einem Fall reaktive Linien sowie in 3 Fällen Kortikalisverdickungen festzustellen. In Gruen Zone 4 und 5 konnten jeweils in einem Fall reaktive Linien dargestellt werden. In Gruen Zone 6 wurden in 10 Fällen trabekuläre Verdichtungen detektiert. In Zone 7 zeigten sich keinerlei Veränderungen.

Tabelle 25: 12-Monatskontrolle Osteintegrationszeichen nach Engh et al. (absolute Werte)

Zone	Aufhellungen	Reaktive Linien	Kortikalisverdickung	Sockelbildung	Trabek. Strukturen
1	-	-	-	-	-
2	-	-	1	-	15
3	3	1	4	-	2
4	6	1	-	-	-
5	4	1	-	-	-
6	-	-	-	-	24
7	-	-	-	-	-

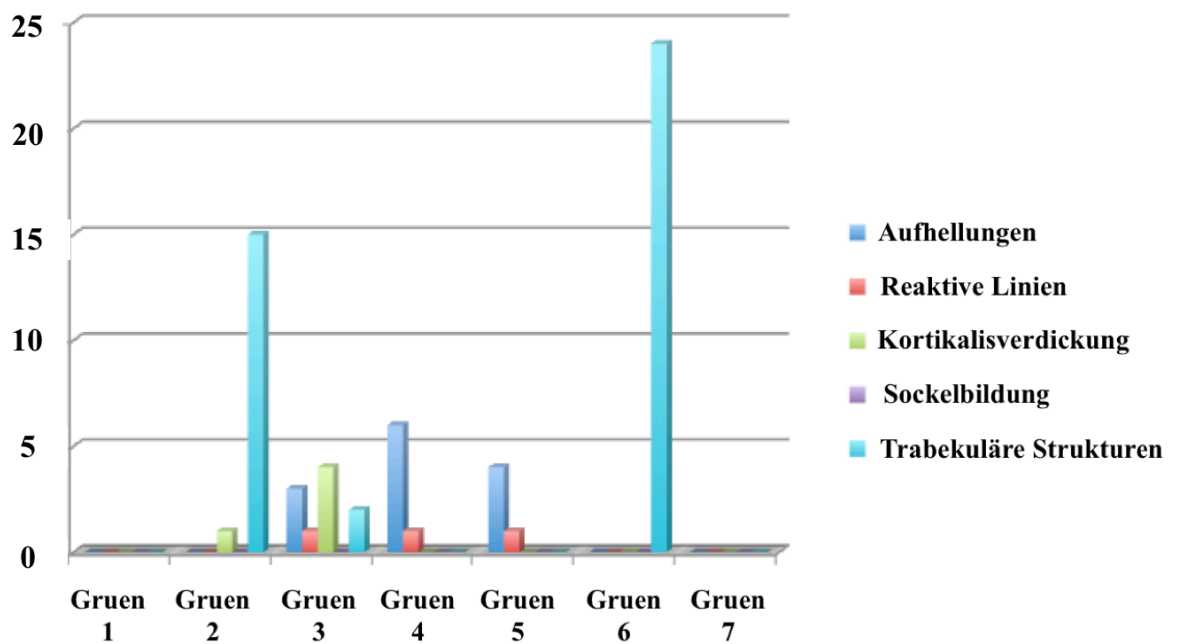


Abbildung 46: 12-Monatskontrolle Osteintegrationszeichen nach Engh et al. (absolute Werte)

In der Jahreskontrolle konnten trabekuläre Strukturen vor allem in Gruen Zone 2 und 6 beobachtet werden. In Gruen Zone 3, 4 und 5 trat eine geringe Anzahl an Aufhellungssäume und reaktiven Linien und Kortikalisverdickungen auf. Gruen Zone 1 und 7 zeigten keine periprothetischen Veränderungen. (Abb. 47).

Grade des Stress-shieldings nach Engh (40)

Tabelle 26: 6-Monatskontrolle Grade des Stress-shieldings (Absolute Werte und prozentualer Anteil)

Gradeinteilung	Anzahl	Prozentualer Anteil
Grad 0:	11	28,2
Grad 1: Calcarrundung	24	61,5
Grad 2: Calcarrundung +Verminderung der kortikalen Knochendichte in Gruen 1	4	10,3
Grad 3: Grad 2 + Korticalis in Gruen 2	-	-
Grad 4: Grad 3 + distale Kortikalisanteile	-	-

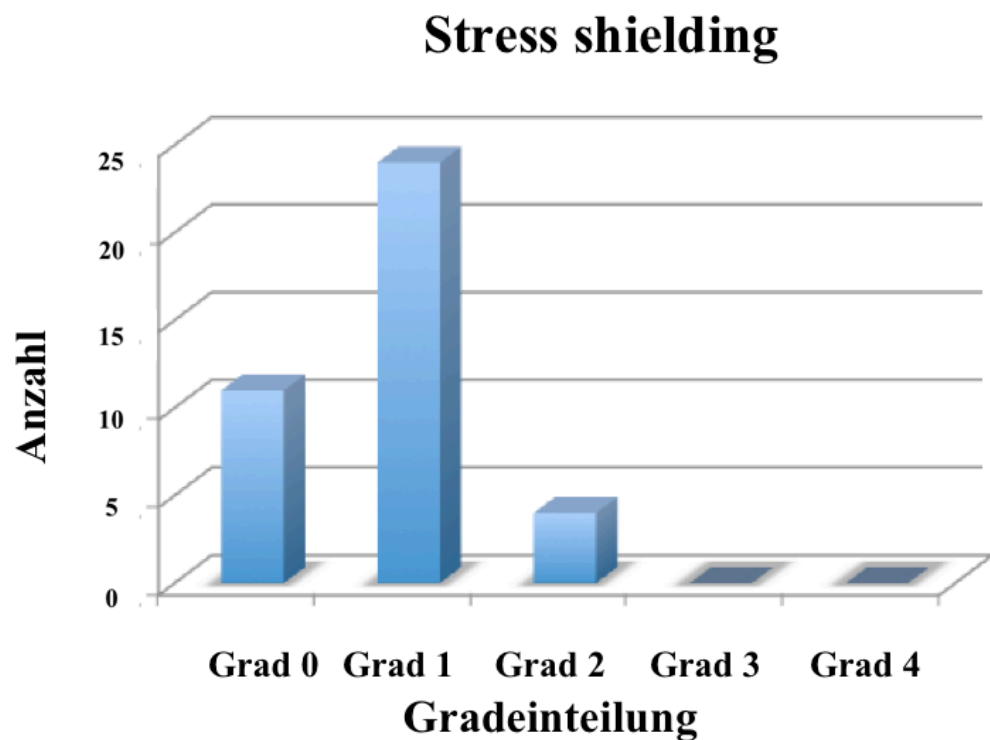


Abbildung 47: 6 Monatskontrolle Grade des Stress-shieldings (Absolute Werte)

Tabelle 27: 12 - Monatskontrolle Grade des Stress-shieldings (Absolute Werte und prozentualer Anteil)

Gradeinteilung	Anzahl	Prozentualer Anteil
Grad 0:	8	20,5
Grad 1: Calcarrundung	24	61,5
Grad 2: Calcarrundung +Verminderung der kortikalen Knochendichte in Gruen 1	7	18
Grad 3: Grad 2 + Korticalis in Gruen 2	-	-
Grad 4: Grad 3 + distale Kortikalisanteile	-	-

Stress shielding

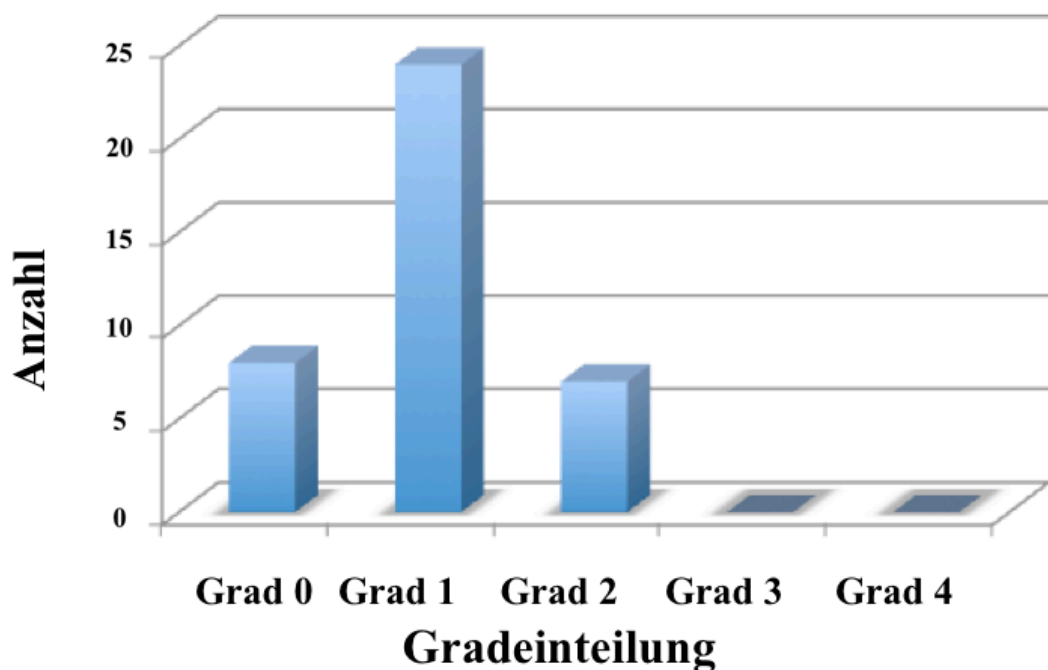


Abbildung 48: 12 - Monatskontrolle Grade des Stress-shielding (Absolute Werte)

In der 6-Monatskontrolle konnte in 28 Fällen (71,8%) eine Abrundung des Calcars beobachtet werden. In der 12-Monatskontrolle stieg diese Zahl auf 31 Fälle (79,5%)

an. Es traten sowohl in der 6- als auch in der 12-Monatskontrolle lediglich Grad 1 und Grad 2 auf (Tab.26,27) (Abb.47,48).

Heterotope Ossifikationen nach Brooker (43)

Tabelle 28: 3-Monatskontrolle heterotope Ossifikationen (n=40) (Absolute Werte und prozentualer Anteil)

Grad	Anzahl	Prozentualer Anteil
0	29	72,5
1	5	12,5
2	6	15
3	0	0
4	-	-

Ossifikationen

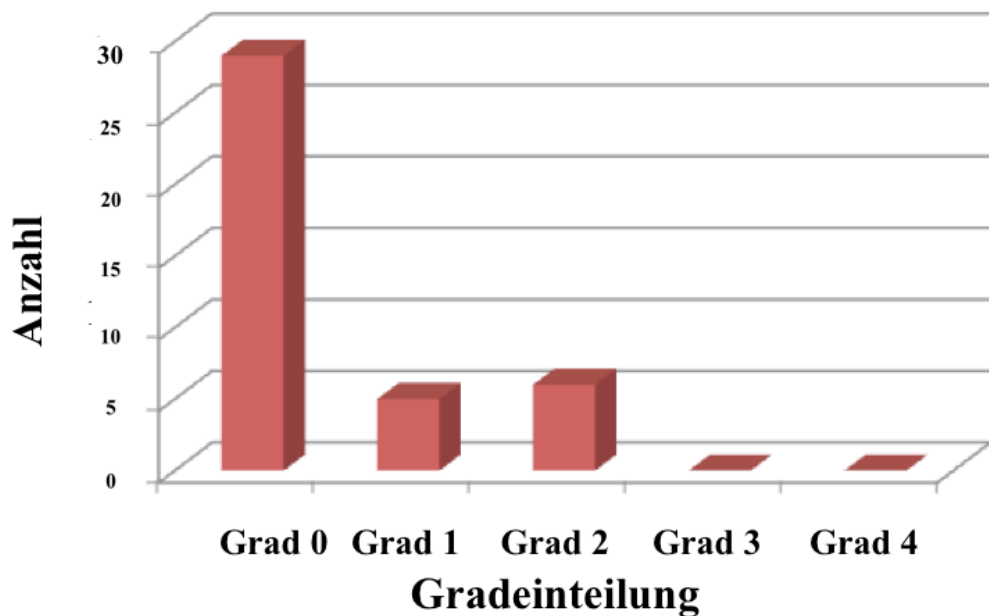


Abbildung 49: 3-Monatskontrolle heterotope Ossifikationen (Absolute Werte)

Tabelle 29: 6-Monatskontrolle heterotope Ossifikationen (Absolute Werte und prozentualer Anteil)

Grad	Anzahl	Prozentualer Anteil
0	28	71,8 %
1	7	17,9 %
2	3	7,7 %
3	1	2,6 %
4	-	-

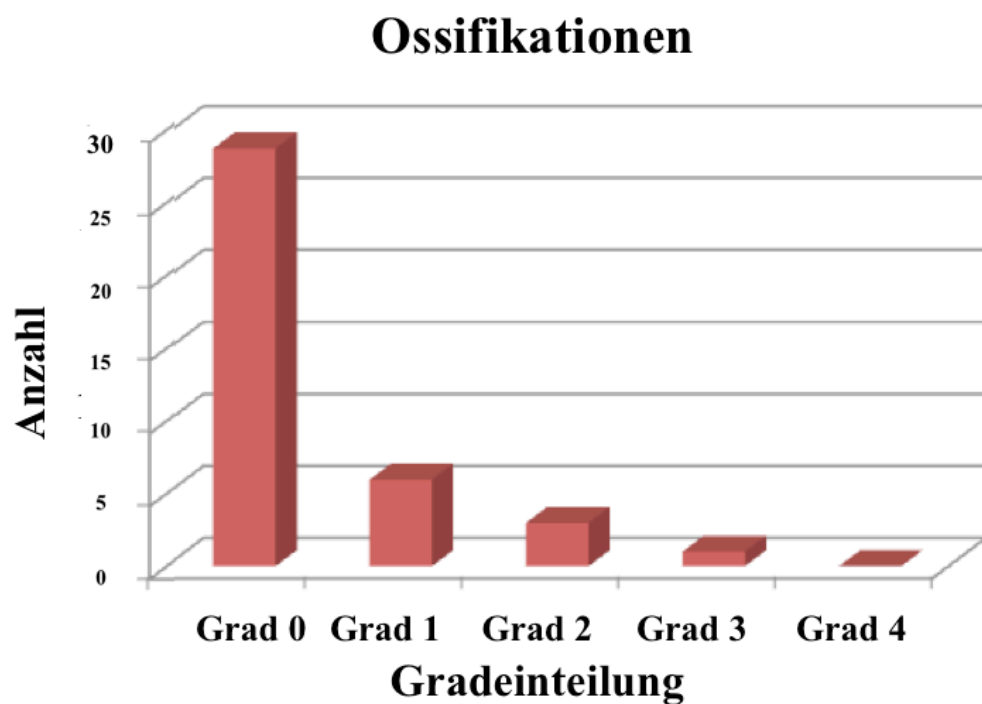


Abbildung 50: 6-Monatskontrolle heterotope Ossifikationen (Absolute Werte)

Tabelle 30: 12-Monatskontrolle heterotope Ossifikationen (Absolute Werte und prozentualer Anteil)

Grad	Anzahl	Prozentualer Anteil
0	28	71,8 %
1	7	17,9 %
2	3	7,7 %
3	1	2,6 %
4	-	-

Ossifikationen

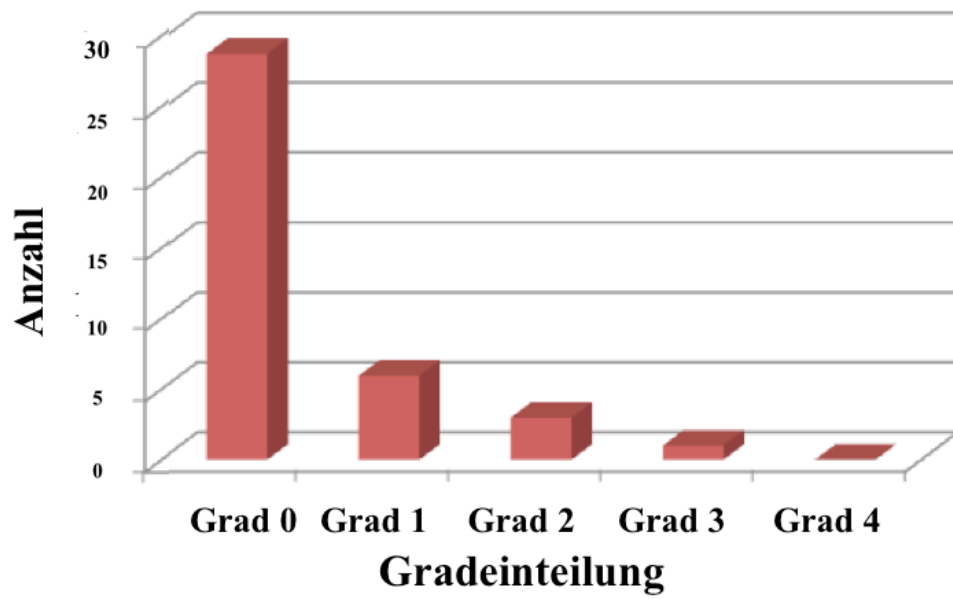


Abbildung 51: 12-Monatskontrolle heterotope Ossifikationen (Absolute Werte)

3.4 Korrelationen

Um Zusammenhänge zwischen Knochendichteänderungen und deren Einflussfaktoren (Gruen Zone, Hüftseite, Geschlecht, Alter, Diagnose, BMI) darzustellen, wurde ein lineares Regressionsmodell mit wiederholten Messungen (*Repeated Measures ANOVA*) angewandt. Diese Methode erlaubte die Berücksichtigung aller Faktoren in Kombination und hielt dabei das globale Signifikanzniveau von 5% ein.

Epidemiologische Einflussfaktoren für die Veränderung des Knochendichtequotienten

Tabelle 31: Einflussfaktoren für Veränderungen der Knochendichte (BMD-Quotient)

*Signifikant

<i>Faktor</i>	Effektschätzer	p-Wert
<i>Gruen Zone</i>	-	<.0001*
<i>Hüftseite</i>	0.01183	0.2823
<i>Geschlecht M</i>	0.03127	0.0088*
<i>Diagnose</i>	-	<.0001*
<i>BMI</i>	0.000174	0.8987
<i>Alter</i>	0.002171	0.0004*

Die in Tabelle 31 dargestellten Korrelationsberechnungen konnten eine Einflussfähigkeit der Gruen Zonen und der Diagnose auf Knochendichteänderungsprozesse (BMDQ) belegen. Des Weiteren wurde eine höhere Dynamik des BMDQ bei älteren Patienten ermittelt. Das männliche Geschlecht beeinflusst die Knochendichte (BMDQ) positiv (BMDQ ist um 0.03 höher). Die operierte Hüftseite und der BMI hatten keinen signifikanten Einfluss auf den BMDQ.

Korrelation von Osteointegrationszeichen nach Engh et al. zu osteodensitometrischen Veränderungen

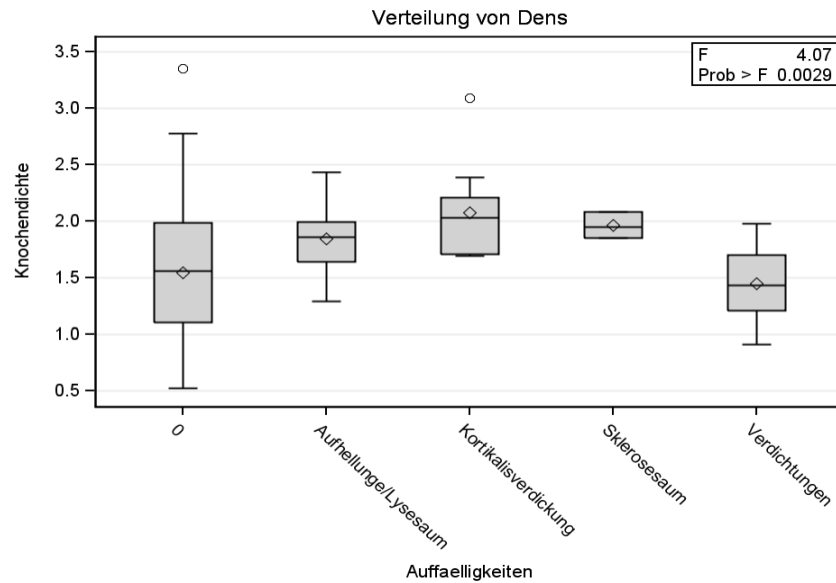


Abbildung 52 Korrelation DXA zu Osteointegrationszeichen nach Engh et al.

Die Osteointegrationszeichen nach Engh et al. (103) hatten keinen signifikanten Einfluss auf die Knochendichte (Abb.52).

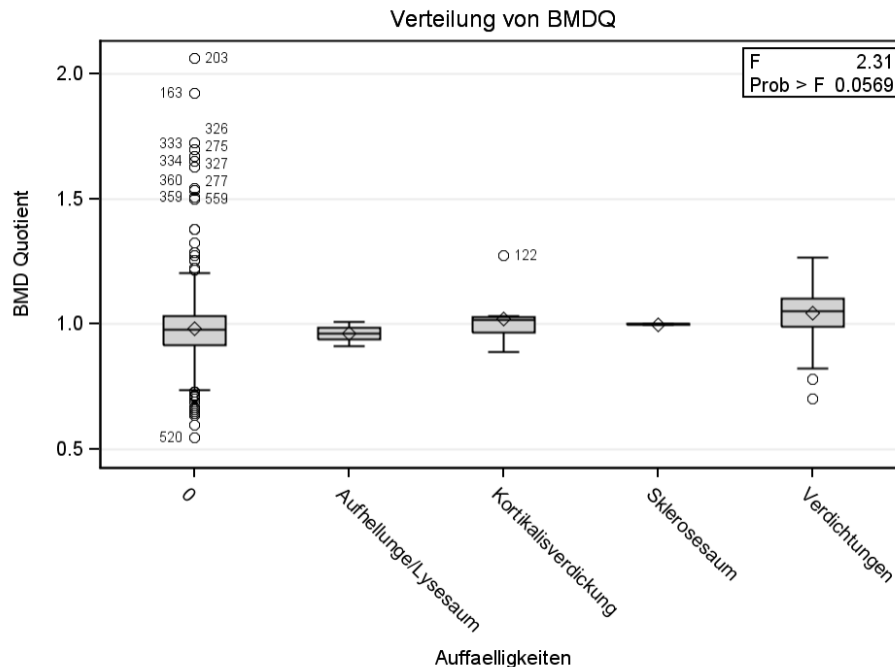


Abbildung 53: Korrelation BMDQ zu Osteointegrationszeichen nach Engh et al.

Die Osteointegrationszeichen nach Engh et al. (103) hatten keinen signifikanten Einfluss auf die Knochendichte-Quotienten (Abb.53).

Korrelation von Stress-shielding auf osteodensitometrische Veränderungen

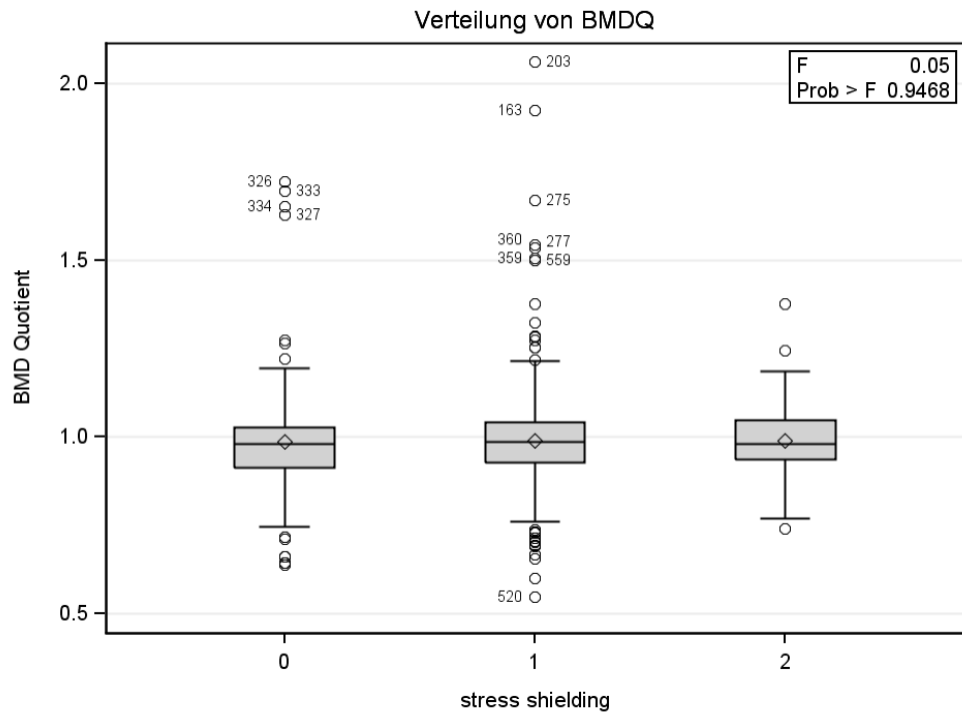


Abbildung 54: Korrelation BMDQ 6 Monate und Stress-shielding

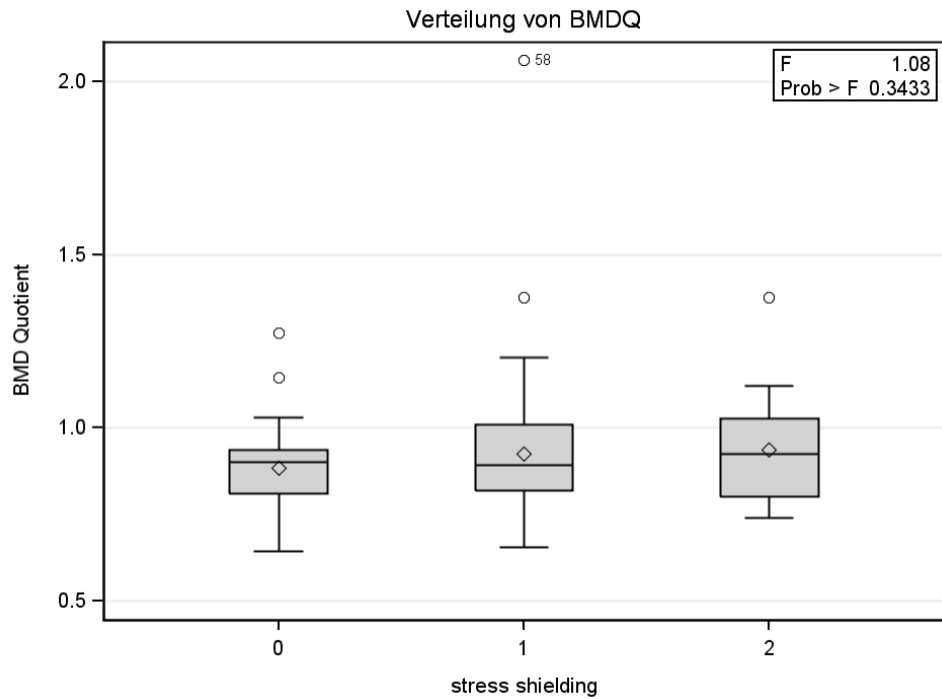


Abbildung 55: Korrelation BMDQ 12 Monate und Stress-shielding

Es liess sich kein Zusammenhang zwischen Stressshielding und BMDQ in der 6- oder der 12- Monatskontrolle feststellen (Abb.54,55).

Einflussfähigkeit des Auftretens von Ossifikationen nach Brooker auf osteodensitometrische Veränderungen

Diese Darstellung war aufgrund des geringen Auftretens von Ossifikationen in dieser Studie nicht aussagekräftig.

Korrelation von klinischen Ergebnissen zu epidemiologischen Parametern

Es traten keine signifikanten Zusammenhänge zwischen den klinischen Parametern (HHS) und dem Alter, Geschlecht, BMI, der Diagnose und der Prothesengrösse auf. In diesem gemischten Modell mit wiederholten Messungen (Repeated measures anova) zeigten sich signifikante Zusammenhänge bei $p < 0,05$ (5%)

Tabelle 32: Korrelation klinischer Ergebnisse zu radiologischen Veränderungen

Effekt	Signifikanzbestimmung Pr > F
Präoperativer Femur	0,2762
Osteointegrationszeichen nach Engh et al.	0,7952
Stress-shielding	0,3706
Ossifikationen	0,4836

Es zeigte sich kein Zusammenhang von HHS und präoperativer Femurkonfiguration, Osteointegrationszeichen nach Engh et al. und den Ossifikationen nach Brooker (P-Werte siehe Tabelle). Anwendung fand das gemischte Modell mit wiederholten Messungen (Repeated measures anova). Signifikante Zusammenhänge zeigten sich bei $p < 0,05$ (5%) (Tab.32).

Korrelation präoperativer Femurkonfiguration nach Noble et al. zu osteodensitometrischen Veränderungen

Kein positiver Zusammenhang war bei der über alle Zonen gemittelten Knochendichte und der präoperativen Femurkonfiguration nach Noble et al. zu verzeichnen.

Korrelationsuntersuchungen der präoperativen Femurkonfiguration nach Noble et al. zu Osteointegrationszeichen nach Engh et al. und Stress shielding.

Die Auswertungen ergaben keine signifikanten Zusammenhänge zwischen der präoperativen Femurkonfiguration und den Osteointegrationszeichen nach Engh et al. Es ist hier kein systematischer Trend erkennbar. Signifikant zeigte sich mittels ChiQuadrat $p = 0.2009$, allerdings die Korrelation zwischen präoperativer Femurkonfiguration und Stress shielding. Vor allem die Sektkelchkonfiguration tendiert zur Ausbildung von höhergradigen Stress shielding Prozessen.

3.5 Komplikationen

Im Nachuntersuchungszeitraum dieses Kollektivs kam es zu keinem Infekt, keinen Luxationen, keinen Lockerungen oder periprothetischen Frakturen.

4 Diskussion

Die demografische Entwicklung und die damit verbundene steigende Lebenserwartung sowie die tendenzielle Zunahme der Implantationszahlen machten es notwendig, Versorgungsstrategien im Bereich Hüftendoprothetik zu entwickeln, um künftige Patientengruppen adäquat und nachhaltig versorgen zu können (96). Betrachtet man in diesem Zusammenhang die Altersverteilung der endoprothetisch versorgten Patienten, liess sich feststellen, dass der grösste Anteil mit etwa 39,92% in der Altersklasse von 70-79 zu finden war. Jedoch entfielen sogar 26,15% auf die 60-69 Jährigen und immerhin 15,10% auf die 50-59 Jährigen (96). Vor dem Hintergrund guter aber begrenzter Prothesenstandzeiten, musste bei dieser zunehmend jüngeren Patientengruppe mit mindestens einer Wechseloperation gerechnet werden. Die Frage, die in diesem Zusammenhang gestellt werden sollte, war, welche primäre Versorgungsstrategie wir bei jungen und biologisch aktiven Patienten verfolgten?

Als Lösungsansatz setzte Mitte der Achtziger Jahre die Entwicklung der Kurzschaftendoprothetik ein. Ziel war es, mit kürzeren Prothesen eine knochensparendere Implantation und mit der damit realisierbaren Verwendung von minimalinvasiven Zugangsarten schnellere primäre Rehabilitationsphasen zu ermöglichen (1,74). Ferner sollten die von Standardgeradschäften bekannten und gefürchteten Stress-Shielding Prozesse minimiert werden (49-53). Diese knöchernen Umbauprozesse wurden durch das Wolff'sche Transformationsgesetz (2) veranschaulicht. Wolff et al. (2) postulierte, dass eine vermehrte Lasteinleitung die Zunahme von Knochensubstanz nach sich zog, wohingegen eine verminderte Beanspruchung sich in Knochenatrophieprozessen äusserte. Atrophieprozesse könnten im Verlauf unter anderem aseptische Lockerungen der Prothese begünstigen (16). Die Verifizierung von Knochendichteveränderungen gelang mit dem in der Osteoporosediagnostik vorherrschendem Goldstandard, der DEXA Methode (44,47-49). Zur Früherkennung möglicher periprothetischer Knochenveränderungen war es notwendig dieses Spezialverfahren hinzuzuziehen, da sich in Standardröntgenuntersuchungen Knochendichtereduktionen erst ab circa 30% (40) zeigten. Mit Hilfe der DEXA war es somit möglich, reproduzierbare Angaben zu erhalten und eine Verlaufsuntersuchung präzise darzustellen. Sie konnte sich bereits in Studien nach Implantation von zementfreien Standardprothesen bewähren und prothesenspezifische

Muster von Knochendichteänderungen darstellen (49, 50, 51, 52, 53). So konnten Reiter et al. (65) mit der Bicontakt Prothese proximale Knochendichteabnahmen (Gruen 1 und 7) als Zeichen frühen Stress-Shieldings im Verlauf eines Jahres mit guten klinischen Ergebnissen belegen. Auch bei der Bimetric Prothese zeigten Venesmaa et al. (66), Bøden et al. (52), Nygaard et al. (55) und Sköldenberg et al. (67) Knochendichteverluste in den proximalen Gruen'schen Zonen 1 und 7 während des ersten postoperativen Jahres. Ein weiterer Standardgeradschaft, die Alloclassic-Zweymüller-Prothese, wies bei Untersuchungen Reduktionen der Knochendichte ebenfalls vor allem in den proximalen Prothesensegmenten auf (68, 69). Beim ABG Schaft stellten Panisello et al. (45) Abnahmen in Zone 1 und 7 sowie Zunahmen in Zone 2 und 6 fest. Selbst die bewährte Spotorno-Geradschaftprothese, die exzellente klinische Langzeitergebnisse (16,89) vorzuweisen hatte, führte zum Abbau von Knochendichte in den proximalen Zonen.

Mit Blick auf die Kurzschaftendoprothetik konnten bereits einige Daten zu osteodensitometrischen Untersuchungen und proximal betonten Knochendichtereduktionen erhoben werden. Chen et al. (59) zeigten dies bei der Mayo-Kurzschaftprothese. Bei der Proxima-Prothese wiesen Kim et al. (62) ebenso die Tendenz zur proximalen Knochendichteabnahme in den Zonen 1 und 7 nach. Bei der CFP-Prothese, einer partiell schenkelhalterhaltenden Prothese mit Kragenaufgabe, beobachteten Biggi et al. (63) sowie Schmidt et al. (64) über einen mittelfristigen Zeitraum von 4 Jahren Abnahmeprozesse proximal (Zonen 1 und 7) sowie Zunahmen in den Zonen 3, 5 und 6. Aus oben aufgeführten Studien wurde ersichtlich, dass die größte Dynamik für Knochenumbauprozesse im ersten postoperativen Jahr zu verzeichnen war. Zur Herstellung einer besseren Vergleichbarkeit der Ergebnisse, wählten wir daher ebenfalls diesen Untersuchungszeitraum (65, 66, 67).

In der vorliegenden Untersuchung der Metha®-Kurzschaftprothese konnten im ersten Untersuchungszeitraum (6-Monatskontrolle) Abnahmen der Knochendichte in allen Gruen Zonen beobachtet werden. Signifikant waren Zone 1, 4 und 7. Eine nicht signifikante Zunahme der Knochendichte war in Gruen 6 zu verzeichnen. In der 12-Monatskontrolle wurde weiterhin die Tendenz zur Knochendichteabnahme festgestellt, vor allem in Zone 1, 4 und 7. Die Zunahme in Zone 6 zeigte sich nach 12 Monaten signifikant und ist ein Beleg für eine gute Osteointegration der Prothese im

beschichteten Abschnitt. Lerch et al. (57) fanden ein identisches Knochenintegrationsverhalten (111). Die Arbeitsgruppe stellte in der 6-Monatskontrolle ebenfalls eine tendenzielle Abnahme über allen Gruen Zonen mit Ausnahme von Zone 6 fest. In der 12-Monatskontrolle waren diese dann progredient, die Zunahme in Zone 6 war nun signifikant.

Snyder et al. (108) konnten diese Knochenumbauvorgänge in einem Kollektiv von 36 Patienten bestätigen. Knochendichteabnahmen waren in nahezu allen Zonen in der 6 Monatskontrolle zu beobachten. Die 12-Monatskontrolle zeigte Zunahmen in Zone 2 und 6, die grössten Abnahmeprozesse fielen in Zone 1 auf. In Zusammenschau der o.g. Untersuchungen konnte die Aussage getroffen werden, dass es sich um ein spezifisches Knochenintegrationsverhalten dieses Prothesentyps handelte. Problematik dieser proximalen Knochendichteabnahmen war die Prädisposition zu Relativbewegungen und folglich zu Lockerungen der Prothese. Weiterhin konnten wie auch bereits bei der Mayo Prothese durch Chen et al. (59) sowie durch Reiter et al. (65) bei Untersuchungen des Bicontact-Schaftes, Hinweise auf eine laterale Lasteinleitung gefunden werden. Dies belegte die vergleichsweise geringere Abbautendenz in Zone 1 im Vergleich mit Zone 7. Mit den oben dargestellten Studien liess sich eine Tendenz zur Abnahme von Knochensubstanz vor allem in den proximalen Prothesenregionen sowohl bei Standardgeradschaftprothesen als auch bei Kurzschaftprothesen aufzeigen, der Ausprägungsgrad ist bei Kurzschaftprothesen jedoch deutlich geringer (44,76). Diese knöchernen Reaktionen konnten unabhängig von der Verankerungstechnik (zementiert oder unzementiert) beobachtet werden (52, 70, 71, 72, 73).

Auch die Art des operativen Zuganges scheint einen Einfluss zu haben. So konnte in der Literatur gezeigt werden, dass der anterolaterale Zugang weniger Umbauprozesse nach sich zieht als der transgluteale Zugang (74). Durch das in der vorliegenden Studie gewählte Nachbehandlungskonzept mit Vollbelastung konnte ein Einfluß des postoperativen Lastaufbaus ausgeschlossen werden. Auch Wolf et al. (75) fanden keinen Einfluss der Nachbehandlung auf die Knochenabbauprozesse innerhalb der ersten 6 Monate.

Die osteodensitometrischen Messungen der unoperierten Gegenseite zeigten im Verlauf stabile Werte. Somit konnten die Veränderungen der periprothetischen Knochendichte als prothesenspezifisch gewertet werden.

Parallel zu den osteodensitometrischen Untersuchungen waren auch in den radiologischen Auswertungen Umbauphänomene am Knochen, als Folge von veränderter Lasteinleitung (42) zu verzeichnen. Engh et al. (101) beschrieb diese in Form von Aufhellungen, reaktiven Linien, Kortikalisverdickungen, Sockelbildungen sowie trabekulären Strukturen. Somit kann ein spezifisches Einwachsverhalten aufgezeigt und eine Lockerung von Prothesen detektiert werden.

Reaktive Linien und Aufhellungen wurden im vorliegenden Kollektiv in nur einem Fall in den Zonen 3, 4 und 5 beobachtet. Traten Aufhellungen, wie auch reaktive Linien in beschichteten Anteilen der Prothese auf, könnten diese einen Hinweis auf mangelnde Osseointegration und somit auf Lockerungsprozesse der Prothese liefern (36,40,42). In der vorliegenden Studie zeigten sich solche lediglich in den unbeschichteten Anteilen der Prothese, sodass hier von keinem Lockerungsprozess ausgegangen werden musste.

Trabekuläre Strukturen wurden in den Zonen 2 und 6 im Bereich der unteren Prothesenbeschichtung detektiert. Das Auftreten trabekulärer Strukturen war ebenfalls in weiteren Studien, die sich mit der Analyse der Hydroxylapatitbeschichtung arbeiteten befassten, zu verzeichnen (56, 81). Sie gelten als Hinweis für eine gute knöcherne Integration der Prothese (40).

Als Korrelat zu den nachgewiesenen trabekulären Strukturen, zeigten sich in den osteodensitometrischen Messungen der vorliegenden Studie vermehrte Knochendichtezunahmen in Zone 6. Dies deutet auf eine vermehrte knöcherne Integration im mittleren Bereich der Prothese hin (40) und kann als Zeichen einer guten Osseointegration im beschichteten Bereich der Prothese gewertet werden. Die Ausbildung eines Sockels konnte in diesem Patientenkollektiv in keinem Fall beobachtet werden. Sockelbildungen sind gemäß Engh et al. (40) als Zeichen einer guten Osseointegration mit einer stabilen Femurkomponente assoziiert, treten allerdings erst im langfristigen Bereich auf und somit innerhalb der ersten 12-Monate nicht zu erwarten.

Kortikalisverdickungen konnten in den Zonen 2 und 3 beobachtet werden. Diese Form des Knochenremodellings ist ein Hinweis auf eine vermehrte Lasteinleitung (42), allerdings zeigten sich diese nur in einer sehr geringen Ausprägung.

Wir führten weiterhin die Evaluation von radiologischen Veränderungen der Calcarregion durch. Geringgradige Veränderungen dieser proximalen Region im Sinne eines milden stress-shieldings fanden sich in Form von Grad 1 und 2 bereits in der 6-Monatsuntersuchung, in der 12-Monatskontrolle konnte eine Zunahme des Ausprägungsgrades verzeichnet werden. Diese Atrophie der Calcarregion ist als Hinweis geringerer Beanspruchung der proximalen Femurregion zu werten. Im Zuge der Minderbelastung kommt es so zum Abbau von Knochensubstanz (2). Die Abbauvorgänge im Bereich des Calcars sind somit im Sinne eines Stress-Shieldings Grad 1 zu werten (40, 50, 105).

Ein weiteres häufig in radiologischen Untersuchungen beobachtetes Phänomen nach Implantation einer Hüfttotalendoprothese stellte die Ausbildung von heterotopen periartikulären Ossifikationen dar (81). Es wurden verschiedene Ursachen (82) für die Entstehung solcher unerwünschter periprothetischer Ossifikationen diskutiert. Purtil et al. (83) zeigten auf, dass es sowohl bei zementierten als auch bei der zementfreien Implantationsform zur Ausbildung dieser Ossifikationen kommen kann. Auch der Einfluß des Operationszuganges als Einflusskriterium wurde analysiert. So konnte ein vermehrtes Auftreten von heterotopen Ossifikationen vor allem beim anterioren sowie beim anterolateralen Zugang (84) beobachtet werden. Im vorliegenden Patientenkollektiv wurde in einigen Fällen das Auftreten von ektopen Ossifikationen nach Brooker (43) mit sehr geringem Ausprägungsgrad beobachtet. Es konnten erhebliche Unterschiede in der Häufigkeit und Ausprägung solcher heterotopen Ossifikationen nachgewiesen werden. So beschrieb die 3 Jahresuntersuchung von Egli et al. (84) Ossifikationsraten von bis zu 47 % in einem Patientenkollektiv von 706 Patienten (84), demgegenüber verzeichneten Decking et al. (61) in der Studie zur ESKA Prothese über einen Nachbeobachtungszeitraum von 6 Jahren das Auftreten von heterotopen Ossifikationen in lediglich 17 %.

Zur radiologischen Analyse wurde ferner die Bestimmung der Femurkonfiguration nach Noble et al. (37) vorgenommen. Diese diente der Ermittlung des Risikos für mangelhafte knöcherne Integration der Prothesenkomponente in das Femur. Bei der überwiegenden Mehrzahl der Patienten lag eine Normal-Konfiguration des Femurs vor. Eine Sektkelch-Konfiguration konnte in 11 Fällen (27,5%) und eine Ofenrohr-Konfiguration konnte in 2 Fällen (5%) beobachtet werden. Die Ofenrohr-

Konfiguration ist gemäß der Literatur mit einem erhöhten Risiko einer ausbleibenden Osseointegration behaftet (77,78). Dieses Phänomen konnte in der vorliegenden Untersuchung nicht gefunden werden.

Bei dem Patienten Nr. 9 traten nach 12 Monaten in Zone 2 und 3 Verdickungsprozessen in der Kortikalis auf. Bei dem Patienten Nr. 18 konnten in Zone 2 trabekuläre Verdichtungen im Sinne eines guten Einwachsverhalten beobachtet werden. In den Korrelationsuntersuchungen fand sich gemittelt kein Zusammenhang von Knochendichteänderung über alle Zonen und der präoperativen Femurkonfiguration.

Der Einfluss der präoperativen Femurkonfiguration auf das proximale bone-remodelling, das sogenannte fit und fill (110), wurde für die Metha® Kurzschaftprothese ebenfalls untersucht. Es zeigte sich, dass sowohl Normal- wie auch Ofenrohr-Konfiguration zu einem guten fit und fill führten (111).

Zur Analyse der klinischen Daten kam der Harris Hip Score (HHS) von W.H. Harris (31-33) zur Anwendung. Im Literaturvergleich klinischer Ergebnisse von Kurzschaftprothesen und Standardgeradschaftprothesen zeigten bereits Hube et al. (18) einen deutlichen Vorteil der Kurzschaftprothesenversorgung im Vergleich mit Standardgeradschäften nach 3 Monaten. Die exzellenten klinischen Ergebnisse eines Kurzschaftsystems konnte in dieser Studie bestätigt werden.

Die Auswertung des HHS vorliegenden Studie zeigte in den 12-Monats-Untersuchungen hochsignifikante Veränderungen. So konnte der HHS von einem unbefriedigenden präoperativen Wert auf ein sehr gutes Ergebnis nach 12 Monaten gesteigert werden. Lerch et al. stellten in ihrer Studie von 2011 ebenfalls einen hochsignifikanten Anstieg des HHS um 31 Punkte fest (57). Auch Braun et al. (58) wiesen in einer 2 Jahreskontrolle der Metha®-Kurzschaftprothese signifikante Verbesserungen des HHS im Untersuchungszeitraum nach. Die Literatur zeigte bei Prothesentypen mit ähnlichem Implantationsmodus ebenfalls deutliche Verbesserungen des HHS nach endoprothetischer Versorgung. Morrey et al. (59) konnten bei der Mayo-Kurzschaftprothese im HHS eine Steigerung um 53,3 Punkte auf 97,8 Punkte nach durchschnittlich 26 Monaten Follow up nachweisen. Hube et al. (18) zeigten bei identischem Prothesentyp nach drei Monaten 94,7 Punkte. Die Nanos-Kurzschaftprothese, untersucht von Zeh et al. (60), erzielte ebenfalls sehr gute

klinische Resultate. In der 3-Monatskontrolle konnte der HHS auf 83 und in der 12-Monatskontrolle sogar auf 94 Punkte gesteigert werden (60). Es wurden keine signifikanten Zusammenhänge in Form von Korrelationsuntersuchungen zwischen den klinischen Parametern anhand des HHS und den erhobenen epidemiologischen Daten des Alters, des Geschlechtes, des BMI, der Diagnose und der Prothesengröße ermittelt. Lediglich Knochendichteänderungen korrelierten mit klinischen Ergebnissen und wiesen signifikante Zusammenhänge auf. Geringere Abnahmen der Knochendichte waren demnach mit einem positiven klinischen Outcome assoziiert.

Die hier vorgestellten klinischen, radiologischen und osteodensitometrischen Untersuchungen wurden zur Vermeidung von Fehlern standardisiert von ein und demselben Untersucherteam, bestehend aus 4 Personen durchgeführt. Um die Reproduzierbarkeit der osteodensitometrischen Messungen zu gewährleisten verwendeten wir lediglich ein DEXA Gerät, wie dies bereits von Martini et al. (46) gefordert wurde. Bei der Planung dieser Studie wurde auf eine möglichst gute Reproduzierbarkeit der Ergebnisse und damit verbunden einen hohen qualitativen Standard Wert gelegt. Aufgrund dessen wurden bei dieser die klinischen, radiologischen und osteodensitometrischen Daten prospektiv ermittelt (44, 45, 46). Die initial geplante Randomisierung führten wir aufgrund von ethischen Gründen nicht durch, da bei dem untersuchten Patientenkollektiv unseres Erachtens die Versorgung mittels Kurzschaftprothese und die geringere Resektionshöhe Mittel der Wahl darstellte. Weiterhin wurden die operativen Eingriffe von lediglich einem, auf Hüftendoprothetik spezialisierten Operateur durchgeführt.

In der vorliegenden Arbeit fand sich ein sehr gutes osteointegratives Verhalten der Metha® Kurzschaftprothese. So zeigte diese eine proximalere Lasteinleitung mit deutlich geringerer Ausprägung proximaler Atrophieprozesse als dies bei Standardgeradschaftprothesen bereits nachgewiesen wurde (44,76). Eine rein proximale Lasteinleitung liess sich jedoch nicht realisieren, allerdings zeigte sich im Verlauf eine erneute Zunahme der Knochendichte in den proximalen Gruen Zonen. Zusätzlich wies die Metha® Kurzschaftprothese Zeichen einer guten Osseointegration im beschichteten Abschnitt der Prothese auf. Klinisch und radiologisch traten in keinem Fall Hinweise auf Lockerungen auf. Die Ergebnisse von

Knochendichteänderungen und Osteointegrationszeichen nach Engh et al. (101) wurden miteinander korreliert. Es konnte dabei kein Zusammenhang festgestellt werden, was vermutlich auf den kurzen Beobachtungszeitraum zurückzuführen war. Ferner zeigte sich kein Einfluss von Stress-shielding und Ossifikationen nach Brooker. Es wurden allerdings Hinweise auf eine höhere Dynamik der Knochendichteänderungen bei älteren Patienten ermittelt, auch wenn diese Ergebnisse im Literaturvergleich nicht bestätigt werden konnten (45, 67, 68, 85). Weiterhin fand sich eine geringere Abnahmetendenz der Knochendichte beim männlichen Geschlecht. Der Body Mass Index hatte keinerlei Einfluss auf Änderungen der Knochendichte. Die Metha®-Kurzschafthprothese konnte sich in der Literatur auch bei adipösen Patientenkollektiven bewähren. Die Untersuchung von klinischen und radiologischen Parametern im Vergleich einer normgewichtigen mit einer übergewichtigen Kohorte von Chammai et al. (107) bewies, dass eine Implantation der Metha®-Kurzschafthprothese sich bei adipösen Patientengruppen nicht nachteilig auswirkte. Die Anzahl der Studien, die Änderungen der periprothetischen Knochendichte im Falle von Kurzschafthprothesen über einen längeren Zeitraum erfassen, ist noch sehr gering (12). Die ersten Langzeituntersuchungen über einen 10 Jahreszeitraum der Metha®-Kurzschafthprothese stellten Lewinsky et al. (106) in einem Kollektiv von 1953 implantierten Prothesen und einer Anzahl von 38 Revisionen vor. Mit 1,9% ist diese Zahl vergleichbar mit Standardgeradschafthprothesen.

Fazit: Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigten ausnahmslos sehr gute klinische, osteodensitometrische sowie radiologische Ergebnisse bezüglich der Implantation eines Kurzschafthsystems, sodass unseres Erachtens in der prothetischen Versorgungsstrategie die Kurzschafthprothese sich als gutes Alternativimplantat bewährt hat. Standardgeradschafthprothesen mit den ebenfalls sehr guten klinischen, radiologischen und osteodensitometrischen Ergebnissen würden als erstes Revisionsimplantat in Betracht kommen. Es könnte mit diesem Konzept eine Prothesengeneration eingespart werden. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie haben dazu beigetragen, die Versorgungsroutine der Orthopädischen Uni-Klinik Gießen insofern zu verändern, als dass bei der Prothesenwahl immer geprüft wird, ob der Einsatz einer Kurzschafthprothese möglich ist. Inzwischen ist das Implantat fester Bestandteil der Versorgungsroutine geworden.

5 Schlussfolgerung

Hypothese 1: Sechs Monate postoperativ zeigt sich eine signifikante Abnahme der Knochendichte gemessen in den Zonen 1-7 nach Gruen.

Diese Hypothese muss abgelehnt werden. In dieser Studie zeigten sich Abnahmeprozesse in den Zonen 1,2,3,4,5,7 in Zone 6 war eine Zunahme zu verzeichnen. Es zeigten sich hier lediglich die Abnahmeprozesse in den Zonen 1,4 und 7 signifikant.

Hypothese 2: Zwölf Monate postoperativ zeigt sich eine signifikante Abnahme der Knochendichte gemessen in den Zonen 1-7 nach Gruen.

Diese Hypothese muss abgelehnt werden.

In der 12-Monatsuntersuchung zeigen sich signifikante Knochendichteabnahmen in Zone 1, Zone 4 und Zone 7. Zusätzlich konnte eine signifikante Zunahme in Zone 6 verzeichnet werden. In den restlichen Zonen konnten tendenzielle Zunahmen ohne Signifikanz beobachtet werden.

Hypothese 3: Sechs Monate postoperativ nach Implantation der Metha®-Kurzschafthprothese zeigt sich eine signifikante Abnahme der periprothetischen Knochendichte in den proximalen Femuranteilen Zone 1 und 7 verglichen mit dem Ausgangswert. Diese Hypothese muss angenommen werden.

Hypothese 4: Zwölf Monate postoperativ nach Implantation der Metha®-Kurzschafthprothese zeigt sich eine signifikante Abnahme der periprothetischen Knochendichte in den proximalen Femuranteilen verglichen mit dem Ausgangswert. Diese Hypothese muss angenommen werden.

Hypothese 5: Sechs und zwölf Monate postoperativ nach Implantation der Metha®-Kurzschafthprothese zeigt sich eine signifikante Zunahme der periprothetischen Knochendichte in den beschichteten Anteilen der Prothese Zone 2 und 6 verglichen mit dem Ausgangswert. Diese Hypothese muss abgelehnt werden. Es zeigt sich in der 6 Monatskontrolle eine Abnahme in Zone 2, sowie eine Zunahme der Knochendichte

in Zone 6. Diese zeigen sich nicht signifikant. In der zwölf Monatskontrolle ist lediglich die Zunahme in Zone 6 signifikant.

Die Patienten erzielten 12 Monate postoperativ ein signifikant besseres Ergebnis des klinischen Befundes ermittelt durch den Harris Hip Score verglichen mit dem präoperativen Wert. Die Änderung der Knochendichte zeigte einen Zusammenhang mit der Zone und der Diagnose, und außerdem eine positive Korrelation zum Alter. Bei älteren Patienten war eine höhere Dynamik der Knochendichteänderungen zu finden. Das männliche Geschlecht beeinflusste die Knochendichte positiv. Die operierte Seite, der BMI und der Untersuchungszeitpunkt hatten keinen signifikanten Einfluss auf das BMDQ. Die Osteointegrationszeichen nach Engh zeigten keinen signifikanten Einfluss auf Änderungen des Knochendichtequotienten in der 6- und der 12- Monatskontrolle. Es liess sich kein Zusammenhang zwischen Stressshielding und BMDQ in der 6- oder der 12- Monatskontrolle feststellen. Weiterhin war kein Zusammenhang der Knochendichte über alle Zonen gemittelt und der präoperativen Femurkonfiguration nach Noble zu ermitteln.

Die präoperative Femurkonfiguration hatte Einfluss auf die Ausprägung von radiologische Auffälligkeiten und Stress shielding. Vermehrtes Auftreten von Stress Shielding wurde bei der Sektkelchkonfiguration beobachtet. Die präoperative Femurkonfiguration hatte keinen Einfluss auf Änderungen der Knochendichte im Verlauf und auf das klinische Outcome. Es konnte gezeigt werden, dass es im Untersuchungszeitraum zum Auftreten von Osteointegrationszeichen nach Engh kam. Weiterhin konnten Hinweise auf Stress Shielding und Ossifikationen nach Brooker während des Untersuchungszeitraumes verzeichnet werden.

6 Zusammenfassung

Das Ziel der Kurzschaftimplantation ist, eine optimale Lasteinleitung am Knochen zu erreichen um Knochenabbauprozessen und aseptischen Prothesenlockerungen vorzubeugen und somit lange Standzeiten zu erzielen. Die vorliegende prospektive Studie wurde initialisiert, um mit Hilfe von osteodensitometrischen Verfahren zu untersuchen, ob die Metha©Kurzschaftprothese den Ansprüchen einer proximalen Lasteinleitung gerecht wird. Hierfür wurden insgesamt 133 Patienten retrospektiv ausgewertet, und zusätzlich, nach Bereinigung des Kollektives, 40 Patienten (20 Frauen und 20 Männer, Durchschnittsalter: 55,4 Jahren, Durchschnitts BMI von 26,9) prospektiv klinisch, radiologisch und osteodensitometrisch untersucht. Es erfolgten 6 und 12 Monate postoperativ DEXA Messungen mit speziell auf die Kurzschaftprothese modifizierten Zonen nach Gruen. Ein besonderes Augenmerk galt den Zonen Gruen 1, 6 und 7. Untersuchungen fanden sowohl an der operierten als auch an der nicht operierten Seite zum Ausschluss von systemischen Knochendichteänderungen statt. Diese Ergebnisse wurden um die Ermittlung der präoperativen Femurkonfiguration nach Noble, Osteointegration und Stress-shielding nach Engh sowie Ossifikationen nach Brooker und dem Harris Hip Score ergänzt und statistisch analysiert.

Die Metha®Kurzschaftprothese (Braun, Aesculap, Tuttlingen, Germany) konnte in dieser Studie insgesamt sehr gute klinische, radiologische und osteodensitometrische Ergebnisse aufweisen. So war bereits nach 6 Monaten eine signifikante Steigerung des Harris Hip Scores von präoperativ 57,35 auf postoperativ 93,41 und nach 12 Monaten auf 96,72 Punkte zu verzeichnen. Die osteodensitometrischen Auswertungen konnten während der ersten 6-Monatsuntersuchung in nahezu allen Gruen Zonen einen signifikanten Abbau von Knochensubstanz detektieren. In der 12-Monatsuntersuchung fanden sich weiterhin signifikante Abnahmen in Zone 1, Zone 4 und Zone 7, wovon sich lediglich die Zone 7 als progredient erwies. Darüber hinaus war die Zunahme der Knochendichte in Zone 6 nun signifikant, woraus sich folglich ein einheitliches Muster der Lasteinleitung ableiten liess. Mithilfe von DEXA-Analysen erfolgte die Erfassung sehr spezifischer Veränderungen, die mit nativradiologischen Auswertungen noch nicht erfasst werden konnten; diese stellen allerdings eine wichtige Ergänzung dar. In den Analysen zur präoperativen Femurkonfiguration nach

Noble fand sich die Normal-Konfiguration als vorherrschende Ausprägung. Während des Beobachtungszeitraumes kam es zu keiner Prothesenlockerung oder Wechseloperation. Zusammenfassend zeigten sich sowohl in der radiologischen, als auch in der osteodensitometrischen Untersuchung Knochendichteabnahmen im proximalen Prothesensegment auf, die sich im weiteren Verlauf als regredient darstellten. Das Prinzip einer rein proximalen Lasteinleitung konnte mit dem Implantat nichtrealisiert, allerdings zeigte sich eine sehr gute Osseointegration im mittleren Prothesenanteil, sodass man von einer sehr guten knöchernen Integration und proximaleren Verankerung verglichen mit der eines Standardschaftes sprechen kann. Die Amplituden der Knochendichteabnahmeprozesse sind im Vergleich zu Standardgeradschaftprothesen sogar geringer ausgeprägt. Multifaktorielle Analysen zeigten weiterhin eine Einflussfähigkeit von Alter und Geschlecht auf die Entwicklung der Knochendichte. Somit konnte eine höhere Dynamik von Knochendichteänderungen bei älteren Patienten und ein geringgradig höherer BMDQ beim männlichen Geschlecht demonstriert werden. All diese Faktoren sowie die o.g. epidemiologische Entwicklung machen deutlich, dass die Notwendigkeit für langfristige Implantationsstrategien besteht. Grund ist die bereits erwähnte steigende Lebenserwartung der Patienten und die daraus resultierende erhöhte Wahrscheinlichkeit für Prothesenwechseloperationen. Hier ermöglicht die Verwendung von Kurzschaftprothesen als Primärimplantat im Falle einer notwendigen Wechselsituation die Implantation einer Standardgeradschaftprothese anstelle eines grösser dimensionierten und mit schlechteren klinischen Ergebnissen behafteten Revisionsschaftes. Dies würde bedeuten, dass man mit der von uns dargestellten Strategie eine Prothesengeneration einsparen könnte. In dieser Entwicklung liegt gerade für jüngere Patienten die Chance auf eine innovative Langzeitlösung in der endoprothetischen Versorgung. Dieses Ziel gilt es weiter zu verfolgen und zu optimieren. Die Metha©Kurzschaftprothese konnte in dieser Studie insgesamt sehr gute Ergebnisse erzielen. Die wichtige Frage nach den Standzeiten eines solchen Implantates muss allerdings langfristigen Untersuchungen vorbehalten bleiben.

*Statistisches Bundesamt 2010-2015

*Robert Koch Institut 2011

7 Summary

The main goal of short stem implantation is to achieve an optimum allocation of weight along the bone in order to prevent its degradation process and an aseptic prosthesis loosening, resulting in an increased durability while standing. By means of osteodensitometric treatments, the present survey conduces to analyze whether the metha short stem prosthesis lives up to the requirements of a proximal allocation of weight. For the purpose of evaluation an entity of 133 patients - 40 patients after a general clearing up - has been clinically, radiologically and osteodensitometrically examined by implementing postoperative DEXA measurements considering zones Gruen that specifically take into account the characteristics of short stem prosthesis. These examinations applied to both operated and non operated areas in order to preclude systemic changes of the bones' density. These results have been extended and statistically analyzed by the determination of the preoperative femur configuration following Noble, an osseointegration and stress shielding following Engh, an ossification following Brooker, as well as the implementation of the Harris Hip Score. In the course of this survey the metha short stem prosthesis achieved considerably good clinical, radiological and osteodensitometric results. Thus, a significant increase of the Harris Hip Score from a preoperative value of 57,35 to a postoperative value of 93,41 after six months, 96,72 after twelve months respectively, had been monitored. The osteodensitometric evaluation hereby revealed a significant degradation of the bones' density taking into account the results of the respective examinations after the first six months. With only zone 7 showing progressive signs, further degradation within zone 1, zone 4 und zone 7 had been monitored after the first twelve months. Furthermore, the increase of the bones' density within zone 6 had to be considered a significant change resulting in a consistent pattern of weight application being derived from that. Measured by means of DEXA specific changes, which could not be revealed by conventional radiologic approaches, had been monitored. Nevertheless, conventional radiologic examinations constitute an important addition to the DEXA measurements. As a result of these measurements focusing on the preoperative femur configuration following Noble a normal operating configuration has been detected as the predominant occurrence. Both the evaluation of stress shielding criteria following Engh and the ossification following Brooker did not show changes of high degree

neither after six nor after twelve months. During the given period further prosthesis loosening did not occur and changing operations were unneeded. To sum up, both radiologic and osteodensitometric examinations show degradation processes of the bones' density within the proximal area of the prosthesis. The principle of a purely proximal allocation of weight is not to be realized in the course of these examinations. Nevertheless, a very positive osseointegration within the median area of the prosthesis could be monitored. Therefore, the amplitudes of the densities' degradation processes are less distinctive than the ones monitored using standard straight stem prosthesis. Multi-attribute analyses also revealed the impact of age and gender on the changes of density resulting in a higher dynamic of density change concerning older patients and a higher BMDQ concerning males in general. All these determining factors as well as epidemiological changes mentioned above accentuate the need for long term implantation strategies in order to face increasing life spans resulting in increasing numbers of prosthesis that need to be changed throughout time. In the case of a need to change the prosthesis the application of a short stem prosthesis as a primary implant enables the substitution of a standard straight stem prosthesis instead of using a bigger revisionary shaft. In the course of that, this strategy inevitably leads to the retrenchment of a whole prosthesis generation. This very development constitutes a chance for younger patients to profit from innovative long term solutions within the field of endoprosthetic care. This goal is to be pursued and optimized in the future.

8 Literaturverzeichnis

1. Wohlrab D., A. Hagel, W. Hein: *Vorteile der minimalinvasiven Implantation von Hüfttotalendoprothesen in der frühen postoperativen Rehabilitationsphase. Z Orthop. und ihre Grenzgebiete; 2004;142: p. 685-690.*
2. Wolff J.: *Die Lehre von der functionellen Knochengestalt. Virchows Archiv; 1899; 155(2): p. 256-315.*
3. *Aesculap Orthopaedics: Metha. Aesculap AG. Prospekt Nr. 028001. Implant 2007;01/07: p. 1-32.*
4. Smith-Peterson M.N.: *Arthroplasty of the hip. The journal of bone and joint surger;1939; XXI, No.2, April: p.1-20*
5. Wiles P.: *The surgery of the osteo-arthritic hip. The british journal of surgery;1938; p. 488-497.*
6. Judet J.J., Judet R.: *The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint. The journal of bone and joint surgery; 1950; Vol 32 B (No 2 May): p. 166-173.*
7. Mckee G.K., Watson-Farrar J.: *Replacement of arthritic hip by the Mckee-Farrar Prosthesis. The journal of bone and joint surgery;1966;48 B (No 2 MAY): p. 245-259.*
8. Charnley J.: *Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. The journal of bone and joint surgery; 1960; 42B (No 1 Februar): p. 28-30.*
9. Pavlov P.W.: *A 15-year Follow-up Study of 512 Consecutive Charnley-Muller Total Hip Replacements. The Journal of arthroplasty; 1987; 2 (No. 2 June): p. 151-156.*
10. Bryant M.J., Mollan R., Nixon J.R.: *Survivorship Analysis of the Ring Hip Arthroplasty. The Journal of arthroplasty;1991; 6 (October): p. 6-10.*
11. Fink B., Siegmüller C., Schneider T.: *Short- and medium-term results of the thrust plate prosthesis in patients with polyarthritis. Arch Orthop Trauma Surg; 2000; 120: p. 294–298.*

12. Ishaque B., Wienbeck S., Stürz H.: Midterm Results and Revisions of the Thrust Plate Prosthesis (TPP). *Z Orthop Ihre Grenzgeb.*; 2004; 142: p. 25-32.
13. Gulow J., Scholz R. and Freiherr von Salis-Soglio G.: Kurzschäfte in der Hüftendoprothetik. *Der Orthopäde*; 2007; 36(4): p. 353-359.
14. Morrey B., Adams R., Kessler M.: A conservative femoral replacement for total hip arthroplasty: a prospective study. *The journal of bone and joint surgery*; 2000;82-B: p. 952-958
15. Jerosch J.: Ist kürzer wirklich besser? *Philosophie der Kurzschaftprothesen. Orthopäde*; 2011; 40: p. 1075–1083
16. Aldinger P., Breusch S.J., Lukoschek M.: A ten-to 15-year follow-up of the cementless spotorno stem. *The journal of bone and joint surgery; British Volume*; 2003; 85(2): p. 209.
17. 2007 Reiter Bicontact 10 Jahre DEXA aus Thieme Buch. 2009; p. 1-5.
18. Hube R., Zaage M., Hein W.: Frühfunktionelle Ergebnisse einer Kurzschaftprothese des Hüftgelenks mit metaphysär-intertrochantärer Verankerung. *Der Orthopäde*;2004;33(11): p. 1249-1258.
19. Ishaque B., Donle E., Gils J.: Eight-Year Results of the Femoral Neck Prosthesis ESKACUT. *Z Orthop Unfall*;2009;147: p. 158-165.
20. Renkawitz T., Santori F.S., Grifka J.: A new short uncemented, proximally fixed anatomic femoral implant with a prominent lateral flare: design rationals and study design of an international clinical trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*; 2008; 9:147: p. 1 - 6
21. Ender S., Machner A., Hubbe J.: Mid-Term Results of the Cementless Femoral Neck Prosthesis CUT. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*;2006;144: p. 477-483.
22. Kayser R., Mahlfeld K., John T.: Minimalinvasive Chirurgie in der Hüftendoprothetik: Ein funktioneller Gewinn?; *Manuelle Medizin*; 2007; 45(2): p. 91-100.
23. Hardinge K.: The direct lateral approach to the hip. *The journal of bone and joint surgery*;1982; 64B: p. 17–19.
24. Frndak P.A., Mallory T.H., Lombardi J.: Translateral surgical approach to the hip: The abductor muscle “split”. *Clin Orthop*; 1993; 295: p. 135–141.

25. *Sendtner E., Boluki D., Grifka J.: Aktueller Stand der minimalinvasiven Hüftendoprothetik in Deutschland, neue Implantate und Navigation. Z Orthop Unfall; 2007; 145: S.297 – 302*
26. *Sander K.: Vergleich von minimalinvasiven und transglutealem Zugang zur Implantation von Hüfttotalendoprothesen. Klinik und Ganganalyse. Z.Orthop Unfall; 2011; p. 1-9.*
27. *Gebel P., Oszwald M., Ishaque B.: Process optimized minimally invasive total hip replacement; Orthop Reviews; 2012; 4(3): p. 9 - 16.*
28. *Claes L.: Theoretische Grundlagen der zementfreien Prothesentechnik. Langenbecks archives of surgery;1987; 372(1):p.441-446..*
29. *Schild H., Heller M.: Osteoporose. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York;1992: p. 52-61.*
30. *Cameron J.R.: Measurement of bone mineral in vivo: an improved method. Science 142;1963;142: p. 230-232.*
31. *Shi, H.-Y. et al.: Responsiveness of the Harris Hip Score and the SF-36: five years after total hip arthroplasty. Qual Life Res;2009; 18(8): p. 1053-1060.*
32. *Mahomed N.N., David C.A., Mcgory B.J.: The Harris hip score. Comparison of Patient Self-Report With Surgeon Assessment The Journal of Arthroplasty;2001;16(5): p. 575-580.*
33. *Harris W.H.: 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;1969; 51: p.737–755*
34. *Haddad R.J., Cook S.D., Brinker M.R.: A Comparison of three varieties of noncemented porous-coated hip replacement. The journal of bone and joint surgery;1990;72-B: p. 2-8.*
35. *Gruen, T.A., McNeice G.M., Amstutz H.C.: "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. Clinical orthopaedics and related research;1979;(141): p. 17-27.*
36. *Martini F., Schmid B., Sell S.: Wertigkeit und Reproduzierbarkeit osteodensitometrischer DEXA-Messungen nach Hüfttotalendoprothesenimplantation. Z.Orthop.;1997; p. 35-39.*

37. Noble, P.C., Alexander J.W., Lindahl J.: *The anatomic basis of femoral component design. Clinical orthopaedics and related research*; 1988; 235: p. 148-165
38. Schidlo C., Becker C., Jansson V.: *Änderung des CCD-Winkels und des femoralen Antetorsionswinkels durch Hüftprothesenimplantation. Z.Orthop.*; 1999; 137: p. 259-264.
39. Sakai T., Sugano N., Ohzono K.; *Femoral anteversion, femoral offset, and abductor lever arm after total hip arthroplasty using a modular femoral neck system; Journal of Orthopaedic Science*; 2002; 7(1): p. 62-67.
40. Engh C.A., Massin P., Suthers K.E.: *Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral components. Clin Orthop Relat Res*; 1990; (257): p. 107-128.
41. Vresilovic, E.J., Rothman R.H.: *Radiographic Assessment of Cementless Femoral Components Correlation With Intraoperative Mechanical Stability. The Journal of Arthroplasty*; 1994; Vol. 9(No. 2): p. 137-141.
42. Ludwig F.-J., Melzer, C., Backofen D.: *Kriterien zur radiologischen Beurteilung zementfreier Hüftendoprothesen am Beispiel des Spotorno-Schafts. Der Unfallchirurg*; 1996; 99: p. 750-757
43. Brooker A., Bowerman J.W., Robinson R.A.: *Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification. The Journal of bone and joint surgery; American volume*; 1973; 55(8): p. 1629-1632
44. Roth A., Richartz G., Sander K.: *Verlauf der periprothetischen Knochendichte nach Hüfttotalendoprothesenimplantation. Der Orthopäde*; 2005; 34(4): p. 334-344.
45. Panisello J., Herrero L., Herrera A.: *Bone remodelling after total hip arthroplasty using an uncemented anatomic femoral stem: a three-year prospective study using bone densitometry. Journal of Orthopaedic Surgery*; 2006; 14(1): p. 32-37.
46. Martini F., Lebherz C., Mayer F.: *Precision of the measurements of periprosthetic bone mineral density in hips with a custom-made femoral stem. 2000; 82B: p. 1065-1071.*

47. Albanese C.V., Santori F.S., Pavan L.: *Periprosthetic DXA after total hip arthroplasty with short vs. ultra-short custom-made femoral stems. Acta Orthop*;2009;80(3): p. 291-297.
48. Trevisan C., Bigoni M., Cherubini R.: *Dual X-ray absorptiometry for the evaluation of bone density from the proximal femur after total hip arthroplasty: analysis protocols and reproducibility. Calcified tissue international*;1993;53(3): p. 158-161.
49. Kiratli B.J., Heiner J.P, McBeath A.A.:*Determination of Bone Mineral Density by Dual X-Ray Absorptiometry in Patients with Uncemented Total Hip Arthroplasty. Journal of Orthopaedic Research*;1992;10: p. 836-844.
50. Engh C., Bobyn J.D., Glassman A.H.: *Porous-coated total hip replacement. The journal of bone and joint surgery*;1987;69-B(1): p. 45-55.
51. Aldinger P., Sabo D., Pritsch M., *Pattern of periprosthetic bone remodeling around stable uncemented tapered hip stems: a prospective 84-month follow-up study and a median 156-month cross-sectional study with DXA. Calcified tissue international*;2003;73(2): p. 115-121.
52. Bodén H.S.G., Sköldenberg O.G., Salemyr M.O.: *Continuous bone loss around a tapered uncemented femoral stem: A long-term evaluation with DEXA. Acta Orthop*;2006;77(6): p. 877-885.
53. Nakamura K.: *Measurement of periprosthetic bone mineral density after cementless hip arthroplasty by dual energy X-ray absorptiometry: Longitudinal and cross-sectional evaluation. Journal of Orthopaedic Science*;1996;1(2): p. 113-122.
54. Kröger H., Venesmaa P., Jurvelin J.: *Bone density at the proximal femur after total hip arthroplasty. Clin Orthop*;1998; 352: p. 66-74.
55. Nygaard M., Zerahn B., Bruce C.: *Early periprosthetic femoral bone remodelling using different bearing material combinations in total hip arthroplasties: A prospective randomised study. European Cells and Materials*; 2004; 8: p. 65-72.
56. Sabo D., Reiter A., Simank H.: *Periprosthetic mineralization around cementless total hip endoprosthesis Longitudinal Study and Cross-Sectional Study on Titanium Threaded Acetabular Cup and Cementless Spotorno Stem with DEXA. Calcified tissue international*;1998;62: p.177–182

57. *Lerch M., von der Haar-Tran A., Windhagen H.: Bone remodelling around the Metha short stem in total hip arthroplasty: a prospective dual-energy X-ray absorptiometry study. International Orthopaedics;2012;36: p.533-538.*
58. *Braun A., Sabah A.: Zwei-Jahres-Ergebnisse einer modularen Kurzschaft-Hüftendoprothese – eine prospektive Studie. Z Orthop Unfall;2009;147(06): p. 700-706.*
59. *Chen H.H., Bernard F., Kai-Nan A.: Bone remodeling characteristics of a short-stemmed total hip replacement. The Journal of Arthroplasty;2009; 24(6): p. 945-950.*
60. *Götze C., Tschugunow A., Wiegelmann F.: Langfristiger Einfluss der anatomisch angepassten spongiösen Endoprothese auf den periprothetischen Knochen. Z Orthop und Ihre Grenzgeb; 2006;144: p. 192-198.*
61. *Decking R., Rokahr C., Zursteegge M.: Maintenance of bone mineral density after implantation of a femoral neck hip prosthesis. BMC Musculoskeletal Disorders;2008;9: p. 1-7.*
62. *Kim Y.H., Jun-Shik K., Jong-Hwan J.: A Prospective Short-Term Outcome Study of a Short Metaphyseal Fitting Total Hip Arthroplasty. The Journal of Arthroplasty; 2011;p:1-7*
63. *Biggi F., Franchin F., Lovato R.: DEXA evaluation of total hip arthroplasty with neck-preserving technique: 4-year follow-up. Journal of Orthopaedics and Traumatology;2004;5(3): p. 156-159.*
64. *Schmidt R., Gollwitzer S., Nowak T.E.: Periprothetische femorale Knochenresektion nach schenkelhalsershaltender Hüftendoprothetik, Computertomographie-gestützte periprothetische Osteodensitometrie 1 und 3 Jahre postoperativ. Der Orthopäde;2011; 40: p. 591-599.*
65. *Reiter A., Gellrich J.C., Bachmann J.: Verlauf der periprothetischen Mineralisationsdichte nach Implantation des zementfreien Bicontact-Schaftes; Einfluss verschiedener Parameter – ein prospektives Follow- up über 4 Jahre. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete; 2003; 141: p.283–288*
66. *Venesmaa P.K., Kröger H., Miettinen H.: Monitoring of Periprosthetic BMD After Uncemented Total Hip Arthroplasty with Dual-Energy X-Ray*

- Absorptiometry—a 3-Year Follow-Up Study. Journal of bone and mineral research;2001; 16(6): p.1056-1061*
67. *Sköldenberg, O.G., Boden H.S.G., Salemyr M.: Periprosthetic proximal bone loss after uncemented hip arthroplasty is related to stem size: DXA measurements in 138 patients followed for 2-7 years. Acta Orthopaedica;2006; 77(3): p. 386-392.*
 68. *Korovessis P., Droutsas P., Piperos G.: Bone mineral content changes around stable cementless total hip arthroplasty. A four year follow-up study. European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology;1997; 7(1): p. 27-32.*
 69. *Brodner W., Bitzan P., Lomoschitz F.: 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;2004;86B(1): p. 20-26.*
 70. *Zerahn B., Lausten G., Kanstrup I.: Prospective comparison of differences in bone mineral density adjacent to two biomechanically different types of cementless femoral stems. International orthopaedics; 2004;28(3): p. 146-150.*
 71. *Zerahn B., Storgaard M., Johansen T.: Changes in bone mineral density adjacent to two biomechanically different types of cementless femoral stems in total hip arthroplasty. International orthopaedics;1998; 22(4): p. 225-229.*
 72. *Dan D., Germann D., Burki H.: Bone loss after total hip arthroplasty. Rheumatology international;2006;26(9): p. 792-798.*
 73. *Venesmaa P., Kröger H., Jurvelin J.: Periprosthetic bone loss after cemented total hip arthroplasty. Acta Orthop Scand;2003; 74: p. 31-36*
 74. *Perka C., Heller M., Wilke K.: Surgical approach influences periprosthetic femoral bone density. Clinical orthopaedics and related research;2005: p. 153-159*
 75. *Wolf O., Mattsson P., Milbrink J.: 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 Orthop;2010;81(3): p. 286-291.*

76. *Götze C., J. Ehrenbrink, and H. Ehrenbrink: Bleibt der Krafteinfluss der Kurzschaftprothese auf den methaphysären proximalen Femur begrenzt? Osteodensitometrische Analysen der NANOS®-Schaftendoprothese. Z Orthop Unfall;2010;148: p. 398-405*
77. *Kobayashi S., Saito N., Horiuchi H.: Poor bone quality or hip structure as risk factors affecting survival of total-hip arthroplasty. The Lancet; 2000;Vol. 355(April 29): p. 1499-1504.*
78. *Cooper H.J., Jacob A.P., Rodriguez J.A.: Distal Fixation of Proximally Coated Tapered Stems May Predispose to a Failure of Osteointegration. Journal of Arthroplasty;2011;26(S): p. 78-83.*
79. *Neef H.: Klinische, radiologische und osteodensitometrische Ergebnisse der Behandlung mit Hüft- Kurzschaftprothesen vom Typ CFP und Mayo, ULB Sachsen-Anhalt.*
80. *Jerosch J., Grasselli C., Kothny C.: Postoperative Veränderungen von Offset, CCD-Winkel und Beinlänge nach Implantation einer metadiaphysär fixierten Kurzschaftprothese - eine radiologische Untersuchung. Z.Orthop Unfall;2012;150: p. 20-26.*
81. *Zweymüllers K.A.: Die Ausbildung von Knochengewebe an der Oberfläche von hydroxylapatitbeschichteten Prothesenschäften: eine radiologische Analyse. Z Orthop Unfall; 2012;(150): p. 27–31.*
82. *Bischoff R., Dunlap J., Carpenter L.; Heterotopic Ossification Following Uncemented Total Hip Arthroplasty Effect of the Operative Approach. The Journal of arthroplasty;1994; Vol. 9 (No . 6 December): p. 641-644.*
83. *Purtill J.J., Eng K., Hozack W.J.: Heterotopic Ossification Incidence in Cemented versus Cementless Total Hip Arthroplasty. The Journal of arthroplasty; 1996; Vol. 11 (No. 1): p. 58-63.*
84. *Eggl, S., Woo A.: Risk factors for heterotopic ossification in total hip arthroplasty. Arch Orthop Trauma Surg; 2001; 121: p. 531–535.*
85. *Korovessis P., Droutsas P., Piperos G.et al.: Course of bone mineral content changes around cementless Zweymueller total hip arthroplasty. Arch Orthop Trauma Surg.;1997; 116(1): p. 60-65.*
86. *Freeman M.A.: Why resect the neck? The journal of bone and joint surgery;1986;68B(3): p. 346-349.*

88. Thorey F., Lerch M., Kiel H.: *The Uncemented Primary Bicontact Stem in Revision Total Hip Arthroplasty in Young Patients. Z Orthop Unfall Ihre Grenzgeb*; 2007;145: p. 40-543.
89. Aldinger PR, Jung AW, Breusch SJ, Ewerbeck V, Parsch D.: *Survival of the cementless Spotorno stem in the second decade, Clin Orthop Relat Res.*;2009; Sep;467(9):p.2297-2304
90. Bundesamt, Statistisches: *Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik 2010 (DRGStatistik). Diagnosen, Prozeduren, Fallpauschalen und Case Mix der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern. Fachserie 12 Reihe 6.4. Wiesbaden 2011, S. 37-48.*
91. *Handbuch Lunar Prodigy Primo Gerät der Firma GE Medical Systems Wisconsin, USA*
92. P. H. Kann, *Osteodensitometrie und Ultraschalluntersuchungen des Knochens Methoden, Indikationen und Aussagekraft. Springer-Verlag; Orthopäde*;2001;30: p.437–443
93. Mazess RB, Peppler W, Madsen M, Wilson C: *Dual-photon absorptiometry. Phys Med Biol*;1983;28: p.747-750.
94. Sabatier JP, Guaydier-Souquieres G: *Noninvasive methods of bonemassmeasurement. Clin Rheumatol*;1989;8 Suppl 2: p.41-45
95. Schild H., Heller M., *Konventionelle Röntgendiagnostik. Osteoporose*; S.52-62
96. AQUA -Institut (2014) *Qualitätsreport 2014 Hüftendoprothesenversorgung. Hg. V. AQUA-Institut für angewandte Qualitätsförderung und Forschung im Gesundheitswesen GmbH. Göttingen, S.143*
97. Dickob M., Schittko A., Pfandl S., Wetzel R., Puhl W.: *Die DXA-Methode zur Quantifizierung von Knochendichteänderungen des Femurs nach zementfreier Hüftendoprothese. Osteologie*; 1993; Band 2, Heft 4: p. 206-212.
98. Kilgus D.J., Shimaoka E.E., Tipton J.S., Eberle R.W.: *Dual-energy X-rayabsorptiometry measurement of bone mineral density around porous-coatedcementless femoral implants. Methods and preliminary results. J Bone Joint Surg Br*;1993;75(2): p. 279-87.

99. Heuck A., Gluer C.C., Steiger P., Block J., Genant H.: Bone density measurements in the diagnosis of osteoporosis. *Rontgenpraxis*;1989;42(5): p. 155-65.
100. Boden H.S., Skoldenberg O.G., Salemyr M.O., Lundberg H.J., Adolphson P.Y.: Continuous bone loss around a tapered uncemented femoral stem: a long-term evaluation with DEXA. *Acta Orthop*;2006;77(6): p. 877-85.
101. Engh CA, McGovern TF, Bobyn JD, Harris W.: A quantitative evaluation of periprosthetic bone-remodeling after cementless total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg*;1992; Am 74: p.1009-1020
102. Effenberger H., Imhof M., Witzel U.: Zementfreie Hüftschäfte Aktueller Stand, *Orthopäde*; 2005; 34: p. 477-502
103. Engh C., McGovern T., Bobyn J., Harris W.: A quantitative evaluation of periprosthetic bone-remodeling after cementless total hip arthroplasty., *J Bone Joint Surg*;1992; Aug; 74 (7): p.1009 -1020
104. Basad E., Ishaque B., Stürz H.: The anterolateral minimally invasive approach for total hip arthroplasty: technique, pitfalls, and way out, *Orthop Clin North Am.*;2009; Oct;40(4):p.473-478
105. Braun A.; Sabah A.: Zwei-Jahres-Ergebnisse einer modularen Kurzschaft-Hüftendoprothese – eine prospektive Studie. In: *Z Orthop Unfall*;2009;147 (06), S.700-706
106. von Lewinski G., Floerkemeier T.: 10-Year Experience With Short Stem Total Hip In: *Orthopedics*; 2015; Volume 38, Number 3: p. 51-56
107. Chammai Y.: Medium-term comparison of results in obese patients and non-obese hip prostheses with Metha short stem, *Eur J Orthop Surg Traumatol*;2015; 25:503–508
108. Snyder M.: Periprosthetic bone remodeling around short stem, In: *Orthopedics*; 2015; Volume 38, Number 3: p.40-45
109. Bause L.: Short stem total hip arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis. *Orthopedics*; 2015; Volume 38, Number 3: p.46-50
110. Laine H.J., Pajamaki K., Moilanen T.: The femoral canal fill of two different cementless stem designs. The accuracy of radiographs compared to computed tomographic scanning. *Int. Orthop*;25(4): p.209-213

111. *Jahnke A., Engl S., Seeger J.B.: Influences of fit and fill following hip arthroplasty using a cementless short stem prosthesis. Arch Orthop Trauma Surg; 2015; August*
112. *Jahnke A., Engl S, Altmeyer C.: Changes of periprosthetic bone density after a cementless short hip stem: a clinical and radiological analysis. International Orthopaedics;2014;March*

9 Anhang

9.1 Abkürzungen

ALMIS	Anterolateral minimalinvasiver Zugang
ABB	Abbildung
BMDQ	Bone Mineral Density Quotient
BÜS	Beckenübersichtsaufnahme
DEXA	Dual X-ray Absorptiometry
DPA	Dual proton Absorptiometry
HHS	Harris Hip Score
QCT	Quantitative Computertomografie
ROI	Regions of interest
SPA	Single Proton Absorptiometry
Tab	Tabelle

9.2 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Metha Kurzschaftprothese (mit freundlicher Genehmigung der Firma Aesculap, Tuttlingen).....	7
Abbildung 2: Prothese der Brüder Judet mit Plexiglaskopf	9
Abbildung 3: Einteilungsmöglichkeiten nach Resektionshöhe (15).....	10
Abbildung 4: Druckscheibenprothese (mit freundlicher Genehmigung von Herrn PD Dr. B.A. Ishaque).....	11
Abbildung 5: Lockerungsmechanismus ESKA-CUT (mit freundlicher Genehmigung von Herrn PD Dr. B.A. Ishaque)	11
Abbildung 6: anterolateraler minimalinvasiver Zugang (mit freundlicher Genehmigung von Herrn PD Dr. B.A. Ishaque)	13
Abbildung 7: Lunar Prodigy Primo Übersichtsgrafik zur Bestimmung der Messregion (eigenes Bild)	15
Abbildung 8: Lunar Prodigy Primo orthopaedic analysis metallunterdrückende Software (eigenes Bild).....	17
Abbildung 9: Geschlechterverteilung Gesamtkollektiv	21
Abbildung 10: Einseitig und beidseitig operativ versorgte Patienten Gesamtkollektiv	22
Abbildung 11: Diagnoseverteilung Gesamtkollektiv	23
Abbildung 12 Diagnosen zur OP DEXA Kollektiv	24
Abbildung 13 Anatomische Landmarken.....	25
Abbildung 14 Fascia Lata.....	26
Abbildung 15 Glutealmuskulatur.....	26
Abbildung 16: Schenkelhals und Hüftkopf	27
Abbildung 17: Metha® Implantationsinstrumentarium	27

Abbildung 18: Pfannendarstellung sowie Auffräsen des Pfannengrundes bis zum Erreichen eines spongiösen Pfannenbettes	28
Abbildung 19: Pfannenimplantation mit Keramikinlay	28
Abbildung 20: Markraumeröffnung und Femurvorbereitung.....	29
Abbildung 21: Implantierte Schaftkomponente.....	30
Abbildung 22 Implantierte Schaft und Pfannenkomponente.....	30
Abbildung 23: Verschluss der Muskellücke.....	31
Abbildung 24: Hautverschluss.....	31
Abbildung 25: Narbenkontrolle im Zuge der 3-Monatskontrolle.....	32
Abbildung 26: Prothesengrößen Gesamtkollektiv	33
Abbildung 27: Pfannengrößen Gesamtkollektiv.....	34
Abbildung 28: Prothesengrößen DEXA Kollektiv.....	35
Abbildung 29: Pfannengrößen DEXA Kollektiv.....	36
Abbildung 30: DEXA Lunar Prodigy Primo	39
Abbildung 31: Lagerungshilfen für die endoprothetisch versorgte Hüftseite	40
Abbildung 32: Lagerung zur Messung der endoprothetisch versorgten Hüftseite	40
Abbildung 33: Lagerung der nicht operativ versorgten Hüftseite	41
Abbildung 34: Beispielmessung einer endoprothetisch versorgten Hüfte	42
Abbildung 35: Beispielmessung nicht endoprothetisch versorgte Gegenseite	42
Abbildung 36: Präoperative Beckenübersichtaufnahme	43
Abbildung 37 modifizierte Zoneneinteilung nach Gruen et al. (35).....	45
Abbildung 38 Ossifikationen nach Brooker (43).....	46
Abbildung 39: Harris Hip Score Gesamt und DEXA Kollektiv.....	48
Abbildung 40: Knochendichteänderungen der Gruen Zone 1-7 (absolute Werte)	50
Abbildung 41: DEXA Veränderungen 6Monate/postoperativ	51
Abbildung 42: DEXA Veränderungen 12 Monate / postoperativ.....	52

Abbildung 43: Knochendichteänderungen über alle Zonen gemittelt.....	53
Abbildung 44: T-Werte der unoperierten Hüftseite	54
Abbildung: 45 6-Monatskontrolle Osteointegrationszeichen nach Engh et al. (absolute Werte)	56
Abbildung 46: 12-Monatskontrolle Osteointegrationszeichen nach Engh et al. (absolute Werte)	57
Abbildung 47: 6 Monatskontrolle Grade des Stress-shieldings (Absolute Werte)....	58
Abbildung 48: 12 - Monatskontrolle Grade des Stress-shielding (Absolute Werte) .	59
Abbildung 49: 3-Monatskontrolle heterotope Ossifikationen (Absolute Werte).....	60
Abbildung 50: 6-Monatskontrolle heterotope Ossifikationen (Absolute Werte).....	61
Abbildung 51: 12-Monatskontrolle heterotope Ossifikationen (Absolute Werte).....	62
Abbildung 52 Korrelation DXA zu Osteointegrationszeichen nach Engh et al.	64
Abbildung 53: Korrelation BMDQ zu Osteointegrationszeichen nach Engh et al. ...	64
Abbildung 54: Korrelation BMDQ 6 Monate und Stress-shielding	65
Abbildung 55: Korrelation BMDQ 12 Monate und Stress-shielding.....	65

9.3 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Prothesentypen und deren Verankerungsmöglichkeit.....	10
Tabelle 2: Studienablauf.....	19
Tabelle 3: Einseitig und beidseitig operativ versorgte Patienten Gesamtkollektiv ...	22
Tabelle 4: BMI des Gesamtkollektivs.....	22
Tabelle 5: Alter in Jahren Gesamtkollektiv	22
Tabelle 6: Indikationen zur OP Gesamtkollektiv.....	23
Tabelle 7 Indikation zur OP DEXA Kollektiv.....	24
Tabelle 8: Prothesengrößen Gesamtkollektiv	33
Tabelle 9: Pfannengrößen Gesamtkollektiv.....	34
Tabelle 10: Prothesengrößen DEXA Kollektiv	35
Tabelle 11: Pfannengröße.....	36
Tabelle 12: OP Zugänge Gesamtkollektiv.....	37
Tabelle 13: OP Zugänge DEXA Kollektiv	37
Tabelle 14 Verteilung Schnitt-Naht-Zeit.....	37
Tabelle 15: Auswertungsbogen nach Noble et al. (37)	44
Tabelle 16: Harris Hip Score Gesamtkollektiv	48
Tabelle 17: Harris Hip Score DEXA Kollektiv	48
Tabelle 18: Auswertungen HHS Anzahl (Prozentualer Anteil).....	49
Tabelle 19: Prozentuale Veränderung nach 6 und nach 12 Monaten.....	50
Tabelle 20: DEXA Veränderungen 6 Monate / postoperativ	51
Tabelle 21: DEXA Veränderungen 12 Monate / postoperativ.....	52
Tabelle 22: Konfiguration des Femurs (Absolute Werte und Prozentualer Anteil)...	55

Tabelle 23: 3-Monatskontrolle Osteointegrationszeichen nach Engh et al. (absolute Werte)	55
Tabelle 24: 6-Monatskontrolle Osteointegrationszeichen nach Engh et al. (absolute Werte)	56
Tabelle 25: 12-Monatskontrolle Osteointegrationszeichen nach Engh et al. (absolute Werte)	57
Tabelle 26: 6-Monatskontrolle Grade des Stress-shieldings (Absolute Werte und prozentualer Anteil).....	58
Tabelle 27: 12 - Monatskontrolle Grade des Stress-shieldings (Absolute Werte und prozentualer Anteil).....	59
Tabelle 28: 3-Monatskontrolle heterotope Ossifikationen (n=40) (Absolute Werte und prozentualer Anteil)	60
Tabelle 29: 6-Monatskontrolle heterotope Ossifikationen (Absolute Werte und prozentualer Anteil).....	61
Tabelle 30: 12-Monatskontrolle heterotope Ossifikationen (Absolute Werte und prozentualer Anteil).....	61
Tabelle 31: Einflussfaktoren für Veränderungen der Knochendichte (BMD-Quotient)	63
Tabelle 32: Korrelation klinischer Ergebnisse zu radiologischen Veränderungen....	66

9.4 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. Bernd A. Ishaque für die Überlassung dieses interessanten Themas, die tolle Betreuung sowie die zahlreichen Hilfestellungen und Ratschläge.

Weiterhin möchte ich mich bei meiner Kollegin und Freundin Frau Dr. Corinne Altmeyer, mit der es wahnsinnig viel Spass gemacht hat diese Studie zu betreuen, sowie bei meinem Bruder Christian für Korrekturarbeiten bedanken.

In Erinnerung an meinen Vater Herrn Paul Weber.

9.5 Erklärung

Ich erkläre:

Ich habe die vorgelegte Dissertation selbständig, ohne unerlaubte fremde Hilfe und nur mit den Hilfen angefertigt, die ich in der Dissertation angegeben habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nicht veröffentlichten 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 oder 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.

Gießen, den

9.7. Publikationen aus der vorliegenden Arbeit:

Ishaque B, **Engl S**, Ahmed G, Ziring E, Rickert M, Basad E.
Osteodensitrometrische Untersuchungen (DEXA) der Metha-Kurzschafthprothese im 6-Monats-Follow-up. Berlin, 25.10.-28.10.2011
DKOU 2011

Seeger, J, **Engl S**, Ishaque B. Periprothetische Knochendichtemessung (DEXA) am Metha-Kurzschafth 12-Monate postoperativ
<http://www.egms.de/en/meetings/dkou2013/13dkou128.shtml>

Gils J, Koblitz F , **Engl S**, Jakubowitz E, Ishaque B. 2-Jahres-Ergebnisse der periprothetischen Knochendichtemessung (DEXA) am Metha-Kurzschafth
<http://www.egms.de/en/meetings/dkou2014/14dkou188.shtml>

Jahnke A., **Engl S**, Altmeyer C.: Changes of periprosthetic bone density after a cementless short hip stem: a clinical and radiological analysis. Int Orthop. 2014. 38(10) 2045-2050

Jahnke A., **Engl S**., Seeger J.B.: Influences of fit and fill following hip arthroplasty using a cementless short stem prosthesis. Arch Orthop Trauma Surg. 2015. 135(11) 1609-1614

Engl S, Ishaque BA, Jahnke A. Einfluss des initialen Formschlusses einer zementfreien Kurzschafth-Hüftendoprothese auf das klinische Outcome nach 12 Monaten
<http://www.egms.de/en/meetings/dkou2017/17dkou120.shtml>

