

**Osteodensitometrische Untersuchung mittels DXA
im Langzeitverlauf nach Implantation von
zementfreien Hüftendoprothesen**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von **Bettina Buckwitz**

geboren am 09.Mai 1991 in Gotha

Erster Gutachter:.....

Zweiter Gutachter:.....

Dritter Gutachter:

Datum der öffentlichen Verteidigung:.....

Inhaltsverzeichnis

1. Zusammenfassung	6
2. Einleitung	8
2.1 Hüftendoprothetik.....	8
2.1.1 Bedeutung der Endoprothetik in der Therapie der Coxarthrose	8
2.1.2 Biomechanik des nativen Hüftgelenks und resultierende Überlegungen für die Hüftendoprothetik	9
2.1.3 Prinzipien der ossären Integration.....	10
2.2 Aktueller Versorgungsstand der zementfreien Hüftendoprothetik.....	12
2.3 Osteodensitometrie im Rahmen der Endoprothetik der Hüfte	16
2.3.1 Funktionsweise der Osteodensitometrie bei einliegenden Implantaten.....	16
2.3.2 Aktuelle Datenlage.....	17
3. Fragestellung	19
4. Material und Methodik.....	20
4.1 Patientenkollektiv	20
4.2 Materialien.....	22
4.2.1 Prothesentypen	22
4.2.2 Knochendichtemessung	24
4.2.3 Klinische Evaluation	25
4.3 Statistische Auswertung	26
5. Ergebnisse	27
5.1 Knochendichtemessungen am proximalen Femur.....	27
5.2 Knochendichtemessung am Acetabulum.....	31
5.3 Ergebnisse des WOMAC und Harris Hip Score	33
6. Diskussion	34
6.1 Diskussion der Ergebnisse der femoralen Knochendichtemessung	34
6.2 Diskussion der Ergebnisse der acetabulären Knochendichtemessung	40
6.3 Diskussion der Ergebnisse der klinischen Scores.....	42

6.4 Methodenkritik	42
7. Schlussfolgerungen	45
8. Literaturverzeichnis.....	47
9. Tabellenverzeichnis.....	55
10. Abbildungsverzeichnis	56
Lebenslauf	57
Ehrenwörtliche Erklärung	58
Danksagung.....	59

Abkürzungsverzeichnis

BMD	Bone mineral density (Knochendichte)
CT	Computertomografie
DXA	Dual X-Ray-Absorbtometry
g/cm ²	Gramm pro Quadratcentimeter
HA	Hydroxylapatit
HHS	Harris Hip Score
p	p-Wert, Signifikanzwert
ROI	Region of Interest
SD	Standardabweichung
WOMAC	Western Ontario & McMaster Universities Osteoarthritis Index

1. Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der Untersuchung des Phänomens der Knochenremodellierung an zementfreien Hüftendoprothesen im Langzeitverlauf.

Als Maß für die knöcherne Anpassungsreaktion wurde dabei die Veränderung Knochendichte im periprothetischen Bereich definiert und mittels Dual X-Ray Absorptiometry (DXA) gemessen. Die DXA ist ein etabliertes Verfahren für diese Fragestellung und ermöglicht mithilfe einer entsprechenden Software auch genaue Messungen in unmittelbarer Umgebung von Metallimplantaten. Es wurden vier verschiedene Prothesentypen mit unterschiedlichen biomechanischen Spezifikationen durchschnittlich 13 Jahre postoperativ untersucht, um Rückschlüsse auf den Einfluss des Prothesendesigns auf die knöchernen Umbauvorgänge nach zementfreier Hüftendoprothetik ziehen zu können. Die Ergebnisse wurden mit direkt postoperativ angefertigten DXA-Scans derselben Patienten verglichen. Diese wurden zur Auswertung am Femur anhand der von Gruen et al. vorgeschlagenen Zonen unterteilt. Am Acetabulum wurden in Anlehnung an DeLee und Charnley 4 Regionen unterschieden. Es wurde insbesondere auf Hinweise für Stress-Shielding, also eine durch Entlastung des Knochens verursachte Knochenatrophie, geachtet. Dieses Phänomen tritt am Femur typischerweise in der Kalkarregion auf und ist in den ersten postoperativen Jahren gut untersucht. Über die weitere Entwicklung der Knochendichte wurden dagegen bisher nur wenige Studien publiziert.

Es konnte festgestellt werden, dass am Femur auch nach über 10 Jahren Prothesenstandzeit noch eine signifikante Verminderung der Knochendichte in den proximalen ROI 1 und 7 gegenüber den Ausgangswerten gegeben ist. Diese scheint auch im Vergleich zu den nach einem Jahr erhaltenen Ergebnissen überwiegend weiter voranzuschreiten. Die weiblichen Patienten und unabhängig vom Geschlecht solche, die bei Prothesenimplantation schon älter als 60 Jahre waren, zeigten dabei eine stärkere Knochenatrophie. Auch bei den DXA-Scans am Acetabulum wurde eine fortschreitende Entmineralisierung mit signifikanter Verminderung der BMD in allen ROI im Vergleich zum Ausgangswert gefunden, wobei auch hier die Frauen stärker betroffen waren. Dabei konnte gezeigt werden, dass sich die vermeintlich im Press-Fit entlastete Polregion der Pfanne nach erfolgreicher Osseointegration offenbar wieder an der Lastübertragung beteiligt, da hier eher geringere Knochendichteverluste als in der Peripherie auftraten.

Im Vergleich der Prothesentypen untereinander konnte nur für den Vision2000-Schaft eine signifikant stärkere BMD-Reduktion in ROI 6 nachgewiesen werden. Weiterhin zeigte sich eine starke Tendenz zur verminderten Knochenatrophie in der Kalkarregion bei der Mayo-Prothese, einem Kurzschaftmodell. Der Unterschied zu den anderen Schäften war aufgrund der geringen Fallzahl allerdings nicht statistisch signifikant. Auch zwischen den einzelnen Pfannentypen zeigte sich keine statistisch signifikante Differenz. Tendenziell fiel die Knochenatrophie bei den osteoinduktiv beschichteten Pfannen allerdings geringer aus.

Zur Evaluation des klinischen Outcomes wurden zusätzlich der Western Ontario & McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC) und der Harris Hip Score (HHS) eingesetzt. Dabei zeigte sich ein im Mittel gutes bis sehr gutes klinisches Ergebnis mit einem signifikanten Unterschied zugunsten der Kurzschaftprothese im Vergleich zu den konventionellen Hüfttotalendoprothesen.

2. Einleitung

2.1 Hüftendoprothetik

2.1.1 Bedeutung der Endoprothetik in der Therapie der Coxarthrose

Die Arthrose des Hüftgelenkes ist eine sehr häufige Ursache für Beschwerden am Bewegungsapparat. Die Prävalenz der radiologisch nachweisbaren Osteoarthrose der Hüfte nimmt mit dem Alter zu und erreicht in der Gruppe der über 70-Jährigen über 10% (Dagenais et al. 2009). Vor dem Hintergrund der aktuellen demographischen Entwicklung unserer Gesellschaft stellt die effektive Therapie dieser sehr häufigen Erkrankung eine enorme Herausforderung und ein hochinteressantes Ziel medizinischer Forschung dar.

Die Behandlung der symptomatischen Coxarthrose kann konservativ oder operativ erfolgen. Die konservativen Therapieoptionen wie Physiotherapie, angemessener analgetischer Medikation und dem Einsatz von Symptomatic slow acting drugs sind für Patienten mit geringem Leidensdruck und geringer Funktionseinschränkung sowie für Patienten mit Kontraindikationen für die Operation geeignet. Die endoprothetische Versorgung hingegen bedeutet für Patienten mit hohem Leidensdruck und stark eingeschränkter Funktion bei Versagen der konservativen Therapie eine hochwirksame therapeutische Möglichkeit. Ebenso können schwere Nebenwirkungen der medikamentösen Therapie oder eine hüftnahe Fraktur bei symptomatischer Coxarthrose die Indikation zur operativen Gelenkersatz begünstigen (Wülker 2010).

Endoprothesen sollen im Idealfall nach ihrer Implantation lebenslang im Patienten verbleiben und das betroffene Gelenk möglichst in physiologischer Funktion ersetzen. Daher muss der Anspruch an die Haltbarkeit solcher Implantate an der verbleibenden Lebenserwartung der versorgten Patienten gemessen werden.

In Deutschland wurden im Jahr 2013 über 210.000 Hüftendoprothesen erstimplantiert. Damit ist die Implantation eines künstlichen Hüftgelenks die am siebthäufigsten durchgeführte Operation in Deutschland überhaupt. Dabei stellt die Altersgruppe der 60 bis 79 – Jährigen den weitaus größten Anteil der Patienten. Frauen sind mit einem Verhältnis von 58,7% zu 41,3% männlichen Patienten etwas häufiger betroffen (AQUA 2014). Heute werden für zementfreie Femurschäfte Prothesenüberlebensraten von 90% in einem Nachuntersuchungsintervall von 15 Jahren erreicht (Merle et al. 2010). Für zementierte

Schäfte sind in den Endoprothesenregistern bereits Daten für Nachuntersuchungen 22 Jahre post implantationem mit einer Überlebensrate von 86% verfügbar (Wyatt et al. 2014).

2.1.2 Biomechanik des nativen Hüftgelenks und resultierende Überlegungen für die Hüftendoprothetik

Das gesunde Hüftgelenk ist ein funktionelles Kugelgelenk mit einer hohen Kongruenz von Gelenkkugel und -pfanne, welches im Normalfall bei den Bewegungen in den 3 Freiheitsgraden Rotations-, nicht aber Translationsbewegungen vollführt. Dies erlaubt unter physiologischen Bedingungen Flexionsbewegungen bis 120°, Extension bis 10°, Ab- und Adduktion von 45° beziehungsweise 25° und schließlich Außenrotation um 35° sowie Innenrotation um 15° jeweils aus der Neutral–Null-Stellung (Bowman et al. 2010).

Das Hüftgelenk ist als eines der wenigen Gelenke im menschlichen Körper während der alltäglichen Aktivität nie völlig unbelastet. Die Gesamtkraft, welche als Kompression auf die beteiligten Gelenkflächen wirkt, setzt sich aus der Gewichtskraft, welche vom Achsenskelett auf die untere Extremität übertragen wird, und aus den am Hüftgelenk angreifenden Muskelkräften zur dynamischen Stabilisation der Beckenposition beim Stehen und Gehen zusammen (Pauwels 1973). Der Anteil der einwirkenden Muskelkräfte übersteigt dabei jenen der Gewichtskraft (Krebs et al. 1998). Daher erreicht die resultierende Kraft, welche beim Gehen auf das Standbein einwirkt das 2-4 fache des Körpergewichts, bei Sprüngen sogar ein Vielfaches davon (Bergmann et al. 2001).

Diese Gewichtsübertragung erfolgt physiologisch über einen großen Teil der Gelenkfläche verteilt. Dabei wird über die Facies lunata, mit Spitzendruck im superioren Anteil, insbesondere der anteriore, posteriore und superiore Femurkopf belastet. Je nach Gelenkstellung übernehmen auch der acetabuläre Rand und das Labrum acetabuli kraftübertragende Funktion. Ein schmaler Knorpelrand um die Fovea acetabuli und der inferiore Femurkopfanteil bleiben unter physiologischen Bedingungen unbelastet (Greenwald und Haynes 1972).

Die so auf den Femurkopf wirkende Kraft wird über den Schenkelhals und die Metaphysenregion auf die Femurdiaphyse übertragen. Dabei entsteht auf Grund der exzentrischen Krafteinwirkung im Verhältnis zur Femurlängsachse eine Biegebeanspruchung, weshalb sowohl Druck- als auch Zugkräfte auf den Knochen einwirken. Diese finden mit entlang dieser Kraftlinien ausgerichteten trabekulären Verdichtungslinien ihr morphologisches Korrelat in der Spongiosa (Oh und Harris 1978, Pauwels 1973).

Pauwels postulierte schon 1976, dass der Knochenauf- und abbau von der Größe der auf den Knochen einwirkenden Spannung abhängig sei. Die elastische Spannung tritt dabei als Regelgröße in bestimmten Sollgrenzen auf, innerhalb derer ein Fließgleichgewicht zwischen Knochenan- und abbau herrscht (Pauwels 1976). Dabei führt eine erhöhte Belastung zunächst zum Einbau von Mineralsalzen und bei längerer Einwirkung auch zur Neubildung von Osteoid. Umgekehrt bewirkt eine Verminderung der elastischen Verformung des Knochens zuerst das Herauslösen von Mineralien und später den lokalen Abbau von Knochensubstanz (Kummer 1995).

Die Anwendung dieser Überlegungen auf die zementfreie Hüftendoprothetik führt zu folgenden Hypothesen. Einerseits bewirkt der in den Femur eingeführte Stiel genau wie die im Acetabulum fixierte Pfanne eine Schienung des anliegenden Knochens und damit zu einer Reduktion der übertragenden elastischen Spannung. Dieser Prozess wird als Stressprotektion oder geläufiger Stress-Shielding bezeichnet (Kroger et al. 1998). Zum anderen wird nach Implantation eines Prothesenschaftes in das Femur der Ort der Kraftübertragung vom Becken auf den Oberschenkelknochen verändert. Statt der physiologischen Krafteinleitung über Femurkopf und Schenkelhals in die proximale Metaphyse mit starker Kompression der Kalkarregion erfolgt nun die Verankerung der Prothese je nach Modell weiter distal metaphysär oder in der Femurdiaphyse. Dadurch kommt es einerseits zu einer Entlastung der ehemals hauptsächlich kraftübertragenden proximalen Metaphysenregion und andererseits zu einer unnatürlichen punktuellen Mehrbelastung im diaphysären Bereich (Oh und Harris 1978, Glassman et al. 2006).

2.1.3 Prinzipien der ossären Integration

Die Implantation von Hüfttotalendoprothesen wird seit 1960 mit zunehmendem Erfolg sowohl zementfrei als auch in zementierter Technik durchgeführt. Aktuelle systematische Übersichtsarbeiten konnten weder für die zementierte noch für die zementfreie Fixation der acetabulären und femoralen Komponente der Hüftendoprothese eine generelle Überlegenheit nachweisen, wenn als Studienendpunkt die Notwendigkeit einer Revisionsoperation ohne weitere Spezifikation gewählt wurde (Morshed et al. 2007, Pakvis et al. 2011, Pedersen et al. 2014, Wyatt et al. 2014), sodass für jeden Patienten nach den gegebenen Voraussetzungen entschieden werden muss. Dabei spielen die mechanische Belastbarkeit und Form des vorhandenen Knochenlagers ebenso eine Rolle wie Vorerkrankungen und das Aktivitätslevel des Patienten (Gradinger und Gollwitzer 2006, Wyatt et al. 2014). Die vorliegende Arbeit

beschäftigt sich mit der zementfreien Endoprothetik der Hüfte, sodass im Folgenden die Grundlagen der zementfreien Implantatfixation betrachtet werden.

Um die vor allem bei jüngeren Patienten sehr hohen Anforderungen an Haltbarkeit und Funktionalität zu erfüllen ist bei zementfreien Endoprothesen die ossäre Integration entscheidend. Osseointegration wird als die Bindung von Lamellenknochen an Implantate ohne die Entstehung einer fibrösen Zwischenschicht definiert (Albrektsson et al. 1981). Dieser Prozess dauert 4-12 Wochen und kann bis zu drei Jahre fortauern (Galante et al. 1971, Haddad et al. 1987). Die Voraussetzungen für diesen Prozess sind ein adäquater Knochen-Implantat-Kontakt einerseits und die Abwesenheit von Relativbewegungen über 40 µm andererseits (Engh et al. 1992b). Diese Ergebnisse betonen die enorme Bedeutung der primär stabilen Fixation der implantierten Endoprothese, welche bei zementfreien Endoprothesen meist durch Press Fit erreicht wird. Dabei ist das zu fixierende Implantat etwas größer gewählt als der knöchernen Hohlraum. Im Falle der Hüftendoprothetik sind das der präparierte femorale Markraum und das ausgefräste Pfannenlager, in welchen implantiert wird. Dabei entsteht durch den Unterschied im Elastizitätskoeffizient zwischen Knochen und metallischem Implantat eine Druckbindung, welche sofort stabil ist (Tabata et al. 2014).

Neben der stabilen Primärfixation ist auch die Gestaltung der Oberflächenstrukturierung entscheidend für die erfolgreiche ossäre Integration. Die optionale Makrostrukturierung des Implantats, beispielsweise durch aufgebraute Rippen oder Traggitter, wird in der zementfreien Endoprothetik ergänzt durch eine Meso- und Mikrostrukturierung der Prothesenoberfläche (Mittelmeier et al. 1997). Dabei hat sich gezeigt, dass das Einwachsen von mineralisierten Knochenstrukturen eine dreidimensional strukturierte poröse Oberfläche mit einer Porengröße von mindestens 100µm voraussetzt (Hulbert et al. 1970). Die Poren werden durch eine Nachbearbeitung der Prothesenoberfläche erzeugt. Hierbei werden durch Sintern, Plasmaspritzen, Diffusionsschweißen oder der Bearbeitung mit dem Laser kleine Strukturelemente wie Kugeln, Maschen, Gitter oder auch trabekuläre Strukturen auf die Oberfläche der gegossenen Prothese aufgebracht (Pilliar 1983, Khanuja et al. 2011). Letztere weisen einen höheren Hohlraumanteil als gesinterte Kugeln oder aufgebraute Netze auf, was nach dem Einwachsen des Knochens zu einer hohen Stabilität der Verbindung zwischen Implantat und Knochen führt (Albrektsson et al. 1981, Haddad et al. 1987). Zusätzlich kann eine weitere Verfeinerung der Oberfläche durch das Auftragen einer bioaktiven Beschichtung mit Hydroxylapatit erfolgen (Mittelmeier et al. 1997). Derart bioaktiv beschichtete Knochenimplantate sollen einigen Studien zufolge die Osseointegration an der

Prothesenoberfläche fördern und zeigen im Tierversuch geringere Raten an implantatnaher Osteolyse (Rahbek et al. 2001, Haddad et al. 1987). Eine klinische Überlegenheit bei HA – beschichteten Hüftpfannen im Sinne geringerer Prothesenlockerungsraten konnte nicht nachgewiesen werden (Valancius et al. 2013, Stilling et al. 2009). Die Hydroxylapatitbeschichtung von Femurschäften war in mehreren Studien mit gleichen oder besseren Standzeiten und zum Teil mit geringeren Raten an persistierendem postoperativem Oberschenkelschmerz assoziiert (Chambers et al. 2007).

2.2 Aktueller Versorgungsstand der zementfreien Hüftendoprothetik

Die zementfreie Fixation ist bei der primären Implantation von Hüftendoprothesen in Deutschland ist mit 75% der Fälle die weitaus häufigste Variante (EPRD 2015). Im internationalen Vergleich gibt es dazu allerdings erhebliche Abweichungen, beispielsweise wurden in Schweden im Jahr 2013 bei 65,7% der Hüftendoprothesen beide Komponenten zementiert (SHAR 2014). In der Schweiz hingegen wird mit 77% und in Kanada mit über 85% ähnlich wie in Deutschland der allergrößte Teil der primären Hüftendoprothesen in zementfreier Technik implantiert (CIHI 2015, SIRIS 2014).

Derzeit werden verschiedene Typen zementfreier Hüftendoprothesen mit guten klinischen Erfolgen implantiert. Khanuja et al. schlugen 2011 eine Einteilung gebräuchlicher zementfrei implantierbarer Femurschäfte in sechs Gruppen vor (siehe Abb. 2.2), welche sich nach Schaftgeometrie und Ort der Kraftübertragung auf den Knochen unterscheiden. Laut schwedischem Endoprothesenregister werden die Typen 1, 3A und 3C am häufigsten verwendet. (Khanuja et al. 2011, SHAR 2014)

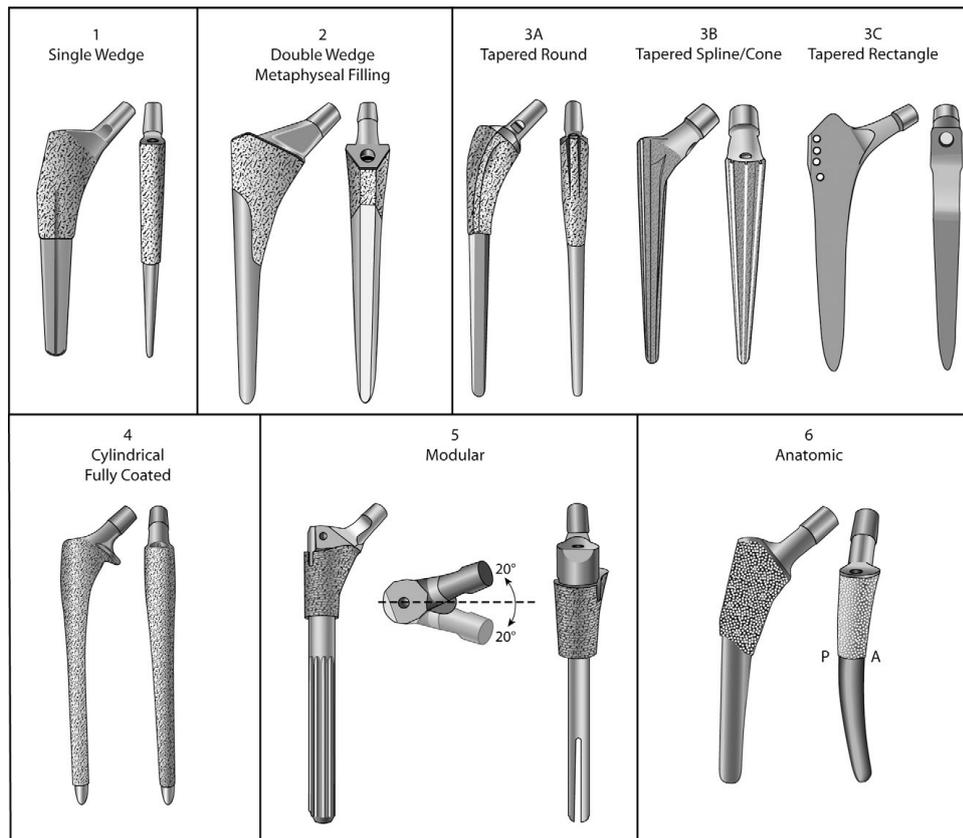


Abbildung 2.2: gebräuchliche Schaftformen in der zementfreien Hüftendoprothetik. Quelle: Khanuja et al. 2011

Mit den Nummern 1-4 bezeichnet man die geraden, also die nicht anatomisch gekrümmten Schäfte. Innerhalb dieser Gruppe wandert der Ort der Verankerung mit steigender Zahl nach distal (Parchi et al. 2014). Die Gruppen 1 und 2 kennzeichnen dabei die einfach oder doppelt keilförmigen Grundformen und werden besonders bei einem niedrigen Kortikalis-Markraum-Index eingesetzt (Incavo et al. 2008, Khanuja et al. 2011). Diese Schäfte zeichnen sich durch ihre weit proximal gelegene Kraftübertragung im metaphysären Abschnitt aus. (Khanuja et al. 2011). Insbesondere Typ 1 - Schäfte, zu welchen beispielsweise der CLS-Schaft zu rechnen ist, zählen zu den meistverwendeten zementfreien Femurschäften (SHAR 2014) und können exzellente Mittel- und Langzeitergebnisse vorweisen (Burt et al. 1998, Marshall et al. 2004).

Die konischen Schäfte der Gruppe 3 werden in solche mit rundem Querschnitt (Typ 3A), mit aufgebrachtem Keilprofil im Sinne einer Makrostrukturierung (Typ 3B) und in den Typ 3C mit rechteckiger Querschnittsform eingeteilt. Sie verankern sich eher im metaphysär-diaphysären Übergang und in der proximalen Diaphyse (Khanuja et al. 2011). Die Schäfte vom Typ 3A werden in Bezug auf das revisionsfreie Überleben sehr erfolgreich auch bei jüngeren Patienten eingesetzt, obwohl aufgrund der etwas weiter distal gelegenen Verankerung auch

recht hohe Raten an Stress-Shielding berichtet werden (Park et al. 2003, Boden et al. 2006, Ellison et al. 2006). Bei den Typ 3C - Schäften, auch nach ihrem Entwickler „Zweymüller-Schäfte“ genannt, verhält es sich mit guten Langzeitergebnissen in mehreren Untersuchungen ähnlich (Delaunay und Kapandji 2001, Suckel et al. 2009, Grubl et al. 2002). Suckel et al berichten über 95% revisionsfreies Überleben bei einer Nachuntersuchungszeit von mindestens 15 Jahren und Stress-Shielding in gut einem Drittel der Fälle. Der Typ 3B ist aufgrund seiner Makrostrukturierung rotationstabil und wird bevorzugt in komplexeren Fällen wie bei kongenitaler Hüftdysplasie und bei Revisionen mit guten Erfolgen verwendet (Wagner und Wagner 2000, Schuh et al. 2009b).

Am weitesten distal in der Diaphyse erfolgt die Krafteinleitung bei den zylindrischen und vollbeschichteten Femurschäften der Gruppe 4. Diese sind bei exzellenten dokumentierten Langzeitergebnissen allerdings mit deutlich erhöhtem Vorkommen von Stress – Shielding und Oberschenkelschmerz assoziiert (Engh et al. 1987, Engh und Bobyn 1988).

Des Weiteren unterscheiden Khanuja et al. modulare Schaftsysteme für spezielle Anforderungen in Bezug auf Fehlstellungen und Anatomie als Gruppe 5 und schließlich anatomisch geformte Schäfte als Gruppe 6. Für die letztgenannte Gruppe liegen derzeit nur Langzeitergebnisse mit Nachuntersuchungszeiten von über 15 Jahren für die Modelle der ersten Generation vor. Tezuka et al. fanden 15 beziehungsweise 23 Jahre nach Erstimplantation 85% respektive 82% Revisionsfreiheit der femoralen Komponente bei gleichzeitig hohen Revisionsraten auf Grund von acetabulärer Lockerung (Tezuka et al. 2014). Diese Ergebnisse werden durch andere Studien unterstützt (Bojescul et al. 2003, Little et al. 2006). Kim et al. berichteten 2012 von 100% Revisionsfreiheit nach 15 Jahren bei 137 jungen Patienten mit nach 1995 implantierten anatomischen Femurschäften. Dabei konnten 10 der 137 eingeschlossenen Patienten allerdings nicht nachuntersucht werden, sodass eine weitere Bestätigung dieses sehr guten Ergebnisses abzuwarten bleibt (Kim et al. 2012).

Ergänzend zur Betrachtung der Form des Prothesenstiels muss zur Vorhersage des Ortes der Kraftübertragung jedoch auch die intraoperative Präparation des Markraums betrachtet werden, da sich je nach Tiefe der Präparation und Geometrie der Raspel die Lokalisation der Lasttransmission unterscheiden könnte (Yamauchi et al. 2012).

Leider sind im deutschen Endoprothesenregister noch keine epidemiologischen Daten zur Häufigkeit der verschiedenen implantierten Prothesenmodelle verfügbar. Im schwedischen Register können die drei meistimplantierten Modelle den Typen 3C, 3A und 1 nach Khanuja

et al. zugeordnet werden. Auf acetabulärer Seite werden im zementfreien Bereich am häufigsten modulare Press-Fit Pfannen mit und ohne zusätzliche Schrauben verwendet (SHAR 2014).

Endoprothesen müssen bei entsprechender klinischer Symptomatik und unterstützenden Untersuchungsergebnissen aus verschiedenen Gründen gewechselt werden. Als Gründe für eine Wechseloperation bei Hüftendoprothesen wurden im deutschen Endoprothesenregister mit 46,7% am häufigsten aseptische Implantatlockerungen angegeben. Dabei war die Pfanne deutlich öfter betroffen als der Schaft. Als zweithäufigste Ursache konnten Infektionen identifiziert werden. Diese bedingen 10% der Prothesenwechsel. Weitere Ursachen sind Luxationen und periprotetische Frakturen (EPRD 2015).

Oben genannte Ergebnisse zeigen im Einklang mit internationalen Ergebnissen, dass vielmals die Pfanne durch Implantatlockerung oder anderweitiges mechanisches Versagen zu einer Revision zwingt (Bojescul et al. 2003, Tezuka et al. 2014).

Bei den zementfrei implantierten Pfannen unterscheidet man biomechanisch Press-Fit-Pfannen mit und ohne zusätzliche Schrauben oder Spikes, isoelastische Pfannen sowie die seltener verwendeten Schraubpfannen (Schuh et al. 2009b, Wyss et al. 2013, Ni et al. 2014). Aus technischer Sicht kann man Monoblockpfannen von modularen Pfannen unterscheiden. Bei letzteren ist der Pfannenteil, welcher an der Osseointegration teilnimmt, getrennt vom Inlay, welches für das Gleitverhalten gegenüber dem Femurkopf verantwortlich ist. Letztere werden dabei deutlich häufiger verwendet (SHAR 2014, EPRD 2015).

Insgesamt lässt sich sagen, dass für unzementierte Pfannen der genannten Formen mit 15-Jahresüberlebensraten von meist deutlich über 90% akzeptable Langzeitergebnisse vorliegen (Ihle et al. 2008, Schuh et al. 2009a, Stefl et al. 2012).

Die initiale Pressfit Verankerung ist sehr stabil und übertrifft die Fixation mit Schrauben im in-vitro-Versuch (Tabata et al. 2015). Dabei konnte in einer Metaanalyse von Ni et al. in Bezug auf acetabuläre Revisionen insgesamt im 5-Jahres-Intervall kein signifikanter Unterschied zwischen Pressfit - Pfannen mit und ohne Schrauben gezeigt werden (Ni et al. 2014). Auch Engh et al. fanden keinen Unterschied in Abhängigkeit von der zementfreien Fixationsart der Pfanne im 15 Jahres-Intervall mit acetabulären Revisionen als Endpunkt, wohl aber einer Überlegenheit der reinen Press-Fit Fixation bei aseptischen Lockerung als Endpunkt (Engh et al. 2004). Als häufigster Revisionsgrund nach 10-15 Jahren zeigte sich in

Studien, welche den Revisionsgrund spezifizierten, übereinstimmend der Inlay-Verschleiß durch Abrieb, welcher in einem Teil der Fälle auch zu Osteolysen führte (Engh et al. 2004, Ihle et al. 2008, Stefl et al. 2012). Dieses Problem könnte bei Verwendung von hochvernetztem Polyethylen oder Keramik als Inlaymaterial seltener auftreten (Dorr et al. 2005, Ahmad et al. 2010, Garvin et al. 2015). Belastbare Langzeituntersuchungen diesbezüglich stehen noch aus, trotzdem haben beide Materialien bereits Einzug in den klinischen Alltag gefunden. (Dion et al. 2015)

2.3 Osteodensitometrie im Rahmen der Endoprothetik der Hüfte

2.3.1 Funktionsweise der Osteodensitometrie bei einliegenden Implantaten

Die Dual X-Ray-Absorbtometry, im Folgenden kurz DXA genannt, ist derzeit neben der quantitativen Computertomografie das Standardverfahren zur Messung der Knochendichte im klinischen und wissenschaftlichen Bereich. Dies begründet sich durch die hohe Genauigkeit und Reproduzierbarkeit, die sehr geringe Strahlenbelastung und die einfache Durchführbarkeit des DXA-Scans (DeVita und Stall 1999, Chun 2011, Blake und Fogelman 2010). Zur Messung der Knochendichte werden dabei Röntgenstrahlen mit zwei unterschiedlichen Energieniveaus emittiert, durch das zu messende Gewebe absorbiert und die verbleibende Reststrahlung auf der gegenüberliegenden Seite detektiert (Cullum et al. 1989). Aus der abgrenzbaren Abschwächung für Röntgenstrahlen des jeweiligen Energielevels durch das durchstrahlte Gewebe kann auf Dichteunterschiede der betrachteten Körpergewebe geschlossen und eine Einteilung in Knochen- und Weichgewebe vorgenommen werden. Schließlich wird aus den ermittelten Daten für das Knochengewebe die flächenhafte Knochendichte in g/cm^2 errechnet (Blake und Fogelman 1997).

Die Messung der Knochendichte als Kennzeichen einer Remodellierung der Knochenstruktur korreliert mit der Lastübertragung auf den Knochen (Herrera et al. 2009) und ist auch bei einliegenden Metallimplantaten wie einer Hüftendoprothese etabliert und reliabel (Kiratli et al. 1992, Boden et al. 2004). Bei der Berechnung der BMD im direkten Prothesenumfeld wird eine spezielle Metal-Removal- Software verwendet, um eine Verfälschung des Messergebnisses durch Metallartefakte zu vermeiden (Kilgus et al. 1993).

2.3.2 Aktuelle Datenlage

Das periprothetische Remodeling der Knochensubstanz nach zementfreier Implantation von Hüftendoprothesen ist schon seit langem Gegenstand klinischer Forschung. Engh et al. zeigten 1992 in einer Studie an 10 Patienten, welche 17-84 Monate nach Implantation ihrer Hüft – TEP verstorben waren, eine Abnahme der Knochendichte im Bereich der Prothese um durchschnittlich 45% unter Berücksichtigung des Knochenverlusts durch Vergleich mit einer postmortal implantierten Hüft-TEP auf der Gegenseite (Engh et al. 1992a).

In vivo wird in den meisten Studien die früh postoperativ ermittelte Knochendichte als Ausgangswert angenommen und die Auswertung des femoralen DXA – Scans anhand der von Gruen vorgeschlagenen Regions of Interest vorgenommen (Gruen et al. 1979).

Der relativ zur Ausgangsdichte größte Verlust der gemessenen Knochenmineralisation im Sinne eines Stress-Shieldings findet sich dabei besonders in den ersten 6-12 Monaten postoperativ und zwar in der Kalkarregion, entsprechend den Gruenzonen 1 und 7 (Spittlehouse et al. 1998, Aldinger et al. 2003, Roth et al. 2005, Boden et al. 2006, Lerch et al. 2012, Stukenborg-Colsman et al. 2012). Dabei gibt es deutliche Unterschiede zwischen den verschiedenen Prothesentypen. Schäfte mit proximaler Krafteinleitung scheinen kurz- bis mittelfristig weniger Stress-Shielding zu verursachen (Eckardt et al. 1997, Kroger et al. 1998, Roth et al. 2005, Sluimer et al. 2006). Auch das weibliche Geschlecht sowie eine geringe systemische Knochendichte scheinen die Kalkaratrophie zu begünstigen (Alm et al. 2009, Merle et al. 2011).

Über das Bone Remodeling des Femurs im Langzeitverlauf hingegen sind die Studienergebnisse widersprüchlich. Einige Autoren berichten über eine auch langfristig stattfindende Demineralisation des periprothetischen Knochenlagers. Venesmaa et al. fanden 2012 eine Progredienz des Stress-Shieldings über das dritte postoperative Jahr hinaus (Venesmaa et al. 2012). Boden et al berichten über eine im Vergleich zum normalen Alterungsprozess akzelerierte Abnahme der Knochendichte in den Gruen-Zonen 1 und 7 nach zementfreier Hüftendoprothetik auf der operierten Seite bis zum 14. postoperativen Jahr (Boden et al. 2006). Gegensätzlich erscheinen die Ergebnisse der Untersuchungen von Merle et al. 2011, in welchen nach 17 Jahren Nachuntersuchungszeit beim CLS-Schaft keine klinisch relevante Reduktion der Gesamt - BMD des Prothesenlagers ab der zweiten postoperativen Dekade gezeigt werden konnte (Merle et al. 2011). Insgesamt war eine Reduktion der Knochendichte im proximalen und eine Steigerung im distalen

Prothesenbereich zu verzeichnen, welche aber nach dem ersten postoperativen Jahr nicht mehr signifikant zunahm und sich bei 93,4% des Ausgangswertes ins Region 7 zu stabilisieren schien. Karachalios et al. berichten 2004 über eine Erholung der bis zum 2. Jahr aufgetretenen Kalkaratrophie, mit einer Knochendichte von 98% des Ausgangswertes in Region 7 bei zwei der untersuchten Prothesentypen 10 Jahre nach Implantation (Karachalios et al. 2004). Insgesamt sind bisher wenige Daten über den Langzeitverlauf der femoralen periprothetischen Knochenremodellierung publiziert.

Auch in Bezug auf zementfrei implantierte Hüftpfannen ist das Problem des Stress-Shieldings bekannt, jedoch liegen derzeit vergleichsweise wenige Studien zur Beurteilung der knöchernen Reaktion des Beckens auf zementfreie Endoprothetik der Hüfte vor. Computersimulationen zufolge kommt es nach Implantation der Pfanne zu einer unphysiologischen Krafteinleitung, welche überwiegend in der Peripherie des Implantats stattfindet und die Last vor allem auf die Kortikalis des Beckens überträgt (Levenston et al. 1993, Widmer et al. 1997). Dieses Phänomen lässt sich besonders bei großer Differenz im Elastizitätsmodul zwischen Implantat und Knochen, also eher bei großen und im Verhältnis zum Knochen steifen Pfannen nachweisen (Wright et al. 2001). Somit kommt es insbesondere medial und proximal zu einer Entlastung und konsekutiver Atrophie der dort befindlichen Spongiosa, was sich im DXA-Scan anhand der verminderten Knochendichte im Verlauf nachweisen lässt (Digas et al. 2006, Stepniewski et al. 2008). Studien, welche die periacetabulären ROI nach DeLee und Charnley einteilen finden die stärkste Abnahme der BMD in der proximal-medial gelegenen ROI 2, nicht aber in der proximal-lateralen ROI 1 (DeLee und Charnley 1976, Sabo et al. 1998, Huang et al. 2013, Mueller et al. 2009).

3. Fragestellung

Nach Implantation einer zementfreien Hüfttotalendoprothese reagiert das umgebende Knochenlager auf das Implantat und die veränderte Biomechanik in charakteristischer Weise. Diese Veränderung kann durch die Knochendichtemessung mittels DXA quantifiziert werden, wobei die Reaktion des Knochens im kurzfristigen postoperativen Verlauf bereits gut untersucht wurde. Für die langfristig sichere ossäre Integration der Prothese ist eine dauerhaft ausreichende periprotetische Knochenqualität entscheidend. Deswegen ist es von Bedeutung, die knöchernen Umbauvorgänge um verschiedene Prothesentypen im Langzeitverlauf zu dokumentieren, sodass Schlussfolgerungen für Differentialindikationen und zukünftige Prothesendesigns gezogen werden können.

Im Rahmen dieser Studie soll die Reaktion des Femurknochens auf verschiedene Prothesenschäfte und die des Acetabulums auf entsprechende Prothesenpfannen in einem Nachuntersuchungszeitraum von mindestens 10 Jahren mittels DXA untersucht werden. Hierbei sollen sowohl die Veränderungen der Knochendichte im longitudinalen Verlauf als auch der unterschiedliche Einfluss der verschiedenen Prothesentypen auf das Knochenlager analysiert werden. Zur Beurteilung der Funktionalität und der Patientenzufriedenheit soll eine standardisierte Patientenbefragung durchgeführt werden.

4. Material und Methodik

4.1 Patientenkollektiv

In der hier vorliegenden Studie wurden 81 Patienten mit zementfreien Hüftgelenkendoprothesen postalisch und telefonisch zur Untersuchung eingeladen. Dieses Patientenkollektiv wurde im Rahmen der Studie "Osteodensitometrische Untersuchung mittels DXA nach Implantation von zementfreien Hüfttotalendoprothesen" (Roth et al. 2005) zwischen 1999 und 2002 durch denselben Operateur implantiert und bereits durch Roth et al systematisch für 1 Jahr nachuntersucht. Die Kontaktdaten wurden der Patientenakte und dem damaligen Studienprotokoll entnommen. Das Gesamtkollektiv unterteilte sich dabei in 4 Gruppen, welche anhand der 4 verwendeten Prothesentypen mit unterschiedlichem Design und differenter Legierung und Beschichtung eingeteilt wurden. Die Indikation zur Implantation einer Hüftgelenksendoprothese ergab sich in 54,3% der Fälle aufgrund einer primären Coxarthrose und in 45,7% der Fälle aufgrund einer sekundären Coxarthrose.

Es konnten insgesamt 52 Patienten nachuntersucht werden. Davon waren bei 11 Patienten keine Datensätze zu den prä- und früh postoperativen Knochendichtemessungen in unseren Datenbanken vorhanden, sodass schließlich 41 Patienten, respektive 50,6% des Ausgangskollektivs, in die Studie eingeschlossen wurden (Tab.3.1).

Prothesentyp	Schaft	CLS	Vision 2000	AlphaFit	Mayo	Gesamt
	Pfanne	Allofit	Duraloc	AlphaLock	Trilogy	
Anzahl Patienten Ausgangskollektiv		26	29	18	8	81
Anzahl Patienten aktuell		15	11	8	7	41
Anteil der wiedergefundenen Patienten in %		57,7%	37,9%	44,4%	87,5%	50,6%

Tabelle 4.1.1: Drop out

Von den 29 Nichtteilnehmern waren 9 verstorben, 10 Patienten konnten aufgrund nicht hüftbezogener gesundheitlicher Probleme nicht zur Untersuchung erscheinen und 10 Patienten waren verzogen oder reagierten nicht auf die Einladung (siehe Abb.4.1).

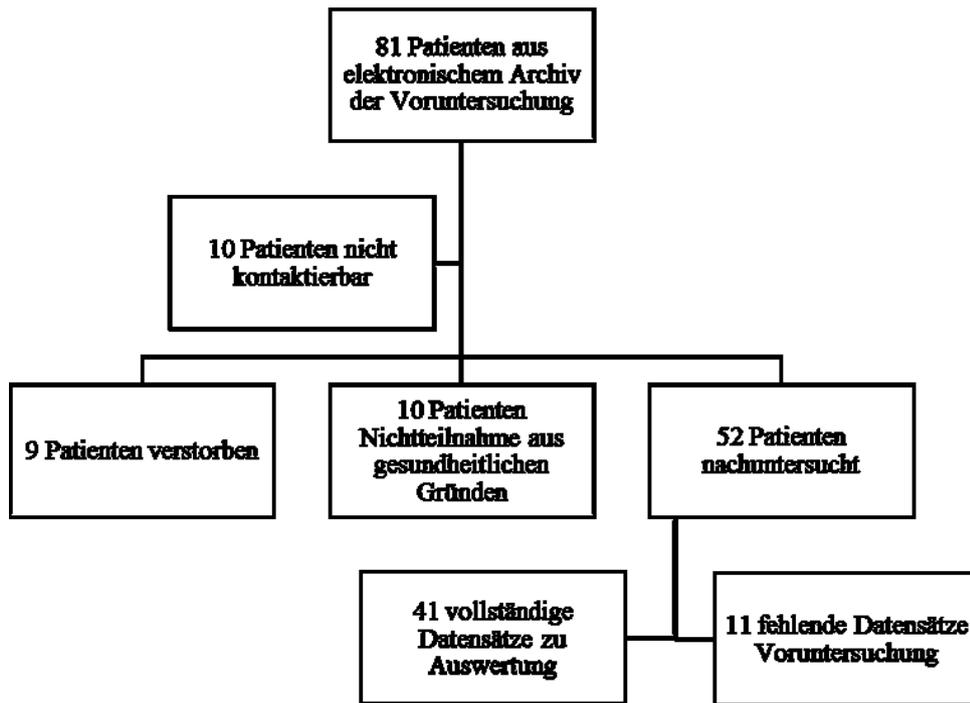


Abbildung 4.1: Darstellung der Patientenrekrutierung

Die nachuntersuchten Patienten waren im Mittel zur Zeitpunkt der OP 56,6 Jahre (Median 58,8; 38,7-71,2 Jahre) alt und wurden im Mittel 13,3 Jahre (Median 13,5; 11,4-14,5 Jahre) postoperativ untersucht (siehe Tab. 3.1.2). Das Verhältnis von Männern zu Frauen betrug 1:3.

Prothesentyp	Schaft	CLS	Vision 2000	AlphaFit	Mayo	Gesamt (Median)
	Pfanne	Allofit	Duraloc	AlphaLock	Trilogy	
Anzahl Patienten		15	11	8	7	41
Geschlecht	Männlich	2	1	5	3	11
	weiblich	13	10	3	4	30
Durchschnittsalter bei OP in Jahren		51,6	62,5	59,6	54,5	56,6 (58,8)
Mittleres Follow-Up in Jahren		13,6	13,5	13,2	12,7	13,3 (13,5)

Tabelle 4.1.2: Patientenkollektiv

Die vorliegende Studie wurde der Ethikkommission der Friedrich-Schiller-Universität Jena vorgestellt und durch diese genehmigt.

4.2 Materialien

4.2.1 Prothesentypen

In dieser Studie wurden vier zum Zeitpunkt der Operation häufig implantierte zementfreie Hüftendoprothesentypen verwendet und miteinander verglichen (siehe Abb. 4.2.1.1).

Der CLS[®]-Schaft (Fa. Zimmer Biomet Inc, Warsaw, IN, USA) ist seit 25 Jahren im klinischen Routinegebrauch und wird auch heute noch häufig verwendet. Er hat sowohl in der sagittalen als auch in der frontalen Ebene eine konische Form. Deshalb handelt es sich um einen Typ 2 - Schaft nach Khanuja et al. Dieser Schaft wird aus einer Titanlegierung hergestellt und verfügt über eine Makrostrukturierung mit längs verlaufenden Rippen sowie über eine mit Edelmetall behandelte raue Oberfläche (Spotorno et al. 1993, Khanuja et al. 2011).

Der Vision 2000[®]-Schaft (Fa. Depuy Synthes, Warsaw, IN, USA) besteht aus einer Kobalt-Chrom-Legierung und ist distal kegelartig geformt und nur in der proximalen Hälfte osteoinduktiv beschichtet (Stihsen et al. 2012). Er kann deshalb dem Typ 3A nach Khanuja et al zugeordnet werden.

Letzteres gilt auch für den AlphaFit[®]-Schaft (Fa. Corin PLC, Cirencester, England), ein in der proximalen Hälfte porös beschichteter Titanschaft mit längs verlaufender Makrostrukturierung. Diese ist sowohl im beschichteten proximalen als auch im polierten distalen Bereich erkennbar.

Die Mayo[®]-Prothese (Fa. Zimmer Biomet Inc, Warsaw, IN, USA) ist eine anatomische Kurzschaftprothese, entsprechend einem Typ 5 nach Khanuja et al. Sie wird aus Titan gefertigt und ist proximal doppelt keilförmig. Das distale Prothesenende ist abgewinkelt und dient nicht der Prothesenfixierung, sondern der korrekten Positionierung. Durch das anatomische Design und den kurzen Schaft soll zum einen eine metaphysäre Kraftübertragung und zum anderen ein verminderter Knochenverlust erreicht werden (Hagel et al. 2008).



Abbildung 4.2.1.1: CLS-, Vision 2000-, AlphaFit- und Mayo-Schaft. Quelle: Fa. Zimmer Biomet Inc., Fa. Depuy Synthes, Fa. Corin PLC

Die Allofit[®]-Pfanne (Fa. Zimmer Biomet Inc, Warsaw, IN, USA) ist eine modulare hemisphärische Press-Fit Pfanne aus Titan mit einem Polyethylen - Inlay, welche am Pol abgeflacht ist und über eine Makrostrukturierung verfügt (siehe Abb.3.2.1.2) (Schroeder et al. 2010).

Die Duraloc[®]-Pfanne (Fa. Depuy Synthes, Warsaw, IN, USA) ist ebenfalls eine Press-Fit Pfanne aus Titan, welche mit einer porösen osteoinduktiven Beschichtung und variabel zu verwendenden Schraubenlöchern ausgestattet ist. Das verwendete Inlay besteht aus hochvernetztem Polyethylen.

Auch die Alpha-Norm[®]-Pfanne (Fa. Corin PLC, Cirencester, England) besteht aus Titan und ist auf ihrer Oberfläche dreidimensional porös beschichtet und wird primär mittels Press-Fit und bei Bedarf bis zu 2 Schrauben fixiert. Auch hier wird ein Polyethyleninlay angewendet.

Ebenfalls eine Press-Fit Pfanne ist die Trilogy[®] Pfanne (Fa. Zimmer Biomet Inc, Warsaw, IN, USA), welche neben dem auf die Oberfläche aufgetragenen Titandrahtgeflecht noch zusätzlich mit Hydroxylapatit beschichtet ist. Dies soll die Osseointegration begünstigen.



Abbildung 4.2.1.2: Allofit, Duraloc, Alphanorm- und Trilogy-Pfanne Quelle: Fa. Zimmer Biomet Inc., Fa. Depuy Synthes, Fa. Corin PLC

4.2.2 Knochendichtemessung

Es wurden DXA-Scans an der Lendenwirbelsäule, der Pfanne sowie am proximalen Femur der prothetisch versorgten Seite durchgeführt. Dabei kam das Gerät QDR 45000 W[®] (Fa. Hologic, Waltham, MA, USA) zum Einsatz, welches auch für die präoperativen und die postoperativen Messungen im ersten Jahr verwendet wurde. Bei allen postoperativen Messungen wurde die Metal-Removal Software des Gerätes für die periprothetischen Messungen verwendet. Die erhaltenen Werte der Knochendichte werden in g/cm^2 angegeben. Der Nachuntersuchungszeitraum betrug im Mittel 13,3 Jahre (Median 13,5 Jahre; 11,4-14,5 Jahre). Zusätzlich wurden zum Vergleich die Rohdaten der präoperativen und direkt postoperativen Messungen an oben genannten Regionen der jeweiligen Patienten aus dem Archiv wiederhergestellt und zur Vermeidung eines systematischen Fehlers gemeinsam mit den aktuellen Messungen neu ausgewertet. Dabei wurde für das proximale Femur eine Einteilung in 7 Regions of Interest in Anlehnung an die Einteilung nach Gruen vorgenommen (siehe Abb. 4.2.2.1)(Gruen et al. 1979).

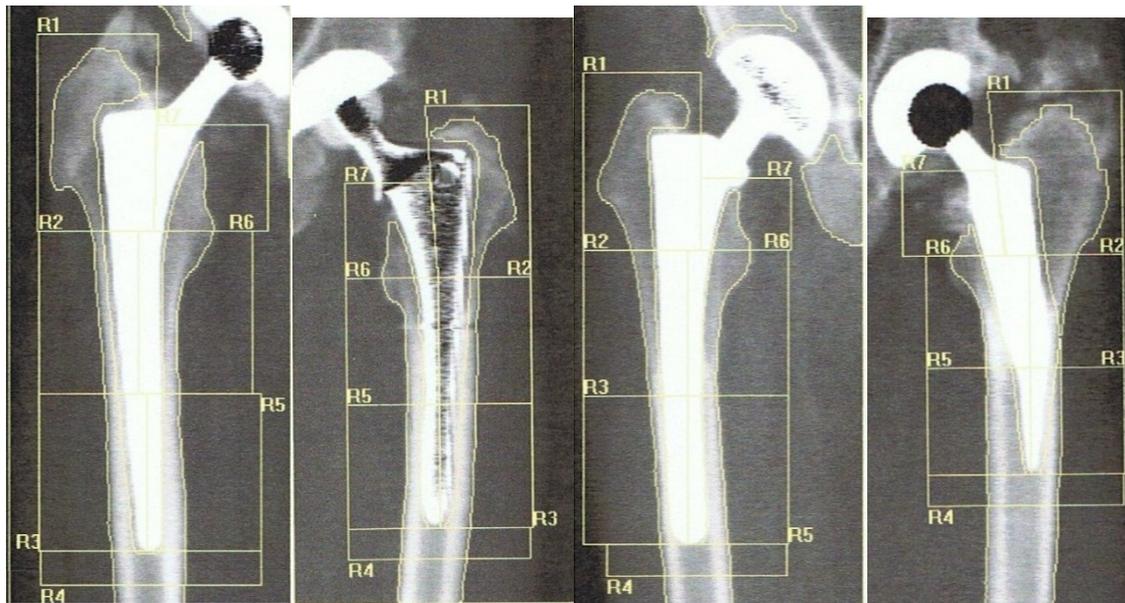


Abbildung 4.2.2.1: Position der ROI bei CLS-, Vision2000-, AlphaFit- und Mayo – Schaft (von links nach rechts)

Im Bereich der Pfanne wurden für die prä- und postoperativen Messungen eine modifizierte Zoneneinteilung nach DeLee und Charnley angewendet (DeLee und Charnley 1976). Die Polregion (Zone 2) wurde nochmals unterteilt, sodass Zone 1 der ROI 1, Zone 2 den ROI 2 und 3 und Zone 3 der ROI 4 entspricht (siehe Abb. 4.2.2.2).

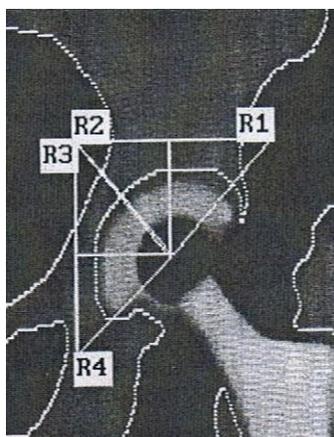


Abbildung 4.2.2.2: Position der ROI an der Pfanne

4.2.3 Klinische Evaluation

Alle zur Nachuntersuchung erschienenen Patienten wurden durch die Studienleiterin klinisch untersucht und in Bezug auf ihre Zufriedenheit befragt. Neben der Anamnese und Untersuchung erfolgte die klinische Evaluation zur besseren Vergleichbarkeit weiterhin mittels WOMAC und Harris Hip Score, welche als Fragebögen durch die Patienten ausgefüllt wurden. Der WOMAC ist ein Fragebogen zur Erfassung arthrosebezogener Beschwerden und

wird im Ergebnis als Globalindex mit möglichen Werten von 0 bis 10,0 angegeben. Hohe Werte stehen dabei für eine starke Beeinträchtigung des Patienten. Der Harris Hip Score erfasst hüftbezogene Symptome und kann in der Summe 0-100 Punkte erreichen, wobei eine hohe Punktzahl mit geringen Beschwerden assoziiert ist.

4.3 Statistische Auswertung

Für die statistische Auswertung wurde für alle Variablen sowohl der arithmetische Mittelwert als auch der Median gebildet und die jeweilige Standardabweichung angegeben.

Zum Test auf Gruppenunterschiede wurde bei interindividuellen Vergleichen der Implantattypen untereinander der Mann-Whitney-U-Test für nicht-parametrische und nicht-verbundene Stichproben verwendet. Auf intraindividuelle Unterschiede, also im Zeitverlauf beim selben Individuum, wurde mittels Wilcoxon Test für nicht-parametrische und verbundene Stichproben getestet.

Das Signifikanzniveau wurde für alle Tests auf 0,05 festgelegt. Statistisch signifikante Ergebnisse werden im Folgenden mit der * Sternsymbolik gekennzeichnete.

5. Ergebnisse

5.1 Knochendichtemessungen am proximalen Femur

Im Vergleich der früh postoperativen DXA Scans mit denen nach einem Follow-Up von mindestens 11 Jahren zeigte sich über alle Implantattypen zusammen gesehen eine statistisch signifikante Verminderung der Knochendichte mit $p < 0,05$ in den beiden proximalen ROIs 1 und 7 sowie 5 und 6 und eine signifikante Zunahme der BMD in ROI 4.

In Region 1 konnte eine Reduktion um $0,070 \text{ g/cm}^2$ * (-10,11%, $p=0,003$) und in Region 7 um $-0,254 \text{ g/cm}^2$ * (-25,33%, $p < 0,001$) im Vergleich zum postoperativen Ausgangswert nachgewiesen werden. In Region 6 zeigte sich in der Nachuntersuchung ebenfalls eine statistisch signifikante Entmineralisierung des Knochenlagers mit einer Reduktion dem BMD um $0,155 \text{ g/cm}^2$ * (-12,30%, $p < 0,001$). In den distalen ROIs 4 und 5 wurden sehr geringe Änderungen der Knochendichte um $+0,025 \text{ g/cm}^2$ * (1,58%, $p=0,03$) in ROI 4 und $-0,006 \text{ g/cm}^2$ * (-0,35%, $p=0,048$) in ROI 5 gefunden, welche statistisch signifikant waren.

In der Gruenzone 2 gab es über alles Prothesen gesehen mit $-0,063 \text{ g/cm}^2$ (-5,03%) eine leichte Tendenz zur Knochendemineralisation und in Gruenzone 3 mit $+0,005 \text{ g/cm}^2$ (0,34%) keine wesentliche Änderung der Knochendichte.

Eine statistisch signifikant stärkere Reduktion der Knochendichte im interindividuellen Vergleich der Schafttypen untereinander konnte für die ROI 6 beim Vision 2000- Schaft mit $-0,360 \text{ g/cm}^2$ * (-29,92%, $p=0,003$) nachgewiesen werden.

Insgesamt zeigte der Vision 2000- Schaft die stärkste Tendenz zur Entmineralisierung der proximalen ROIs 1 und 7 mit einer Verminderung der BMD um durchschnittlich $0,110 \text{ g/cm}^2$ (-17,12%) in ROI1 und um $0,313 \text{ g/cm}^2$ (-33,04%) in ROI7, wobei der Unterschied zu den anderen Schäften hier mit $p=0,62$ beziehungsweise $p=0,18$ nicht signifikant war. Auch der Knochendichteverlust in der Gruenzone 2 mit $-0,171 \text{ g/cm}^2$ (-14,05%) war im Vergleich mit den anderen Schäften tendenziell stärker ausgeprägt, aber nicht statistisch signifikant unterschiedlich. In den Regionen 4 und 5 fand sich beim Vision 2000 Schaft eine geringe Verminderung der Knochendichte um $0,044 \text{ g/cm}^2$ (-2,91%) beziehungsweise um $0,023 \text{ g/cm}^2$ (-1,62%) und in der ROI 3 eine leichte Tendenz zur Zunahme um $0,067 \text{ g/cm}^2$ (+5,01%).

Der AlphaFit-Schaft zeigte ebenfalls eine nicht signifikante Tendenz zur Demineralisierung der Kalkarregion. Mit einer Verminderung der Knochendichte um $0,293 \text{ g/cm}^2$ (-29,76%) in der Gruenzone 7 und um $0,069 \text{ g/cm}^2$ (-10,19%) in der Gruenzone 1 fiel diese tendenziell ein wenig geringer aus als beim Vision 2000 Schaft. Weiterhin war eine geringe Entmineralisierung in den Regionen 2 und 6 um $0,034 \text{ g/cm}^2$ (-2,75%) respektive $0,037 \text{ g/cm}^2$ (-3,13%) sowie in den ROIs 3 und 5 um $0,120 \text{ g/cm}^2$ (-7,4%) beziehungsweise $0,057 \text{ g/cm}^2$ (-3,35%) zu verzeichnen. Unter der Prothesenspitze nahm die Knochendichte beim AlphaFit-Stiel durchschnittlich um $0,058 \text{ g/cm}^2$ (+3,60%) zu.

Eine leichte Zunahme der Knochendichte in ROI 4 wurde auch beim CLS-Schaft um $0,089 \text{ g/cm}^2$ (+5,48%) gefunden. Allerdings unterschied sich das Verhalten der Knochendichteänderung um diesen Schaft von den beiden zuerst genannten tendenziell dadurch, dass es auch in den Regionen 3 und 5 eher zu einer Erhöhung der Knochendichte um $0,073 \text{ g/cm}^2$ (+4,74%) und $0,087 \text{ g/cm}^2$ (+5,48%) kam. In der ROI 2 fand sich mit einer Zunahme der Knochendichte um $0,009 \text{ g/cm}^2$ (+0,76%) fast keine Veränderung zum Ausgangswert und in der Region 2 eine Abnahme um $0,145 \text{ g/cm}^2$ (-10,97%), womit der CLS-Schaft hier zwischen dem AlphaFit-Schaft und dem Vision2000-Schaft liegt. Etwas weniger Entmineralisierung als bei den beiden erstgenannten Schäften fand sich tendenziell in den proximalen Regionen 1 und 7. In der Kalkarregion, entsprechend ROI7, war eine Verminderung um durchschnittlich $0,274 \text{ g/cm}^2$ (-24,85%) zu verzeichnen und in der ROI 1 eine Abnahme der Knochendichte um $0,032 \text{ g/cm}^2$ (-4,41%).

In der Region 7 zeigte der Mayo-Schaft die größte Abweichung von den Ergebnissen der anderen Schäfte. Mit einer durchschnittlichen Verminderung der um $0,046 \text{ g/cm}^2$ (-5,16%) Knochendichte in dieser Region im Vergleich zu $0,313 \text{ g/cm}^2$ (-33,04%) beim Vision2000, $0,293 \text{ g/cm}^2$ (-29,76%) beim AlphaFit und $0,274 \text{ g/cm}^2$ (-24,85%) beim CLS-Schaft zeigte sich hier eine starke Tendenz, welche aber mit $p=0,18$ nicht statistisch signifikant war. In der ebenfalls proximal gelegenen Region 1 fanden sich mit $-0,089 \text{ g/cm}^2$ (-11,62%) vergleichbare Werte wie bei den zuvor beschriebenen Schäften. Weiterhin fanden sich gleichfalls moderate Knochendichteverluste in den Regionen 2, 3 und 5 mit $-0,073 \text{ g/cm}^2$ (-5,12%), $-0,099 \text{ g/cm}^2$ (-5,72%) und $-0,121 \text{ g/cm}^2$ (-7,19%). Abweichend fand sich bei durchschnittlichen Mineralisationsverlusten bei allen anderen Schäften eine geringe Tendenz zur Erhöhung der Knochendichte in Region 6 um $0,036 \text{ g/cm}^2$ (2,65%). An der Prothesenspitze wurde tendenziell eine Abnahme der BMD um $-0,0444 \text{ g/cm}^2$ (-2,68%) beobachtet.

ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4	ROI 5	ROI 6	ROI 7
-0,032(± 0,169) -4,41%	0,009(± 0,287) 0,76%	0,073(± 0,161) 4,74%	0,089(± 0,150) 5,75%	0,087(± 0,129) 5,48%	-0,145(± 0,152) -10,97%	-0,274(± 0,152) -24,85%
-0,110(± 0,066) -17,12%	-0,171(± 0,183) -14,05%	0,067(± 0,079) 5,01%	-0,044(± 0,297) -2,91%	-0,023(± 0,325) -1,62%	-0,360*(± 0,240) -29,92%	-0,313(± 0,152) -33,04%
-0,069(± 0,151) -10,19%	-0,034(± 0,237) -2,75%	-0,120(± 0,505) -7,47%	0,058(± 0,121) 3,60%	-0,057(± 0,404) -3,35%	-0,037(± 0,160) -3,13%	-0,293(± 0,152) -29,76%
-0,089(± 0,197) -11,62%	-0,073(± 0,192) -5,12%	-0,099(± 0,320) -5,72%	-0,044(± 0,168) -2,68%	-0,121(± 0,238) -7,19%	0,036(± 0,159) 2,65%	-0,046(± 0,152) -5,16%
-0,070*(± 0,144) -10,11%	-0,063(± 0,237) -5,03%	0,005(± 0,277) 0,34%	0,025(± 0,168) 1,58%	-0,006(± 0,274) -0,35%	-0,155(± 0,225) -12,30%	-0,254*(± 0,152) -25,33%

Änderung der BMD (± SD) am Femur in g/cm^2 und in % des Ausgangswertes.

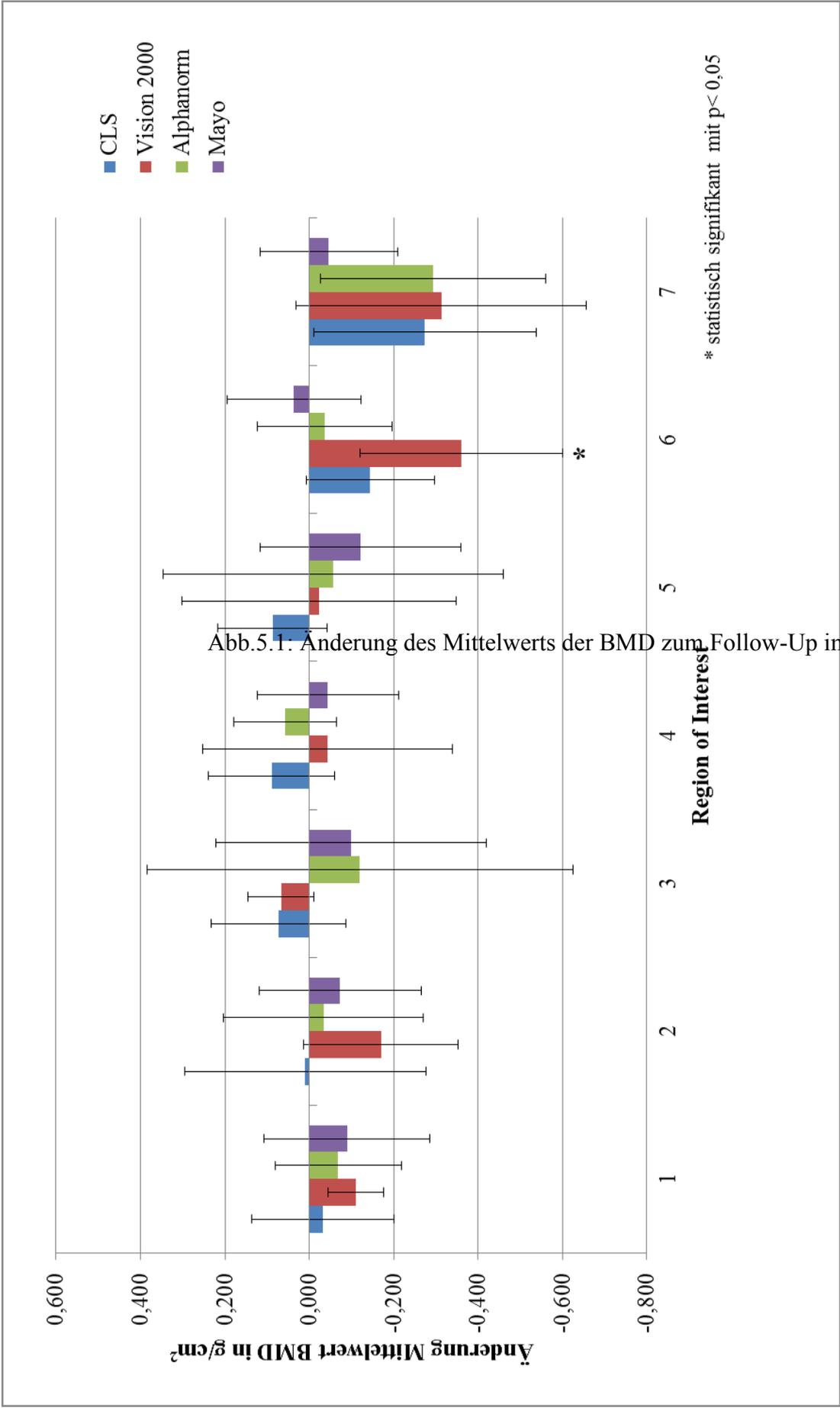


Abb.5.1: Änderung des Mittelwerts der BMD zum Follow-Up im Vergleich zum postop

5.2 Knochendichtemessung am Acetabulum

Bei allen untersuchten Pfannen kam es im Vergleich mit der postoperativen Messung zu einem deutlichen Knochendichteverlust im Follow-Up, welcher auf 5% - Niveau statistisch signifikant und auch insgesamt stärker als bei den Femurschäften ausgeprägt war. Über alle Patienten gesehen durchschnittlich am stärksten war dieser Verlust in der kranial gelegenen ROI 1 mit $-0,346 \text{ g/cm}^2$ (21,86%, $p < 0,001$) und in der kaudal lokalisierten ROI4 mit $-0,274 \text{ g/cm}^2$ (-25,08%, $p < 0,001$). In Relation zum Ausgangswert etwas geringer fielen die durchschnittlichen Verluste in der Polregionen, entsprechend ROI 2 und 3, mit $-0,247 \text{ g/cm}^2$ (-18,26%, $p < 0,05$) respektive $-0,186 \text{ g/cm}^2$ (-18,19%, $p < 0,001$) aus.

Zwischen den einzelnen Pfannenmodellen fand sich kein statistisch signifikanter Unterschied ($p > 0,05$) in Bezug auf den Knochendichteverlust an der implantierten Hüftpfanne. In der Tendenz war der Verlust an Knochenmineralisation bei der Allofit-Pfanne mit durchschnittlich $-0,322 \text{ g/cm}^2$ (-25,1%) und bei der Alphalock-Pfanne mit im Mittel $-0,391 \text{ g/cm}^2$ (-22,46%) am stärksten ausgeprägt.

Bei der Allofit-Pfanne war die Reduktion der Knochendichte in allen ROIs mit $-0,454 \text{ g/cm}^2$ (-26,74%) in ROI 1 und $-0,341 \text{ g/cm}^2$ (-23,24%) in ROI2 sowie $-0,232 \text{ g/cm}^2$ (-24,45%) in ROI3 und $-0,261 \text{ g/cm}^2$ (-26,24%) in ROI 4 relativ gleichmäßig verteilt.

Im Fall der Alphalock-Pfanne hingegen war die Knochenentmineralisation in der kaudalen ROI 4 mit $-0,359 \text{ g/cm}^2$ (-28,62%) betont. Im Vergleich dazu waren mit $-0,305 \text{ g/cm}^2$ (-19,46%), $-0,313 \text{ g/cm}^2$ (-22,96) und $-0,186 \text{ g/cm}^2$ (-18,80%) die Regionen 1-3 geringer betroffen. Ein ähnliches Phänomen trat bei der Trilogy-Pfanne auf, welche bei einer durchschnittlichen BMD-Reduktion um $-0,216 \text{ g/cm}^2$ (-15,93%) in Region 4 die stärksten Verluste mit $-0,333 \text{ g/cm}^2$ (-23,92%) aufwies. In den ROI 1-3 waren hingegen nur eine moderate Entmineralisierung des Knochenlagers mit $-0,192 \text{ g/cm}^2$ (12,38%) in ROI1, $-0,158 \text{ g/cm}^2$ (-12,16%) in ROI2 und $-0,180 \text{ g/cm}^2$ (-15,25%) in ROI 3 zu verzeichnen. Die geringsten BMD-Verluste wurden bei der Duraloc-Pfanne gemessen. Am wenigsten Veränderung zum Ausgangswert zeigte hierbei die Polregion mit $-0,093 \text{ g/cm}^2$ (-7,52%) in ROI 2 und $-0,104 \text{ g/cm}^2$ (-11,28%) in ROI 3. Mit $-0,300 \text{ g/cm}^2$ (-20,28%) in ROI 1 und $-0,180 \text{ g/cm}^2$ (-18,35%) ROI 4 waren auch hier die Verluste betont in der acetabulären Randregion zu finden.

Modell	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4
Allofit	-0,454 (± 0,569) -26,74%	-0,341(± 0,397) -23,24%	-0,232(± 0,409) -24,45%	-0,261(± 0,355) -26,24%
Duraloc	-0,300(± 0,332) -20,28%	-0,093(± 0,233) -7,52%	-0,104(± 0,281) -11,28%	-0,180(± 0,269) -18,35%
AlphaLock	-0,305(± 0,622) -19,46%	-0,313(± 0,344) -22,96%	-0,186(± 0,311) -18,80%	-0,359(± 0,288) -28,62%
Trilogy	-0,192(± 0,254) -12,38%	-0,158(± 0,23) -12,16%	-0,180(± 0,281) -15,25%	-0,333(± 0,435) -23,92%
gesamt	-0,346*(± 0,482) -21,86%*	-0,247*(± 0,331) -18,26%*	-0,186*(± 0,328) -18,91%*	-0,274*(± 0,317) -25,08%*

Tabelle 5.2: Änderung der BMD (± SD) am Acetabulum in g/cm² und in % des Ausgangswertes.

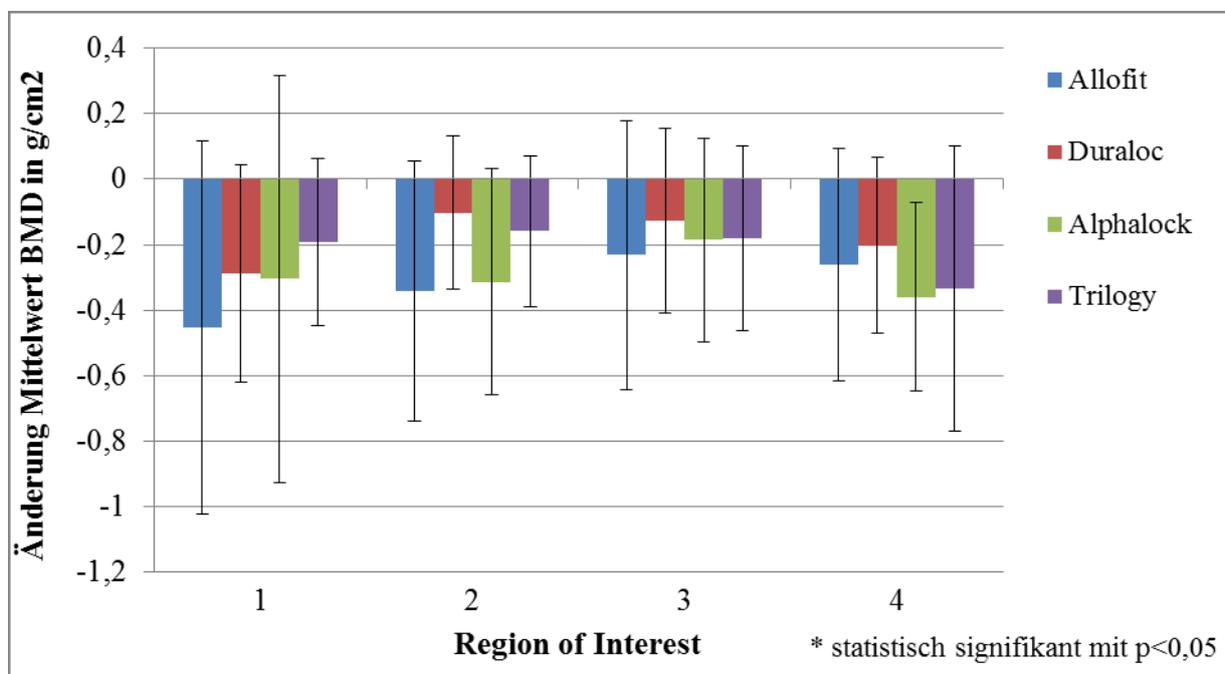


Abbildung 5.2: Änderung des Mittelwerts der BMD am Acetabulum zum Follow-Up im Vergleich zum postoperativen Ausgangswert nach ROI und Prothese.

5.3 Ergebnisse des WOMAC und Harris Hip Score

Im Globalindex des WOMAC wurden im untersuchten Kollektiv durchschnittlich 1,44 Punkte erreicht und in der Summe des Harris Hip Score im Mittel 85 Punkte. Im WOMAC wurden mit einem durchschnittlichen Globalindex von 0,69 Punkten bei der Mayo/Trilogy-Prothese die besten Werte erreicht. Diese unterschieden sich mit $p < 0,014$ signifikant von denen der Vision 2000/Duraloc-Prothese, welche im Mittel mit 1,98 bewertet wurde. Alle anderen Prothesenpaarungen unterschieden sich nicht signifikant voneinander ($p > 0,05$).

Score	CLS/ Allofit	Vision2000/ Duraloc	AlphaFit/ AlphaLock	Mayo/ Trilogy	gesamt
WOMAC	1,29 (0,66)	1,98 (1,58)	1,69 (0,88)	0,69 (0,77)*	1,44 (0,94)
MW (Median) ±	±1,29	±1,78	±2,14	±0,50	±1,54
Harris Hip Score	85 (95)	88 (95)	85 (86)	91 (95)	85,00 (91)
MW (Median) ±	±18,28	±18,63	±13,61	±8,23	±17,94

Tabelle 5.3: Globalindex WOMAC und Summe Harris Hip Score

6. Diskussion

6.1 Diskussion der Ergebnisse der femoralen Knochendichtemessung

Die Knochenresorption am proximalen Femur, welche bei allen 4 untersuchten Schäften auftrat, ist ein häufig beobachtetes Phänomen nach zementfreier Schaftimplantation, das durch verschiedene Faktoren beeinflusst wird. Unabhängig von der durchgeführten Operation kommt es mit der Alterung des Patienten zu einer Verminderung der endostalen Perfusion und damit zu einer altersphysiologischen Knochenatrophie mit Erweiterung des Markraumes (Ruff und Hayes 1988). Als wichtigste Einflussfaktoren für postoperative Knochenresorption nach zementfreier Endoprothetik wurden allerdings der Polyethylenabrieb aus den verwendeten Inlays und das Stress-Shielding identifiziert (Karachalios et al. 2004).

Die durch Polyethylenpartikel induzierte Osteolyse wurde bereits umfassend in Langzeitstudien untersucht und hat mit Einführung des hochvernetzten Polyethylens als Inlaymaterial deutlich abgenommen (Roberson 1992, Santavirta et al. 1993, Goetz et al. 1994, Garvin et al. 2015, Dion et al. 2015, Hanna et al. 2016).

Das Stress-Shielding als Ursache für die überproportionale Abnahme der Knochendichte um endoprothetische Implantate hingegen war bisher Gegenstand vieler kurz- und mittelfristig angelegter Studien mit Nachuntersuchungszeiten von 12 Monaten bis zu 2 Jahren. Hierbei wurde eine deutliche Knochenatrophie zwischen 10 und 30% vor allem im proximalen Prothesenbereich gefunden, welche in den meisten Fällen im ersten und zum Teil auch im zweiten postoperativen Jahr fortzuschreiten schien. Weiterhin trat in diesem Zeitraum in einigen Fällen auch eine kortikale Hypertrophie distal der Prothesenspitze als Zeichen einer Überbelastung in diesem Bereich auf. Dieses Phänomen war bei distal polierten Schäften durch die mechanische Entkopplung an der Prothesenspitze seltener zu beobachten (Engh et al. 1992a, Kroger et al. 1998, Sabo et al. 1998, Spittlehouse et al. 1998, Roth et al. 2005, Sluimer et al. 2006). Andere Autoren berichten bei einem geraden, proximal porös beschichteten Schaft über eine Erholung des initialen Knochendichteverlustes in ROI 7 von -19,2% nach 6 Monaten auf nur noch -8,5% nach 2 Jahren (Lerch et al. 2012). Es wird sogar eine Erholung nach dem ersten Jahr bis auf das Niveau der postoperativen Ausgangswerte, nach Verlusten zwischen 9 und 11% in den proximalen ROIs beschrieben (Stukenborg-Colsman et al. 2012).

Auch über die Entwicklung der Knochendichte nach dem zweiten Jahr post implantationem wurden mehrere Studien publiziert, hierbei wurden allerdings widersprüchliche Ergebnisse vorgelegt.

Der Knochenverlust nach 13 Jahren war unseren Untersuchungen zufolge wie in den meisten anderen DXA-Studien in der Kalkarregion, abgebildet in ROI 7, mit durchschnittlich - 25,33%* ($p < 0,001$) am stärksten ausgeprägt, wobei weder klinisch noch radiologisch Zeichen einer aseptischen Lockerung zu finden waren. Aldinger et al berichten ebenfalls in dieser Region über einen Knochendichteverlust von 27,7% für Frauen und 25,3% für Männer im Vergleich zum postoperativen Ausgangswert nach 7 Jahren, wobei vom dritten bis zum zehnten postoperativen Jahr nur noch sehr geringe Änderungen gezeigt wurden (Aldinger et al. 2003). In einer weiteren Studie wurde sogar über eine deutliche Erholung der Knochendichte der Kalkarregion auf über 90% des Ausgangswertes im Langzeitverlauf berichtet (Karachalios et al. 2004). Über eine ähnlich geringe Dynamik berichten Merle et al., wobei die Entmineralisierung des Kalkars in ihrem Patientenkollektiv vom 12. zum 17. postoperativen Jahr nur noch gering um 4,3% des 12-Jahres-Wertes fortschritt. Die klinische Relevanz dieser weiteren Entwicklung, welche darüber hinaus nur bei den untersuchten Frauen auftrat, wird in Frage gestellt (Merle et al. 2011).

Eine insgesamt geringe Dynamik der Knochendichteentwicklung im Langzeitverlauf ist jedoch kein einstimmiger wissenschaftlicher Konsens. Beispielsweise fanden Boden et al nach Implantation eines Bi-Metric-Schaftes eine deutliche Knochenresorption mit einem Gesamtverlust von über 35% in den Gruenzonen 1 und 7 im Vergleich zum postoperativen Ausgangswert, welche in Kontrast zu den zuvor berichteten Ergebnissen bis zum 14. postoperativen Jahr fortschritt (Boden et al. 2006).

In oben genannten Studien fällt auf, dass bei Frauen häufig eine stärkere Entmineralisierung als bei Männern stattzufinden scheint. So unterschied sich auch in unseren Untersuchungen die Knochendichteentwicklung der weiblichen Patienten von der der männlichen Probanden. Über alle untersuchten Prothesen gesehen konnten wir feststellen, dass Frauen tendenziell schon in der postoperativen Messung geringere Knochendichtewerte aufwiesen. Der Unterschied zwischen den Geschlechtern war zu diesem Zeitpunkt allerdings nur in ROI 5 statistisch signifikant und in ROI 7 zeigte sich fast kein Unterschied (siehe Tab. 6.1.1).

Patientengruppe	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4	ROI 5	ROI 6	ROI 7
weiblich	0,683	1,245	1,509	1,515	1,545*	1,258	1,003
männlich	0,728	1,264	1,573	1,682	1,691*	1,280	1,000

Tabelle 6.1.1: Mittelwerte der postoperativen BMD in g/cm² am Schaft nach ROI und Geschlecht.

Im Langzeitverlauf hingegen scheint der Knochendichteverlust bei Frauen stärker ausgeprägt zu sein, da bei der Follow-Up Messung die Knochendichte in ROI 1 sowie in den ROI 4-6 bei den Männern noch signifikant höher war und sich auch in den ROI 2 und 7 eine Tendenz zuungunsten der weiblichen Patienten zeigte (siehe Tab. 6.1.2 und Abb. 6.1.1).

Patientengruppe	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4	ROI 5	ROI 6	ROI 7
weiblich	0,575*	1,144	1,494	1,509*	1,499*	1,028*	0,740
männlich	0,737*	1,288	1,630	1,783*	1,750*	1,281*	0,827

Tabelle 6.1.2: Mittelwerte der BMD in g/cm² am Schaft bei Follow-Up nach ROI und Geschlecht.

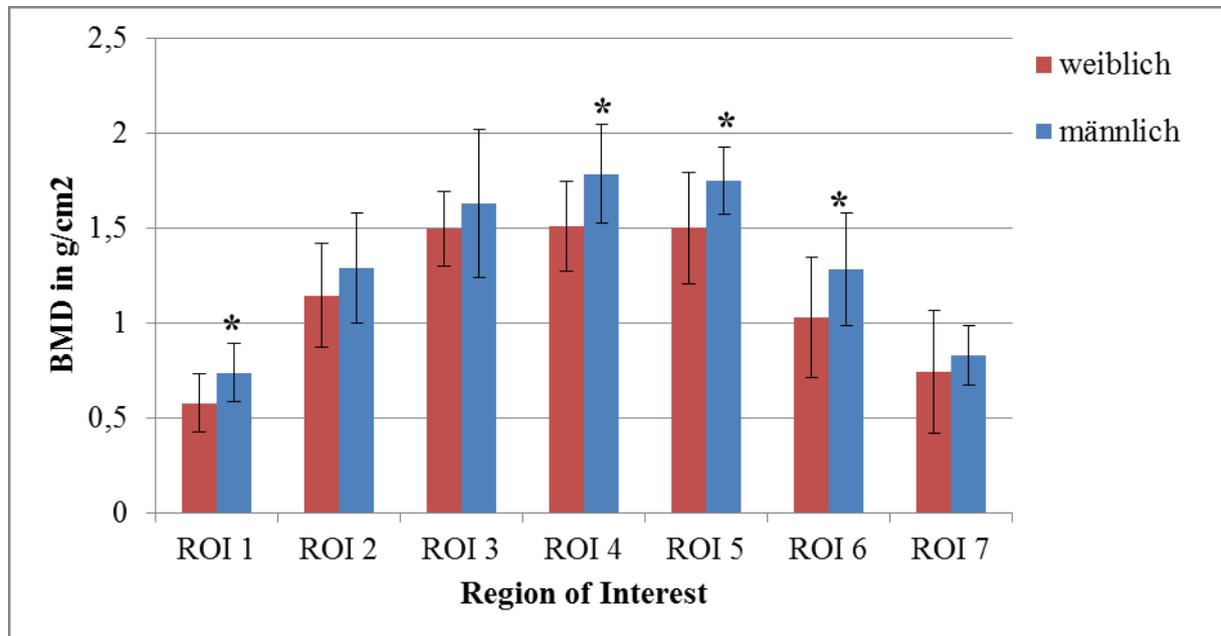


Abbildung 6.1.1: Mittelwerte der BMD zum Follow-Up am Schaft nach ROI und Geschlecht

Weiterhin konnte eine Abhängigkeit der Knochendichteentwicklung vom Alter des Patienten bei Erstimplantation der Prothese gezeigt werden. Auch hier fanden sich direkt postoperativ nur geringe Unterschiede zwischen den Altersgruppen ohne eine erkennbare Tendenz. Erst

im Langzeitverlauf trat ein Trend zur stärkeren Entmineralisierung bei den Patienten, welche bei Implantation über 60 Jahre alt waren zutage. In ROI 1 zeigte sich 10 Jahre postoperativ eine signifikant geringere Knochendichte ($p=0,031$) im Vergleich zu den unter 60-jährigen Patienten. In ROI 2-6 wurde eine Tendenz zur stärkeren Knochendemineralisation in der ältesten Patientengruppe gefunden (siehe Abb. 6.1.2). In anderen Studien wurden ebenfalls bei älteren Patienten höhere Knochendichteverluste in den ROI 1,2,3 sowie 6 und 7 gezeigt (Zerahn et al. 2011).

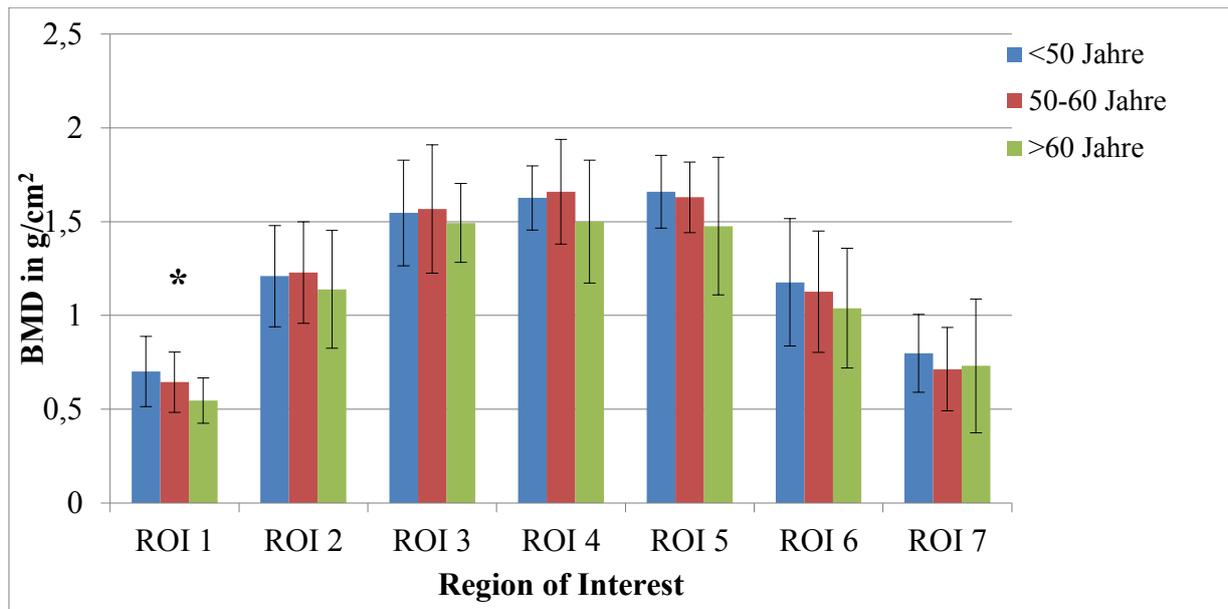


Abbildung 6.1.2: Mittelwerte der BMD am Schaft bei Follow-Up nach ROI und Alter

Auch abseits der epidemiologischen Faktoren gab es in unserem Patientenkollektiv, welches durch Roth et al. bis zum 12. Monat postoperativ mittels DXA nachuntersucht wurde, erhebliche Unterschiede in Bezug auf die Entwicklung der Knochendichte seit der postoperativen Messung (Roth et al. 2005, Richartz 2004). Beim Vision 2000-Schaft bestand bereits 12 Monate postoperativ ein BMD-Verlust von -29,04% in ROI 7 in Vergleich zum postoperativen Wert, welcher bis zum Follow-Up nach 13 Jahren auf -33,04% nur noch eine geringe Änderung zeigte. Anders verhielt es sich in der ROI 6, welche mit -29,92%* beim Vision 2000-Schaft eine signifikant stärkere Reduktion der Knochendichte im Vergleich zu den anderen Implantaten aufwies und zudem mit einer Entwicklung von -10,68% nach 1 Jahr zu -29,92% nach 13 Jahren von allen Schäfte die stärkste Dynamik zeigte. Auch in der Gruenzone 1 kam es nur beim Vision 2000-Schaft mit weiteren -17,12% bei 13 Jahren im Vergleich zu -10,25% bei einem Jahr noch zu einer wesentlichen Knochenresorption als Hinweis für fortgesetztes Stress-Shielding im Trochanter-major-Bereich. Die insgesamt im

Vergleich zu den anderen Schäften etwas stärkere Entmineralisierungstendenz kann durch den hohen Frauenanteil von 90% in dieser Gruppe beeinflusst worden sein. Bei weiblichen Patienten kommt es häufig zu einer stärkeren atrophischen Knochenreaktion durch Stress-Shielding. Dies konnte in unserem Patientenkollektiv und in den Untersuchungen von Merle et al gezeigt werden. (Merle et al. 2011) Weiterhin wird dieses Implantat im Gegensatz zu den anderen Schäften aus einer Kobalt-Chrom-Legierung gefertigt, welche ein größeres Elastizitätsmodul als Titanlegierungen hat. Es erscheint plausibel, dass ein steiferer Schaft zu einem stärkeren Stress-Shielding führt.

Eine geringe Änderung in ROI 7 gab es beim AlphaFit-Schaft mit -29,08% bei 12 Monaten im Vergleich zu -29,76% bei 13 Jahren Nachuntersuchungszeit. Beim CLS-Schaft war mit -24,85% bei der aktuellen Messung im Vergleich zu -19,67% nach 12 Monaten eine etwas stärkere Entwicklung zu beobachten. Diese beiden Schäfte sind aus Titan gefertigt und haben demnach ein Elastizitätsmodul, welches dem des Knochens näher kommt als das einer Kobalt-Chrom-Legierung. Dies könnte für die tendenziell etwas geringere Knochenatrophie mitverantwortlich sein. Allerdings ist beim CLS-Schaft auch das durchschnittlich geringere Patientenalter und beim AlphaFit-Schaft der im Verhältnis höhere Männeranteil in die Bewertung des Endergebnisses einzubeziehen.

Beim CLS Schaft scheint weiterhin der Trochanter major remineralisiert worden zu sein, da nach einer initial starken Knochenatrophie mit einer BMD – Reduktion innerhalb von 3 Monaten um -10,59% nach einem Jahr nur noch eine Reduktion um -2,97% und nach 13 Jahren auch nur -4,41% im Vergleich zum Ausgangswert zu beobachten war. (Richartz 2004) Beim AlphaFit – Schaft kommt es nach dem Erreichen der -8,50% Verlust im ersten Jahr nach der Implantation nur noch zu geringen Veränderungen im Langzeitverlauf. Dreizehn Jahre postoperativ konnten wir eine Knochendichtereduktion um 10,19% im Vergleich zum Ausgangswert messen. Auch in den Regionen 2,3, und 6 zeigen sich beim CLS- und AlphaFit-Schaft nur marginale Änderungen mit einer Abnahme um wenige Prozentpunkte der BMD im Langzeitverlauf. In ROI 6 kam es sogar tendenziell zu einer Remineralisierung des Knochens beim AlphaFit- Modell von einem Wert von -9,22% bei 12 Monaten auf nur noch -3,13% bei der letzten Untersuchung. Bei CLS-Schaft kam es dagegen zu einer weiteren Reduktion von -4,25% auf -10,98%.

In der Region 4 an der Prothesenspitze kam es nur zu geringen Änderungen im Untersuchungszeitraum. Plausibel erscheint, dass es beim CLS-Schaft, dessen gesamte

Oberfläche aufgeraut ist, zur stärksten Hypertrophie in ROI 4 mit +5,75% im Vergleich zum Ausgangswert kam. Auch 12 Monate postoperativ hatte dieses Implantat mit +3,12% die stärkste Knochenneubildungsreaktion gezeigt. Klinisch werden solch geringe Änderungen aber wohl keinen Effekt haben. Der AlphaLock-Schaft zeigte mit +3,60% noch eine tendenzielle Zunahme, während die beiden Schäfte mit poliertem distalen Ende, Vision 2000 und Mayo, mit -2,91% und -2,68% sogar eine milde Demineralisierung in diesem Bereich aufwiesen. Dies ist dadurch erklärbar, dass es an dieser Stelle bei polierter Oberfläche nicht zur Osseointegration kommt. Deshalb wird auch keine Last von der Prothese auf den Knochen übertragen wird und es kommt somit nicht zu einer pathologischen Überbeanspruchung der Diaphyse.

Insgesamt kommt es beim CLS-, Vision2000- und AlphaFit-Stiel nach einer initial deutlichen atrophischen Reaktion in der Kalkarregion mit Verlusten von 20-30% der BMD in ROI 7 und 4-10% in ROI 1 langfristig zu einer relativen Stabilisierung des Befundes mit einer marginalen weiteren Reduktion zwischen 0,5 und 5% des Ausgangswertes.

Der Mayo-Schaft zeigte in Bezug auf die Knochendichteentwicklung in ROI 7 ein tendenziell abweichendes Verhalten, wohingegen in ROI 1 mit -11,62% ein im untersuchten Kollektiv durchschnittliches Ergebnis erzielt wurde. Nach zwölf Monaten berichtet Richartz von einem BMD-Verlust von -15,31% in ROI 7 und in der DXA-Messung der gleichen Patienten nach 13 Jahren war im Durchschnitt nur noch ein Verlust von -5,16% im Vergleich zur postoperativen Messung zu verzeichnen. (Richartz 2004) Es kam also in der Tendenz zu einer Erholung des Knochens in der Kalkarregion. Die könnte an der weit proximal gelegenen Krafteinleitung des Mayo-Schaftes und somit an einer Verminderung des Stress-Shielding-Effektes liegen. Sluimer et al. berichten gleichlautend über höhere BMD-Werte in ROI 7 mit -12,7% nach 2 Jahren bei Verwendung einer Kurzschaftprothese im Vergleich zu -19,7% bei der regulären Prothese (Sluimer et al. 2006). Dieser Effekt könnte sich unseren Ergebnissen zufolge auch im Langzeitverlauf fortsetzen. Der Unterschied zu den anderen Prothesen war in unserem Patientenkollektiv aufgrund der geringen Patientenzahl von 7 in dieser Gruppe und der großen Variabilität der Ergebnisse von +34,49% bis -25,33% allerdings nicht statistisch signifikant. Daher sind zur Bestätigung weitere Untersuchungen nötig. Ein Hinweis auf eine bessere klinische Performance wurde allerdings auch dadurch gegeben, dass die Patienten mit der Mayo/Trilogy Prothese signifikant bessere Werte beim einmalig zur Follow-Up Untersuchung durchgeführten WOMAC erreichten.

Insgesamt erscheinen die gefundenen Ergebnisse der Knochendichtemessung in Größenordnung und Tendenz realistisch und damit verwertbar.

6.2 Diskussion der Ergebnisse der acetabulären Knochendichtemessung

Am Acetabulum kommt es ebenfalls durch Alterungsprozesse, Polyethylenabrieb und Stress-Shielding zu Veränderungen der Knochendichte, nachdem eine zementfreie Pfanne implantiert wurde. Bei allen untersuchten Pfannen kam es zu statistisch signifikanten Knochenverlusten. Diese waren tendenziell in der kaudalen ROI 4 mit -25,08%* stärker ausgeprägt als in der kranialen ROI 1 (-21,86%)* und im Bereich der Polkappen (ROI 2: -18,36%*, ROI 3:-18,91%*). Ergebnisse in dieser Größenordnung und kaudaler Betonung wurden auch von Huang et al nach 3 Jahren für die Zonen 2 und 3 nach DeLee und Charnley gefunden, wohingegen in der kranialen ROI 1 eher ein leichte Zunahme der BMD um 8% berichtet wurde (Huang et al. 2013). Andere Arbeiten berichten nach 2-9 Jahren Nachuntersuchung von einem betonten Verlust zwischen 10 und 20% in der Polregion der Hüftpfanne, welche bei hemisphärischen Pressfit-Pfannen entlastet wird und auch theoretisch eher demineralisiert werden sollte (Sabo et al. 1998, Wright et al. 2001, Digas et al. 2006, Stepniewski et al. 2008). Auffällig ist dabei, dass in einigen Arbeiten in der Spätphase eine Remineralisierung des acetabulären Knochenlagers stattzufinden scheint, welche in unserer Studie nur partiell bestätigt werden konnte (Digas et al. 2006).

Bei allen hier untersuchten Pfannen kam es bis zum 6. postoperativen Monat zu einer verschieden stark ausgeprägten Knochenatrophie und danach bis zum Ende des ersten postoperativen Jahres zu einer relativen Erholung des Knochenlagers (Richartz 2004). Der weitere Verlauf war jedoch unseren Messungen zufolge durch einen erneuten Knochenabbau gekennzeichnet. Bei der Duraloc - Pfanne kam es im Langzeitverlauf zu einer deutlichen Entmineralisierung in den peripheren ROI 1 und 4 von -5,16 auf -20,28% beziehungsweise von -6,32 auf -18,35%, jeweils im Vergleich zum postoperativen Ausgangswert. Im Polbereich hingegen blieb die Knochendichte über 13 Jahre nahezu konstant bei -7,52% (12 Monate: -11,99%) in ROI 2 beziehungsweise -11,28% (12 Monate: -7,91%) in ROI 3. Im Falle der Allofit- und der AlphaLock-Pfanne waren in allen 4 ROIs die BMD-Verluste mit durchschnittlich -25,17% respektive -22,46% eher gleichmäßig verteilt. Im Fall der Trilogy-Pfanne waren insgesamt etwas geringere Verluste zu verzeichnen, diese waren jedoch mit -23,92% im Vergleich zum 1-Jahreswert von -14,2% in ROI 4 auch relativ stark angestiegen.

Auch im Bereich der Pfanne scheint das Geschlecht der Patienten einen Einfluss auf die Knochenremodellierung im Langzeitverlauf zu haben. Beachtenswert erscheint, dass sich auch die durchschnittliche Knochendichte von Männern und Frauen nach Implantation der Prothese zunächst nur gering unterscheidet (Tab. 6.2.1).

Patientengruppe	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4
männlich	1,614	1,294	1,071	1,350
weiblich	1,586	1,382	0,995	1,043

Tabelle 6.2.1: Mittelwerte der postoperativen BMD in g/cm^2 am Acetabulum nach ROI und Geschlecht.

Im Verlauf zeigt sich dann jedoch ein signifikanter Unterschied in der Entwicklung der Knochendichte zwischen männlichen und weiblichen Patienten. (Tab. 6.2.2 sowie Abb.6.2)

Patientengruppe	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4
männlich	1,411*	1,181	1,077*	1,160*
weiblich	1,141*	1,089	0,735*	0,733*

Tabelle 6.2.2: Mittelwerte der BMD in g/cm^2 zum Follow-Up am Acetabulum nach ROI und Geschlecht.

Die Knochenatrophie um das Acetabulum herum war bei den Frauen in den ROI 1, 3 und 4 ($p=0,021$ in ROI1 und $p<0,001$ in ROI 3 und 4) signifikant stärker ausgeprägt.

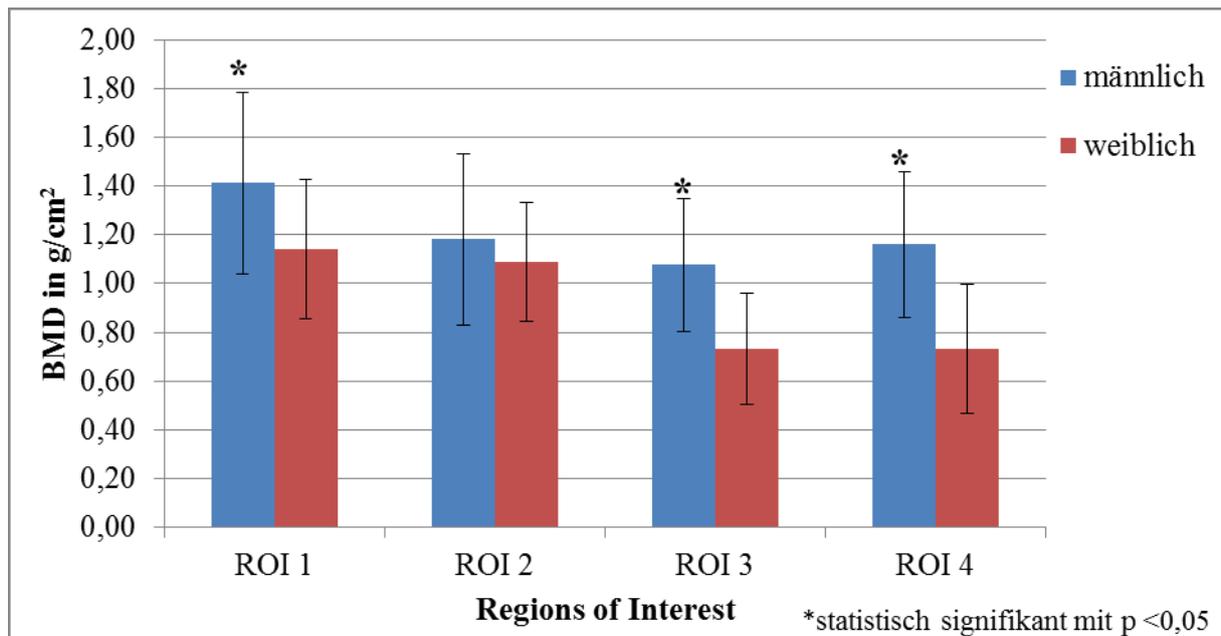


Abbildung 6.2: Mittelwerte der BMD zum Follow-Up am Acetabulum nach ROI und Geschlecht

6.3 Diskussion der Ergebnisse der klinischen Scores

Die Ergebnisse des WOMAC und des Harris Hip Score sprechen bei allen Patienten für ein gutes bis sehr gutes klinisches Ergebnis 13 Jahre nach der Operation. Auffällig war das signifikant bessere Ergebnis der Patienten mit der Kurzschafthprothese im WOMAC mit einem Globalindex von 0,69* ($p < 0,05$). Dies fiel mit dem Trend des geringeren Knochendichteverlustes bei diesem Implantat und dem tendenziell besten Harris Hip Score mit einer Summe von 91 Punkten zusammen. Ob dies tatsächlich ein klinischer Effekt des verminderten Stress-Shieldings ist oder ob es andere Confounding-Faktoren gibt konnte nicht geklärt werden. Prinzipiell ist auch eine zufällige Assoziation möglich.

6.4 Methodenkritik

Die Qualität der erhobenen Daten kann durch mehrere Faktoren beeinflusst worden sein.

Bei DXA-Messungen wurden die Lage und Größe der ROI subjektiv durch den Auswerter beeinflusst, daher kann es insbesondere bei mehreren Untersuchern zu einem systematischen Fehler kommen. Diese Fehlerquelle wurde in der vorliegenden Studie minimiert, da sowohl die DXA-Messungen zu allen Messzeitpunkten als auch die Auswertung derselben durch jeweils dieselbe Person durchgeführt wurden. Ebenso wurde für alle Messungen das gleiche Gerät verwendet. Bei der Verwendung der Hologic-Software zur Auswertung eines ROI-Modells am Acetabulum in Anlehnung an DeLee und Charnley wie in dieser Studie wurde eine Abweichung von 2,5 – 3,6% bei Doppelmessungen am Acetabulum ermittelt (Wilkinson

et al. 2001). Für die femorale Untersuchung wird bei Messungen nach zementfreier Schaftimplantation ein Fehler von bis zu 1,2% bei wiederholter Messung angegeben (Martini et al. 1997). Die verwendete Messmethode ist demnach durch eine zufriedenstellende Genauigkeit gekennzeichnet.

Weiterhin wurde die postoperativ gemessene Knochendichte durch die zur Implantation der Totalendoprothese notwendige Markraumpräparation und das Einbringen der Prothese durch Überdeckung präoperativ gemessener Knochenbezirke durch das Metall verfälscht. Diese Ungenauigkeit wurde umgangen, indem die Follow-Up-Messungen mit den direkt postoperativ durchgeführten Scans verglichen wurden. Die präoperativen DXA-Scans liegen für eventuelle Vergleiche im Nachgang vor.

Alle untersuchten Prothesen wurden durch denselben Operateur implantiert. Dadurch können zufällige Unterschiede, welche durch den unterschiedlichen Operationsstil verschiedener Chirurgen verursacht werden, ausgeschlossen werden. Allerdings sind damit die Ergebnisse nicht unbedingt auf die Allgemeinheit übertragbar, da auch die persönliche Technik des Operateurs das OP-Ergebnis und damit auf lange Sicht auch die hier erhobenen Werte beeinflusst.

Die geringe Fallzahl dieser Studie mit 41 untersuchten Patienten und 15 beziehungsweise 11, 8 und 7 Patienten je Gruppe limitiert die Aussagekraft der Ergebnisse, da zum einen die Übertragbarkeit auf die Allgemeinheit damit nur bedingt gegeben ist und zum anderen die gefundenen Unterschiede im Verlauf und zwischen den Gruppen nur schwer statistisch zu belegen sind. Sie ist allerdings geeignet, um eine Aussage über den Trend der Knochendichteentwicklung nach zementfreier Hüftendoprothetik im Langzeitverlauf zu treffen.

Leider waren auch einige Faktoren, welche Einfluss auf die Knochendichteentwicklung eines Patienten haben, zwischen den Gruppen nicht gleichmäßig verteilt. Beispielsweise unterschied sich das durchschnittliche Alter bei OP zwischen den Gruppen mit durchschnittlich jüngeren Patienten vor allem bei der CLS/Allofit-Prothese und etwas geringer auch bei der Mayo/Trilogy-Prothese. Ebenso waren weibliche Patienten bei der CLS/Allofit-Prothese sowie beim Vision2000/Duraloc-System statistisch überrepräsentiert. Dies könnte beim interindividuellen Vergleich Confoundereffekte hervorgerufen haben. Der

Einfluss dieser Faktoren wurde untersucht und in die Interpretation der Ergebnisse einbezogen.

Die Nachuntersuchungszeit von im Mittel 13,3 (11,4-14,5) Jahren war bei zu erwartenden Prothesenstandzeiten von 15 - 20 Jahren gut geeignet um die langfristigen Effekte der Knochenremodellierung an klinisch stabilen Hüftendoprothesen zu beurteilen.

Sowohl der WOMAC als auch der Harris Hip Score sind validierte, international anerkannte und häufig angewandte Instrumente zur Quantifizierung arthrose- beziehungsweise hüftbezogener Beschwerden (Bellamy 2005, Soderman und Malchau 2001). Daher waren sie gut zur Beurteilung des klinischen Outcomes geeignet, konnten in der hier untersuchten kleinen Stichprobe allerdings durch extreme Einzelwerte relativ stark beeinflusst werden. Ebenso waren 6 der 96 Fragebögen nicht vollständig ausgefüllt und konnten daher nicht oder nur zum Teil in die Bewertung einfließen.

7. Schlussfolgerungen

Aus unseren Untersuchungen geht hervor, dass die weitere Entkalkung des Knochens insbesondere in der Kalkarregion des Femurs um konventionelle zementfreie Hüfttotalendoprothesen nach mehreren Jahren scheinbar noch schleichend vorangeht. Es sind auch über die ersten postoperativen Jahre hinaus noch Reduktionen der Knochendichte messbar. Das Tempo der Entmineralisierung scheint sich aber im Laufe der Zeit deutlich zu verlangsamen und kommt zum Teil zum Stillstand. Dies kann dadurch erklärbar sein, dass bei stabiler Osseointegration auch im metaphysären Bereich langfristig eine ausreichende Kraftübertragung im Bereich des Kalkars und des Trochanter major stattfindet. Bei der untersuchten Kurzschaftprothese kam es in der Kalkarregion sogar zu einer Remineralisierung des Knochens. Auch konnte in der distalen ROI 4 keine pathologische Hypertrophie nachgewiesen werden. Daher ist bei allen hier untersuchten Prothesen von einer weiter proximal gelegenen Kraftübertragung auszugehen. Der einzige Kobalt-Chrom-Schaft in dieser Untersuchung zeigte tendenziell die stärkste Knochenatrophie nach 13 Jahren. Dies könnte durch das im Vergleich zu den Titanschäften größere Elastizitätsmodul mitverursacht worden sein. Allgemeine Faktoren, die eine weiter fortschreitende Knochenatrophie am Femur begünstigen sind das weibliche Geschlecht und ein hohes Patientenalter bei Implantation der Prothese.

Klinisch zeigte sich eine Abweichung zugunsten der Kurzschaftprothese. Ob dieser Vorteil durch das geringer ausgeprägte Stress-Shielding oder durch andere Faktoren beeinflusst wurde, konnte in diesem Studienaufbau leider nicht gezeigt werden.

Eine geringere Knochenatrophie könnte sich allerdings bei Wechseloperationen als Vorteil erweisen und auch gegebenenfalls längere Prothesenstandzeiten ermöglichen, wenn sich das proximale Knochenlager nach einer initialen Resorptionsphase wieder stabilisiert.

Bei den untersuchten Pfannen kam es zu fortschreitenden Entkalkungen sowohl in den beim Pressfit entlasteten Polregionen als auch in den belasteten peripheren Zonen. Dies weist darauf hin, dass es bei stabilen zementfreien Pfannen im Langzeitverlauf nach der initialen Press-Fit-Fixation mit Belastung der Peripherie und Entlastung der Polregion nach erfolgreicher Osseointegration wieder zu einer Lastübertragung über beinahe die gesamte Pfannenfläche kommt. In der vermeintlich entlasteten Polregion sind langfristig im Verhältnis weniger Knochendichteverluste zu verzeichnen. Die Unterschiede im BMD – Verlust

zwischen den verschiedenen Pfannenmodellen waren gering ausgeprägt, jedoch zeigte sich auch im acetabulären Bereich eine deutlich stärkere Knochenatrophie bei den untersuchten Frauen im Vergleich zu den männlichen Probanden.

Man kann insgesamt feststellen, dass das Phänomen des Stress-Shieldings in der zementfreien Hüftendoprothetik auch nach über 10 Jahren noch fortschreitet. Es ist in gewissem Maße vom verwendeten Implantat, aber auch von allgemeinen Einflussfaktoren wie Alter und Geschlecht des Patienten abhängig.

8. Literaturverzeichnis

- Ahmad O, Ramamurthi K, Wilson KE, Engelke K, Prince RL, Taylor RH. 2010. Volumetric DXA (VXA): A new method to extract 3D information from multiple in vivo DXA images. *J Bone Miner Res*, 25 (12):2744-2751.
- Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. 1981. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand*, 52 (2):155-170.
- Aldinger PR, Sabo D, Pritsch M, Thomsen M, Mau H, Ewerbeck V, Breusch SJ. 2003. 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. *Calcif Tissue Int*, 73 (2):115-121.
- Alm JJ, Makinen TJ, Lankinen P, Moritz N, Vahlberg T, Aro HT. 2009. Female patients with low systemic BMD are prone to bone loss in Gruen zone 7 after cementless total hip arthroplasty. *Acta Orthop*, 80 (5):531-537.
- AQUA. 2014. Qualitätsreport 2013. Göttingen: Gemeinsamer Bundesausschuss, Berlin.
- Bellamy N. 2005. The WOMAC Knee and Hip Osteoarthritis Indices: development, validation, globalization and influence on the development of the AUSCAN Hand Osteoarthritis Indices. *Clin Exp Rheumatol*, 23 (5 Suppl 39):S148-153.
- Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, Graichen F, Rohlmann A, Strauss J, Duda GN. 2001. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J Biomech*, 34 (7):859-871.
- Blake GM, Fogelman I. 1997. Technical principles of dual energy x-ray absorptiometry. *Semin Nucl Med*, 27 (3):210-228.
- Blake GM, Fogelman I. 2010. An update on dual-energy x-ray absorptiometry. *Semin Nucl Med*, 40 (1):62-73.
- Boden H, Adolphson P, Oberg M. 2004. Unstable versus stable uncemented femoral stems: a radiological study of periprosthetic bone changes in two types of uncemented stems with different concepts of fixation. *Arch Orthop Trauma Surg*, 124 (6):382-392.
- Boden HS, Skoldenberg OG, Salemyr MO, Lundberg HJ, Adolphson PY. 2006. Continuous bone loss around a tapered uncemented femoral stem: a long-term evaluation with DEXA. *Acta Orthop*, 77 (6):877-885.
- Bojescul JA, Xenos JS, Callaghan JJ, Savory CG. 2003. Results of porous-coated anatomic total hip arthroplasty without cement at fifteen years: a concise follow-up of a previous report. *J Bone Joint Surg Am*, 85-A (6):1079-1083.
- Bowman KF, Jr., Fox J, Sekiya JK. 2010. A clinically relevant review of hip biomechanics. *Arthroscopy*, 26 (8):1118-1129.

- Burt CF, Garvin KL, Otterberg ET, Jardon OM. 1998. A femoral component inserted without cement in total hip arthroplasty. A study of the Tri-Lock component with an average ten-year duration of follow-up. *J Bone Joint Surg Am*, 80 (7):952-960.
- Chambers B, St Clair SF, Froimson MI. 2007. Hydroxyapatite-coated tapered cementless femoral components in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*, 22 (4 Suppl 1):71-74.
- Chun KJ. 2011. Bone Densitometry. *Seminars in Nuclear Medicine*, 41 (3):220-228.
- CIHI. 2015. Hip and Knee Replacements in Canada: Canadian Joint Replacement Registry 2015 Annual Report. Ottawa: Canadian Institute for Health Information.
- Cullum ID, Ell PJ, Ryder JP. 1989. X-ray dual-photon absorptiometry: a new method for the measurement of bone density. *Br J Radiol*, 62 (739):587-592.
- Dagenais S, Garbedian S, Wai EK. 2009. Systematic review of the prevalence of radiographic primary hip osteoarthritis. *Clin Orthop Relat Res*, 467 (3):623-637.
- Delaunay C, Kapandji AI. 2001. Survival analysis of cementless grit-blasted titanium total hip arthroplasties. *J Bone Joint Surg Br*, 83 (3):408-413.
- DeLee JG, Charnley J. 1976. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res*, (121):20-32.
- DeVita MV, Stall SH. 1999. Dual-energy X-ray absorptiometry: a review. *J Ren Nutr*, 9 (4):178-181.
- Digas G, Karrholm J, Thanner J. 2006. Different loss of BMD using uncemented press-fit and whole polyethylene cups fixed with cement: repeated DXA studies in 96 hips randomized to 3 types of fixation. *Acta Orthop*, 77 (2):218-226.
- Dion NT, Bragdon C, Muratoglu O, Freiberg AA. 2015. Durability of highly cross-linked polyethylene in total hip and total knee arthroplasty. *Orthop Clin North Am*, 46 (3):321-327, ix.
- Dorr LD, Wan Z, Shahrddar C, Sirianni L, Boutary M, Yun A. 2005. Clinical performance of a Durasul highly cross-linked polyethylene acetabular liner for total hip arthroplasty at five years. *J Bone Joint Surg Am*, 87 (8):1816-1821.
- Eckardt A, Karbowski A, Schwitalle M, Herbsthofer B, Kreitner KF. 1997. [Radiological changes after implantation of 2 different cementless hip prostheses]. *Rofo*, 167 (4):355-360.
- Ellison B, Berend KR, Lombardi AV, Jr., Mallory TH. 2006. Tapered titanium porous plasma-sprayed femoral component in patients aged 40 years and younger. *J Arthroplasty*, 21 (6 Suppl 2):32-37.
- Engl CA, Bobynd JD. 1988. The influence of stem size and extent of porous coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, (231):7-28.

- Engl CA, Bobyn JD, Glassman AH. 1987. Porous-coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. *J Bone Joint Surg Br*, 69 (1):45-55.
- Engl CA, Hopper RH, Jr., Engl CA, Jr. 2004. Long-term porous-coated cup survivorship using spikes, screws, and press-fitting for initial fixation. *J Arthroplasty*, 19 (7 Suppl 2):54-60.
- Engl CA, McGovern TF, Bobyn JD, Harris WH. 1992a. A quantitative evaluation of periprosthetic bone-remodeling after cementless total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 74 (7):1009-1020.
- Engl CA, O'Connor D, Jasty M, McGovern TF, Bobyn JD, Harris WH. 1992b. Quantification of implant micromotion, strain shielding, and bone resorption with porous-coated anatomic medullary locking femoral prostheses. *Clin Orthop Relat Res*, (285):13-29.
- EPRD. 2015. Statusbericht 2014. Berlin: Endoprothesenregister Deutschland.
- Galante J, Rostoker W, Lueck R, Ray RD. 1971. Sintered fiber metal composites as a basis for attachment of implants to bone. *J Bone Joint Surg Am*, 53 (1):101-114.
- Garvin KL, White TC, Dusad A, Hartman CW, Martell J. 2015. Low Wear Rates Seen in THAs With Highly Crosslinked Polyethylene at 9 to 14 Years in Patients Younger Than Age 50 Years. *Clin Orthop Relat Res*, 473 (12):3829-3835.
- Glassman AH, Bobyn JD, Tanzer M. 2006. New femoral designs: do they influence stress shielding? *Clin Orthop Relat Res*, 453:64-74.
- Goetz DD, Smith EJ, Harris WH. 1994. The prevalence of femoral osteolysis associated with components inserted with or without cement in total hip replacements. A retrospective matched-pair series. *J Bone Joint Surg Am*, 76 (8):1121-1129.
- Gradinger H, Gollwitzer R. 2006. *Ossäre Integration*. Heidelberg: Springer Medizin Verlag.
- Greenwald AS, Haynes DW. 1972. Weight-bearing areas in the human hip joint. *J Bone Joint Surg Br*, 54 (1):157-163.
- Grubl A, Chiari C, Gruber M, Kaider A, Gottsauner-Wolf F. 2002. Cementless total hip arthroplasty with a tapered, rectangular titanium stem and a threaded cup: a minimum ten-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am*, 84-A (3):425-431.
- Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC. 1979. "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop Relat Res*, (141):17-27.
- Haddad RJ, Jr., Cook SD, Thomas KA. 1987. Biological fixation of porous-coated implants. *J Bone Joint Surg Am*, 69 (9):1459-1466.
- Hagel A, Hein W, Wohlrab D. 2008. Experience with the Mayo conservative hip system. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*, 75 (4):288-292.

- Hanna SA, Somerville L, McCalden RW, Naudie DD, MacDonald SJ. 2016. Highly cross-linked polyethylene decreases the rate of revision of total hip arthroplasty compared with conventional polyethylene at 13 years' follow-up. *Bone Joint J*, 98-B (1):28-32.
- Herrera A, Panisello JJ, Ibarz E, Cegonino J, Puertolas JA, Gracia L. 2009. Comparison between DEXA and finite element studies in the long-term bone remodeling of an anatomical femoral stem. *J Biomech Eng*, 131 (4):041013.
- Huang Q, Shen B, Yang J, Zhou ZK, Kang PD, Pei FX. 2013. Changes in Bone Mineral Density of the Acetabulum and Proximal Femur After Total Hip Resurfacing Arthroplasty. *J Arthroplasty*.
- Hulbert SF, Young FA, Mathews RS, Klawitter JJ, Talbert CD, Stelling FH. 1970. Potential of ceramic materials as permanently implantable skeletal prostheses. *J Biomed Mater Res*, 4 (3):433-456.
- Ihle M, Mai S, Pfluger D, Siebert W. 2008. The results of the titanium-coated RM acetabular component at 20 years: a long-term follow-up of an uncemented primary total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br*, 90 (10):1284-1290.
- Incavo SJ, Beynon BD, Coughlin KM. 2008. Total hip arthroplasty with the Secur-Fit and Secur-Fit plus femoral stem design a brief follow-up report at 5 to 10 years. *J Arthroplasty*, 23 (5):670-676.
- Karachalios T, Tsatsaronis C, Efraimis G, Papadelis P, Lyritis G, Diakoumopoulos G. 2004. The long-term clinical relevance of calcar atrophy caused by stress shielding in total hip arthroplasty: a 10-year, prospective, randomized study. *J Arthroplasty*, 19 (4):469-475.
- Khanuja HS, Vakil JJ, Goddard MS, Mont MA. 2011. Cementless femoral fixation in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 93 (5):500-509.
- Kilgus DJ, Shimaoka EE, Tipton JS, Eberle RW. 1993. Dual-energy X-ray absorptiometry measurement of bone mineral density around porous-coated cementless femoral implants. Methods and preliminary results. *J Bone Joint Surg Br*, 75 (2):279-287.
- Kim YH, Park JW, Kim JS. 2012. Cementless metaphyseal fitting anatomic total hip arthroplasty with a ceramic-on-ceramic bearing in patients thirty years of age or younger. *J Bone Joint Surg Am*, 94 (17):1570-1575.
- Kiratli BJ, Heiner JP, McBeath AA, Wilson MA. 1992. Determination of bone mineral density by dual x-ray absorptiometry in patients with uncemented total hip arthroplasty. *J Orthop Res*, 10 (6):836-844.
- Krebs DE, Robbins CE, Lavine L, Mann RW. 1998. Hip biomechanics during gait. *J Orthop Sports Phys Ther*, 28 (1):51-59.
- Kroger H, Venesmaa P, Jurvelin J, Miettinen H, Suomalainen O, Alhava E. 1998. Bone density at the proximal femur after total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, (352):66-74.
- Kummer B. 1995. [Basics of Pauwels' theory of the functional adaptation of bones]. *Orthopade*, 24 (5):387-393.

- Lerch M, Kurtz A, Windhagen H, Bougoucha A, Behrens BA, Wefstaedt P, Stukenborg-Colsman CM. 2012. The cementless Bicontact stem in a prospective dual-energy X-ray absorptiometry study. *Int Orthop*, 36 (11):2211-2217.
- Levenston ME, Beaupre GS, Schurman DJ, Carter DR. 1993. Computer simulations of stress-related bone remodeling around noncemented acetabular components. *J Arthroplasty*, 8 (6):595-605.
- Little BS, Wixson RL, Stulberg SD. 2006. Total hip arthroplasty with the porous-coated anatomic hip prosthesis: results at 11 to 18 years. *J Arthroplasty*, 21 (3):338-343.
- Marshall AD, Mokris JG, Reitman RD, Dandar A, Mauerhan DR. 2004. Cementless titanium tapered-wedge femoral stem: 10- to 15-year follow-up. *J Arthroplasty*, 19 (5):546-552.
- Martini F, Schmidt B, Sell S. 1997. [Validity and reproducibility of osteodensitometric DEXA-measurements following total hip endoprosthesis]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 135 (1):35-39.
- Merle C, Clarius M, Aldinger PR. 2010. [Long-term results of uncemented stems in total hip arthroplasty: analysis of survival rates with a minimum 15-year follow-up]. *Orthopade*, 39 (1):80-86.
- Merle C, Streit MR, Volz C, Pritsch M, Gotterbarm T, Aldinger PR. 2011. Bone remodeling around stable uncemented titanium stems during the second decade after total hip arthroplasty: a DXA study at 12 and 17 years. *Osteoporos Int*, 22 (11):2879-2886.
- Mittelmeier W, Grunwald I, Schafer R, Grundei H, Gradinger R. 1997. [Cementless fixation of the endoprosthesis using trabecular, 3-dimensional interconnected surface structures]. *Orthopade*, 26 (2):117-124.
- Morshed S, Bozic KJ, Ries MD, Malchau H, Colford JM, Jr. 2007. Comparison of cemented and uncemented fixation in total hip replacement: a meta-analysis. *Acta Orthop*, 78 (3):315-326.
- Mueller LA, Schmidt R, Ehrmann C, Nowak TE, Kress A, Forst R, Pfander D. 2009. Modes of periacetabular load transfer to cortical and cancellous bone after cemented versus uncemented total hip arthroplasty: a prospective study using computed tomography-assisted osteodensitometry. *J Orthop Res*, 27 (2):176-182.
- Ni SH, Guo L, Jiang TL, Zhao J, Zhao YG. 2014. Press-fit cementless acetabular fixation with and without screws. *Int Orthop*, 38 (1):7-12.
- Oh I, Harris WH. 1978. Proximal strain distribution in the loaded femur. An in vitro comparison of the distributions in the intact femur and after insertion of different hip-replacement femoral components. *J Bone Joint Surg Am*, 60 (1):75-85.
- Pakvis D, van Hellemond G, de Visser E, Jacobs W, Spruit M. 2011. Is there evidence for a superior method of socket fixation in hip arthroplasty? A systematic review. *Int Orthop*, 35 (8):1109-1118.
- Park MS, Choi BW, Kim SJ, Park JH. 2003. Plasma spray-coated Ti femoral component for cementless total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*, 18 (5):626-630.

- Pauwels F. 1973. Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte, Prinzipien, Technik und Resultate einer kausalen Therapie. Berlin: Springer Verlag.
- Pauwels F. 1976. [Developmental effects of the functional adaptation of bone]. *Anat Anz*, 139 (3):213-220.
- Pedersen AB, Mehnert F, Havelin LI, Furnes O, Herberts P, Karrholm J, Garellick G, Makela K, Eskelinen A, Overgaard S. 2014. Association between fixation technique and revision risk in total hip arthroplasty patients younger than 55 years of age. Results from the Nordic Arthroplasty Register Association. *Osteoarthritis Cartilage*, 22 (5):659-667.
- Pilliar RM. 1983. Powder metal-made orthopedic implants with porous surface for fixation by tissue ingrowth. *Clin Orthop Relat Res*, (176):42-51.
- Rahbek O, Overgaard S, Lind M, Bendix K, Bunge C, Soballe K. 2001. Sealing effect of hydroxyapatite coating on peri-implant migration of particles. An experimental study in dogs. *J Bone Joint Surg Br*, 83 (3):441-447.
- Richartz G. 2004. Osteodensitometrische Untersuchungen mittels DXA nach Implantation von zementfreien Hüfttotalendoprothesen [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität Jena.
- Roberson JR. 1992. Proximal femoral bone loss after total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am*, 23 (2):291-302.
- Roth A, Richartz G, Sander K, Sachse A, Fuhrmann R, Wagner A, Venbrocks RA. 2005. [Periprosthetic bone loss after total hip endoprosthesis. Dependence on the type of prosthesis and preoperative bone configuration]. *Orthopade*, 34 (4):334-344.
- Ruff CB, Hayes WC. 1988. Sex differences in age-related remodeling of the femur and tibia. *J Orthop Res*, 6 (6):886-896.
- Sabo D, Reiter A, Simank HG, Thomsen M, Lukoschek M, Ewerbeck V. 1998. Periprosthetic mineralization around cementless total hip endoprosthesis: longitudinal study and cross-sectional study on titanium threaded acetabular cup and cementless Spotorno stem with DEXA. *Calcif Tissue Int*, 62 (2):177-182.
- Santavirta S, Nordstrom D, Metsarinne K, Konttinen YT. 1993. Biocompatibility of polyethylene and host response to loosening of cementless total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res*, (297):100-110.
- Schroeder K, Moehlenbruch A, Zimmermann-Stenzel M, Parsch D. 2010. [Five-year survival rate of the Allofit titanium press-fit cup]. *Orthopade*, 39 (1):87-91.
- Schuh A, Schraml A, Hohenberger G. 2009a. Long-term results of the Wagner conical screw cup. *Int Orthop*, 33 (3):659-664.
- Schuh A, Schraml A, Hohenberger G. 2009b. Long-term results of the Wagner cone prosthesis. *Int Orthop*, 33 (1):53-58.
- SHAR. 2014. Annual Report 2013. Gothenburg: Swedish Hip Arthroplasty Register.

SIRIS. 2014. Bericht über 2. Erfassungsjahr 2013 des SIRIS Registers. Bern: Nationaler Verein für Qualitätsentwicklung in Spitälern und Kliniken (ANQ).

Sluimer JC, Hoefnagels NH, Emans PJ, Kuijer R, Geesink RG. 2006. Comparison of two hydroxyapatite-coated femoral stems: clinical, functional, and bone densitometry evaluation of patients randomized to a regular or modified hydroxyapatite-coated stem aimed at proximal fixation. *J Arthroplasty*, 21 (3):344-352.

Soderman P, Malchau H. 2001. Is the Harris hip score system useful to study the outcome of total hip replacement? *Clin Orthop Relat Res*, (384):189-197.

Spittlehouse AJ, Smith TW, Eastell R. 1998. Bone loss around 2 different types of hip prostheses. *J Arthroplasty*, 13 (4):422-427.

Spotorno L, Romagnoli S, Ivaldo N, Grappiolo G, Bibbiani E, Blaha DJ, Guen TA. 1993. The CLS system. Theoretical concept and results. *Acta Orthop Belg*, 59 Suppl 1:144-148.

Steffl MD, Callaghan JJ, Liu SS, Pedersen DR, Goetz DD, Johnston RC. 2012. Primary cementless acetabular fixation at a minimum of twenty years of follow-up: a concise update of a previous report. *J Bone Joint Surg Am*, 94 (3):234-239.

Stepniewski AS, Egawa H, Sychterz-Terefenko C, Leung S, Engh CA, Sr. 2008. Periacetabular bone density after total hip arthroplasty a postmortem analysis. *J Arthroplasty*, 23 (4):593-599.

Stihsen C, Radl R, Keshmiri A, Rehak P, Windhager R. 2012. Subsidence of a cementless femoral component influenced by body weight and body mass index. *Int Orthop*, 36 (5):941-947.

Stilling M, Rahbek O, Soballe K. 2009. Inferior survival of hydroxyapatite versus titanium-coated cups at 15 years. *Clin Orthop Relat Res*, 467 (11):2872-2879.

Stukenborg-Colsman CM, von der Haar-Tran A, Windhagen H, Bouguecha A, Wefstaedt P, Lerch M. 2012. Bone remodelling around a cementless straight THA stem: a prospective dual-energy X-ray absorptiometry study. *Hip Int*, 22 (2):166-171.

Suckel A, Geiger F, Kinzl L, Wulker N, Garbrecht M. 2009. Long-term results for the uncemented Zweymuller/Alloclassic hip endoprosthesis. A 15-year minimum follow-up of 320 hip operations. *J Arthroplasty*, 24 (6):846-853.

Tabata T, Kaku N, Hara K, Tsumura H. 2014. Initial stability of cementless acetabular cups: press-fit and screw fixation interaction--an in vitro biomechanical study. *Eur J Orthop Surg Traumatol*.

Tabata T, Kaku N, Hara K, Tsumura H. 2015. Initial stability of cementless acetabular cups: press-fit and screw fixation interaction--an in vitro biomechanical study. *Eur J Orthop Surg Traumatol*, 25 (3):497-502.

Tezuka T, Inaba Y, Kobayashi N, Sato M, Mitsugi N, Saito T. 2014. Long-term results of porous-coated anatomic total hip arthroplasty for patients with osteoarthritis of the hip. *J Arthroplasty*, 29 (12):2251-2255.

- Valancius K, Soballe K, Nielsen PT, Laursen MB. 2013. No superior performance of hydroxyapatite-coated acetabular cups over porous-coated cups. *Acta Orthop*, 84 (6):544-548.
- Venesmaa P, Vanninen E, Miettinen H, Kroger H. 2012. Periprosthetic bone turnover after primary total hip arthroplasty measured by single-photon emission computed tomography. *Scand J Surg*, 101 (4):241-248.
- Wagner H, Wagner M. 2000. Cone prosthesis for the hip joint. *Arch Orthop Trauma Surg*, 120 (1-2):88-95.
- Widmer KH, Zurfluh B, Morscher EW. 1997. [Contact surface and pressure load at implant-bone interface in press-fit cups compared to natural hip joints]. *Orthopade*, 26 (2):181-189.
- Wilkinson JM, Peel NF, Elson RA, Stockley I, Eastell R. 2001. Measuring bone mineral density of the pelvis and proximal femur after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*, 83 (2):283-288.
- Wright JM, Pellicci PM, Salvati EA, Ghelman B, Roberts MM, Koh JL. 2001. Bone density adjacent to press-fit acetabular components. A prospective analysis with quantitative computed tomography. *J Bone Joint Surg Am*, 83-A (4):529-536.
- Wyatt M, Hooper G, Frampton C, Rothwell A. 2014. Survival outcomes of cemented compared to uncemented stems in primary total hip replacement. *World J Orthop*, 5 (5):591-596.
- Wyss T, Kagi P, Mayrhofer P, Notzli H, Pflugger D, Knahr K. 2013. Five-year results of the uncemented RM pressfit cup clinical evaluation and migration measurements by EBRA. *J Arthroplasty*, 28 (8):1291-1296.
- Yamauchi Y, Jinno T, Koga D, Asou Y, Morita S, Okawa A. 2012. Comparison of different distal designs of femoral components and their effects on bone remodeling in 1-stage bilateral total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*, 27 (8):1538-1543.
- Zerahn B, Borgwardt L, Ribel-Madsen S, Borgwardt A. 2011. A prospective randomised study of periprosthetic femoral bone remodeling using four different bearings in hybrid total hip arthroplasty. *Hip Int*, 21 (2):176-186.

9. Tabellenverzeichnis

			Seite
Tabelle	4.1.1	Drop out	20
Tabelle	4.1.2	Patientenkollektiv	21
Tabelle	5.1	Änderung der BMD (\pm SD) am Femur in g/cm^2 und in % des Ausgangswertes.	29
Tabelle	5.2	Änderung der BMD (\pm SD) am Acetabulum in g/cm^2 und in % des Ausgangswertes.	32
Tabelle	5.3	Globalindex WOMAC und Summe Harris Hip Score	33
Tabelle	6.1.1	Mittelwerte der postoperativen BMD in g/cm^2 am Schaft nach ROI und Geschlecht.	36
Tabelle	6.1.2	Mittelwerte der BMD in g/cm^2 am Schaft bei Follow-Up nach ROI und Geschlecht.	36
Tabelle	6.2.1	Mittelwerte der postoperativen BMD in g/cm^2 am Acetabulum nach ROI und Geschlecht.	41
Tabelle	6.2.2	Mittelwerte der BMD in g/cm^2 zum Follow-Up am Acetabulum nach ROI und Geschlecht.	41

10. Abbildungsverzeichnis

		Seite	
Abbildung	2.2	gebräuchliche Schaftformen in der zementfreien Hüftendoprothetik. Quelle: Khanuja et al. 2011	13
Abbildung	4.1	Darstellung der Patientenrekrutierung	21
Abbildung	4.2.1.1	CLS-, Vision 2000-, AlphaFit und Mayo – Schaft Quelle: Fa. Zimmer Biomet Inc., Fa. Depuy Synthes, Fa. Corin PLC	23
Abbildung	4.2.1.2	Allofit, Duraloc, Alphanorm und Trilogy – Pfanne Quelle: Fa. Zimmer Biomet Inc., Fa. Depuy Synthes, Fa. Corin PLC	24
Abbildung	4.2.2.1	Position der ROI bei CLS-, Vision2000-, AlphaFit- und Mayo – Schaft (von links nach rechts)	25
Abbildung	4.2.2.2	Position der ROI an der Pfanne	25
Abbildung	5.1	Änderung des Mittelwerts der BMD zum Follow-Up im Vergleich zum postoperativen Ausgangswert nach ROI und Prothese	30
Abbildung	5.2	Änderung des Mittelwerts der BMD am Acetabulum zum Follow-Up im Vergleich zum postoperativen Ausgangswert nach ROI und Prothese	32
Abbildung	6.1.1	Mittelwerte der BMD zum Follow-Up am Schaft nach ROI und Geschlecht	36
Abbildung	6.1.2	Mittelwerte der BMD am Schaft bei Follow-Up nach ROI und Alter	37
Abbildung	6.2	Mittelwerte der BMD zum Follow-Up am Acetabulum nach ROI und Geschlecht	42

Lebenslauf

Name: Bettina Buckwitz

Geburtsdatum: 09. Mai 1991

Geburtsort: Gotha

Ausbildung:

September 2001 - Juni 2009 Staatliches Gymnasium Arnoldischule Gotha
Abschluss: Allgemeine Hochschulreife

Oktober 2009 – November 2015 Medizinstudium an der Friedrich-Schiller-Universität
Jena

Oktober 2009 Immatrikulation an der Friedrich-Schiller-
Universität Jena

September 2011 1. Abschnitt Ärztlicher Prüfung

Oktober 2014 2. Abschnitt Ärztlicher Prüfung

November 2015 3. Abschnitt Ärztlicher Prüfung

Januar 2016 Approbation als Ärztin

seit April 2016 Ärztin in Weiterbildung in der Klinik für
Kinderorthopädie der Schön Klinik Vogtareuth

Jena, den 01.07.2016

Bettina Buckwitz

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass

- mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,
- ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,
- mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben:
Professor Dr. med. habil. G. Matziolis
Professor Dr. med. habil. A. Roth
Dr. med. S. Brodt
Frau E. Mark
- die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,
- dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und
- dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, den 01.07.2016

Bettina Buckwitz

Danksagung

Ich bedanke mich bei Herrn Prof. Dr. med. Georg Matziolis für die Erlaubnis und Möglichkeit zur Dissertation an seiner Klinik sowie für die Betreuung dieser Arbeit.

Herrn Prof. Dr. med. Andreas Roth und Herrn Dr. med. Steffen Brodt gilt gleichermaßen mein besonderer Dank für ihre fachkundige Unterstützung in den verschiedenen Phasen der Fertigstellung dieser Arbeit.

Weiterhin möchte ich mich bei Frau Elke Mark für ihre tatkräftige Hilfe bei der Bereitstellung des Datenmaterials und bei Frau Mandy Trützschler für die Übernahme der organisatorischen Belange bedanken.

Nicht zuletzt gilt mein Dank meiner Familie für ihre Hilfe und Unterstützung, ohne welche die Erstellung dieser Arbeit nicht möglich gewesen wäre.