

Aus der Orthopädischen Universitätsklinik
Stiftung Friedrichsheim
Frankfurt am Main

**Evaluation der
periprothetischen Knochendichte
des proximalen Femurs
nach Implantation
einer zementfreien anatomisch-adaptierten
Totalendoprothese (CTX – Prothese) der Hüfte
mittels Dual Energy X-ray Absorptiometry (DEXA)**

DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin
des Fachbereichs Medizin
der Johann Wolfgang Goethe-Universität
Frankfurt am Main

vorgelegt von
Nicole Mastrodomenico
aus Schlieren, Schweiz

Frankfurt am Main 2005

Dekan: Prof. Dr. med. J. Pfeilschifter
Referent: Prof. Dr. med. A. Kurth
Koreferent: Prof. Dr. med. V. Jacobi

Tag der mündlichen Prüfung: 29.11.2006

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
1) EINLEITUNG	1
2) LITERATURÜBERSICHT	3
2.1. Entwicklungsgeschichte der Hüftprothese	3
2.2. Prinzip von zementfreien Totalendoprothesen	5
2.3. Implantatoberfläche	6
2.4. Indikation	7
2.5. Knochenstoffwechsel	9
2.6. Knochenbiomechanik und Biomechanik der Hüfte	10
2.7. Periprothetischer Knochenschwund	12
2.8. Postoperative Entlastung	13
2.9. Osteodensitometrie	14
3) FRAGESTELLUNG	16
4) MATERIAL & METHODE	17
4.1. Patientenkollektiv	17
4.2. Verwendetes Prothesendesign	18
4.3. Ablauf für den Patienten	19
4.4. Knochendichtemessung	22
4.5. Harris Hip Score	25
4.6. Vergleich CTX-Prothese – Geradschaftprothese	26
4.7. Statistik	26

5)	ERGEBNISSE	27
5.1.	Zeitlicher Verlauf der periprothetischen Knochendichte in den ROI's nach Gruen	28
5.2.	Korrelation der BMD von LWS / Kontralateraler Hüfte und periprothetischer Knochendichte	38
5.3.	Vergleich des zeitlichen Verlaufs der BMD von PPF- bzw. CTX-Prothese	47
6)	DISKUSSION	51
7)	ZUSAMMENFASSUNG	57
7.1.	Deutsch	57
7.2.	English	59
8)	LITERATUR	61
9)	TABELLEN	72
10)	DANKSAGUNG	78
11)	SCHRIFTLICHE ERKLÄRUNG	79
12)	LEBENS LAUF	80

1) EINLEITUNG

Der Ersatz von zerstörten Hüftgelenkstrukturen (Hüftkopf und Hüftpfanne) durch ein Kunstgelenk hat die Therapie der Coxarthrose in den letzten Jahrzehnten revolutioniert. Die Implantation eines künstlichen Hüftgelenks gehört heute zu den Standardtherapien in der Orthopädie und wird in einer grossen Anzahl jährlich durchgeführt.

Endoprothesen des Hüftgelenks können nach der Art des ersetzten Gelenkanteils unterteilt werden in Oberflächenersatz-, Schenkelhals-, Kopfersatz- und Totalendoprothesen (Ersatz beider Gelenkpartner), welche die prothetische Regelversorgung des arthrotischen Hüftgelenks darstellen.

Es gibt inzwischen eine kaum noch überschaubare Vielfalt an Totalendoprothesen mit unterschiedlichen Material- (Cobaltbasis, Titanlegierungen), Design- (Geradschäfte, anatomisch geformte Schäfte und Individualprothesen) und Verankerungseigenschaften. Bezüglich des Verankerungskonzeptes ist zwischen zementierter und zementfreier Implantation zu unterscheiden. Die zementfreie Verankerung mittels Polymethylmethacrylat (PMMA)-Knochenzement wurde 1960 von Charnley ¹ in die klinische Routine eingeführt. In der Folgezeit wurden mit dem von Charnley entwickelten System ausgezeichnete Langzeitergebnisse erzielt.² Aber obgleich die biologische Verträglichkeit der PMMA-Knochenzemente in vielen experimentellen aber auch humanpathologischen Arbeiten bewiesen worden war, wurde die zunehmende Zahl der Komplikationen (aseptische Lockerungen)^{3,4}, vor allem bei jungen Patienten, mehr und mehr mit dem Knochenzement in Verbindung gebracht.

Die mit dem Knochenzement verbundenen Risiken führten in den 70er und 80er Jahren wieder zur verstärkten Hinwendung zu nicht zementierten Implantaten mit dem Prinzip der Prothesenverankerung durch Oberflächenvergrösserung, was zur besseren Lastverteilung auf das Knochenlager und damit Druckverminderung und Vermeidung der osteoklastischen Lagerresorption führen soll. Die Fixation dieser Prothesen erfolgt durch direkten Knochen-Implantat-Kontakt. Bei der Implantation ist eine ausreichende Primärstabilität der Prothese unverzichtbar, um die Relativbewegungen zwischen Implantat und Knochen auf ein Minimum zu beschränken. Ist diese relative Ruhe gegeben, kommt es durch ein- oder anwachsenden Knochen zur Sekundärstabilisierung, die um ein Mehrfaches höher ist als die Primärstabilität.⁵

Untersuchungen zeigten, dass mit konventionellen zementfreien Hüftprothesenschäften 20-50% des ursprünglichen Knochens im proximalen Femur durch Stress shielding verloren gehen können^{6,7,8,9,10}. Durch die veränderte Krafteinleitung in das proximale Femur entstehen Regionen, die einer stärkeren Belastung ausgesetzt sind und solche die vom Kraftfluss umgangen werden. Dieser Schutz vor der Krafteinleitung wird als Stress shielding bezeichnet. Stress shielding stellt somit eines der zentralen Probleme in der zementfreien Hüftendoprothetik dar.

Die Knochenumbauprozesse werden nach Implantation einer Femurschaftprothese entscheidend durch die Richtung und Höhe der einwirkenden Kräfte über die Implantatoberfläche auf den Knochen geprägt. Zusätzlich besteht eine Abhängigkeit der gemessenen Knochendichte vom Zeitintervall seit Prothesenimplantation. Die bisher vorliegenden Studien zeigen, dass sich nach einem Jahr ein „steady state“ oder ein Gleichgewichtszustand einstellt. Das „stress shielding“ ist somit vor allem als ein Anpassungsvorgang (adaptive remodeling) zu interpretieren^{11,12,13}.

Die Osteodensitometrie ermöglicht als nicht invasive Methode die Änderung der Knochendichte nach Prothesenimplantation zu untersuchen.

Da die veränderte Kraftübertragung unter anderem auch vom Design der Prothese abhängt, soll mittels DEXA untersucht werden, ob sich durch den zementfreien anatomischen CTX-Schaft das Stress shielding aufgrund der anatomischen Form verhindern lässt.

2) LITERATURÜBERSICHT

2.1. Entwicklungsgeschichte der Hüftprothese

Mit Einführung des künstlichen Hüftgelenkersatzes in die Therapie der Coxarthrose konnte die Lebensqualität der Patienten enorm gebessert werden.

Vor über 100 Jahren – 1891 – erschien eine umfangreiche wissenschaftliche Publikation von Themistocles Gluck (1853 – 1942)¹⁴, die auch die Implantation künstlicher Gelenke zum Inhalt hatte.

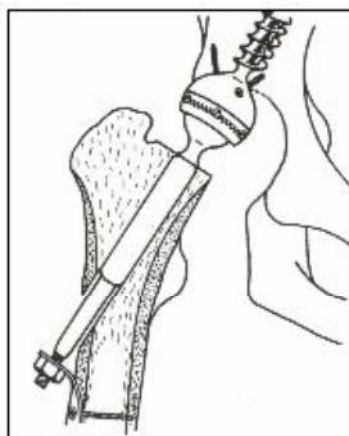


Abbildung 1: Themistocles Gluck (1853-1942)

Gluck gilt als der Vater der Endoprothetik, des totalen und des partiellen Gelenkersatzes. Er schlug vor, einen zertrümmerten Humeruskopf mitsamt benachbarter Diaphyse durch Elfenbein zu ersetzen. Bereits 1885 wies er auf den positiven Effekt von Osteosynthesen durch Platten und Schrauben aus Metall hin, und auf die hierdurch entstehende Besserung frakturbedingter Schmerzen und den Rückgang heftiger Muskelspasmen. Daneben beschäftigte Gluck sich mit der Fixierung der Elfenbeinprothesen durch Knochenzement. Er stellte eine Steinkittmasse aus Colophonium und Bimsstein oder Gips her, die rasch erhärtet und sterilisierend wirkt.

Seine Ideen vom Gelenkersatz griff Hey-Groves im Jahre 1922 auf, der erstmals den Hüftkopf durch ein Elfenbeinimplantat ersetzte, während die erste Totalendoprothese der Hüfte 1938 von Philipp Wiles in London implantiert wurde. Es folgten Modelle von

Judet (1946), Mc Bride (1948), und Thompsen (1951) wobei der Ersatz der Hüftpfanne unberücksichtigt blieb. Den Gedanken des totalen Hüftgelenkersatzes verfolgend, implantierte Mc Kee 1951 sein aus zwei Metallkomponenten bestehendes Modell. Eine vergleichbare Konzeption weist die Hüftendoprothese von Ring auf, mit deren Implantation 1964 begonnen wurde.



*Abbildung 2: Totale Hüftgelenksendoprothese nach Mc Kee (1951)
Die metallische Pfannenkomponente wurde über ein zentrales Gewinde im Azetabulum verankert, während die Fixation des Hüftkopfes über eine Zugschraube erfolgt.*

Mit Einführung der Low-friction-Arthroplastik durch Charnley 1960 hat der künstliche Hüftgelenkersatz einen ungeahnten weltweiten Aufschwung erlebt, erlaubt doch die Gelenkpaarung aus Metall und Polyethylen eine niedrige Reibung und die Fixation mit dem schnell aushärtenden Knochenzement aus Polymethylmetacrylat (PMMA) eine hervorragende Frühstabilität¹⁵.

Eines der Probleme des Knochenzementes ist, dass das PMMA eine unzureichende Dauerschwingfestigkeit besitzt und zu Ermüdungsbrüchen tendiert, und dass Abriebpartikel dieses Materials zu erheblichen destruktiven Fremdkörpergranulationen Anlass geben kann¹⁶. Klinische Erfahrungen haben gezeigt, dass es schon nach wenigen Jahren zu erheblichen Lockerungsquoten infolge Zementversagens kommen kann, wobei sowohl Verankerungsprotrusionen als auch die Zementfüllschicht insgesamt brechen und der interpartikuläre Abrieb zu erheblichen Fremdkörpergranulationen führen kann, welche schwere Knochenzerstörungen an der Grenzschicht und schwierige Wechseloperationen nach sich ziehen können^{17,18,19}. Charnley selbst hat gezeigt, dass der Polyethylenabrieb erhebliche Fremdkörperreaktionen bedingt, die nach Willert²⁰

auch in die Knochen-Zement-Grenze eindringen und zur Resorption des Knochenlagers und somit zu aseptischen Prothesenlockerungen führen.

Der Erfolg des totalen Hüftgelenkersatzes (Schmerz beseitigung und verbesserte Beweglichkeit) führte dazu, dass die von Charnley vorgegebene Altersindikation von 60 Jahren aufgegeben wurde und so auch jüngere Patienten in den Genuss von künstlichen Hüftgelenken kamen. Die Resultate zeigten bei jungen Patienten, die eine zementierte Endoprothese erhielten jedoch einige Besonderheiten. Chandler et al.²¹ zeigten eine aseptische Lockerungsrate der femoralen Komponente von bis zu 21 % nach 5 Jahren bei Patienten < 30 Jahre. Auch Gustilo et al.²² fanden aseptische Lockerungsraten bis zu 22 % nach 6,8 Jahren bei Patienten < 60 Jahre. Anders Mc Laughlin et al.²³ Sie untersuchten eine Prothese, die eine ohne Zement eingebrachte femorale Komponente besass. Nach 8-13 Jahren wurden Revisionen in nur 2 % und Osteolysen in nur 7 % beobachtet. 98 % zeigten auch nach 10 Jahren keine Veränderungen.

Um jungen Menschen mit ausgeprägten Gelenkstörungen dennoch die Möglichkeit einer stabilen und mobilen Hüfte zu geben, setzten Anfang der 70er Jahre Entwicklungen mit Rückkehr zur zementfreien Verankerung von im Design oberflächenvergrösserten Endoprothesen ein, um die lokalen Druckbelastungen des Knochenlagers pro Flächeneinheit zu reduzieren. Aluminiumoxidkeramik bei Paarung mit sich selbst bzw. mit Polyethylen zeigte darüber hinaus ein erheblich verbessertes Abriebverhalten^{24,25}.

2.2. Prinzip von zementfreien Totalendoprothesen

Ziel der zementfreien Implantation ist die Erreichung einer dauerhaften Sekundärstabilität mit direktem Knochen-Implantat-Verbund durch An - oder Einwachsen von Knochen in strukturierte Oberflächen ohne Zwischenschaltung von Bindegewebe (Osteointegration)^{26,27}, wofür eine adäquate Primärstabilität erforderlich ist. Diese wird initial durch Formschluss unter einer gewissen Druckvorspannung (Press-fit) erreicht, womit bei entsprechendem Design Relativbewegungen zwischen Implantat und Knochenbett verhindert werden. Eine grosse Rotationsstabilität²⁸ kann mit rechteckigem Prothesenquerschnitt, zusätzlich lateralen, ventralen und dorsalen bzw. zirkulären Stabilisatoren oder durch Manschetten erreicht werden. Durch das Design im

proximalen Bereich der Prothese wird ein grosser Hebelarm erreicht, der das über den Prothesenkopf eingeleitete Drehmoment kompensiert und als möglichst geringe Flächenlast in die Kortikalis einleitet.

Bei zementfreien Prothesenschäften sind Geradschäfte, anatomisch geformte Schäfte, und Individual-Prothesen zu unterscheiden. Geradschaftprothesen haben eine konische Form mit meist rechteckigem Querschnitt und sollen sich langstreckig oder überwiegend distal-diaphysär im Femur verankern. Nachteilig ist hierbei, dass es zu ausgedehnten Knochenresorptionen durch die reduzierte mechanische Belastung (Stress shielding) im proximalen Bereich kommen kann. Anatomisch geformte Schäfte sind der natürlichen Femurform (inklusive Anteversion) nachempfunden. Sie sollen im Idealfall ausschliesslich proximal-metaphysär verankern, während der Prothesenstiel vorrangig zur axialen Ausrichtung und Kippstabilität dient. Bei beiden Formen handelt es sich um konfektionierte Implantate, die sich durch abgestufte Prothesengrößen den unterschiedlichen Größenverhältnissen des Oberschenkelknochens anpassen sollen. Kann kein befriedigender Sitz einer Standardprothese erzielt werden, so ist eine Individualprothese indiziert. Dabei wird die Prothese individuell dem Knochen angepasst und nicht umgekehrt. Sie besitzen zwar einen optimalen knöchernen Formschluss sind aber herstellungs- und kostenintensiv (individuelle Raspel zum Implantat).

2.3. Implantatoberfläche

Bei zementfreier Fixation einer Endoprothese ist die Struktur der Implantatoberfläche für das An- bzw. Einwachsen von Knochen von wesentlicher Bedeutung, da durch die Implantatoberfläche der direkte Kontakt zum Knochen hergestellt wird. Glatte Prothesenoberflächen sind nicht geeignet, ein Einwachsen des Knochens zu ermöglichen. Hierfür werden Oberflächenstrukturierungen verwendet, die ein vitales Knocheneinwachsen provozieren und damit zur Sekundärstabilität der Prothese beitragen sollen. Porous-coating, Plasmaspray- und sandgestrahlte Oberflächen, die teilweise zusätzlich mit bioaktivem Coating versehen sind, werden verwendet. Mikrostrukturierte mit bioaktiven Materialien wie Hydroxylapatit ermöglichen eine

direkt auf der Oberfläche einsetzende Osteogenese, wodurch eine frühe Sekundärfixation erreicht wird (Osborn 1985).

Von Bedeutung ist ausserdem, ob eine Prothese eine voll- oder teilstrukturierte Oberfläche hat. Eine nur teilweise zirkuläre Beschichtung mit unvollständiger Abdichtung des intramedullären Kanals zum Gelenk, wie dies bei der ersten Generation des Porous-coatings der Fall war, führte zu vermehrten Osteolysen an der Schaftspitze²⁹. Hohe Lockerungsraten in nur proximal beschichteten porous-coated Schäften stehen minimalen Lockerungsraten bei ausgedehnten Porous-coating in Langzeitverläufen gegenüber³⁰.

2.4. Indikation

Die Indikationsstellung zur Hüftendoprothese erfolgt mit dem Ziel der Schmerzbefreiung und der Wiederherstellung der Mobilität des Patienten und damit der Erhaltung der Lebensqualität. Andererseits handelt es sich um ein Kunstgelenk mit nur begrenzter Verweildauer im menschlichen Organismus, weshalb noch vor wenigen Jahrzehnten ein Mindestalter von etwa 60 Jahren für die Erstimplantation gefordert wurde. Die inzwischen vorliegenden guten Langzeitergebnisse und die Anspruchshaltung der meisten Patienten haben dazu geführt, dass Endoprothesen heute in grossem Rahmen bereits bei wesentlich jüngeren Patienten implantiert werden. Trotz aller Fortschritte im Prothesendesign, in der Verankerungstechnik und vor allem in der Gleitpaarung zwischen Kopf und Pfanne wird ein jüngerer Patient die Auslockerung einer Prothese wahrscheinlich erleben müssen. Andererseits ist es nicht mehr zu verantworten, einem jungen Patienten mit starkem Leidensdruck die Implantation mit Hinweis auf sein Alter zu verwehren. Aus diesem Grund sollte die Indikation heute zunehmend unabhängig vom Faktor Alter, jedoch nicht ohne Ausschöpfung aller konservativen und operativen Möglichkeiten der Gelenkerhaltung erfolgen.

Ätiologisch sind primäre Coxarthrose, Hüftdysplasie und Hüftkopfnekrose zu unterscheiden:

Coxarthrose

Gelenkerkrankung, die vorwiegend bei einem Missverhältnis zwischen Beanspruchung und Beschaffenheit bzw. Leistungsfähigkeit der einzelnen Gelenkanteile und -gewebe entsteht.

Ursachen: Schwerarbeit, Sport, Übergewicht, Alter, Stoffwechselstörungen, Folgezustände nach entzündlichen, rheumatischen Gelenkleiden, Trauma.

Radiologisches Bild: Gelenkspaltverschmälerung, Inkongruenz der Gelenkflächen, Sklerosierungen, Zystenbildungen, Randwülste.

Klinische Symptomatik: anfangs Spannungsgefühl und Steifigkeit in den betreffenden Gelenken, dann Anfangsschmerz, Belastungsschmerz, Dauerschmerz.

Klinische Befunde: Gelenkinstabilität, Kontrakturen, Fehlstellungen, Muskelatrophien.

Therapie: Konservativ, operativ: Synovektomie, Pridie-Bohrung, Korrekturosteotomie, Gelenkersatz.

Hüftdysplasie

Mangelentwicklung (Abflachung) der Hüftgelenkpfanne mit der Gefahr eines Austritts des Hüftkopfs.

Diagnose: routinemässiger Einsatz der Hüftgelenkssonographie im Rahmen der Kinderfrüherkennungsuntersuchungen ermöglicht eine Verhinderung der Luxation.

Klinische Befunde: Abspreizbehinderung, Asymmetrie der Oberschenkel- und Gesässfalten.

Therapie: funktionelle Abspreizbehandlung durch breite Wicklung bis zum zweiten Monat, danach Spreizhose für Wochen bis Monate unter sonographischer Kontrolle der Hüftkopfnachreifung.

Komplikation: Entwicklung einer sekundären Coxarthrose.

Hüftkopfnekrose:

Septische Knochennekrose: direkte oder indirekte (hämatogene) Infektion

Aseptische Knochennekrose: nichttraumatische Osteochondrose im Erwachsenenalter als Komplikation nach Behandlung einer angeborenen oder traumatischen Hüftgelenksluxation, nach Schenkelhals- und Azetabulumfraktur infolge Durchblutungsstörungen des Hüftkopfes.

Ursachen: Alkohol, Cortison, M. Perthes, Trauma, Dialyse, idiopathisch.

Radiologisches Bild: erhöhter Kalksalzgehalt, später Sklerosierung, Hüftkopffentzündung, Randzacken und Zysten bei verschmälertem Gelenkspalt.

Klinik: Bewegungseinschränkung und –schmerz nach symptomlosen Intervall; Entwicklung einer Coxarthrose möglich.

Therapie: Entlastung, Knochenspanbohrung, Umstellungsosteotomie bei jungen Patienten mit partieller Hüftkopfnekrose, Implantation einer Endoprothese.

2.5. Knochenstoffwechsel

Dem Knochen kommen zwei wesentliche Funktionen zu: die biomechanische Stützfunktion und die des grössten Calciumreservoirs. Neben dem Mineralanteil besteht das Knochengewebe aus organischer Matrix, Wasser und den Knochenzellen: Osteoklasten, Osteoblasten und Osteozyten. Knochen ist metabolisch ein sehr aktives Gewebe, das ständig umgebaut wird.

Die Knochenbildung geht von Ossifikationsinseln (Verknöcherungsinseln) aus, die durch Zellvermehrung im Mesenchym entstehen. Aus den Mesenchymzellen gehen die einkernigen Osteoblasten hervor. Die Osteoblasten produzieren neben dem Osteoid (unverkalkte Interzellularsubstanz) Tropokollagen, das extrazellulär im Osteoid zu Kollagenfibrillen polymerisiert. Der neugebildete Knochen ist vorerst unmineralisiert (Osteoid). Aus dem Osteoid entsteht durch Verkalkung stabiler Knochen. Osteozyten entstehen aus den Osteoblasten, die im Osteoid eingeschlossen werden und somit zu nicht mehr teilungsfähigen Osteozyten werden. Die Knochenumbauprozesse (bone remodeling) werden durch Osteoklasten initiiert, die in ihren Lakunen kleine Knochenareale lysieren. Osteoklasten stammen von hämatopoetischen Stammzellen ab, die unter Einwirkung von bestimmter Zytokinen, Hormonen und Wachstumsfaktoren zu Osteoklasten differenzieren. Sie sind mehrkernig und enthalten viel saure Phosphatase,

durch die der Knochen enzymatisch abgebaut wird. In den beim Abbau entstehenden Höhlen liegen die Osteoklasten.

An der Regeneration des Knochenstoffwechsels sind eine grosse Zahl verschiedener lokaler (Zytokine und Wachstumsfaktoren) und systemischen Faktoren (Hormone) beteiligt^{31,32}.

Für die Aufrechterhaltung einer ausgeglichenen Knochenbilanz ist ein ausgewogenes Verhältnis zwischen Resorption und Formation von grosser Bedeutung. Osteozyten beeinflussen in Abhängigkeit von der Höhe des mechanischen Stimulus die lokale Kopplung der Osteoblasten und Osteoklasten, wobei ein hoher mechanischer Stimulus zu einer Zunahme der Aktivität der Osteoblasten führt, während ein niedriger zu einer Zunahme der Osteoklastenaktivität führt³³.

Bei den sogenannten Ossifikationsstörungen werden mehrere Formen unterschieden: Störungen der Knorpelbildung (Achondroplasie), Störungen der desmalen und enchondralen Ossifikation, Störungen der Osteoblastentätigkeit (Osteogenesis imperfecta: verminderter oder minderwertiger Knochenaufbau), Störungen der Osteoklastentätigkeit (Osteopetrose: Marmorknochenkrankheit, Einschränkung des Knochenabbaus), Osteoporose, Osteomalazie, Osteosklerose. Neben diesen allgemeinen sind auch die lokalen Ossifikationsstörungen zu nennen: Aseptische Knochennekrosen, Osteomyelitis und die Knochentumore.

2.6. Knochenbiomechanik und Biomechanik der Hüfte

Aufgabe der Biomechanik ist es, mit den Mitteln der Natur- und Ingenieurwissenschaften Probleme zu lösen, die mit lebenden Systemen in Verbindung stehen. Erste systematische Untersuchungen über Bewegungsabläufe beim Menschen gehen bereits auf Leonardo da Vinci (1452-1519) zurück. Zunehmende Bedeutung und Anerkennung erlangte die Biomechanik Mitte der sechziger Jahre mit der Entwicklung und Verbreitung künstlicher Gelenke.

Wolff entwickelte die Theorie des trajektorialen Baus der Spongiosa und veröffentlichte 1892 sein Werk: „Das Gesetz der Transformation der Knochen“. Wolffs Gesetz postulierte unter anderem, dass die funktionelle Anpassung des Knochens nach strikten mathematischen Gesetzen abläuft³⁴. Pauwels³⁵ und Kummer³⁶ formulierten die Theorie der kausalen Histogenese, wonach sich Bindegewebe entsprechend der

mechanischen Beanspruchung differenziert und sich dann der jeweiligen lokalen Situation durch vermehrte oder verminderte Produktion extrazellulärer Matrix anpasst. Demnach wird auch die Knochendichte an jedem Punkt durch die längerfristige Beanspruchung bestimmt. Bei Über- bzw. Unterschreiten eines kritischen Spannungswertes kommt es zu einem Anbau (Hypertrophie) bzw. Abbau (Atrophie) von Knochensubstanz. Wirkt ein optimaler Spannungswert auf den Knochen, so befindet sich An- und Abbau im Gleichgewicht.

Nach Resektion des Schenkelhalses ändert sich die physiologische Krafteinleitung in das proximale Femur. Für die Kraftübertragung und Stabilität ist es notwendig, dass sich die Prothese an der Kortikalis grossflächig abstützt; je grösser die Fläche, desto geringer wird die spezifische Flächenlast. Die Art der Kraftübertragung wird im wesentlichen durch das Design des Implantates bestimmt. Es sollte so gestaltet sein, dass die physiologische Krafteinleitung möglichst nachvollzogen wird und von proximal nach distal kontinuierlich abnimmt. Eine Kraftübertragung im proximalen Bereich ist nur dann garantiert, wenn der Prothesenschaft distal nicht knöchern eingebaut und fixiert ist. Die unphysiologische Krafteinleitung bei distaler Schaftfixation und Minderbelastung des proximalen Teils (Stress shielding) führt zu Knochenumbau und – verlust, so dass eine proximale Krafteinleitung bei zementfreier Endoprothesenfixation erzwungen werden sollte.

Neben der veränderten Krafteinleitung kommt auch den Materialeigenschaften eine grosse Bedeutung zu. Bei der Implantation von Endoprothesen werden Materialien unterschiedlicher Elastizität und Steifigkeit (Knochen – (Zement) – Prothese) miteinander verbunden und unterschiedlich belastet. Manche Materialien, wie Kunststoffe und auch Metalle, zeigen bei höheren Temperaturen ein zeitabhängiges Spannungs-Dehnungsverhalten: sie verformen sich auch dann weiter, wenn die einwirkende Kraft konstant bleibt (plastische Deformierung, Kriechverhalten). Polyethylenmaterialien (z.B. Hüftpfanne) müssen daher eine ausreichende Dicke haben und dürfen nicht zu hoch belastet werden. Metallarmierungen verbessern die Belastbarkeit.

Die verwendeten Materialien (Metalle und Kunststoffe) sollen gute tribologische Eigenschaften (Reibung, Abrieb, Schmierung) haben, sie müssen körperverschleißfähig und korrosionsbeständig sowie ausreichend stabil sein. Für Dauerimplantate werden Titan, Stahl, Kobalt-Chrom-Legierungen, hochmolekulare Kunststoffe (Polyethylen) und

Keramikwerkstoffe verwendet. Titan ist relativ leicht, jedoch nicht so stabil wie die anderen metallischen Werkstoffe. Kobalt-Chrom-Legierungen sind sehr hart, die Herstellung ist schwierig, der Abrieb aber sehr gering. Keramik ist spröde, aber ausgezeichnet körperverschleißtragend und zeigt ebenfalls geringen Abrieb. Da kein Werkstoff gleichzeitig alle Erwartungen erfüllen kann, können durch entsprechende Materialkombinationen die jeweils spezifischen Eigenschaften, wie Verschleißbeständigkeit, Dauerfestigkeit und Elastizität optimal genutzt werden. Günstige Materialkombinationen mit guten Gleiteigenschaften (low friction) sind Polyethylen gegen Kobalt-Chrom-Legierung, Keramik gegen Keramik oder Keramik gegen Polyethylen.

Die Formgebung der Prothese muss ein ausreichendes Bewegungsausmass erlauben, sollte nur eine geringe Resektion von Knochen und Weichteilgewebe bei der Implantation erfordern und eine sichere Fixation im Knochen garantieren.

2.7. Periprothetischer Knochenschwund

Der postoperativ beginnende periprothetischer Knochendichteverlust besitzt eine multifaktorielle Genese. Er lässt sich hauptsächlich durch das Operationstrauma, die postoperative Entlastung und die veränderte Krafteinleitung erklären.

Durch die Operation werden Nekrosen des Knochens und der umgebenden Weichteile erzeugt. Diese Nekrosen und Hämatome werden zwar wieder abgebaut, jedoch werden dabei Makrophagen und Fibroblasten aktiviert. Zytokine und andere Entzündungsmediatoren werden dabei freigesetzt, welche dann Osteoklasten stimulieren. Bei zementierten Schäften zum Beispiel können freie Radikale des Zementes und Fremdkörperreaktionen die Entzündung unterhalten. Ein weiterer Faktor ist die postoperative Entlastung wobei es zu einer Inaktivitätsatrophie kommt. Der bedeutendste Abbau des Knochens erfolgt jedoch im Rahmen der veränderten Krafteinleitung wodurch Regionen entstehen, die einer stärkeren Belastung ausgesetzt sind und solche die vom Kraftfluss umgangen werden (Stress shielding). Das Design und die Materialeigenschaften der Prothese sind für die Ausbildung und das Ausmass des Stress shielding entscheidend.

Um den periprothetischen Knochenschwund möglichst gering zu halten, müssen die Ursachen so weit es geht möglichst eliminiert werden. Das Prothesenmodell sollte eine

gleichmässige physiologische Krafteinleitung gewährleisten. Weiterhin soll mit der Mobilisation früh begonnen werden und die postoperative Entlastung auf ein Minimum beschränkt werden.

2.8. Postoperative Entlastung

Die alloarthroplastische Operation eines Hüftgelenks stellt nicht den Abschluss der Behandlung dar, sondern nur ein Etappenziel, nach dem eine intensive und konsequente Nachbehandlung durchgeführt werden muss, damit die Operation letztendlich zum erhofften Erfolg führt. Ziel dieser Rehabilitation muss es sein, den Patienten wieder schnellstmöglich mit schmerzfreier belastungsfähiger Hüftfunktion in den beruflichen, sozialen und familiären Bereich zu integrieren.

Die Nachbehandlungsrichtlinien verschiedener Kliniken nach Implantation einer zementfrei implantierten Prothese sind sehr unterschiedlich, variieren je nach Prothesentyp und Vorstellung des Operateurs. Die Behandlungsverfahren unterscheiden sich weniger in der Art der speziellen krankengymnastischen Übungsbehandlung als vielmehr in dem Zeitpunkt der Belastungsaufnahme des operierten Beines. Es gilt zwischen einer Sofortbelastung, wobei die Belastungsaufnahme ab dem zweiten oder dritten postoperativen Tag nach Entfernung der Drainagen mit Hilfe von zwei Unterarmgehstützen erfolgt und der Frühbelastung mit Belastungsaufnahme nach Abschluss der primären Wundheilung (ab der dritten postoperativen Woche) zu unterscheiden. Unter Spätbelastung wird eine Belastungsaufnahme des operierten Beines nach mehreren Wochen verstanden. Neben dieser zeitlichen Komponente ist auch die Art der Belastung zu berücksichtigen. Man unterscheidet eine Teilbelastung (Belastung mit einem bestimmten Bruchteil bzw. Prozentwert des Körpergewichtes, Sohlenkontakt) und der sogenannten Vollbelastung (volles Körpergewicht).

Bei der Beurteilung der postoperativen Belastbarkeit sind im wesentlichen die Faktoren zu berücksichtigen: 1. Art der Prothesenverankerung, 2. die Wahl des operativen Zugangs und 3. die Qualität des knöchernen Lagers.

2.9. Osteodensitometrie

Die Osteodensitometrie ist zur Zeit die einzige nicht invasive Methode, mit der in vivo die Knochenmasse bestimmt werden kann. Die konventionelle Radiographie ist nicht geeignet Änderungen des Knochenmineralgehaltes frühzeitig zu erkennen, da 20-40% der Knochenmasse verloren sein müssen, um eine Verminderung des Mineralgehaltes auf Röntgenaufnahmen erkennen zu können³⁷. Es werden verschiedene Verfahren eingesetzt wie die Quantitative Computertomographie (QCT), die periphere Quantitative Computertomographie (pQCT), die Ein-Energie-Röntgenabsorptiometrie (SXA: single X-ray absorptiometry), die Zwei-Energie- Röntgenabsorptiometrie (DXA: dual X-ray absorptiometry), der Quantitative Ultraschall (QUS) und die Quantitative Magnetresonanztomographie (QMR).

Alle radiologischen Verfahren beruhen auf dem Prinzip der Schwächung eines Röntgenstrahls entlang seiner Wegstrecke von der Strahlenquelle zum Detektorsystem. Die Schwächung S entspricht dem Logarithmus des Verhältnisses der Intensität I_0 des Primärstrahls zur Intensität I des geschwächten Strahls

$$S = \ln (I_0 / I) \qquad I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot d} \qquad \mu: \text{Schwächungskoeffizient}$$

d: Schichtdicke

Physikalisch kann bei einer Aufnahme mit nur einem Spektrum aus dem Schwächungswert nicht auf die Materialzusammensetzung des Objekts geschlossen werden. Das Kompartiment Knochen besteht aus drei Komponenten: Knochen (Knochenapatit), gelbes und rotes Knochenmark. Zudem muss die Röntgenschwächung des Knochens unabhängig von der umgebenden Weichteilstruktur gemessen werden. Das gelbe Knochenmark hat eine geringere Dichte und schwächt daher die Röntgenstrahlung weniger als das Rote, welches weichteil- bzw. wasseräquivalente Dichte aufweist. Dieser als Fettfehler bekannte Einfluss kann durch Zwei-Energie-Messungen reduziert werden. Zur materialelektiven Quantifizierung sind daher Zwei-Spektren-Untersuchungen notwendig. Der Fettfehler beruht darauf, dass die Röntgenschwächung integral über allen Geweben gemessen wird, also der Summe der Schwächung durch die mineralisierten Trabekel, das blutbildende Mark und das Fettmark. Bei osteopenischen Patienten liegt im Knochenmark häufig ein höherer Fettanteil vor. Er wird in der Literatur bis zu 30% angegeben³⁸. Zur Beurteilung dieses

Fettfehlers und dessen Reduktion durch die Zwei-Spektren-Untersuchung wurden Phantomuntersuchungen durchgeführt³⁹.

Bei den integralen absorptiometrischen Methoden wird der Knochenmineralgehalt nicht pro Volumen sondern pro Fläche bestimmt (g/cm^2). Prinzipiell wird bei diesen Verfahren das zu untersuchende Objekt meander- (Pencil- oder Single-beam-Technik) oder fächerförmig (Fan-beam-Technik) abgerastert. Alle Zwei-Spektren-Verfahren beruhen darauf, dass unterschiedliche Materialien Röntgenstrahlen energieabhängig unterschiedlich schwächen.

Bei den DXA-Methoden werden unterschiedliche Verfahren eingesetzt: Umschalten der Röhrenspannung zwischen zwei Energiebereichen, Strahlungsfiltrierung mit spezifischen Filtern oder Trennung zweier Energiebereiche durch spezifische Detektorsysteme.

3) FRAGESTELLUNG

Periprothetische Knochenatrophie (Osteopenie) ist ein bekanntes Phänomen am proximalen Femurschaft nach der Implantation von Schaftprothesen und Pfannen.

Da die Form des verwendeten Implantates eine Rolle spielen könnte, untersuchten wir anatomisch adaptierte zementfreie Schäfte auf deren Einfluss auf das periprothetische Knochenlager.

Die Fragen, die es zu beantworten gilt, sind:

- Wie ist der zeitliche Verlauf der Knochendichte periprothetisch bzw. kann eine proximale Knochenatrophie durch den anatomischen CTX-Schaft vermieden werden kann?
- Gibt es eine Korrelation der Knochendichte an der LWS und der kontralateralen Hüfte (T-Score) zur periprothetischen Knochendichte?
- Gibt es Unterschiede im Verteilungsmuster der BMD (ROI) im Vergleich zu nicht anatomischen Schäften?

4) MATERIAL & METHODE

4.1. Patientenkollektiv

Die vorliegende Studie umfasste 39 konsekutive PatientInnen, die sich an der orthopädischen Universitätsklinik Friedrichsheim zwischen Januar 2000 und September 2001 einer Hüftoperation unterzogen. In die Studie wurden junge Patienten eingeschlossen, bei denen die Indikation zu einer CTX-Prothese gestellt wurde. Das Durchschnittsalter betrug bei den 21 Frauen 50,5 Jahre (27 - 63), bei den 18 Männern 49,8 Jahre (25 - 62).

Bei 17 PatientInnen war eine primäre Coxarthrose, bei 13 eine Hüftdysplasie und bei 9 eine Hüftkopfnekrose die Diagnose.

Patientendaten:

	Diagnose	Sex	Alter	Seite		Diagnose	Sex	Alter	Seite
1	Hüftkopfnekrose	M	41	R	21	Hüftkopfnekrose	M	25	L
2	Hüftdysplasie	W	55	L	22	Coxarthrose	M	60	R
3	Hüftdysplasie	M	46	R	23	Hüftdysplasie	W	53	L
4	Hüftkopfnekrose	M	42	R	24	Hüftdysplasie	W	45	R
5	Hüftkopfnekrose	W	42	L	25	Hüftdysplasie	W	38	L
6	Hüftdysplasie	W	54	L	26	Hüftkopfnekrose	M	41	R
7	Hüftkopfnekrose	M	53	L	27	Hüftkopfnekrose	M	50	L
8	Coxarthrose	W	59	L	28	Hüftdysplasie	W	51	R
9	Hüftkopfnekrose	M	54	L	29	Hüftdysplasie	W	47	L
10	Coxarthrose	M	56	L	30	Hüftdysplasie	W	63	R
11	Hüftdysplasie	W	41	R	31	Coxarthrose	W	55	R
12	Coxarthrose	M	53	R	32	Coxarthrose	M	54	L
13	Coxarthrose	W	63	L	33	Coxarthrose	W	43	R
14	Coxarthrose	M	51	L	34	Coxarthrose	W	61	L
15	Hüftkopfnekrose	M	56	R	35	Hüftdysplasie	M	48	L
16	Coxarthrose	M	47	L	36	Coxarthrose	W	50	R
17	Coxarthrose	M	58	R	37	Hüftdysplasie	W	45	R
18	Coxarthrose	M	62	R	38	Hüftdysplasie	W	27	L
19	Coxarthrose	W	59	R	39	Coxarthrose	W	54	R
20	Coxarthrose	W	56	R					

4.2. Verwendetes Prothesendesign

Die CTX-Prothese wird seit 1992 überwiegend in Fällen von ausgeprägten Dysplasiecoxarthrosen oder nach vorhergegangenen Umstellungsosteotomien, wenn hierdurch anatomische Besonderheiten am proximalen Femur entstanden waren, als Individualprothese implantiert. In den Jahren 1997 und 1998 folgte die Entwicklung der Standardkomponenten und der Software zur virtuellen Prothesenimplantation, so dass seit Herbst 1998 die Prothesenauswahl nun auf der Basis von 3D-Daten erfolgt.

Die aus Titanlegierung ($TiAl_6V_4$) bestehenden CTX-Prothesen sind anatomisch ausgebildet und sowohl in konfektionierter (6 Grössen) als auch bei individueller Ausfertigung so konzipiert, dass eine gezielte metaphysäre zementfreie Verankerung in den Prioritätszonen am Calcar und an der lateralen Schulter erreicht wird. Ohne das Femur voll auszufüllen, verjüngt sich die relativ kurze Prothese (122 - 165 mm) nach distal, so dass dort keine Verklebung auftreten kann. Diese Art der Fixation fördert die erstrebenswerte rein proximale Krafteinleitung, verhindert unphysiologische Krafteinflüsse an der Prothesenspitze und ein proximales Stress shielding. Sie ist zu 85% mit Hydroxylapatit beschichtet, wobei die Spitze frei ist.



Abbildung 3: CTX-Prothese in 6 verschiedenen Grössen

Alle Schaftformen und Schenkelhalsparameter der CTX-Standardprothesen sind das Ergebnis einer Optimierung an CT-Datensätzen von Coxarthrosepatienten, die sich alle einer Hüftgelenkoperation unterziehen mussten. Dadurch sind bei diesen Prothesen viele statistisch signifikante Krankheits- und grössenabhängige Formvariationen oder Anomalien der Gelenkgeometrie berücksichtigt, die für kranke Femura typisch sind. Durch diese Optimierung lassen sich ein Grossteil der Patienten mit Standardprothesen in der gleichen Güte wie bei einer Individuellen Anpassung versorgen.

4.3. Ablauf für den Patienten:

Die Patienten stellten sich in der Sprechstunde der Orthopädischen Universitätsklinik Frankfurt am Main mit ihren Beschwerden vor. Nach einer klinischen und radiologischen Untersuchung erfolgte die Indikation zu einem Hüftgelenksersatz in der Sprechstunde.

Neben einer topographischen Beckenübersichts-Röntgenaufnahme wurde auch eine Computertomographie (CT) der Hüfte durchgeführt. Es wurden dabei etwa 20 CT-Schnitte durch das proximale Femur und ein Scan durch die Kniekondylen zur Bestimmung der Antetorsion des Schenkelhalses im Vergleich zur Längsachse gelegt.



Abbildung 4: Präoperatives Beckenübersicht Röntgenbild

Die zentrale Aufgabe innerhalb des CTX-Systems übernimmt ein Optimierungsprogramm (Fitprogramm). Auf der Basis einer 3D-Rekonstruktion aus CT-Bildern simuliert das Programm die Implantation einer Prothese und optimiert jeweils ihren Sitz im Femur. Die gefundene Position entspricht dem Optimum einer manuellen Implantation, bei der die Prothese bis zur stabilen kortikalen Verklebung eingeschlagen wird. Bei diesem Sitz wird geprüft, ob alle Bedingungen sowohl für die Verankerung als auch für die geplante, individuell günstige Kopfposition erfüllt sind. Erweist sich bei der Überschreitung von definierten Toleranzen keine der konfektionierten Prothesen als zufriedenstellend, wird die Indikation für eine Individualprothese vorgeschlagen.

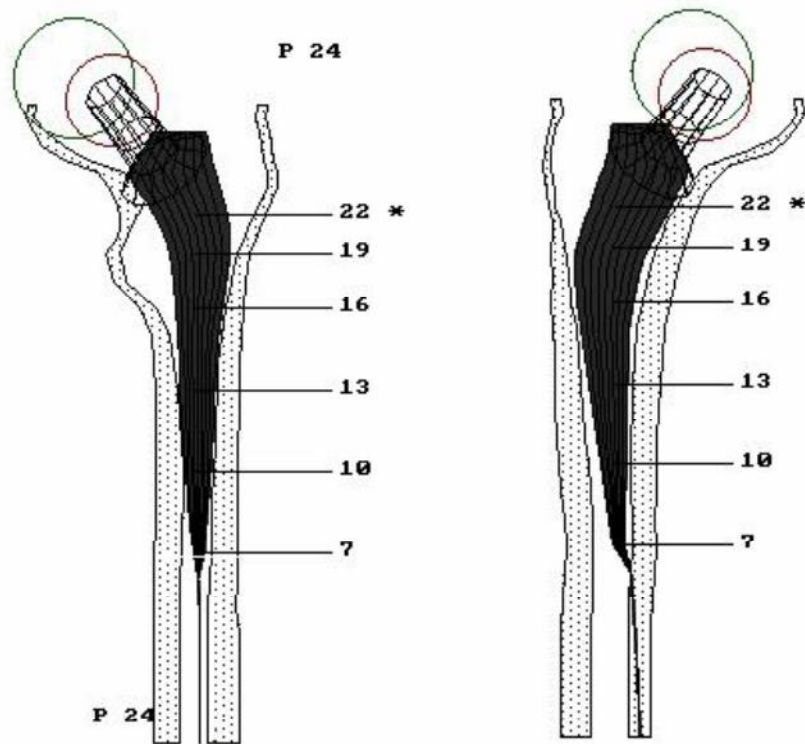


Abbildung 5: Konstruktionszeichnung mit optimalem Sitz der Prothese (Fit-Programm)

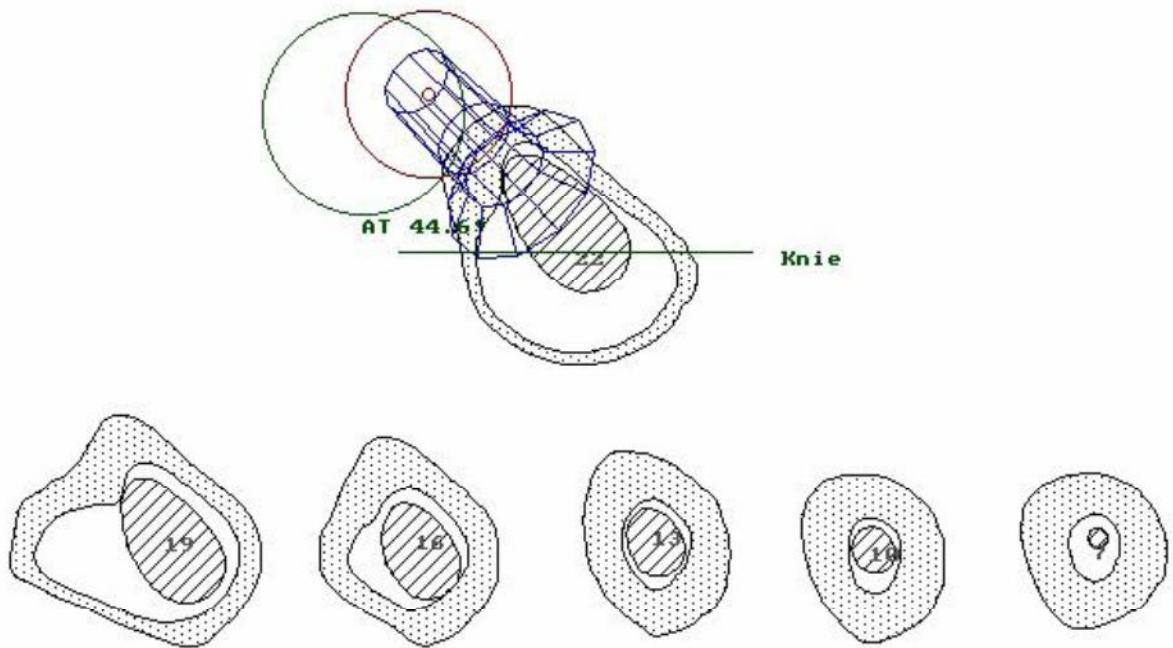


Abbildung 6: Konstruktionsschnitte zur Überprüfung des Sitzes (Fit-Programm)

Es folgten eine Konstruktionszeichnung, die Zustimmung des Patienten und die Auswahl des Operateurs. Nach etwa 4-6 Wochen Produktionsdauer konnte der Operationszeitpunkt geplant werden.

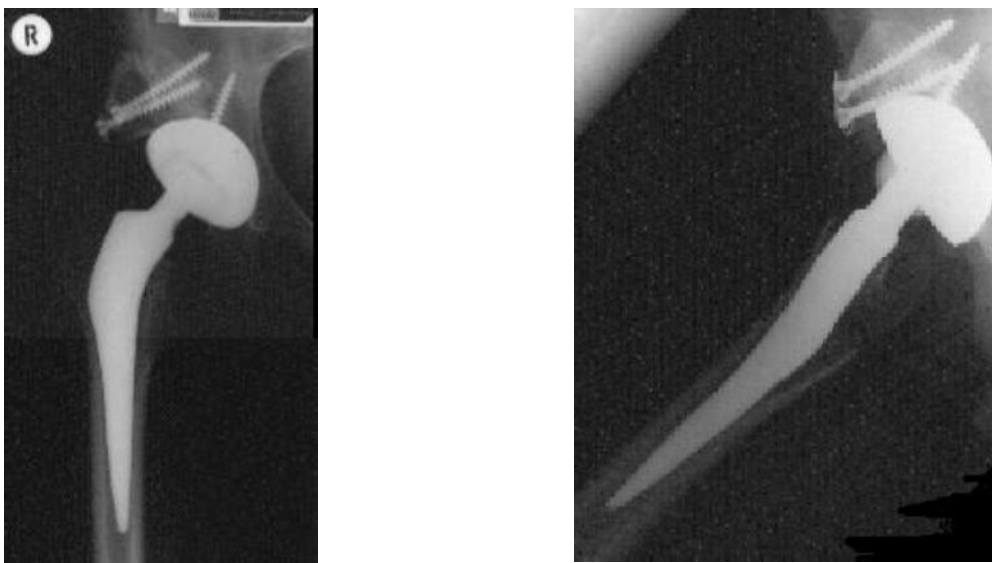


Abbildung 7: Postoperatives Röntgenbild (ap und seitlich) einer CTX-Prothese

4.4. Knochendichtemessung

Die Knochendichte wurde mittels DEXA mit einem QDR 4500 A von HOLOGIC, Waltham MA, USA seitenvergleichend ermittelt. Die Röntgenstrahlen wurden mit 100 und 140 kV Spannung von einer Festanoden-Röntgenröhre durch Umschaltechnik (gepulstes Zwei-Spektren Verfahren) mit einer Frequenz von 50 Hz erzeugt. Der Stromfluss betrug 4 mA. Die Photoemission erfolgte in einem fächerförmigen Strahlenbündel (Fan Beam X-Ray).

Mit der Software wurde der Knochenmineralsalzgehalt (g) sowie die Knochendichte (g/cm^2) um das Metallimplantat gemessen. Die Knochen-Weichteil- sowie Knochen-Implantat-Grenzen werden vom Programm automatisch erkannt. Um die Genauigkeit der Messungen zu erhöhen, wurde die periprothetische Knochendichte doppelt gemessen und der arithmetische Mittelwert berechnet.

Die Knochendichteuntersuchungen begannen mit einer präoperativen Messung, bei welcher LWS, rechte und linke Hüfte untersucht wurden. Es ist allgemein akzeptiert, dass sie Wirbelkörper L1-L4 untersucht werden. Der Mittelwert der Dichtebestimmung aus allen vier Wirbelkörpern stellt das Messergebnis in der Wirbelsäule dar.

Zur Untersuchung müssen zum Ausgleich der Lendenwirbellordose die Unterschenkel der PatientInnen hochgelagert werden, so dass Hüft- und Kniegelenke rechtwinklig gebeugt sind. Dadurch wird der Zwischenwirbelraum besser erkennbar und die Abgrenzung der einzelnen Wirbelkörper durch das automatische Konturfindungsprogramm möglich.

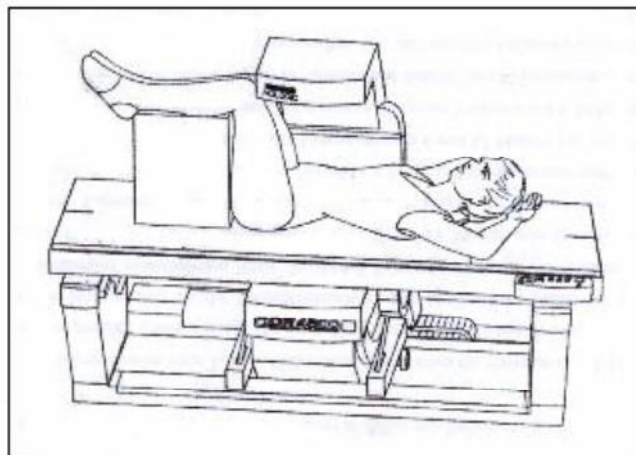


Abbildung 8: Lagerung des Patienten für einen LWS Scan

Innerhalb der definierten Flächen wird dann der Mineralgehalt pro Fläche berechnet.

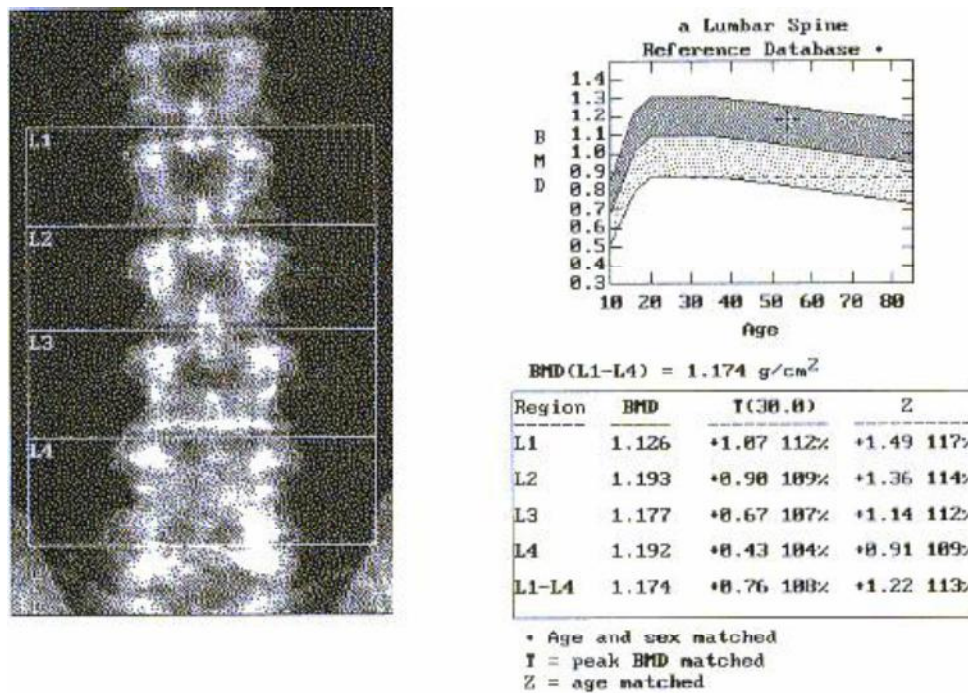


Abbildung 9: Analyseprotokoll der LWS

Gewöhnlich wird die gemessene Knochenmineraldichte als Z-Wert und T-Wert angegeben. Der Z-Wert zeigt die individuellen Patientenergebnisse als Abweichung vom altersentsprechenden Mittelwert, dividiert durch die Standardabweichung dieses Mittelwertes. Der T-Wert bezieht sich auf die Spitzenknochenmasse junger gesunder Erwachsener und wird ähnlich wie der Z-Wert ermittelt.

Die Graphik stellt den zeitlichen Verlauf der Knochendichte eines gesunden Individuums an der Wirbelsäule dar. Die mittlere Linie gibt den Durchschnittswert an. Eine regelrechte Knochendichte wird bei Messwerten < 1 Standardabweichung (SD = Standard deviation) unterhalb der Normalpopulation angenommen. Nach der Definition der WHO wird von einer Osteoporose ausgegangen, wenn die Dichtewerte $\geq 2,5$ SD unterhalb des Referenzwertes einer jungen geschlechts gleichen Normalpopulation (T-Score) liegen. Eine Osteopenie wird angenommen, wenn die Messwerte zwischen 2,5 und 1,0 SD unterhalb der Normalpopulation liegen.

Die Dichtemessung des Femurs erfolgt in vier unterschiedlich definierten ROI's (Region of interests): Trochanter major, Intertrochanterregion, Schenkelhals und Ward-Dreieck. Das Ward-Dreieck wird definiert als derjenige Bereich des Knochens zwischen Schenkelhals und Trochanter major mit der geringsten Knochendichte. Das Bein wurde

dabei um 25 Grad nach innen rotiert um den Schenkelhals in seiner wahren Länge zu messen.

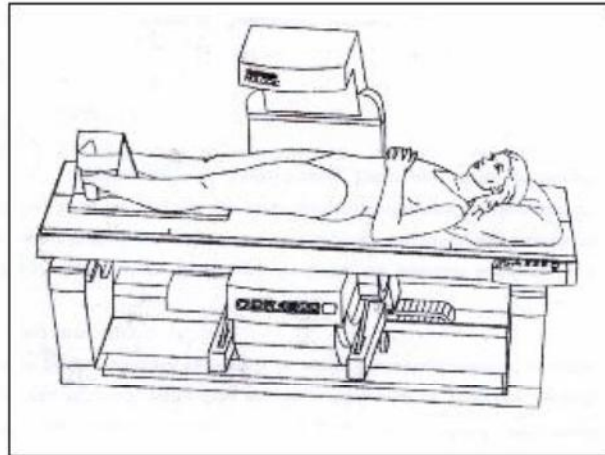
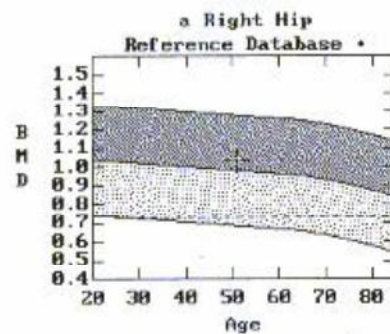


Abbildung 10: Lagerung des Patienten für den kontralateralen Hüft-Scan



BMD(Total)(R) = 1.020 g/cm²

Region	BMD	T	Z
Neck	1.016	+0.63 109% (25.0)	+1.39 123%
Troch	0.732	-0.36 94% (25.0)	-0.07 99%
Inter	1.223	+0.16 102% (25.0)	+0.36 106%
TOTAL	1.020	-0.03 99% (25.0)	+0.30 105%
Ward's	0.851	+0.47 108% (25.0)	+1.76 141%

* Age and sex matched
T = peak BMD matched
Z = age matched

Abbildung 11: Analyseprotokoll des proximalen Femurs

Erklärungen der Graphik und Tabelle vgl. Erläuterungen der Lendenwirbelsäule.

Die erste postoperative Messung der prothesetragenden Hüfte erfolgte innerhalb der ersten Woche nach der Operation. Es folgten Messungen 2, 4, 6 und 12 Monate postoperativ. Die periprothetischen Knochendichtemessungen wurden in anteroposteriorer Richtung bei in Rückenlage auf dem Scannertisch liegenden PatientInnen vorgenommen. Mit Hilfe eines Positionhalters wurde das Bein in rotationsneutraler Position gelagert. Die periprothetische Knochendichte wurde entsprechend der Klassifikation nach Gruen⁴⁰ in 7 ROIs ermittelt.

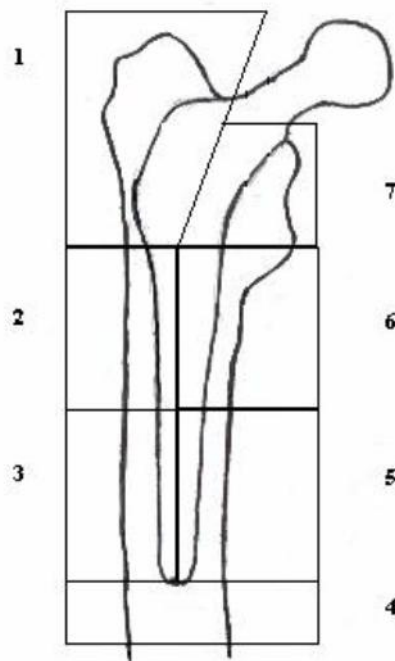


Abbildung 12: Darstellung der sieben ROI's (Regions of interest) nach Gruen

Bei der 1 Jahres Untersuchung wurden erneut LWS und kontralaterale Hüfte mitgemessen.

4.5. Harris Hip Score

Mit Hilfe des Harris Hip Scores⁴¹, ein anerkannter klinischer Parameter, wurde die Funktion der operierten Hüfte untersucht. Dabei waren die Kriterien Schmerz, Funktion (Haltung und Alltagsbewältigung), Bewegungsausmass und Absence of deformity (Flexions oder Adduktionskontraktur, Beinlängendifferenz) von Bedeutung.

4.6. Vergleich CTX-Prothese - Geradschaftprothesen

Um eventuelle Unterschiede im Verteilungsmuster der periprothetischen Knochendichte zwischen der anatomisch-adaptierten CTX-Prothese und einer Geradschaftprothese zu erkennen, bedienten wir uns der Daten von Dr. med. M. Arabmotlagh⁴², der bei Patienten, nach Implantation einer Geradschaftprothese (PPF) mit demselben Gerät in der orthopädischen Universitätsklinik Frankfurt Messungen in gleichen Zeitabständen durchführte.

Bei der PPF Prothese handelt es sich um eine zementfreie Geradschaftprothese aus einer Titanlegierung mit gerauter Oberfläche und rechteckiger Form, welche eine hohe Rotationsstabilität aufweist. Eine dazugehörige spezielle Raspelform soll, laut Hersteller, ein frühzeitiges Verkleben des Schaftes im diaphysären Bereich verhindern und ein höheres proximales „Press-Fit“ herbeiführen.

4.7. Statistik

Für die statistische Auswertung wurden die Mediane, die arithmetischen Mittelwerte und die Standardabweichungen berechnet.

Zur Prüfung der Signifikanz wurde die „One Way repeated Measure“ ANOVA sowie der t-Test angewandt. Alle Aussagen beziehen sich auf $P < 0,05$. Ausserdem wurde eine Post hoc Analyse mit der SNK (Student-Newan-Keuls-Methode) gemacht.

Die Daten wurden durch die Statistik-Software „Sigma Stat“ (SPSS California) analysiert.

5) ERGEBNISSE

In dieser prospektiven Studie wurden PatientInnen erfasst, welche im Zeitraum von 2000 bis 2001 in der orthopädischen Universitätsklinik Frankfurt mit einer zementfreien anatomisch-adaptierten CTX-Hüftprothese versorgt wurden und bei denen auf freiwilliger Basis prä- und postoperativ Knochendichtemessungen und klinische Kontrollen erfolgten.

Von den 39 konsekutiv eingeschlossenen PatientInnen wurden 5 PatientInnen aufgrund mehrmaligen Nichterscheinens (>2 Termine) aus der Studie ausgeschlossen. Die Auswertung bezieht sich somit auf 34 PatientInnen. Die Auswahl erfolgte zufällig und alle Eingriffe wurden vom gleichen Operateur durchgeführt.

Das Durchschnittsalter betrug bei den 21 Frauen 50.5 Jahre (27-63), bei den 18 Männern 49.8 Jahre (25-62).

Am häufigsten führte eine ideopathische Coxarthrose (43.6%) zur Prothesenimplantation. Daneben war in 33.3% eine Hüftdysplasie und in 23.1% eine Hüftkopfnekrose als Operationsdiagnose zu finden.

Der Harris Hip Score, als klinischer Parameter für die Funktion der operierten Hüfte, verbesserte sich von durchschnittlich 45 Punkten (26-70) postoperativ auf 94 Punkte (63-100) nach einem Jahr. 27 PatientInnen (79,4%) erzielten dabei exzellente Ergebnisse (90-100 Punkte). Weitere fünf (14,7%) kamen auf gute Ergebnisse (80-90 Punkte). Die restlichen zwei Patienten kamen auf 74 bzw. 63 Punkte.

5.1. Zeitlicher Verlauf der periprothetischen Knochendichte in den ROI's nach Gruen

Die periprothetische Knochendichte wurde entsprechend der Klassifikation nach Gruen in 7 ROI's (Region of interest) ermittelt. Die Tabellen und Diagramme geben die Ergebnisse der jeweiligen Untersuchungstermine als Mittelwert und Standardabweichung bzw. der Mediane und der Signifikanz der 34 Patienten wieder.

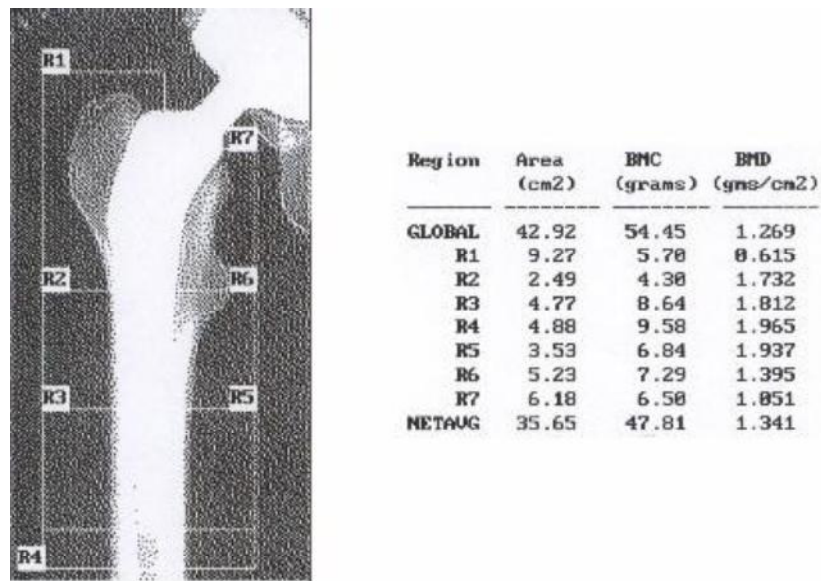
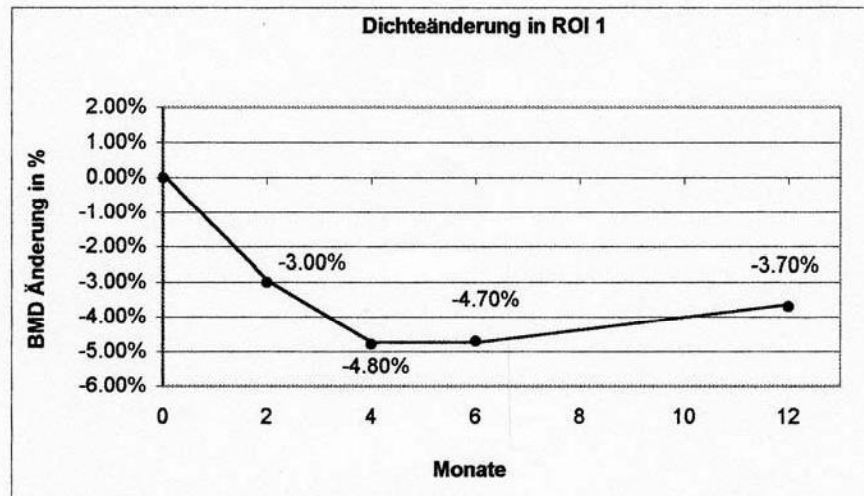


Abbildung 13: Analyseprotokoll des Prothesen – Scans mit Verteilung der ROI's nach Gruen

Änderung der Knochendichte in ROI 1:



Nach Implantation der anatomischen CTX-Prothese zeigte sich in ROI 1 eine Abnahme der Knochendichte mit einem Tiefpunkt von – 4,8 % nach 4 Monaten postoperativ. Danach stieg sie wieder an und erlangte nach einem Jahr einen Wert von - 3,7 %.

ROI 1	Postoperativ	2 Monate	4 Monate	6 Monate	12 Monate
Mittelwert	0.726	0.704	0.691	0.692	0.699
Standardabweichung	0,15	0,15	0,15	0,13	0,13

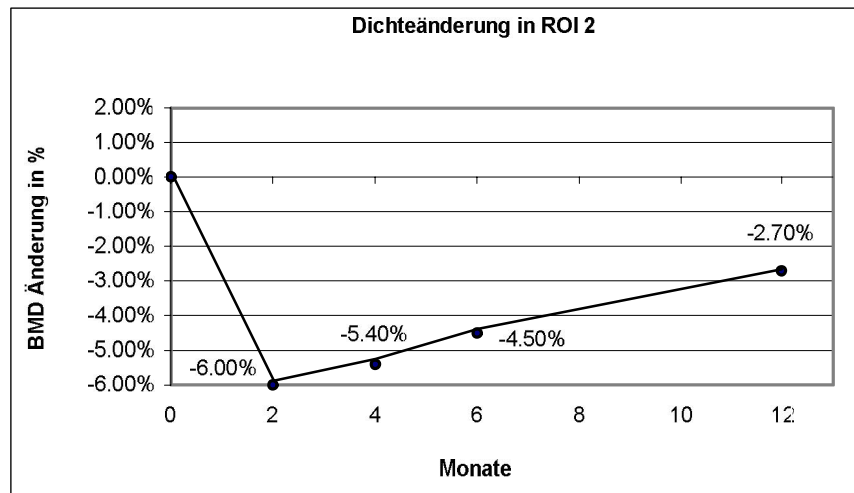
Mediane:

Postoperativ	2 Monate	4 Monate	6 Monate	12 Monate
0,689	0,667	0,661	0,681	0,677

Signifikanz (P < 0,05):

Postoperativ vs 2 Monate	signifikant
Postoperativ vs 4 Monate	signifikant
Postoperativ vs 6 Monate	signifikant
Postoperativ vs 12 Monate	signifikant
2 Monate vs 4 Monate	signifikant
4 Monate vs 6 Monate	signifikant
6 Monate vs 12 Monate	nicht signifikant

Änderung der Knochendichte in ROI 2:



In ROI 2 wurde das Minimum nach zwei Monaten (- 6,0 %) erreicht. Anschliessend war ein kontinuierlicher Anstieg (- 5,4 % nach 4 Monaten, - 4,5 % nach 6 Monaten) bis - 2,6 % 12 Monate postoperativ zu verzeichnen.

ROI 2	Postoperativ	2 Monate	4 Monate	6 Monate	12 Monate
Mittelwert	1.491	1.401	1,410	1,424	1,451
Standardabweichung	0,20	0,19	0,21	0,22	0,22

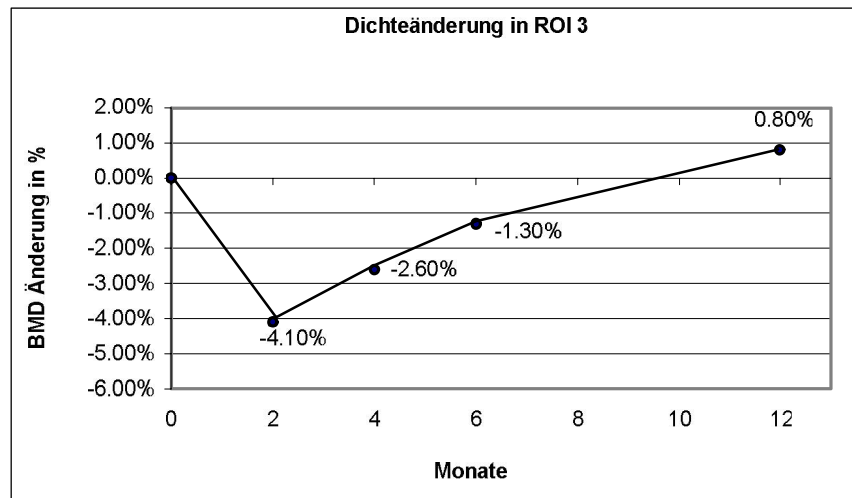
Mediane:

Postoperativ	2 Monate	4 Monate	6 Monate	12 Monate
1,470	1,401	1,400	1,25	1,442

Signifikanz (P < 0,05):

Postoperativ vs 2 Monate	signifikant
Postoperativ vs 4 Monate	signifikant
Postoperativ vs 6 Monate	signifikant
Postoperativ vs 12 Monate	signifikant
2 Monate vs 4 Monate	nicht signifikant
4 Monate vs 6 Monate	nicht signifikant
6 Monate vs 12 Monate	signifikant

Änderung der Knochendichte in ROI 3:



Auch in ROI 3 war der Tiefpunkt (- 4,1 %) nach zwei Monaten erreicht. Danach stieg die Knochendichte stetig (4 Monate: - 2,6 %, 6 Monate: - 1,3 %) bis auf + 0,8 % nach einem Jahr.

ROI 3	Postoperativ	2 Monate	4 Monate	6 Monate	12 Monate
Mittelwert	1,696	1,627	1,652	1,674	1,710
Standardabweichung	0,20	0,20	0,21	0,21	0,22

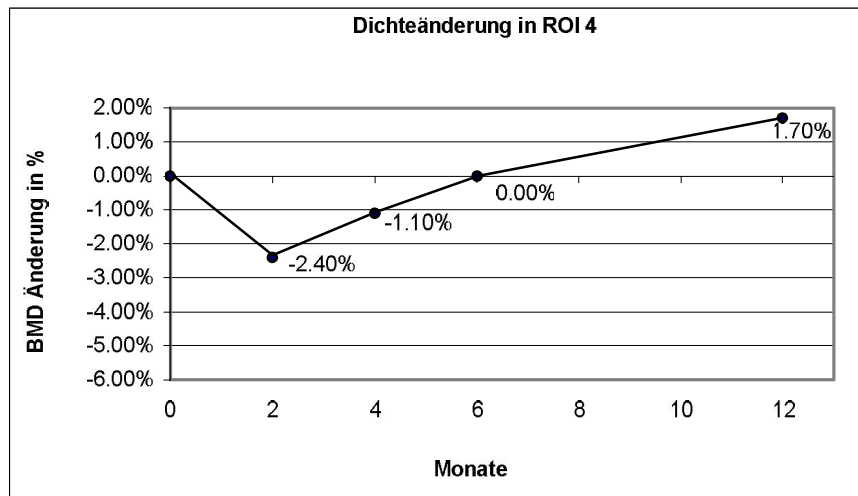
Mediane:

Postoperativ	2 Monate	4 Monate	6 Monate	12 Monate
1,690	1,605	1,642	1,648	1,696

Signifikanz (P < 0,05):

Postoperativ vs 2 Monate	Signifikant
Postoperativ vs 4 Monate	Signifikant
Postoperativ vs 6 Monate	Signifikant
Postoperativ vs 12 Monate	Signifikant
2 Monate vs 4 Monate	Signifikant
4 Monate vs 6 Monate	Signifikant
6 Monate vs 12 Monate	Signifikant

Änderung der Knochendichte in ROI 4:



In ROI 4 verminderte sich die Knochendichte 2 Monate postoperativ um – 2,4 % und nahm dann kontinuierlich wieder zu bis + 1,7 % nach einem Jahr.

ROI 4	Postoperativ	2 Monate	4 Monate	6 Monate	12 Monate
Mittelwert	1,701	1,660	1,681	1,701	1,730
Standardabweichung	0,25	0,24	0,24	0,24	0,24

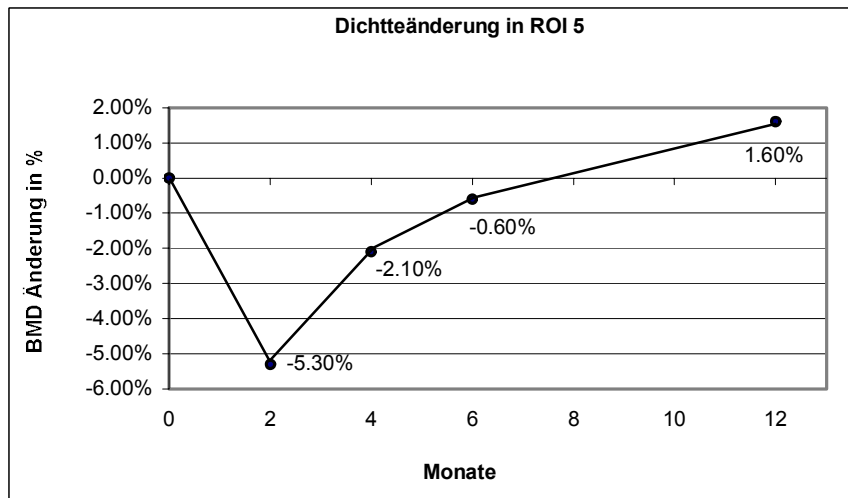
Mediane:

Postoperativ	2 Monate	4 Monate	6 Monate	12 Monate
1,655	1,635	1,643	1,663	1,695

Signifikanz (P < 0,05):

Postoperativ vs 2 Monate	signifikant
Postoperativ vs 4 Monate	signifikant
Postoperativ vs 6 Monate	nicht signifikant
Postoperativ vs 12 Monate	signifikant
2 Monate vs 4 Monate	signifikant
4 Monate vs 6 Monate	signifikant
6 Monate vs 12 Monate	signifikant

Änderung der Knochendichte in ROI 5:



Auch in ROI 5 wurde der Tiefpunkt nach 2 Monaten (- 5,3 %) erreicht. Danach stieg die Knochendichte stetig bis auf den Ausgangswert (+ 1,6 %) nach einem Jahr.

ROI 5	Postoperativ	2 Monate	4 Monate	6 Monate	12 Monate
Mittelwert	1,728	1,636	1,692	1,718	1,756
Standardabweichung	0,18	0,19	0,20	0,20	0,19

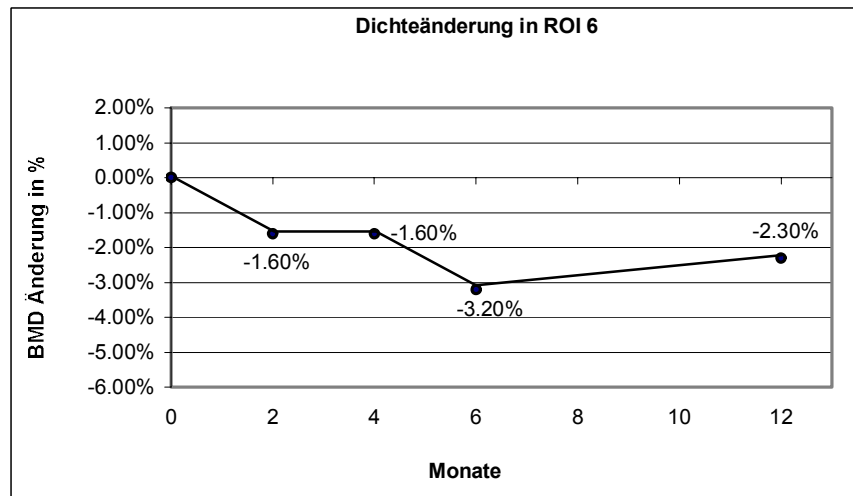
Mediane:

Postoperativ	2 Monate	4 Monate	6 Monate	12 Monate
1,755	1,629	1,716	1,732	1,753

Signifikanz (P < 0,05):

Postoperativ vs 2 Monate	signifikant
Postoperativ vs 4 Monate	signifikant
Postoperativ vs 6 Monate	nicht signifikant
Postoperativ vs 12 Monate	nicht signifikant
2 Monate vs 4 Monate	signifikant
4 Monate vs 6 Monate	signifikant
6 Monate vs 12 Monate	nicht signifikant

Änderung der Knochendichte in ROI 6:



In ROI 6 nahm die Knochendichte zwar um 1,6 % nach 2 bzw. 4 Monaten und um 3,2 % nach einem halben Jahr ab und nahm dann wieder zu (-2,3 %), jedoch sind die gemessenen Änderungen alle statistisch nicht signifikant.

ROI 6	Postoperativ	2 Monate	4 Monate	6 Monate	12 Monate
Mittelwert	1,390	1,368	1,368	1,346	1,358
Standardabweichung	0,21	0,22	0,23	0,22	0,24

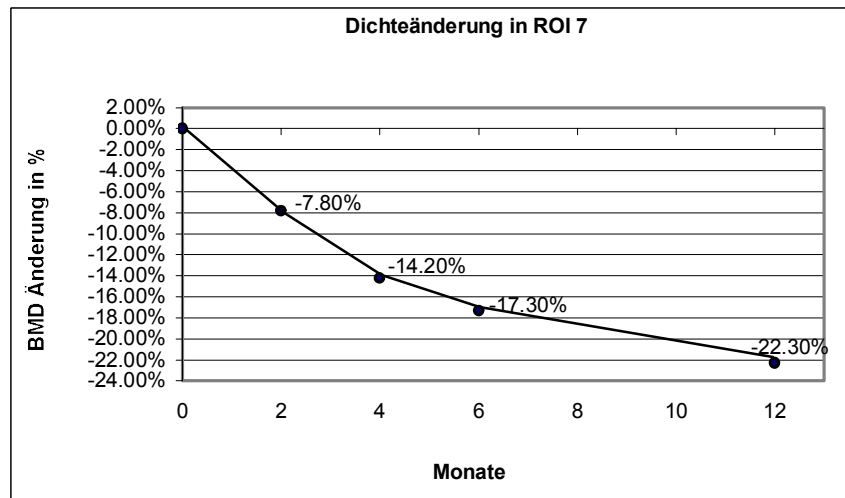
Mediane:

Postoperativ	2 Monate	4 Monate	6 Monate	12 Monate
1,337	1,336	1,331	1,316	1,318

Signifikanz (P < 0,05):

Postoperativ vs 2 Monate	nicht signifikant
Postoperativ vs 4 Monate	nicht signifikant
Postoperativ vs 6 Monate	nicht signifikant
Postoperativ vs 12 Monate	nicht signifikant
2 Monate vs 4 Monate	nicht signifikant
4 Monate vs 6 Monate	nicht signifikant
6 Monate vs 12 Monate	nicht signifikant

Änderung der Knochendichte in ROI 7:



In ROI 7 war die stärkste Abnahme der Knochendichte zu verzeichnen. Es zeigte sich ein kontinuierlicher Abfall bis auf – 22,3 % nach einem Jahr.

Die Standardabweichung stieg von 0,20 postoperativ auf bis 0,27 nach 12 Monaten.

ROI 7	Postoperativ	2 Monate	4 Monate	6 Monate	12 Monate
Mittelwert	1,187	1,095	1,019	0,982	0,922
Standardabweichung	0,20	0,23	0,25	0,26	0,27

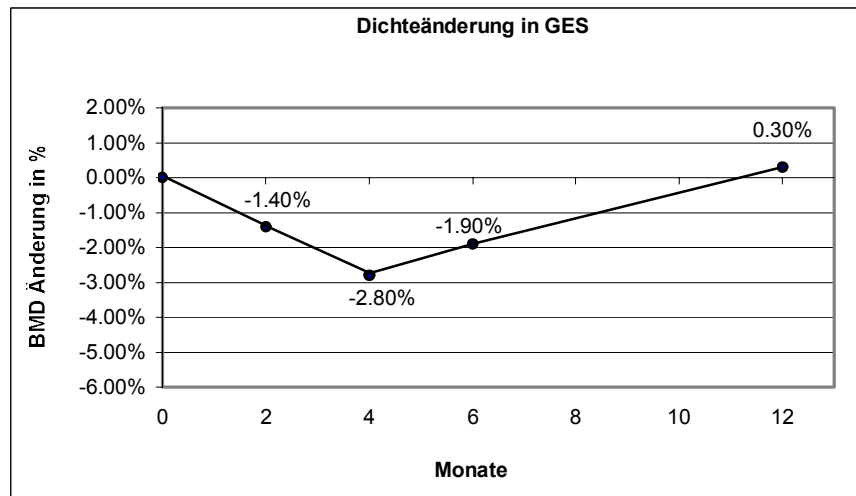
Mediane:

Postoperativ	2 Monate	4 Monate	6 Monate	12 Monate
1,121	1,018	0,955	0,926	0,867

Signifikanz (P < 0,05):

Postoperativ vs 2 Monate	signifikant
Postoperativ vs 4 Monate	signifikant
Postoperativ vs 6 Monate	signifikant
Postoperativ vs 12 Monate	signifikant
2 Monate vs 4 Monate	signifikant
4 Monate vs 6 Monate	signifikant
6 Monate vs 12 Monate	signifikant

Änderung der Knochendichte in GES:



ROI GES zeigt die Änderung der Knochendichte im gesamten periprothetischen Knochen. Der Tiefpunkt wurde nach 4 Monaten (- 2,8 %) erreicht und stieg danach wieder auf den Ausgangswert (+ 0,3 %) an.

GES	Postoperativ	2 Monate	4 Monate	6 Monate	12 Monate
Mittelwert	1,198	1,181	1,165	1,175	1,202
Standardabweichung	0,17	0,17	0,17	0,17	0,16

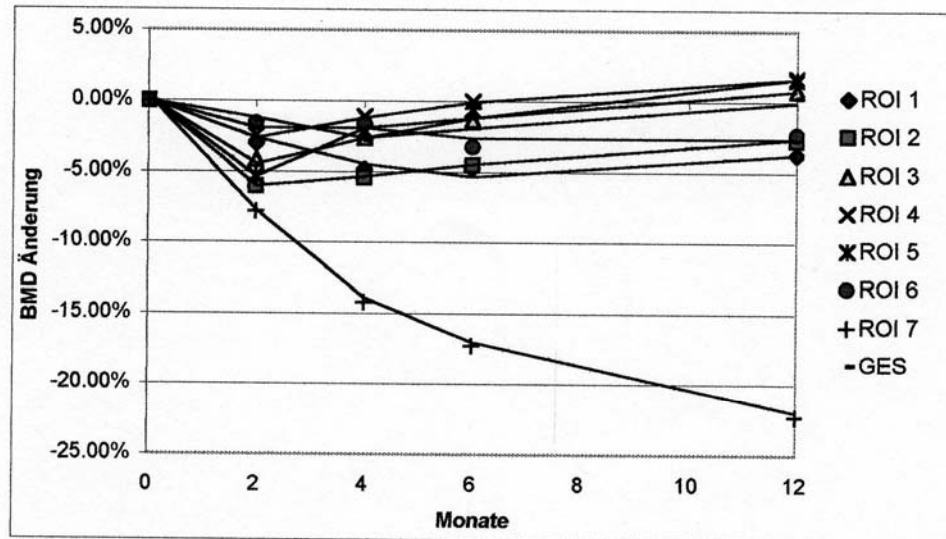
Mediane:

Postoperativ	2 Monate	4 Monate	6 Monate	12 Monate
1,175	1,160	1,151	1,136	1,190

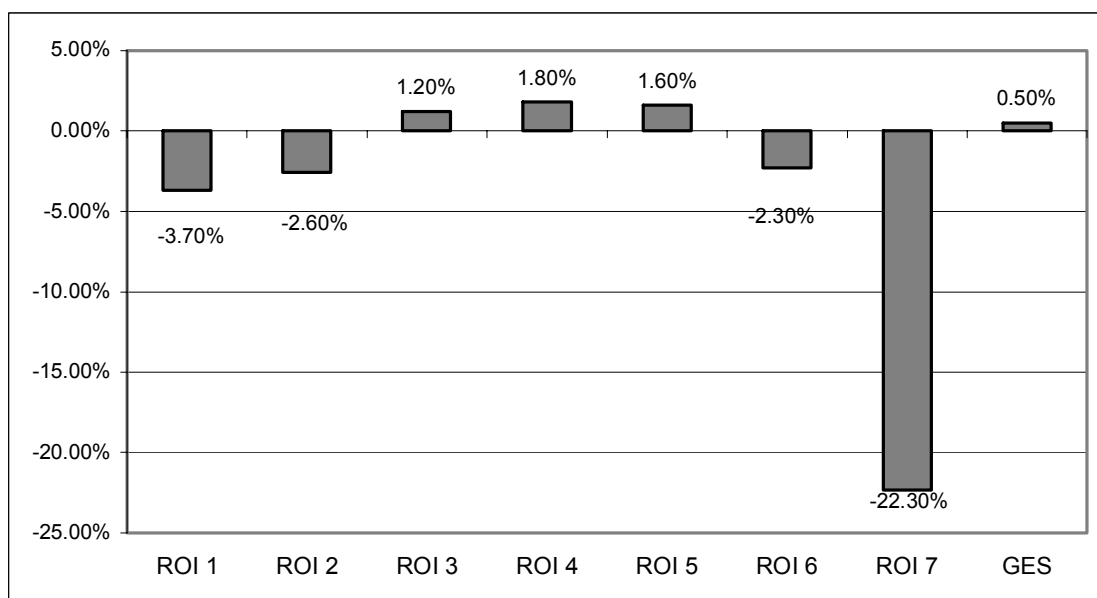
Signifikanz (P < 0,05):

Postoperativ vs 2 Monate	nicht signifikant
Postoperativ vs 4 Monate	signifikant
Postoperativ vs 6 Monate	nicht signifikant
Postoperativ vs 12 Monate	nicht signifikant
2 Monate vs 4 Monate	signifikant
4 Monate vs 6 Monate	signifikant
6 Monate vs 12 Monate	nicht signifikant

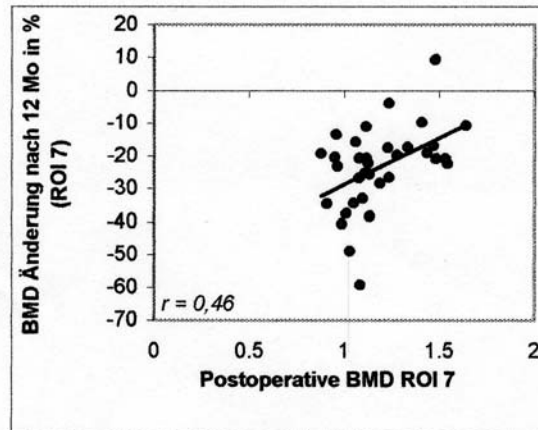
Periprothetische BMD Verlauf der einzelnen ROI's während 12 Monaten



Übersicht BMD Änderung in allen ROI's nach 12 Monaten:



Korrelation präoperative BMD in ROI 7 und BMD Änderung in % nach 12 Monaten



Obiges Diagramm zeigt die Korrelation von postoperativem Ausgangswert in ROI 7 und der BMD Änderung in ROI 7 nach einem Jahr in %. Je niedriger der postoperative Ausgangswert in ROI 7 war, desto grösser war der erfahrene Verlust im ersten Jahr nach der Operation (Korrelationskoeffizient: $r = 0,46$).

5.2. Korrelation der BMD von LWS / Kontralateraler Hüfte und periprothetischer Knochendichte

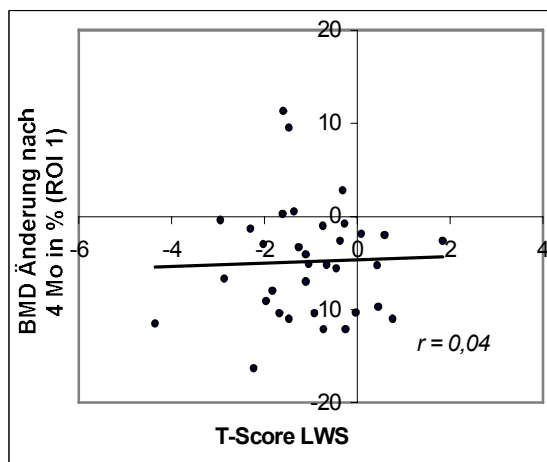
Die periprothetische Knochendichteänderung wurde mit dem systemischen (LWS) und dem peripheren (Kontralaterale Hüfte) T-Score in Beziehung gesetzt.

Die folgenden Diagramme zeigen die Korrelation zwischen dem postoperativen Knochendichtewert der LWS (L1-L4) bzw. der kontralateralen Hüfte (Total) und der prozentualen BMD Änderung in den Regions of interests nach Gruen nach 4 bzw. nach 12 Monaten.

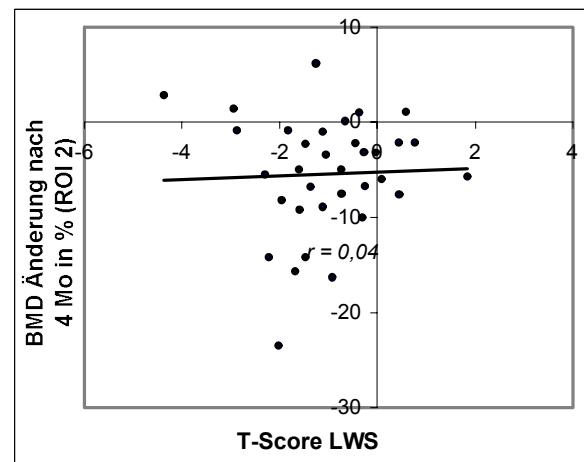
Korrelation T-Score LWS und BMD Änderung in den ROI's nach 4 Monaten

Es zeigte sich in fast allen ROI's (Ausnahme: ROI 3) eine positive Korrelation, die mehr oder weniger stark ausgeprägt war. Die stärkste Korrelation zwischen dem Ausgangswert der Lendenwirbelsäule (T-Score) und der periprothetischen BMD Änderung war in ROI 7 zu beobachten ($r = 0,59$).

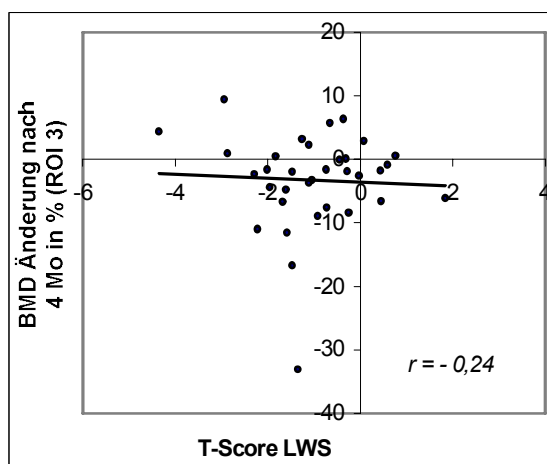
Korrelation T-Score LWS & BMD Änderung nach 4 Monaten in % (ROI 1)



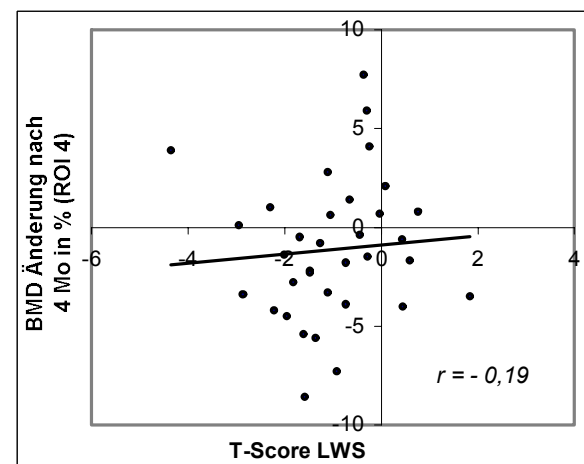
Korrelation T-Score LWS & BMD Änderung nach 4 Monaten in % (ROI 2)



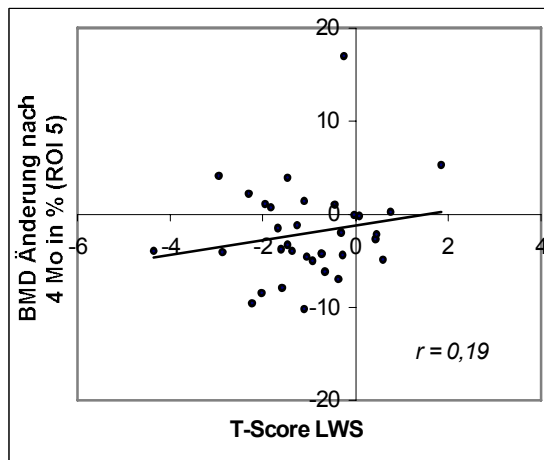
Korrelation T-Score LWS & BMD Änderung nach 4 Monaten in % (ROI 3)



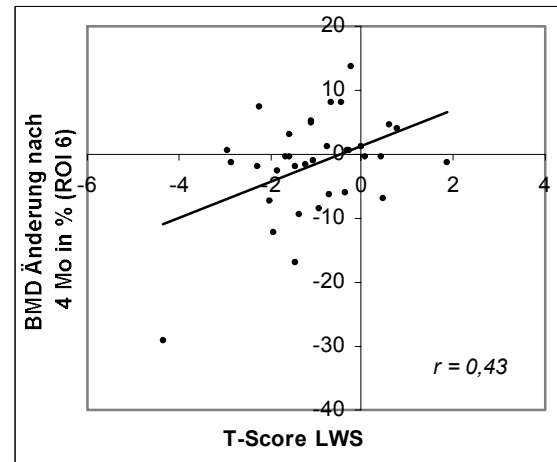
Korrelation T-Score LWS & BMD Änderung nach 4 Monaten in % (ROI 4)



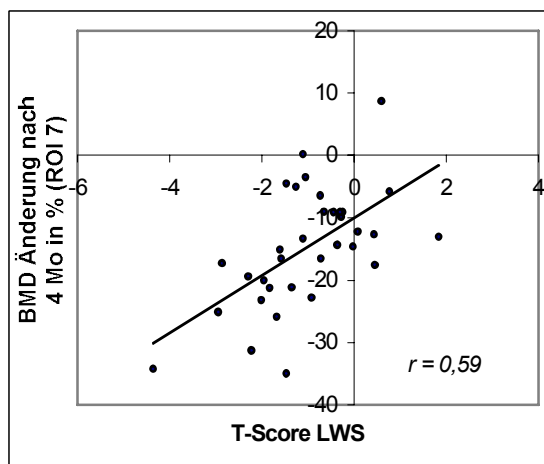
Korrelation T-Score LWS & BMD Änderung nach 4 Monaten in % (ROI 5)



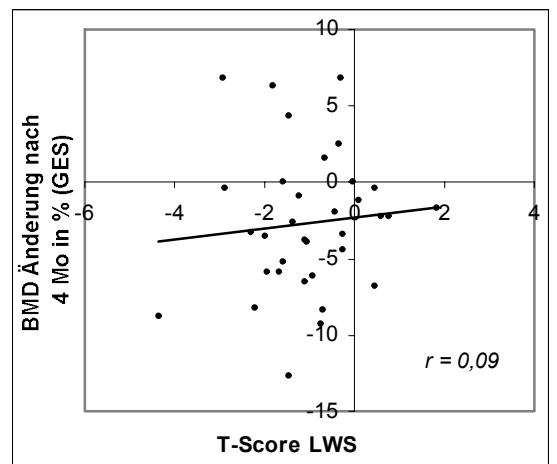
Korrelation T-Score LWS & BMD Änderung nach 4 Monaten in % (ROI 6)



Korrelation T-Score LWS & BMD Änderung nach 4 Monaten in % (ROI 7)



Korrelation T-Score LWS & BMD Änderung nach 4 Monaten in % (GES)

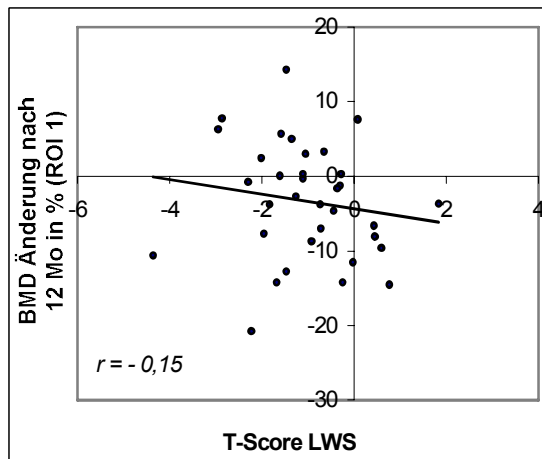


4 Monate	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	GES
Dichteänderung	-4,8%	-5,4%	-2,6%	-1,2%	-2,1%	-1,6%	-14,2%	-2,8%
Korrelationskoeffizient	0,04	0,04	-0,05	0,08	0,19	0,43	0,59	0,09

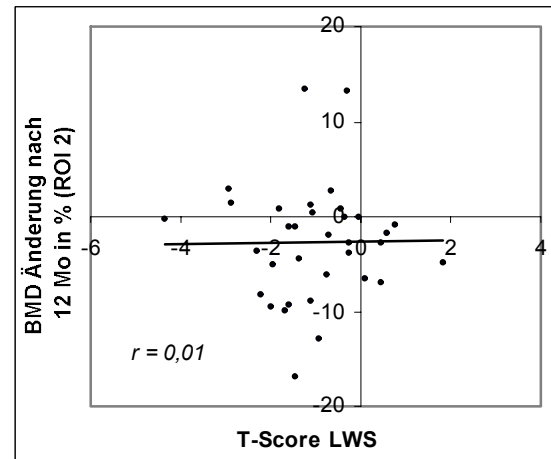
Korrelation T-Score LWS und BMD Änderung in den ROI's nach 1 Jahr

Auch nach 12 Monaten war die stärkste Korrelation in ROI 7 zu sehen ($r = 0,62$). Ausser in ROI 7 bestand jedoch nach 12 Monaten nur noch im ROI 6 ($r = 0,41$) eine positive Korrelation, wobei in ROI 6 während des gesamten Jahres keine statistisch signifikante Änderung zu verzeichnen war. In allen anderen ROI's waren mehr oder weniger stark negative Korrelationen zu verzeichnen.

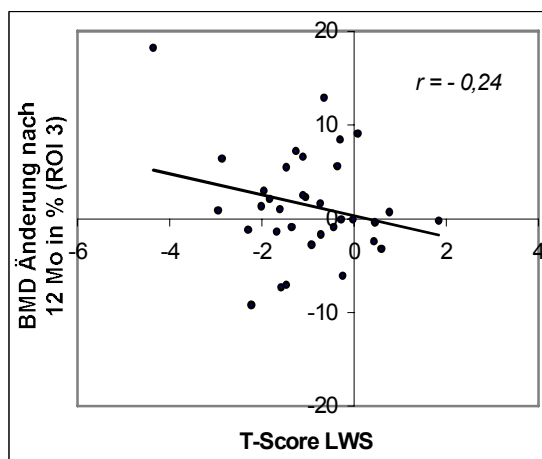
Korrelation T-Score LWS & BMD Änderung nach 12 Monaten in % (ROI 1)



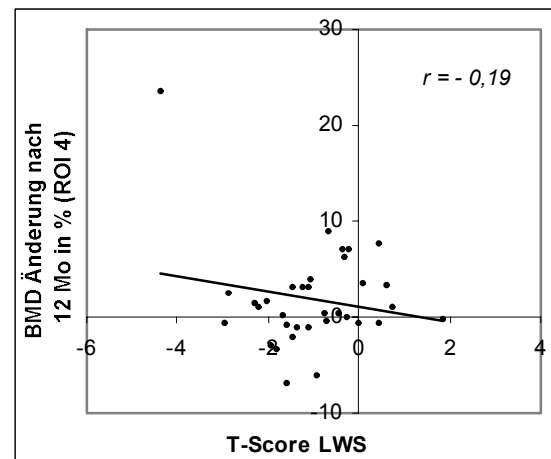
Korrelation T-Score LWS & BMD Änderung nach 12 Monaten in % (ROI 2)



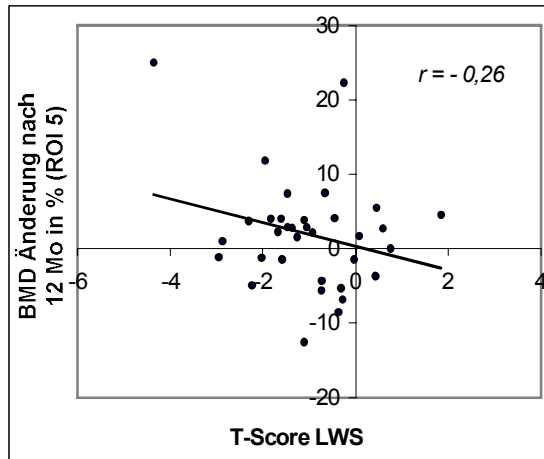
Korrelation T-Score LWS & BMD Änderung nach 12 Monaten in % (ROI 3)



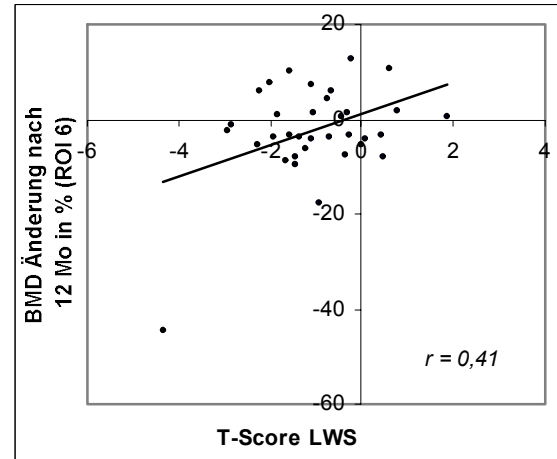
Korrelation T-Score LWS & BMD Änderung nach 12 Monaten in % (ROI 4)



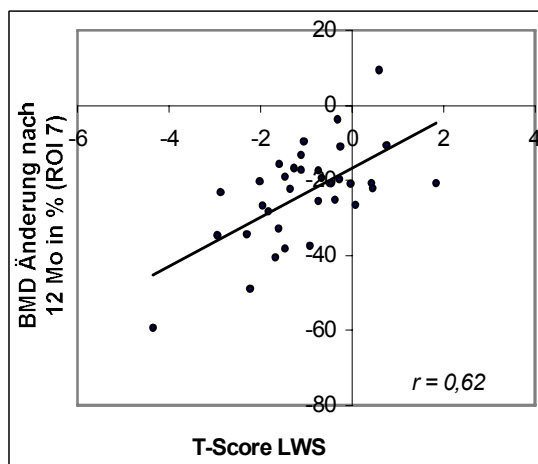
Korrelation T-Score LWS & BMD Änderung nach 12 Monaten in % (ROI 5)



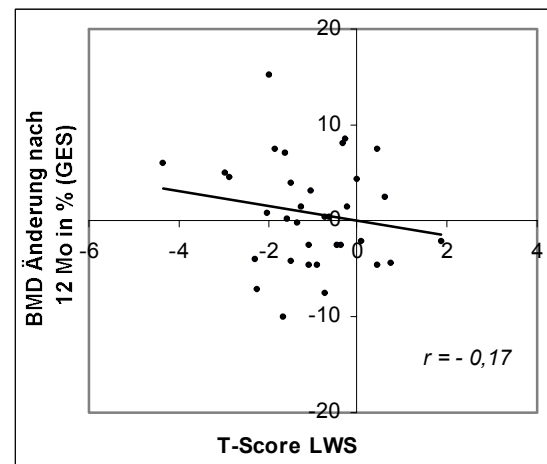
Korrelation T-Score LWS & BMD Änderung nach 12 Monaten in % (ROI 6)



Korrelation T-Score LWS & BMD Änderung nach 12 Monaten in % (ROI 7)



Korrelation T-Score LWS & BMD Änderung nach 12 Monaten in % (GES)

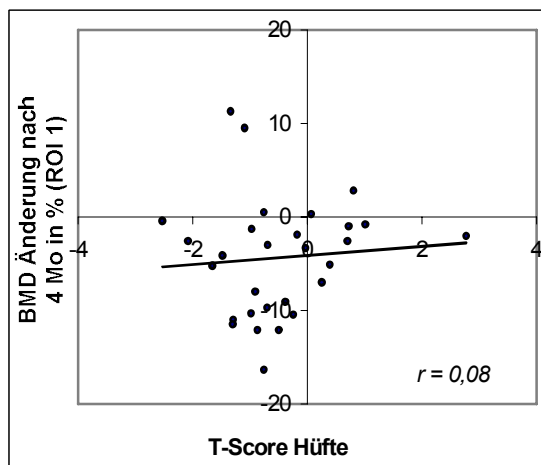


12 Monate	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	GES
Dichteänderung	-3,7%	-2,7%	+0,8%	+1,7%	+1,6%	-2,3%	-22,3%	+0,3%
Korrelationskoeffizient	-0,15	0,01	-0,24	-0,19	-0,26	0,41	0,62	-0,17

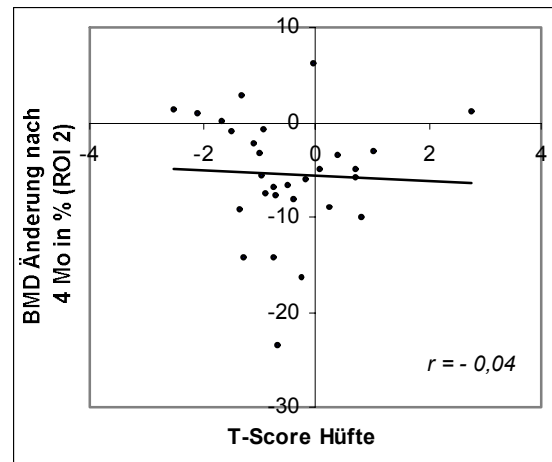
Korrelation T-Score kontralaterale Hüfte und BMD Änderung nach 4 Monaten

Die Korrelationskoeffizienten der kontralateralen Hüfte waren insgesamt schwächer ausgeprägt als an der Wirbelsäule (ROI 7: $r = 0,53$). Aber dennoch war die gleiche Tendenz zu erkennen.

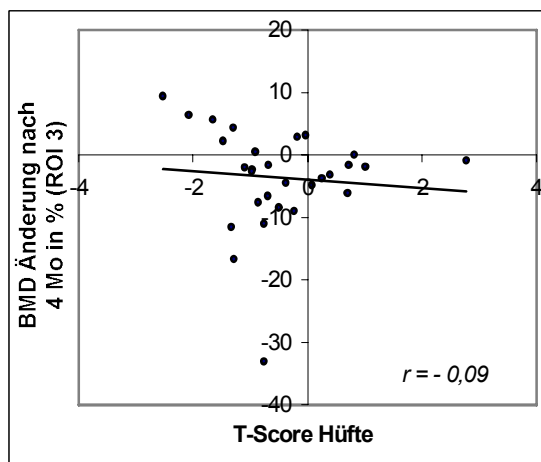
Korrelation T-Score kontralaterale Hüfte & BMD Änderung nach 4 Monaten in % (ROI 1)



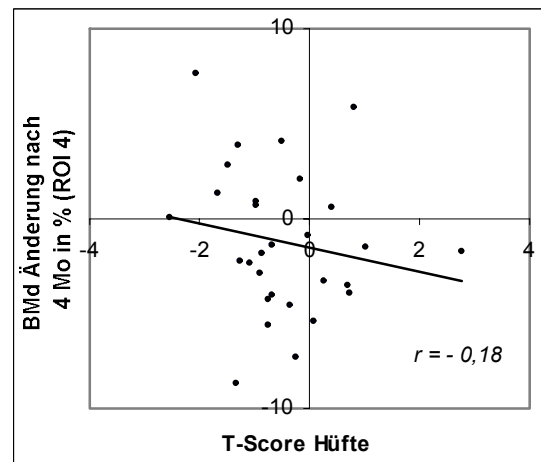
Korrelation T-Score kontralaterale Hüfte & BMD Änderung nach 4 Monaten in % (ROI 2)



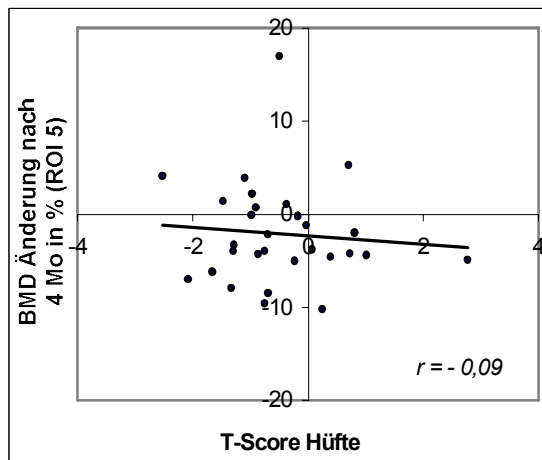
Korrelation T-Score kontralaterale Hüfte & BMD Änderung nach 4 Monaten in % (ROI 3)



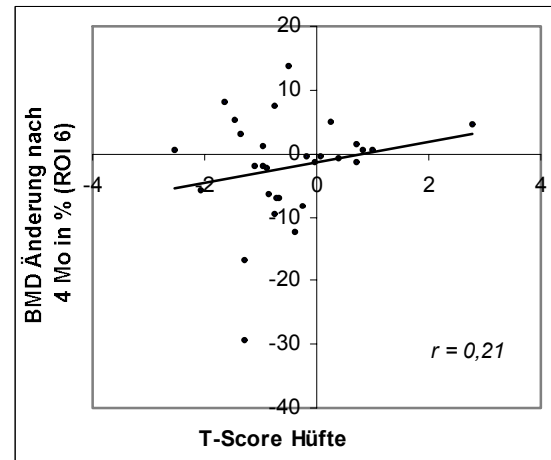
Korrelation T-Score kontralaterale Hüfte & BMD Änderung nach 4 Monaten in % (ROI 4)



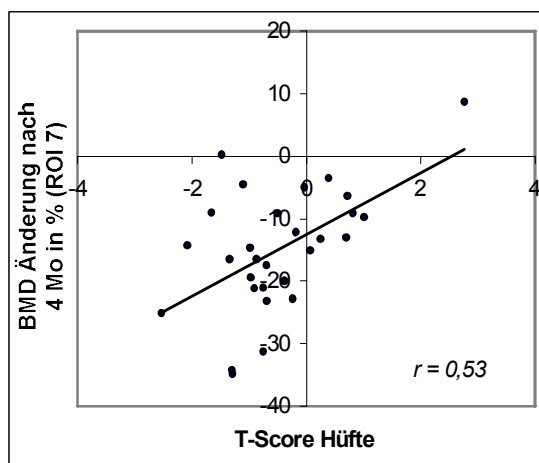
Korrelation T-Score kontralaterale Hüfte & BMD Änderung nach 4 Monaten in % (ROI 5)



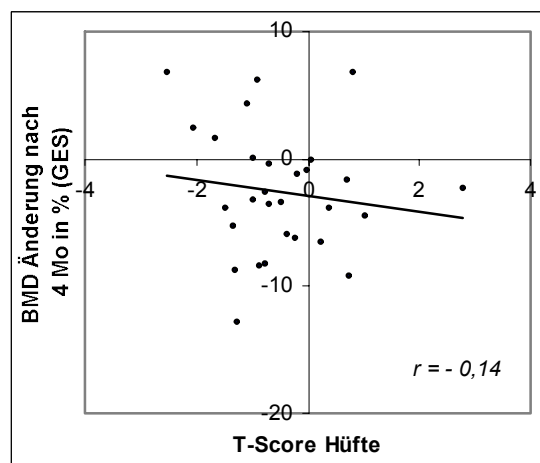
Korrelation T-Score kontralaterale Hüfte & BMD Änderung nach 4 Monaten in % (ROI 6)



Korrelation T-Score kontralaterale Hüfte & BMD Änderung nach 4 Monaten in % (ROI 7)



Korrelation T-Score kontralaterale Hüfte & BMD Änderung nach 4 Monaten in % (GES)

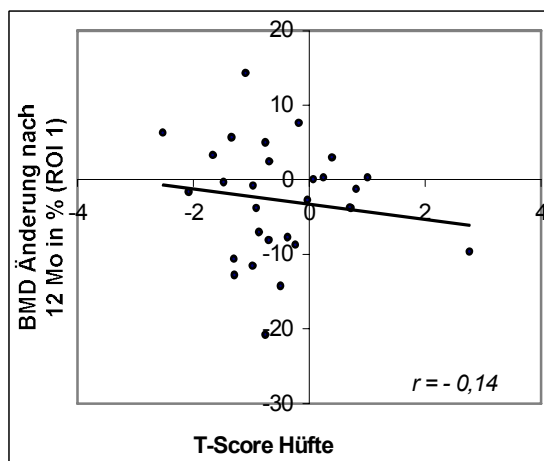


4 Monate	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	GES
Dichteänderung	-4,8%	-5,4%	-2,6%	-1,2%	-2,1%	-1,6%	-14,2%	-2,8%
Korrelationskoeffizient	0,08	-0,04	-0,09	-0,18	-0,09	0,21	0,53	-0,14

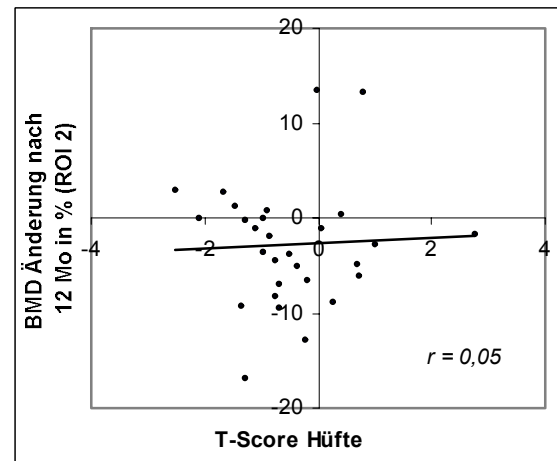
Korrelation T-Score kontralaterale Hüfte und BMD Änderung nach 12 Monaten

Auch nach 12 Monaten waren ähnliche Korrelationen wie nach 4 Monaten bzw. wie an der Wirbelsäule zu erkennen. (ROI 7: $r = 0,54$).

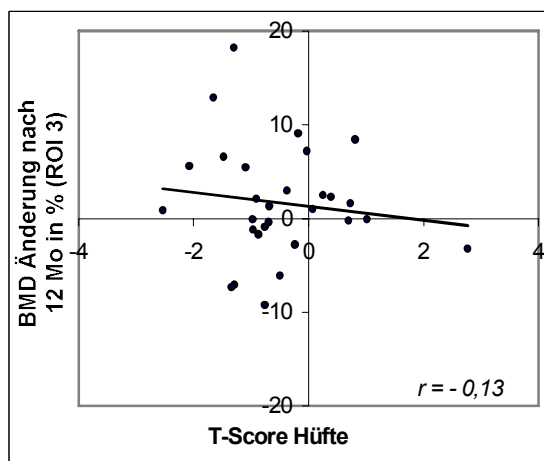
Korrelation T-Score kontralaterale Hüfte & BMD Änderung nach 12 Monaten in % (ROI 1)



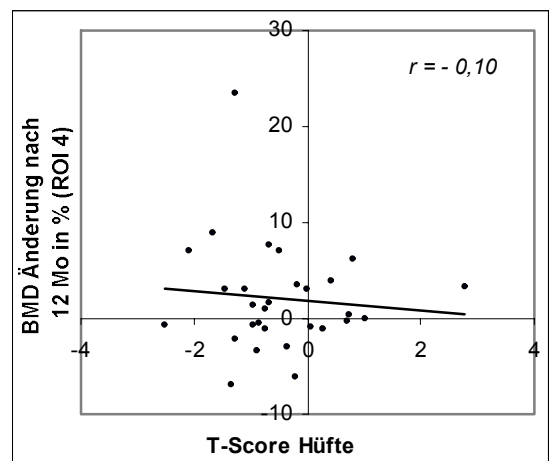
Korrelation T-Score kontralaterale Hüfte & BMD Änderung nach 12 Monaten in % (ROI 2)



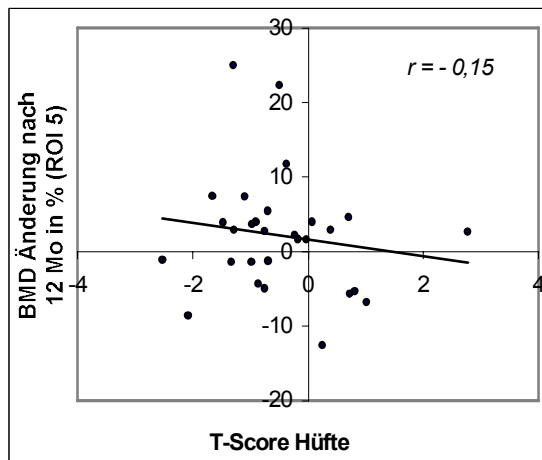
Korrelation T-Score kontralaterale Hüfte & BMD Änderung nach 12 Monaten in % (ROI 3)



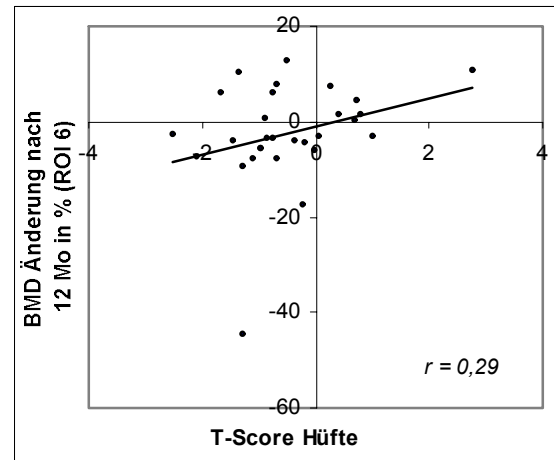
Korrelation T-Score kontralaterale Hüfte & BMD Änderung nach 12 Monaten in % (ROI 4)



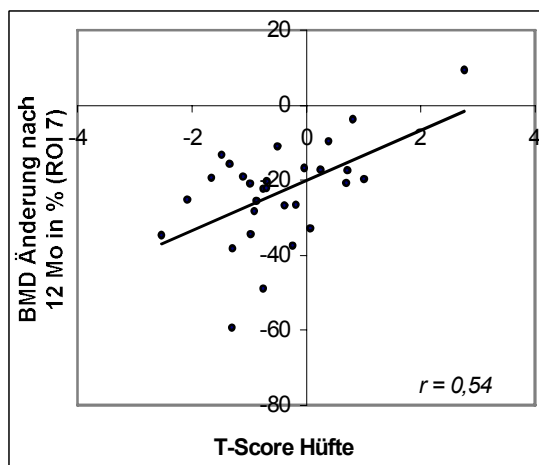
Korrelation T-Score kontralaterale Hüfte &
BMD Änderung nach 12 Monaten in % (ROI 5)



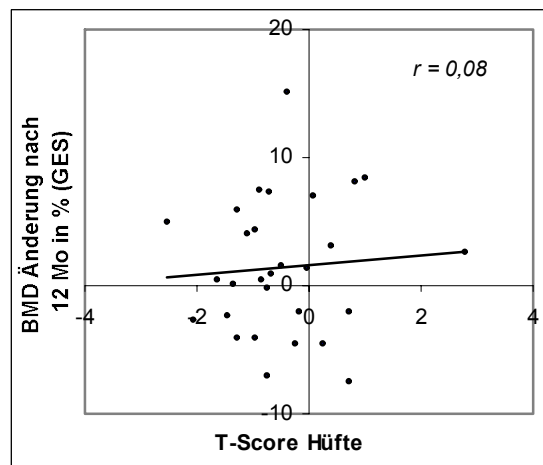
Korrelation T-Score kontralaterale Hüfte &
BMD Änderung nach 12 Monaten in % (ROI 6)



Korrelation T-Score kontralaterale Hüfte &
BMD Änderung nach 12 Monaten in % (ROI 7)

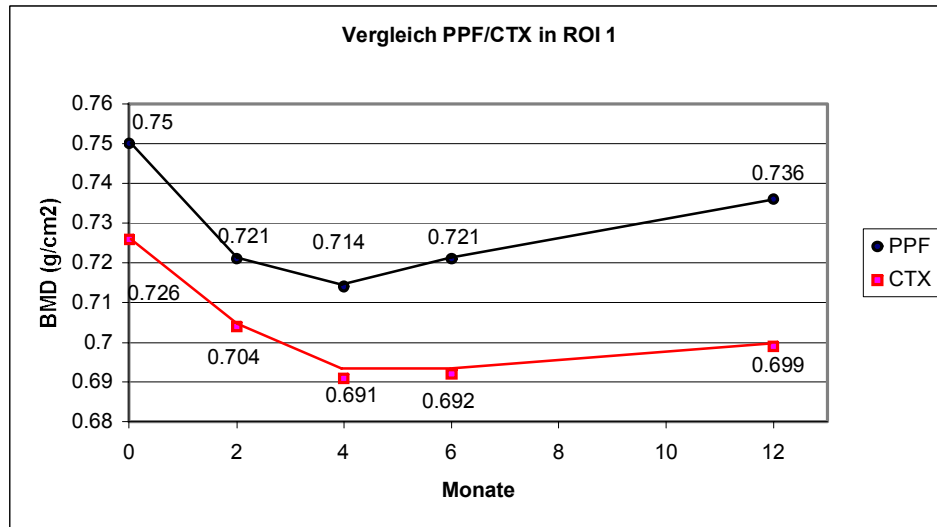


Korrelation T-Score kontralaterale Hüfte &
BMD Änderung nach 12 Monaten in % (GES)

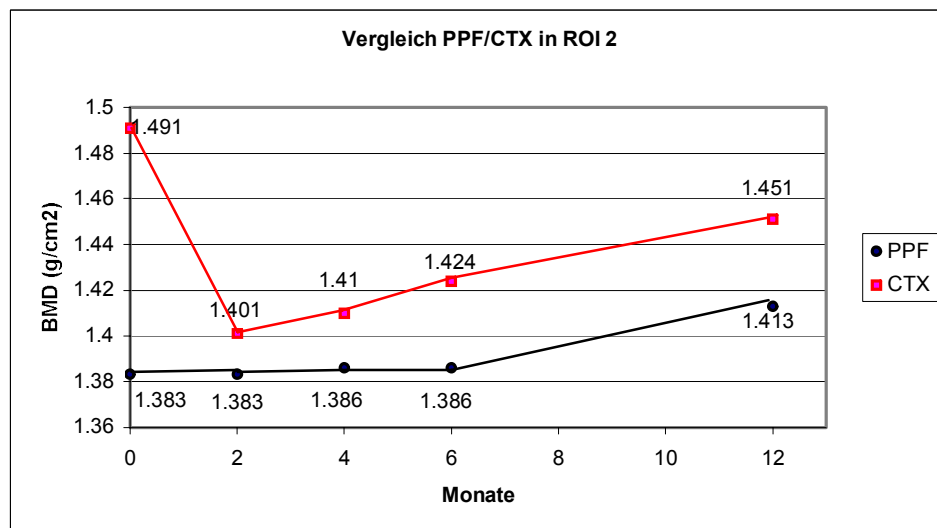


12 Monate	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	GES
Dichteänderung	-3,7%	-2,7%	+0,8%	+1,7%	+1,6%	-2,3%	-22,3%	+0,3%
Korrelationskoeffizient	0,08	-0,04	-0,09	-0,18	-0,09	0,21	0,53	-0,14

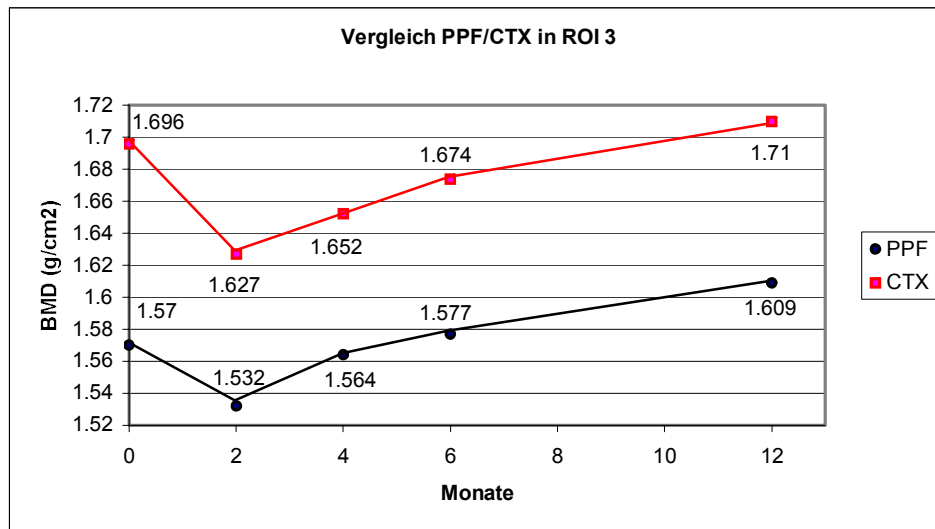
5.3. Vergleich des zeitlichen Verlaufs der BMD von PPF- bzw. CTX-Prothese



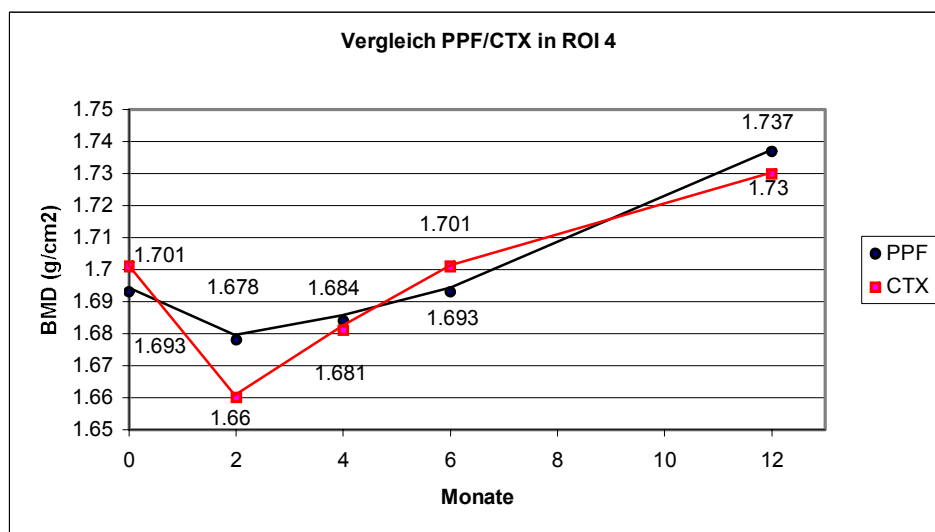
ROI 1	Postoperativ	2 Monate	4 Monate	6 Monate	12 Monate
p-Wert	0.581	0.692	0.588	0.451	0.332
Signifikanz	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein



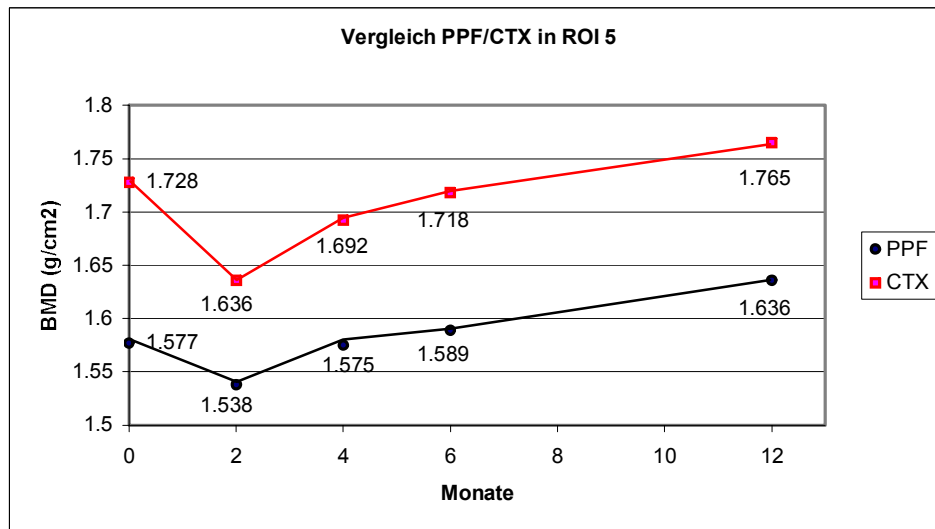
ROI 2	Postoperativ	2 Monate	4 Monate	6 Monate	12 Monate
p-Wert	0.068	0.750	0.680	0.535	0.518
Signifikanz	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein



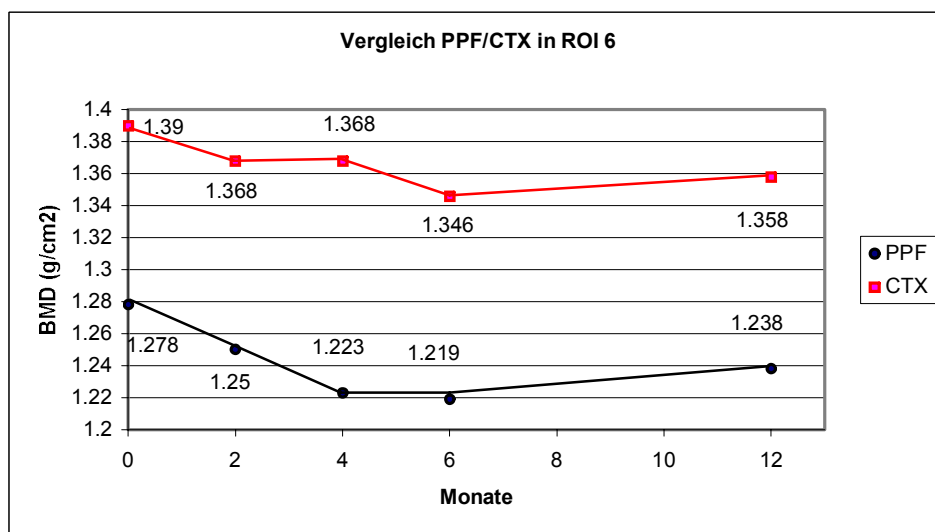
ROI 3	Postoperativ	2 Monate	4 Monate	6 Monate	12 Monate
p-Wert	0.044	0.103	0.153	0.112	0.091
Signifikanz	Ja	Nein	Nein	Nein	Nein



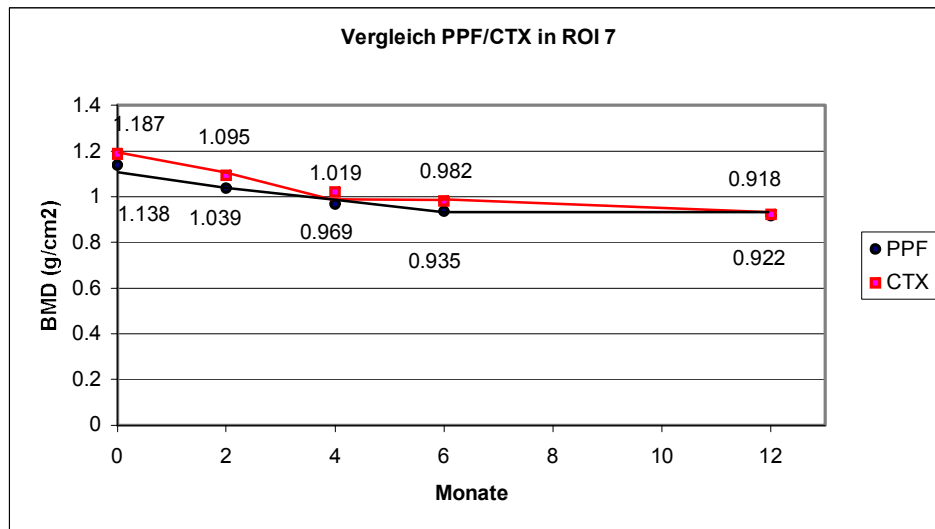
ROI 4	Postoperativ	2 Monate	4 Monate	6 Monate	12 Monate
p-Wert	0.902	0.790	0.461	0.904	0.905
Signifikanz	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein



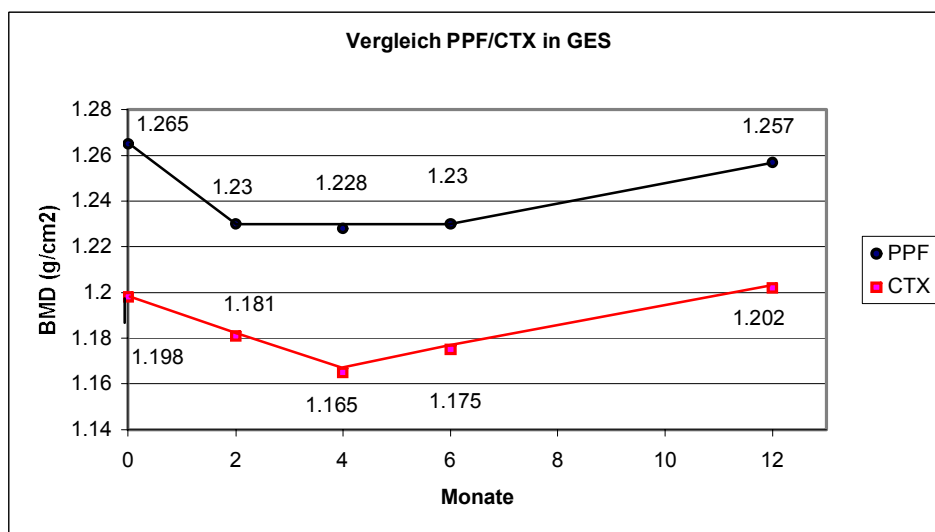
ROI 5	Postoperativ	2 Monate	4 Monate	6 Monate	12 Monate
p-Wert	0.012	0.096	0.057	0.032	0.032
Signifikanz	Ja	Nein	Nein	Ja	Ja



ROI 6	Postoperativ	2 Monate	4 Monate	6 Monate	12 Monate
p-Wert	0.054	0.047	0.021	0.042	0.082
Signifikanz	Nein	Ja	Ja	Ja	Nein



ROI 7	Postoperativ	2 Monate	4 Monate	6 Monate	12 Monate
p-Wert	0.451	0.418	0.490	0.813	0.967
Signifikanz	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein



ROI GES	Postoperativ	2 Monate	4 Monate	6 Monate	12 Monate
p-Wert	0.161	0.286	0.157	0.233	0.204
Signifikanz	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein

6) DISKUSSION

Die Entwicklung der modernen Knochendichte-Messverfahren (DEXA) hat die Charakterisierung und Quantifizierung des Knochenumbauprozesses nach Implantation von Hüftgelenktotalendoprothesen möglich gemacht. Mit Hilfe der DEXA Methode kann die Reaktion des periprothetischen Knochens auf die Prothesenimplantation beobachtet werden. Die DEXA Technik empfiehlt sich gegenüber anderen Messmethoden unter anderem wegen ihrer hohen Präzision und Reproduzierbarkeit und dem Fehlen von irregulären Überlagerungseffekten durch das Metallimplantat⁴³. Es können Knochendichteminderungen ab 4.5% signifikant erkannt werden⁴⁴. Die Energiedosis der Strahlenexposition ist mit 0.1mGy gering⁴⁵. Als Nachteil der DEXA-Untersuchung ist die Gerätespezifität zu nennen. Bei vergleichenden Untersuchungen von Geräten verschiedener Hersteller wurden Messdifferenzen von mehr als 20% festgestellt⁴⁶. In der vorliegenden Studie wurde stets dasselbe Gerät verwendet, so dass dieses Problem entfällt.

Des weiteren spielt die Kalibrierung als Fehlerquelle eine Rolle. Deshalb wurde an jedem Tag vor der Untersuchung ein Qualitätstest des Gerätes nach Angaben des Herstellers durchgeführt.

Benutzerdefinierte Fehler ergeben sich vor allem durch die Lagerung des Patienten. Leberz⁴⁷ zeigte, dass die Rotation des Femurs einen deutlichen Effekt auf die BMD-Ergebnisse insbesondere in der Calcarregion (ROI 6 und 7) hat, wobei sich durch Flächenveränderungen durchschnittliche BMD-Differenzen von 2.8% ergab. Mortimer⁴⁸ fand anhand in vitro Messungen max. Differenzen von 5% zwischen 15° Innen- und 15° Aussenrotation. Cohen und Rushton⁴⁹ beschreiben gar Differenzen von 24%. Mit Hilfe von Lagerungshilfen wurde in der vorliegenden Studie einheitliche Untersuchungspositionen geschaffen. Ausserdem wurden die Messungen nur durch den Autor dieser Studie unter gleichen Scandmoduls durchgeführt und ebenfalls vom Verfasser selbst ausgewertet.

Das Schicksal einer in den Femurschaft eingebrachten Prothese hängt im wesentlichen von den Vorgängen an der Knochen-Implantat-Grenze ab. Wichtigste Voraussetzung für das An- bzw. Einwachsen von Knochengewebe in eine strukturierte bzw. beschichtete Prothesenoberfläche besteht in einer einwandfreien Primärstabilität.

Richtung und Höhe der Kräfte und damit auch die Verteilung der Kräfte an der Knochen-Implantat-Grenze hängen im wesentlichen von Implantatdesign, von der Oberfläche, den Metalleigenschaften der Implantatoberfläche sowie vom Material selbst ab. Wenn Knochen und Implantat miteinander verbunden sind, werden die Kräfte entsprechend den Steifigkeiten von Knochen und Implantat über beide übertragen, wobei sich die Steifigkeiten addieren⁵⁰.

Dadurch, dass die eingeleiteten Kräfte teilweise über das Implantat nach distal in den Knochen eingeleitet werden, kommt es zu „Stress Shielding“ und als deren Folge zu einer verminderten Kraftübertragung im proximalen Knochen mit entsprechender Atrophie des Knochens.^{51,52,53,54} Eine solche Knochenatrophie kann nur verhindert werden, wenn eine Fixation der Prothese im distalen Bereich verhindert wird. Andererseits ist eine stabile Verbindung des Prothesensystems im proximalen Bereich unabdingbar.

In der vorliegenden prospektiven longitudinalen Studie wurde mittels DEXA die periprothetische Knochendichteänderung nach Implantation der anatomischen CTX-Prothese und die Korrelation der zentralen bzw. peripheren Mineralisierung zum periprothetischen Knochenumbau während des ersten postoperativen Jahres untersucht. Ausserdem wurden anatomische Prothesen mit Nicht-anatomischen bzw. Geradschäften verglichen.

Durch Unterteilung der periprothetischen Knochendichte in Gruen-Zonen wird die Beurteilung des gesamten Schaftes gewährleistet. Die Messung der Knochendichte in den durch Gruen definierten Zonen ist die am häufigsten verwendete Methode, da sie eine gute Reproduzierbarkeit garantiert^{55, 56, 57}.

In den ersten vier Monaten nach der Operation wurde ein signifikanter periprothetischer Knochenverlust von bis zu 14,2 % gefunden. Im proximalen Femur setzte sich der Knochenverlust während des ganzen ersten Jahres fort.

Im Calcar Bereich (ROI 7) war die grösste Knochenresorption zu verzeichnen. Die stärkste Abnahme erfährt ROI 7 in den ersten zwei bzw. vier Monaten (-7,8 % beziehungsweise -14,2 %). In diesen Zeitraum fällt auch die postoperative Entlastungsphase, die mit 6-wöchigem Sohlenkontakt und anschliessendem Belastungsaufbau bis 12 Wochen nach Operation vom Operateur vorgegeben wurde. Mit Beginn der Vollbelastung nach 12 Wochen verlangsamte sich die

Knochendichteabnahme, erreichte jedoch auch nach einem Jahr keinen Gleichgewichtszustand (- 17,3 % nach sechs Monaten, - 22,3 % nach einem Jahr). Ähnliche Änderungen wurden auch von anderen Arbeitsgruppen beschrieben^{58, 59}.

Auch in ROI 1, d. h. im Trochanter Bereich war eine signifikante Abnahme der BMD zu verzeichnen (- 3,7 % nach einem Jahr).

Im mittleren Drittel war die Dichteänderung geringer als proximal (ROI 2: - 2,7 % nach 12 Monaten, ROI 6: - 2,3 % nach 12 Monaten). Auffällig war, dass die Umbauprozesse in ROI 6 während des ganzen Jahres statistisch nicht signifikant waren.

Im distalen Drittel bzw. an der Prothesenspitze kam es zu einer Dichtzunahme, welche aber nur in ROI 3 und 4 statistisch signifikant war (ROI 3: + 0,8 %, ROI 4: + 1,7 %, ROI 5: + 1,6 %).

Betrachtet man die gesamte periprothetische Dichteänderung, so lässt sich nach 12 Monaten keine statistisch signifikante Änderung im Vergleich zum postoperativen Wert feststellen.

Eine der Ursachen des BMD Verlust in der Problemzone, d.h. im Calcabereich, ist auf die veränderte Krafeinleitung nach Prothesenimplantation zurückzuführen. Dazu kommt das Operationstrauma, die Heparintherapie und in den ersten vier Monaten die Inaktivitätsatrophie aufgrund der postoperativen Entlastung, die sich in osteopenischem Knochen stärker ausweist als in stabilen Knochen.

Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, dass mit der anatomischen CTX-Prothese eine rein proximale Krafeinleitung ohne distale Hypertrophie nicht ganz erreicht wurde. Im Gegensatz dazu konnten Krüger et al.⁶⁰ mit ihrer experimentellen Press-Fit-Gleitschaftprothese eine Zunahme in sämtlichen Zonen 1-7 nach Gruen erwirken. Jedoch hat diese Prothese auch Nachteile: dadurch dass die Prothese in Hülsen gelagert ist, wird sie vor allem proximal so voluminös, dass kleiner dimensionierte Femora nicht mit ihr versorgt werden können. Aber gerade junge aktive Patienten haben Femurknochen mit engerem Markraum und dickeren Cortices, im Gegensatz zu älteren Patienten.

In vielen Studien wurde Bone Remodeling als eine zeitlich begrenzte relative Änderung dargestellt. Nishii et al.⁶¹ untersuchten Patienten während drei Jahren nach Implantation des Spongiosa Metal Total Hip systems. 12 Monate nach Operation zeigte die durchschnittliche Knochendichte in allen 7 Zonen nach Gruen eine deutliche Abnahme von 9-24% im Vergleich zur ersten Messung. Danach schien sich die Knochendichte zu stabilisieren. Im distalen Drittel (ROI 3 und ROI 4) zeigte sich nur eine geringe

Abnahme im Vergleich zum proximalen Teil (ROI 1 und ROI 7). Venesmaa et al.⁶² benutzten einen Titanschaft, der im proximalen Drittel mit Hydroxyapatit beschichtet war. Die Knochendichte nahm in nahezu allen Gruen-Zonen während der ersten drei Monaten nach Operation ab. Den grössten Verlust zeigte sich in Zone 7. Nach drei Jahren stabilisierte sich der Prozess.

Viele Arbeitsgruppen verwendeten die kontralaterale Hüfte oder die ipsilaterale Femurdichte als Referenz für ihre Untersuchungen. Es ist jedoch anzunehmen, dass sich mit keinem der beiden eine exakte Aussage über den Verlauf der periprothetischen Knochendichteänderung machen lässt. Die zu operierende Hüfte kann präoperativ steif und so schmerzhaft sein, so dass ein genaues Positionieren auf dem Scannertisch nahezu unmöglich wird. Kiratli et al.⁶³ fanden einen Präzisionsfehler von bis zu 9 % bei Rotation der Hüfte. Ausserdem sind die BMD der rechten und linken Hüfte nicht identisch. Die kranke Hüfte kann sklerotische Bezirke vorweisen, die zu falsch hohen Ergebnissen führen⁶⁴. Andererseits kann ein Schonen der Hüfte zur Dichteabnahme führen⁶⁵. Martini et al.⁶⁶ untersuchten Patienten mit einseitiger Osteoarthritis der Hüfte um den Unterschied der präoperativen Knochendichte der arthritischen und gesunden Hüfte zu zeigen. Sie stellten statistisch signifikante Unterschiede in der Knochendichte von bis zu -8,6% im Vergleich zur kontralateralen (gesunden) Hüfte fest. Kröger et al.⁶⁷ verglichen die periprothetische Knochendichte prä- und postoperativ bei Patienten mit degenerativer Hüftarthrose. Sie fanden den grössten perioperativen Verlust im Calcärbereich (-19,2%). Sie zeigten, dass die beste Referenz für periprothetische Dichteuntersuchungen die ipsilaterale Knochendichte, gemessen innerhalb der ersten Woche postoperativ, ist.

Jones et al.⁶⁸ zeigte, dass der Mineralgehalt der Lendenwirbelsäule (relativ hoher Spongiosananteil und hohe Osteoporose-Frakturrate) sich als repräsentativer Parameter des Knochenstoffwechsels und -festigkeit im Körper darstellt.

Nach vier Monaten in denen in fast allen ROI's (Ausnahme ROI 6) eine statistisch signifikante Dichteabnahme zu verzeichnen war, zeigte sich nur in ROI 7 und ROI 6 eine stark positive Korrelation im Vergleich mit dem T-Score der Lendenwirbelsäule: ROI 7: $r = 0,59$ und ROI 6: $r = 0,43$. In allen anderen Regions of interest wurden nur sehr schwach positive Korrelationskoeffizienten gefunden: ROI 1 und ROI 2: $r = 0,04$, ROI 5: $r = 0,19$ und GES: $r = 0,09$. ROI 3 war die einzige Region mit schwach negativer Korrelation: $r = - 0,05$.

Auch nach 12 Monaten bestand nur in den ROI's 6 und 7 eine enge Korrelation zur Dichteabnahme: $r = 0,41$ bzw. $r = 0,62$.

Patienten mit einem T-Score > 0 an der Lendenwirbelsäule zeigten in ROI 7 eine Dichteabnahme von bis zu $-8,1\%$ nach vier Monaten bzw. bis zu $-14,3\%$ nach einem Jahr. Hingegen war bei Patienten mit einem T-Score < 0 ein stärkerer Mineralverlust zu verzeichnen: bis zu $-15,7\%$ nach vier Monaten und bis zu $-24,6\%$ nach 12 Monaten. Patienten mit einem Wert $> -2,5$ SD zeigten sogar Dichteabnahmen von bis zu 40% nach einem Jahr. D.h. je grösser der Ausgangswert (T-Score LWS) desto geringer die Dichteabnahme in ROI 7 oder anders gesagt, je niedriger der T-Score desto grösser die Dichteabnahme im Calcareauch. Weiter lässt sich sagen, dass fester Knochen stabiler und ausgeglichener auf eine Prothesenimplantation reagiert als osteopenischer Knochen. Burstein et al.⁶⁹ zeigten, dass die elastische Eigenschaft des Knochens unter anderem direkt von seiner Mineraleichte bestimmt wird. Auch das sogenannte Press-fit (primäre Stabilität) ist auf die mechanische Stabilität des Knochens angewiesen.

Die in der Studie ermittelten Korrelationen zwischen dem Mineralgehalt der kontralateralen Hüfte und der periprothetischen Dichteänderung waren nicht so ausgeprägt wie die Korrelation zwischen T-Score der Lendenwirbelsäule und periprothetischer Dichteänderung. Einer der Gründe dafür könnte die ungleiche präoperative Belastung beider Femura oder abgelaufene Umstellungsosteotomien sein. Ausserdem war die kontralaterale Hüfte bei einigen Patienten ebenfalls mit einer Prothese versorgt, so dass bei diesen keine Knochendichte ermittelt werden konnte.

Insgesamt lässt sich sagen, dass der T-Score der Lendenwirbelsäule ein geeigneter Parameter des präoperativen Screenings ist, mit dessen Hilfe Risikopatienten herausgefiltert werden können. D.h. Patienten mit einem geringen Mineralisierungsgrad der Wirbelsäule können so durch präoperative BMD Messung identifiziert und entsprechend, z.B. mit Bisphosphonaten (Hemmung der Osteoklasten) behandelt werden. Nicht zu vergessen ist jedoch auch die frühest mögliche postoperative Mobilisation um der Inaktivitätsatrophie entgegenzuwirken.

Vergleicht man den anatomisch-adaptierten CTX-Schaft mit dem ebenfalls in der orthopädischen Uniklinik Frankfurt implantierten PPF-Schaft, so zeigt sich ein nahezu identischer Verlauf und Ausmass des proximalen Substanzverlustes in ROI 1 und 7 (PPF: $-0,04\%$ und $-19,8\%$ bzw. CTX: $-3,4\%$ und $-22,3\%$). Die Unterschiede sind zu keinem Zeitpunkt statistisch signifikant. Im Gegensatz dazu verzeichneten die

Geradschaftprothesen im distalen Bereich (ROI 3, 4 und 5) eine grössere Hypertrophie (+3.2%, +3.3%, +4.1%) als die CTX-Prothese (+0.8%, +1.7%, +1.6%). Signifikante Unterschiede mit $p < 0.05$ sind in ROI 5 nach 6 und 12 Monaten zu finden. Dies lässt sich durch die unterschiedliche Kraftübertragung auf das proximale Femur erklären. Während der PPF-Schaft durch inkomplette proximale Verklemmung des Prothesenstils die Kraft stärker auf die periprothetische Kortikalis lenkt und somit zu einer grösseren Hypertrophie distal führt, bewirkt die erstrebte proximale Krafteinleitung der CTX-Prothese eine grossflächige Verankerung des Schaftes, was zu einer geringeren distalen Hypertrophie führt. Ein ebenfalls statistisch signifikanter Unterschied findet sich nach 2, 4 und 6 Monaten postoperativ in ROI 6. Der Substanzverlust im Calcärbereich lässt sich jedoch auch mit der CTX-Prothese nicht verhindern.. Nicht alle zementfreien Geradschaftprothesen weisen das gleiche Muster periprothetischer Umbauvorgänge mit distaler Hypertrophie auf. Bohatyrewicz⁷⁰ verzeichnete nach Implantation eines PM-Stils Verluste von -13.2% (ROI 3), -12.7% (ROI 4) und -14.5% (ROI 5). Nakamura⁷¹ verzeichnete ein ähnliches Umbauverhalten aber mit geringerem distalen Substanzverlust. Dies zeigt, dass der periprothetische Knochenumbau nicht allein auf das Design zurückzuführen ist, sondern ein multifaktorielles Geschehen darstellt.

Periprothetischer Knochendichteverlust nach Implantation einer Hüftprothese sollte in einem frühen Stadium verhindert werden um das Knochenlager im Falle einer Revision zu schützen. Venesmaa et al.⁷² berichten, dass die Gabe von Alendronat den periprothetischen Knochendichteverlust, nach Implantation einer Hüftprothese, zu reduzieren vermag. Der proximale Femur zeigte einen Verlust von -17,1% in der Calcium-Gruppe. Im Gegensatz dazu zeigte die Alendronat-Gruppe eine Abnahme von nur 0,9%. Auch andere Studie zeigten einen positiven Effekt der Bisphosphonate in der Prothesenchirurgie. Der Verlustes in den ersten 6 Monaten nach Operation scheint eine Rolle beim Überleben des Implantates zu spielen und sollte somit verhindert werden.

7) ZUSAMMENFASSUNG

7.1. Deutsch

Nach Implantation einer Totalendoprothese kommt es zu einer veränderten Krafterleitung in das Femur und zu Knochenumbauprozessen (Bone Remodeling). Viele Faktoren, wie z. B: Geschlecht, Alter, Gewicht, Knochenqualität, Design beeinflussen die Menge des Remodelings. Hauptursache des postoperativen Knochendichteverlustes ist jedoch das sogenannte Stress Shielding. Aufgrund der veränderten Krafterleitung kann es zu proximaler Atrophie und zu distaler Hypertrophie kommen.

Dank ihrer hohen Präzision und Reproduzierbarkeit bietet sich die DEXA Technik an, um periprothetische Knochendichteänderungen zu untersuchen.

In der vorliegenden Studie wurden osteodensitometrische Untersuchungen des proximalen Femurs nach Implantation einer zementfreien anatomischen CTX-Prothese gemacht. Die Studie umfasste 34 zufällig ausgewählte PatientInnen. Die CTX-Prothese ist aus einer Titanlegierung gefertigt und zeichnet sich durch ihre Antetorsion und ihre relativ kurze Länge aus. Sie ist zu 85 % Hydroxyapatit beschichtet, wobei die Spitze frei ist.

Die periprothetische Knochendichtemessungen begannen in der ersten Woche postoperativ und erfolgten dann im Abstand von je 2 Monaten im ersten halben Jahr. Die Abschlussuntersuchung erfolgte 1 Jahr nach der Operation. Die BMD wurde in 7 ROI's (Region of interest) nach Gruen gemessen. Es wurden Doppelmessungen durchgeführt und das arithmetische Mittel für die Statistik verwendet. Postoperativ und nach einem Jahr wurden ebenfalls die LWS und die kontralaterale Hüfte mitgemessen.

Während des ersten Jahres nach der Implantation der CTX-Prothese kam es vor allem im proximalen Teil zu Knochenatrophie, welche sich hauptsächlich im Calcabereich zeigte (- 22.3 % nach einem Jahr). Im mittleren Teil der Prothese wurde nur lateral eine Atrophie von bis zu - 2,7 % gefunden. Medial war während des ganzen Jahres keine statistisch Signifikante Änderung zu beobachten. Im distalen Drittel kam es zu einer leichten Hypertrophie von bis zu + 1,70 %. Die gesamte periprothetische Dichte zeigte jedoch keine Veränderung, so dass man annehmen kann, dass sich proximale Atrophie und distale Hypertrophie kompensieren. Als Ursache des proximalen

Verlustes ist das sogenannte Stress shielding aufgrund der fehlenden Krafteinleitung und der postoperativen Entlastungsphase zu nennen. Die distale Zunahme lässt sich mit ungünstiger Krafteinleitung erklären.

Es zeigte sich eine enge Korrelation zwischen dem T-Score der Lendenwirbelsäule, als Mass der systemischen Mineralisierung, bzw. dem T-Score der kontralateralen Hüfte, als Mass für den peripheren Mineralisierungsgrad, und der periprothetischen Knochendichteänderung. Die Korrelation bestand hauptsächlich in ROI 7, das auch die grösste Abnahme erfuhr. Die anderen Korrelationskoeffizienten waren insgesamt schwächer ausgebildet oder sogar negativ. Patienten mit einem T-Score > 0 an der Wirbelsäule zeigten einen geringeren periprothetischen Dichteverlust als Patienten mit einem T-Score < 0 : - 14,3 % im Gegensatz zu - 24,6 % in ROI 7. Bei Patienten mit Werten $< - 2,5$ SD war der Verlust sogar noch grösser: bis zu - 40 % der ursprünglichen Knochendichte. Daraus lässt sich schliessen, dass fester Knochen wesentlich stabiler und ausgeglichener auf eine Prothesenimplantation reagiert als osteopenischer Knochen.

Der Vergleich mit Daten nach implantierter Geradschaftprothese (PPF) zeigte praktisch keinen Unterschied des periprothetischen Knochenverlustes in den verschiedenen ROI's. Es zeigt sich lediglich eine geringere distale Hypertrophie während des ersten postoperativen Jahres. Somit weist ein anatomisch-adaptierter CTX-Schaft weder Schutz vor Verlust der Knochendichte auf noch kommt es zu einer Verhinderung des „stress shieldings“. Über den Langzeitverlauf der CTX-Prothese lässt sich zum jetzigen Zeitpunkt noch keine Aussage machen. Ebenso bleibt abzuwarten welchen Stellenwert die Bisphosphonate in der Therapie der Hüftendoprothetik haben werden.

7.2. English

Total hip arthroplasty changes the level of stress within the proximal part of the femur and the femur remodels adjacent to the prosthesis. Many factors affect the periprosthetic BMD around cementless femoral implants including gender, age, weight, bone mineral content and design. However the main reason is stress shielding. Because of the changed mechanical stress it comes to proximal atrophy and distal hypertrophy.

The use of the Dual energy x-ray absorptiometry (DEXA) scan allows quantitative measurement analysis of BMD with high precision and reproducibility which can be used to evaluate bone resorption due to stress shielding and correlation to projected remodelling of bone.

In the present study measurements of the bone mineral density (BMD) of the proximal femur after arthroplasty of the hip (cementless anatomic-adapted CTX-Prosthesis) have been made. The study included 34 consecutive patients. The CTX-Prosthesis is produced from a titan alloying and is marked by its antetorsion and its short length. The stem is 85 % hydroxyapatite coated whereby the tip is free.

Periprosthetic BMD measurements started in the first postoperative week and were followed by measurements every 2 months in the first half year. The last examination was done after one year. BMD were measured in 7 ROI's (regions of interest) according to Gruen. Double measurements were made and the arithmetic mean was taken for the statistical analysis. Postoperative and one year after operation a bone measurement of the lumbar vertebral column and the contralateral hip was done as well.

During the first postoperative year there was a remarkably decrease in the proximal part (about - 22,3 % in ROI 7). In the middle part of the prosthesis the lateral decrease was lower (- 2,7 %). On the other hand there was no significant change on the medial side. In the distal third a BMD increase of + 1,7 % was detected. The total periprosthetic BMD showed no changes. The main reason about the proximal decrease is stress shielding caused by the missed mechanical stress and the postoperative relief phase. The distal increase is to explain by disadvantageous force.

There was shown a strong correlation between lumbar T-Score, as a systemic measure, respectively the contralateral hip T-Score, as a periphere measure of the bone content, and the periprosthetic BMD change. The best correlation was seen in the ROI 7 (Calcar) which is also the zone with the greatest decrease. The other correlation coefficients were altogether lower or even negative. Patients with T-Scores > 0 in the lumbar vertebral column showed a less periprosthetic bone decrease than patients with T-Scores < 0 : -14,3 % in contrast to -24,6 % in ROI 7. Patients with Scores $< -2,5$ SD turned out to have greater decrease: about -40 % from the original bone density. Thus, the lower the preoperative BMD, the higher the patient's periprosthetic bone loss was. Strong bone reacts more stable and well-balanced to a arthroplasty than osteopenic bone does.

The comparison to the historical group of patients implanted with a straight "Zweimüller" stem (PPF) showed no difference in loss of bone mass around the implants in the different ROI's in the first year postoperatively. Thus, an anatomical adapted stem has no advantage with regard to stress shielding and protection of bone loss postoperatively. There is no statement about the longterm results of the CTX-Prosthesis for the moment. The use of Bisphosphonates in the therapy of total hip replacement remains to be seen.

8) LITERATUR

- 1 Charnley J. :
Anchorage of the femoral head prothesiis to the shaft of the femur.
J. Bone Joint Surg. (1969) 42-B, 28-30

- 2 Wroblewski B.M., P.D. Siney:
Charnley low friction arthropolasty of the hip. Long term results.
Clin. Orthop. (1993) 292: 191-201

- 3 Ballard W.T., J.J. Callaghan, P.M. Sullivan, R.C. Johnston:
The results of improved cementing techniques for total hip arthroplasty in patients less than fifty years old. A ten-year follow-up study.
J. Bone Joint Surg. (1994) 76A 959-964

- 4 Barrack R.L., R.D. Mulroy Jr., W.H. Harris:
Improved cementing techniques and femoral component loosening in young patients with hip arthroplasty. A 12-year radiographic review.
J. Bone Joint Surg. (1992) 74B 385-389

- 5 Bereiter H., M. Burgi, B.A. Rahn:
Das zeitliche Verhalten der Verankerung einer zementfrei implantierten Hüftpfanne im Tierversuch.
Orthop. (1992) 21 (1): 63-70

- 6 Bobyn J.D., A.H. Glassmann, H. Goto, J.J. Kryger, J.E. Miller, C.E. Brooks:
The Effect of Stem Stiftness on Femoral Bone Resorption after Canine Porous-Coated Total Hip Arthorplasty.
Clin. Orthop. (1990) 261:196-213

- 7 Engh C.A., J.D. Bobyn, A.H. Glassmann:
Porous-Coated Hip Replacement: The Factors Governing Bone Ingrowth, Stress Shielding and Clinical Results.
J. Bone Joint Surg. 69-B (1987) 45-55

- 8 Engh C.A., T.F. Mc Govern, J. D. Bobyn, W.H. Harris:
A Quantitative Evaluation of Periprosthetic Bone Remodelling after Cementless Total Hip Arthroplasty.
J. Bone Joint Surg. 74-A (1992) 1009-1020

- 9 Engh C.A., T.F. Mc Govern, L.M. Schmidt:
Roentgenographic Densitometrie of Bone Adjacent to a Femoral Prothesis.
Clin. Orthop. 292 (1992) 177-190

- 10 Gibbons C.E.R., A.J. Davies, A.A. Amis, H. Olearnik:
Periprosthetic bone mineral density changes with femoral components of differing design philosophy.
International Othopaedics (SICOT) (2001) 25 :89-92

- 11 Bobyn J.D., E.S. Mortimer, A.H. Glassmann, C.A. Engh, J.E. Miller, C.E. Brooks:
Producing and Avoiding Stress Shielding.
Clin. Otrhop. 274 (1992) 79-96

- 12 Huiskes R., H. Weinans, B. Van Rietbergen:
The Relationship between Stress Shielding and Bone Resorption around Total Hip Stems and the Effects of Flexible Materials.
Clin. Orthop. 274 (1991) 124-133

- 13 Kiratli B.J., M.M. Checivich, A.A. Mc Beath, M.A. Wilson, J.P. Heiner:
Measurement of Bone Mineral Density by Dual-energy X-ray Absorptiometry in Patients with the Wisconsin Hip, an Uncemented Femoral Stem.
J. Arthropl. 11, Vol.2 (1996) 184-193

14 Gluck T.:

Referat über die durch das moderne chirurgische Experiment gewonnenen positiven Resultate, betreffend die Naht und den Ersatz von Defekten höherer Gewebe, sowie über die Verwertung resorbierbarer und lebendiger Tampons in der Chirurgie.

Arch. Klein. Chir. (1922) 117: 13

15 Charnley J.:

Total hip replacement by low friction arthroplasty.

Clin. Orthop. 72 (1970) 7-21

16 Mittelmeier H., L. Singer:

Anatomische und histopathologische Untersuchungen von Arthroplastikgelenken mit Plexiglasendoprothesen.

Arch. Orthop. Unfall-Chir. (1956) 48: 519

17 Semlitsch M.:

Oberflächenuntersuchungen an Metall und Kunststoffen für künstliche Hüftgelenke mit dem Laserelektronenmikroskop.

In Cotta H., K.P. Schulitz: Der totale Hüftgelenkersatz. Thieme, Stuttgart 1973

18 Semlitsch M., H.G. Willert:

Gewebeveränderungen im Bereich metallischer Hüftgelenke – mikroanalytische Untersuchungen mittels Spektralphotometrie, Elektronenmikroskopie und Elektronenstrahlmikrosonden.

IV. Int. Symp. F. Mikrochemie. Mikrochem. Acta (1971) 1: 21

19 Semlitsch M., M. Lorenz, W. Wintsch:

Bruchuntersuchungen an gegossenen und geschmiedten Kobalt-Basis-Legierungen mit dem REM und Verhütungsmassnahmen gegen Ermüdungsbrüche an Hüftgelenksprothesen.

Beitr. Elektronenmikr. Direktabb. Oberfl. (1973) 6: 263

- 20 Willert H.G., P.Puls:
Die Reaktion des Knochens auf Knochenzement bei der Allo-Arthroplastik der Hüfte.
Arch. Orthop. Unfall-Chir. (1972) 72, 33
- 21 Chandler H.P., F.T. Reineck, R.L. Wixson, J.C. Mc Carthy:
Total hip replacement in patients younger than thirty years old. A five-year follow-up study.
J. Bone Joint Surg. (1981) 63, 9 : 426-434
- 22 Gustilo R.B., W.H. Burnham:
Longterm results of total hip arthroplasty in young patients.
Hip (1982) 27-33
- 23 Mc Laughlin J.R., K.R. Lee:
Total Hip Arthroplasty in Young Patients. 8- to 13-Year Results Using an Uncemented Stem.
Clin. Orthop. (2000) 373: 153-163
- 24 Mittelmeier H. :
Zementlose Verankerung von Endoprothesen nach dem Tragrippenprinzip.
Z. Orthop. 112 (1974) 27-33
- 25 Plitz W., H.U. Hoss:
Untersuchungen zum Verschleissmechanismus bei revidierten Hüftendoprothesen mit Gleitflächen aus Al₂O₃ Keramik.
Biomed. Tech. 25 (1980) 165-168
- 26 Albrektson T., P.I. Branemark, H.A. Hansson, J. Lindström:
Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man.
Acta Orthop. Scand. 52 (1981) 155

- 27 Kienapfel H.:
Grundlagen der Zementfreien Endoprothetik – Der Einfluss von lokalen und systemischen Faktoren auf das Knocheneinwachsverhalten und die Verankerungsfestigkeit von metallporösen Oberflächenimplantaten.
Demeter-Verlag, München (1994)
- 28 Wagner H., M. Wagner:
Die konische Schaftverankerung zementfreier Hüftendoprothesen – Primärimplantation und Prothesenwechsel.
In Moschner, E.W. (Hrsg.): Endoprothetik. Springer, Berlin 1995 (278)
- 29 Bobyn J.D, J.J. Jacobs, M. Tanzer, R.M. Urban, R. Aribindi, D.R. Sumner, T.M. Turner, C.E. Brooks:
The susceptibility of smooth implant surfaces to periimplant fibrosis and migration of polyethylene wear debris.
C. Orthop. 311 (1995) 21-39
- 30 Glassmann A.H.:
Orthopedic Knowledge Update, No. 5. American Academy of Orthopedic Surgeons, Rosemont, IL (1996)
- 31 Manolagas S.C., R.L. Jilka:
Bone marrow, cytokines and bone remodelling: emerging insights into pathophysiology of osteoporosis.
N. Engl. J. Med. (1995) 332:305
- 32 Peterlik M.:
Aging, neuroendocrine function and osteoporosis.
Exp. Gerontol. (1997) 4/5: 577-586
- 33 Menton D.N., D. J. Simmons, S.L. Chang, B.Y. Orr:
From bone lining cell to osteocyte – an SEM study.
Anat. Rec. (1984) 209:29-39

- 34 Wolff J.:
Das Gesetz der Transformation der Knochen.
Hirschwald-Berlin (Nachdruck Springer 1986), 1892
- 35 Pauwels F.:
Biomechanics of the locomotor apparatus.
Springer, Berlin Heidelberg New York, 1980
- 36 Kummer B.:
Funktioneller Bau und funktionelle Anpassung des Knochens.
Anat. Anz. (1962) 110: 261-293
- 37 Lachmann E., M. Whelan:
The roentgen diagnosis of osteoporosis an its limitations.
Radiology (1936) 26:165-177
- 38 Laval-Jeantet A.M., B. Roger, S. Rouysse, C. Bergot, R. Mazess:
Influence of vertebral fat content upon quantitative CT density.
Radiology (1986) 159:463-66
- 39 Kalender W.A., W. Bautz, D. Felsenberg, C. Süss, E. Klotz:
Materialelektive Bildgebung und Dichtemessung mit der Zwei-Spektren-Methode.
I. Grundlagen und Methodik. Digit. Bilddiagn. (1987) 7:66-72
- 40 Gruen T.A., G.M. Mc Neice, H.C. Amstutz:
„Modes of Failure“ of cemented Stem Type Femoral Components.
Clin. Orthop. 141 (1979) 17-27
- 41 Harris W.H.:
Traumatic Arthritis of the Hip after Dislokation and Acetabular Fractures:
Treatment by Mold Arthroplasty.
J. Bone Joint Surg (1969) 51-Am 737-755

- 42 Arabmothlag M.:
Osteodensitometrische Untersuchung des proximalen Femurs nach Implantation von zementfreien PPF und Prophor Total-Hüftendoprothesen mittels DXA unter Berücksichtigung des systemischen Mineralisierung.
Dissertation der Johann Wolfgang Goethe Universität Frankfurt am Main, 1999
- 43 Lewis J.L., M.J. Askew, R.L. Wixson, G.M. Kramer, R.R. Tarr:
The Influence of Prosthetic Stem Stiffness and of a Calcar Collar on Stresses in the Proximal End of the Femur with a Cemented Femoral Component.
J. Bone Joint Surg. 66-A (1984) 280-286
- 44 Martini F., Schmidt B., Sell S.:
Wertigkeit und Reproduzierbarkeit osteodensitometrischer DEXA-Messungen nach Hüftendoprothesenoperation.
Z Orthop 135 (1997) 35-39
- 45 Schneider P.:
Knochendichtemessmethoden zur Bestimmung des Mineralgehaltes.
Z Orthop 130 (1992) 16-20
- 46 Fischer M., Kempers B., Spitz J.:
Knochendensitometrie – Wertigkeit und Grenzen der Methode.
Der Nuklearmediziner 13 (1990) 77-82
- 47 Lebherz CI:
Entwicklung der Knochendichte nach Implantation der Individualprothese Typ Adaptiva®.
Medizinische Dissertation, MLU Halle-Wittenberg (1998)
- 48 Mortimer E., Rosenthal L., Paterson I.:
Effect of rotation on periprosthetic bone mineral measurements in a hip phantom.
Clin Orthop 324 (1996) 269-274

- 49 Cohen B., Rushton N.:
A comparative study of periprosthetic bone mineral density measurement using two different dual-energy x-Ray absorptiometry systems.
The British Journal of Radiology 67 (1994) 852-855
- 50 Morscher, E.:
The Clinical Significance of Implant Stiffness.
Orthopedics Vol. 18/9 (1995) 795-797
- 51 Brown I.W., P.A. Ring:
Osteolytic Changes in the Upper Femoral Shaft following Porous-Coated Hip Replacement.
J. Bone Joint Surg. 67-A (1985) 218-221
- 52 Harris W.H. :
Will Stress Shielding Limit the Longevity of Cemented Femoral Components of Total Hip Replacement?
Clin. Orthop. 141 (1979) 17-27
- 53 Reigstad A., M. Rokkum, K. Bye, M. Brandt:
Femoral Remodelling after Arthroplasty of the Hip.
Acta Orthop. Scand. 64(4) (1993) 411-416
- 54 Sumner D.R., T.M Turner, R.M Urban, J.O. Galante:
Remodelling and Ingrowth of Bone at Two Years in a Canine Cementless Total Hip Arthroplasty Model.
J. Bone Joint Surg. 74-A (1992) 239-249
- 55 Decker T.:
Kurz- und mittelfristige klinische und radiologische Ergebnisse von ABG- und Zweymüller-Hüftendoprothesenschäften.
Dissertation, MLU Halle-Wittenberg (1998)

- 56 Pritchett J.:
Femoral bone loss following hip replacement. A comparative study.
Clin Orthop 314 (1995) 156-161
- 57 Richmond B., Eberle R., Stuhlberg B.:
DEXA versus radiography in determination of bone remodeling changes around uncemented custom femoral prostheses.
4th Annual International Symposium on Custom Prostheses 1991, San Francisco, California
- 58 Trevisan C., M. Bigoni, G. Randelli, E.C. Marioni, G. Peretti, S. Ortolani:
Periprosthetic bone density around fully hydroxyapatite coated femoral stem.
Clin. Orthop. (1997) 340:109-117
- 59 Wixson R.L., S.D. Stulberg, G.J. Van Flandern, L. Pari:
Maintenance of proximal bone mass with an uncemented femoral stem analysis with dual-energy x-ray absorptiometry.
J. Arthroplasty (1997) 4:365-372
- 60 Krüger A., B. Berli, Ch. Lampert, C. Kränzlin, E. Morscher:
Vergleichende periprothetische Knochendichtemessungen am proximalen Femurschaft mittels Dual Energy X-ray Absorptiometry (DEXA) mit experimenteller „Press Fit-Gleitschaftprothese“
Z. Orthop. 136 (1998) 115-125
- 61 Nishii T., N. Sugano, K. Masuhara, T. Shibuya, T. Ochi, S. Tamura:
Longitudinal evaluation of time related bone remodeling after cementless total hip arthroplasty.
Clin. Orthop. (1997) 339:121-131

- 62 Venesmaa P.K., H.P. Kroger, H.J. Miettinen, J.S. Jurvelin, O.T. Suomalainen, E.M. Alhava :
Monitoring of periprosthetic BMD after uncemented total hip arthroplasty with dual-energy X-ray absorptiometry – a 3-year follow-up study.
J. Bone Miner Res (2001) 16:1056-1061
- 63 Kiratli B.J., J.P. Heiner, A.A. Mc Beath, M.A. Wilson:
Determination of bone mineral density by dual energy x-ray absorptiometry in patients with uncemented total hip arthroplasty.
J. Orthop. Res. (1992) 10:836-844
- 64 Nevitt M.C., N.E. Lane, J.S. Scott, M.C. Hochberg, A.R. Pressmann, H.K. Genant, S.R. Cummings:
Radiographic osteoarthritis of the hip and bone mineral density.
Arthritis Rheum. (1995) 38:907-916
- 65 Mc Carthy C.K., G.G. Steinberg, M. Agren, D. Leahey, E. Wyman, D.T. Baran:
Quantifying bone loss from the proximal femur after total hip arthroplasty.
J. Bone Joint Surg. (1991) 73-Br :774-778
- 66 Martini F., C. Leberherz, F. Mayer, U. Leichtle, E. Kremling, S. Sell:
Precision of the measurements of periprosthetic bone mineral density in hips with a custom-made femoral stem.
J. Bone Joint Surg. (2000) 82-Br : 1065-1071
- 67 Kröger H., H. Miettinen, I. Arnala, E. Koski, N. Rushton, O. Suomalainen:
Evaluation of periprosthetic bone using dual-energy x-ray absorptiometry. Precision of method and effect of operation on bone mineral density.
J. Bone Miner. Res. (1996) 10:1526-1530
- 68 Jones C.D., A.M. Laval-Jeantet, H.K. Genant:
Importance of measurement of spongy vertebral bone mineral density in the assessment of Osteoporosis.
Bone 8:201-208

- 69 Burstein A.H., T.M. Wright:
Fundamentals of orthopaedics biomechanics.
Baltimore, Williams & Wilkins (1994) 189-217
- 70 Bohatyrewicz A., Mazurkiewicz H., Dabkowska E., Larysz D., Zietek P., Gusta A.:
Factors influencing bone mineral density around the femoral stem after cementless
total hip arthroplasty.
Chir. Narzadow Ruchu. Ortho. Pol. (1999) 64 (4): 415-421
- 71 Nakamura K.:
Measurement of periprosthetic bone mineral density after cementless hip
arthroplasty by dual energy X-ray absorptiometry: longitudinal and cross-sectional
evaluation.
Jpurnal of Orthopaedic Science (1996) 1: 113-122
- 72 Venesmaa P.K., H.P. Kroger, H.J. Miettinen, J.S. Jurvelin, O.T. Suomalainen, E.M.
Alhav:
Alendronate reduces periprosthetic bone loss after uncemented primary total hip
arthroplasty: a prospective randomized study.
J. Bone Miner Res (2001) 11 : 2126-2131

9) TABELLEN**Messwerte**

R 1	0 Mo	2 Mo	4 Mo	6 Mo	12 Mo
1	0.629	0.620	0.617	0.634	0.677
2	0.709	0.702	0.688	0.693	0.727
3	0.670	0.636	0.596	0.586	0.587
4	0.770	0.784	0.762	0.750	0.741
5	0.731	0.706	0.694	0.726	0.753
6	0.717	0.792	0.798	0.780	0.758
7	0.590	0.577	0.566	0.575	0.588
8	0.969	0.978	0.961	0.969	0.972
9	0.688	0.645	0.605	0.584	0.590
10	1.031	1.049	1.010	0.947	0.932
11	0.522	0.534	0.520	0.548	0.555
12	0.564	0.521	0.499	0.503	0.504
13	0.741	0.658	0.620	0.578	0.587
14	0.584	0.530	0.531	0.535	0.539
15	0.718	0.702	0.720	0.735	0.717
16	0.613	0.617	0.605	0.610	0.608
17	0.676	0.703	0.740	0.758	0.773
18	0.640	0.641	0.643	0.687	0.672
19	0.946	0.876	0.921	0.885	0.911
20	0.646	0.623	0.579	0.575	0.590
21	0.927	0.958	0.953	0.888	0.916
22	0.885	0.831	0.823	0.847	0.888
23	0.788	0.758	0.762	0.787	0.767
24	0.687	0.647	0.669	0.679	0.676
25	0.768	0.728	0.675	0.711	0.714
26	0.477	0.443	0.445	0.474	0.514
27	0.815	0.767	0.731	0.682	0.721
28	1.150	1.099	1.023	0.987	0.983
29	0.762	0.732	0.719	0.741	0.727
30	0.676	0.639	0.622	0.640	0.650
31	0.730	0.677	0.654	0.660	0.626
32	0.561	0.521	0.531	0.540	0.524
33	0.629	0.616	0.596	0.615	0.650
34	0.681	0.616	0.615	0.615	0.626
MW	0.726	0.704	0.691	0.692	0.699
SD	0.15	0.15	0.15	0.13	0.13

R 2	0 Mo	2 Mo	4 Mo	6 Mo	12 Mo
1	1.226	1.220	1.152	1.087	1.146
2	1.485	1.206	1.116	1.178	1.319
3	1.519	1.391	1.304	1.231	1.264
4	1.513	1.454	1.438	1.426	1.422
5	1.754	1.686	1.695	1.771	1.761
6	1.373	1.209	1.247	1.232	1.247
7	1.453	1.438	1.439	1.433	1.470
8	1.740	1.654	1.686	1.680	1.692
9	1.445	1.418	1.348	1.375	1.392
10	1.664	1.678	1.683	1.638	1.638
11	1.328	1.335	1.346	1.367	1.367
12	1.032	1.051	1.062	1.041	1.030
13	1.584	1.245	1.359	1.404	1.452
14	1.631	1.547	1.498	1.513	1.550
15	1.755	1.620	1.667	1.704	1.738
16	1.732	1.609	1.636	1.605	1.672
17	1.457	1.419	1.423	1.427	1.443
18	1.496	1.390	1.394	1.427	1.430
19	1.809	1.651	1.706	1.692	1.720
20	1.038	0.912	0.869	0.809	0.904
21	1.496	1.339	1.346	1.478	1.693
22	1.770	1.544	1.613	1.610	1.614
23	1.575	1.459	1.673	1.766	1.786
24	1.481	1.437	1.496	1.530	1.479
25	1.367	1.279	1.264	1.332	1.343
26	1.370	1.337	1.359	1.420	1.391
27	1.457	1.449	1.411	1.401	1.458
28	1.865	1.839	1.825	1.823	1.850
29	1.438	1.341	1.406	1.379	1.451
30	1.428	1.410	1.416	1.458	1.441
31	1.585	1.389	1.336	1.423	1.428
32	1.165	1.156	1.141	1.163	1.132
33	1.290	1.266	1.291	1.317	1.326
34	1.393	1.250	1.287	1.277	1.297
MW	1.491	1.401	1.410	1.424	1.451
SD	0.20	0.19	0.21	0.22	0.22

R 3	0 Mo	2 Mo	4 Mo	6 Mo	12 Mo
1	1.682	1.678	1.731	1.784	1.835
2	1.857	1.816	1.828	1.825	1.881
3	1.782	1.608	1.484	1.412	1.417
4	1.717	1.718	1.690	1.683	1.744
5	1.998	1.875	1.934	1.985	2.044
6	1.602	1.406	1.417	1.459	1.485
7	1.623	1.676	1.660	1.657	1.730
8	1.994	1.916	1.957	2.005	1.992
9	1.694	1.549	1.552	1.575	1.591
10	1.554	1.532	1.540	1.508	1.505
11	1.472	1.505	1.610	1.462	1.485
12	1.195	1.179	1.248	1.327	1.412
13	1.579	1.358	1.405	1.474	1.434
14	1.739	1.634	1.663	1.746	1.791
15	1.928	1.731	1.835	1.888	1.927
16	1.817	1.751	1.776	1.764	1.796
17	1.565	1.503	1.533	1.572	1.651
18	1.741	1.602	1.666	1.678	1.725
19	2.153	2.017	2.022	2.012	2.149
20	1.357	1.232	1.236	1.281	1.319
21	1.479	1.496	1.481	1.491	1.603
22	1.923	1.782	1.852	1.908	1.971
23	1.978	1.973	2.042	2.087	2.121
24	1.740	1.740	1.852	1.884	1.837
25	1.602	1.521	1.480	1.551	1.575
26	1.520	1.538	1.534	1.606	1.618
27	1.667	1.649	1.623	1.640	1.665
28	1.936	1.958	1.947	1.943	1.949
29	1.686	1.599	1.685	1.701	1.670
30	1.400	1.351	1.407	1.444	1.429
31	2.043	1.888	1.906	1.916	2.014
32	1.512	1.503	1.485	1.497	1.475
33	1.406	1.444	1.456	1.531	1.588
34	1.730	1.576	1.616	1.609	1.723
MW	1.696	1.627	1.652	1.674	1.710
SD	0.22	0.20	0.21	0.21	0.22

R 4	0 Mo	2 Mo	4 Mo	6 Mo	12 Mo
1	1.752	1.747	1.789	1.816	1.813
2	1.732	1.743	1.708	1.754	1.759
3	1.834	1.820	1.794	1.818	1.826
4	1.680	1.579	4.614	1.635	1.671
5	1.937	1.867	1.948	1.981	2.015
6	1.612	1.484	1.474	1.506	1.502
7	1.573	1.594	1.617	1.629	1.622
8	2.155	2.043	2.123	2.161	2.154
9	1.675	1.673	1.743	1.755	1.794
10	1.841	1.785	1.810	1.829	1.902
11	1.354	1.327	1.355	1.347	1.346
12	1.151	1.067	1.196	1.241	1.421
13	1.634	1.494	1.566	1.619	1.652
14	1.771	1.657	1.691	1.739	1.720
15	1.846	1.782	1.746	1.791	1.832
16	1.950	1.937	1.970	1.898	1.980
17	1.523	1.476	1.488	1.548	1.571
18	1.745	1.664	1.648	1.694	1.725
19	2.229	2.115	2.150	2.160	2.224
20	1.434	1.337	1.330	1.332	1.346
21	1.495	1.571	1.853	1.547	1.588
22	1.971	1.861	1.906	1.921	1.952
23	2.125	2.141	2.109	2.187	2.194
24	1.570	1.619	1.691	1.691	1.682
25	1.520	1.537	1.492	1.541	1.513
26	1.388	1.370	1.341	1.414	1.422
27	1.626	1.650	1.637	1.601	1.617
28	2.109	2.105	2.126	2.119	2.133
29	1.620	1.542	1.614	1.610	1.628
30	1.375	1.336	1.336	1.370	1.330
31	1.949	1.910	1.940	1.943	1.954
32	1.588	1.585	1.579	1.535	1.577
33	1.502	1.496	1.523	1.543	1.636
34	1.583	1.519	1.520	1.553	1.707
MW	1.701	1.660	1.681	1.701	1.730
SD	0.25	0.24	0.24	0.24	0.24

R 5	0 Mo	2 Mo	4 Mo	6 Mo	12 Mo
1	1.506	1.422	1.503	1.556	1.531
2	1.790	1.513	1.637	1.689	1.768
3	1.750	1.641	1.692	1.731	1.802
4	1.905	1.814	1.825	1.760	1.798
5	1.923	1.762	1.834	1.887	1.978
6	1.702	1.547	1.567	1.668	1.678
7	1.770	1.746	1.794	1.826	1.839
8	1.812	1.730	1.732	1.796	1.689
9	1.528	1.622	1.788	1.753	1.868
10	1.923	1.829	1.829	1.809	1.974
11	1.607	1.452	1.673	1.522	1.589
12	1.286	1.114	1.234	1.322	1.608
13	1.913	1.602	1.731	1.796	1.820
14	1.555	1.438	1.572	1.611	1.738
15	1.859	1.750	1.789	1.897	1.934
16	1.936	1.967	1.979	1.999	2.008
17	1.599	1.619	1.661	1.627	1.718
18	1.793	1.677	1.722	1.786	1.843
19	2.131	2.050	2.245	2.272	2.228
20	1.568	1.463	1.489	1.573	1.602
21	1.404	1.408	1.376	1.365	1.330
22	1.946	1.718	1.748	1.727	1.702
23	1.921	1.872	1.898	1.968	1.952
24	1.837	1.628	1.709	1.764	1.680
25	1.657	1.617	1.585	1.631	1.586
26	1.550	1.540	1.487	1.578	1.566
27	1.757	1.792	1.756	1.734	1.732
28	2.018	1.893	2.023	2.017	2.017
29	1.726	1.683	1.743	1.760	1.796
30	1.497	1.495	1.507	1.563	1.557
31	1.858	1.773	1.830	1.875	1.900
32	1.671	1.595	1.626	1.530	1.906
33	1.753	1.631	1.644	1.675	1.885
34	1.314	1.206	1.285	1.334	1.386
MW	1.728	1.636	1.692	1.718	1.756
SD	0.20	0.19	0.20	0.20	0.19

R 6	0 Mo	2 Mo	4 Mo	6 Mo	12 Mo
1	1.324	1.311	1.320	1.316	1.268
2	1.165	1.010	1.082	1.127	1.257
3	1.486	1.219	1.236	1.291	1.373
4	1.360	1.501	1.379	1.235	1.419
5	1.643	1.505	1.630	1.556	1.668
6	1.205	1.256	1.242	1.367	1.332
7	1.327	1.307	1.397	1.329	1.274
8	1.288	1.276	1.296	1.289	1.248
9	1.121	1.169	1.276	1.251	1.265
10	1.782	1.845	1.864	1.814	1.974
11	1.048	1.098	1.054	0.989	1.022
12	1.224	0.988	0.866	0.771	0.679
13	1.247	1.333	1.340	1.175	1.322
14	1.279	1.173	1.122	1.221	1.232
15	1.450	1.465	1.445	1.447	1.405
16	1.389	1.390	1.363	1.375	1.314
17	1.569	1.558	1.538	1.492	1.447
18	1.546	1.405	1.400	1.468	1.491
19	1.706	1.666	1.684	1.710	1.715
20	1.510	1.458	1.383	1.316	1.249
21	1.263	1.275	1.269	1.294	1.281
22	1.524	1.533	1.600	1.617	1.636
23	1.738	1.717	1.712	1.665	1.635
24	1.348	1.279	1.270	1.339	1.249
25	1.410	1.351	1.321	1.373	1.361
26	1.168	1.179	1.154	1.191	1.157
27	1.457	1.500	1.476	1.313	1.378
28	1.940	1.989	2.020	1.946	1.974
29	1.327	1.395	1.435	1.320	1.334
30	1.255	1.338	1.225	1.282	1.266
31	1.288	1.282	1.285	1.211	1.179
32	1.211	1.233	1.208	1.147	1.174
33	1.111	1.111	1.200	1.125	1.181
34	1.543	1.398	1.436	1.418	1.246
MW	1.390	1.368	1.368	1.346	1.358
SD	0.21	0.21	0.23	0.22	0.24

R 7	0 Mo	2 Mo	4 Mo	6 Mo	12 Mo
1	1.238	1.217	1.087	1.055	0.909
2	0.948	0.857	0.728	0.718	0.756
3	1.136	0.832	0.740	0.728	0.696
4	1.228	1.299	1.149	1.100	1.014
5	1.410	1.272	1.360	1.244	1.275
6	1.060	0.974	0.885	0.906	0.894
7	0.958	0.977	0.960	0.923	0.831
8	1.276	1.220	1.151	1.096	1.025
9	1.116	1.018	1.015	1.017	0.994
10	1.481	1.605	1.610	0.754	1.622
11	0.908	0.820	0.680	0.692	0.594
12	1.084	0.864	0.716	0.613	0.441
13	1.029	0.855	0.707	0.581	0.526
14	1.079	0.932	0.862	0.869	0.790
15	1.095	0.971	0.930	0.857	0.735
16	1.048	0.938	0.845	0.786	0.689
17	1.436	1.393	1.371	1.300	1.162
18	1.545	1.369	1.219	1.259	1.201
19	1.532	1.349	1.333	1.267	1.214
20	1.010	0.959	0.780	0.693	0.631
21	1.235	1.152	1.122	1.155	1.188
22	1.334	1.229	1.156	1.133	1.105
23	1.470	1.442	1.397	1.315	1.225
24	1.109	1.018	0.950	0.859	0.830
25	1.132	1.006	0.945	0.933	0.843
26	0.966	0.863	0.799	0.769	0.742
27	1.484	1.360	1.268	1.181	1.174
28	1.641	1.648	1.546	1.476	1.467
29	1.079	1.026	0.981	0.929	0.856
30	1.189	1.101	0.937	0.911	0.853
31	0.989	0.832	0.734	0.685	0.588
32	1.115	1.036	0.973	0.972	0.884
33	0.877	0.823	0.798	0.762	0.708
34	1.126	0.973	0.929	0.844	0.877
MW	1.187	1.095	1.019	0.982	0.922
SD	0.20	0.23	0.25	0.26	0.27

GES	0 Mo	2 Mo	4 Mo	6 Mo	12 Mo
1	1.121	1.118	1.109	1.101	1.098
2	1.129	1.186	1.090	1.108	1.139
3	1.197	1.150	1.045	1.065	1.098
4	1.188	1.124	1.079	1.010	1.099
5	1.398	1.289	1.344	1.354	1.442
6	1.215	1.420	1.152	1.136	1.217
7	1.231	1.227	1.184	1.197	1.201
8	1.293	1.308	1.236	1.287	1.403
9	1.146	1.111	1.107	1.131	1.163
10	1.413	1.491	1.328	1.390	1.450
11	0.972	0.982	1.038	1.067	1.021
12	0.862	0.765	0.787	0.816	0.914
13	1.279	1.098	1.174	1.166	1.188
14	1.030	1.055	0.970	0.985	1.192
15	1.199	1.173	1.199	1.252	1.283
16	1.270	1.292	1.229	1.251	1.219
17	1.161	1.183	1.212	1.212	1.208
18	1.208	1.148	1.178	1.266	1.205
19	1.568	1.444	1.542	1.520	1.537
20	1.010	0.946	0.948	0.950	0.965
21	1.104	1.203	1.180	1.226	1.195
22	1.392	1.277	1.301	1.313	1.330
23	1.419	1.393	1.408	1.446	1.439
24	1.215	1.250	1.245	1.215	1.183
25	1.162	1.100	1.065	1.084	1.168
26	1.033	1.052	1.030	1.082	1.080
27	1.148	1.169	1.149	1.125	1.198
28	1.696	1.648	1.659	1.648	1.623
29	1.133	1.089	1.112	1.137	1.103
30	1.028	1.055	1.093	1.102	1.105
31	1.335	1.232	1.257	1.259	1.200
32	1.136	1.126	1.060	1.060	1.084
33	0.995	1.027	1.011	1.004	1.000
34	1.032	0.999	1.029	0.990	1.108
MW	1.198	1.181	1.165	1.175	1.202
SD	0.17	0.17	0.17	0.17	0.16

T-Score LWS

T-Score	0 Mo	12 Mo
1	+ 0.08	- 0.34
2	- 2.02	- 2.02
3	- 1.47	- 1.60
4	- 0.74	- 0.30
5	- 1.05	- 0.78
6	- 1.59	- 1.85
7	- 1.11	- 1.31
8	- 0.28	- 0.40
9	- 0.25	- 0.55
10	+ 0.59	+ 0.80
11	- 2.95	- 2.89
12	- 4.36	- 4.62
13	- 2.23	- 2.36
14	- 1.96	- 2.18
15	- 1.61	- 2.26
16	- 2.30	- 2.66
17	- 1.47	- 1.16
18	- 1.36	- 1.52
19	+ 1.84	+ 1.88
20	- 0.92	- 1.07
21	- 0.31	+ 0.13
22	- 1.11	- 1.29
23	- 1.26	- 1.08
24	- 0.37	- 0.65
25	- 0.73	- 0.71
26	- 2.87	- 2.71
27	- 0.03	- 0.10
28	+ 0.76	+ 0.25
29	- 0.45	- 0.60
30	- 1.83	- 1.94
31	- 1.68	- 1.81
32	+ 0.43	+ 0.58
33	- 0.66	- 0.45
34	+ 0.45	+ 0.68

T-Score kontralaterale Hüfte

T-Score	0 Mo	12 Mo
1	- 0.18	- 0.14
2	- 0.69	- 0.69
3	- 1.29	- 1.35
4	+ 0.72	+ 0.62
5	+ 0.39	+ 0.26
6	- 1.34	- 1.75
7	- 1.48	- 1.22
8	+ 1.01	+ 0.95
9	- 0.50	- 0.57
10	+ 2.77	-----
11	- 2.53	-----
12	- 1.30	- 1.39
13	- 0.76	- 0.72
14	- 0.38	- 0.44
15	+ 0.07	+ 0.34
16	- 0.97	- 0.79
17	- 1.10	- 0.81
18	- 0.76	- 0.62
19	+ 0.70	+ 0.92
20	- 0.24	- 0.39
21	+ 0.81	+ 1.10
22	+ 0.25	+ 0.48
23	- 0.03	+ 0.36
24	- 2.08	- 1.85
25	- 0.87	-----
26	-----	-----
27	- 0.98	- 0.86
28	-----	-----
29	-----	-----
30	- 0.91	- 0.95
31	-----	-----
32	-----	-----
33	- 1.66	- 1.46
34	- 0.70	- 0.55

Harris Hip Score

	Präoperativ	Postoperativ
1	36	100
2	68	100
3	39	95
4	39	92
5	55	100
6	42	94
7	31	94
8	40	100
9	47	100
10	35	63
11	26	95
12	70	100
13	39	98
14	60	100
15	51	83
16	49	98
17	50	100
18	65	100

	Präoperativ	Postoperativ
19	47	81
20	47	100
21	45	98
22	30	100
23	53	100
24	46	81
25	27	90
26	28	81
27	30	81
28	34	74
29	53	100
30	40	97
31	68	100
32	46	100
33	41	100
34	44	100

10) DANKSAGUNG

An dieser Stelle möchte ich mich bei meinem Doktorvater und Betreuer PD Dr. med. Andreas Kurth für die Überlassung des Themas sowie die allzeit gewährte freundliche Unterstützung bedanken.

Besonderer Dank gilt meinen Eltern, die mir das Studium ermöglicht haben und mich in allen Lebenslagen unterstützen und mir stets mit Rat und Tat zur Seite stehen.

11) SCHRIFTLICHE ERKLÄRUNG

Ich erkläre, dass ich die dem Fachbereich Medizin der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main zur Promotionsprüfung eingereichte Dissertation mit dem Titel

„ Evaluation der periprothetischen Knochendichte des proximalen Femurs nach Implantation einer zementfreien anatomisch-adaptierten Totalendoprothese (CTX – Prothese) der Hüfte mittels Dual Energy X-ray Absorptiometry (DEXA) „

in der Orthopädischen Universitätsklinik Stiftung Friedrichsheim in Frankfurt am Main unter Betreuung und Anleitung von Herrn PD Dr. med. A. Kurth ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Ich habe bisher an keiner in- oder ausländischen Universität ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht.

Die vorliegende Arbeit wurde bisher nicht als Dissertation eingereicht.

Urdorf, 06.06.2005

Nicole Mastrodomenico

12) LEBENSLAUF

Persönliche Daten

Name: Mastrodomenico Nicole
 Adresse: Im Spitzler 6, 8902 Urdorf, Schweiz
 Geburtsdatum: 07. Oktober 1974
 Geburtsort: Schlieren, Schweiz

Schulbildung

1981 – 1987 Primarschule Urdorf, Schweiz
 1987 – 1990 Sekundarschule Urdorf, Schweiz
 1990 – 1995 Gymnasium Kantonsschule Stadelhofen Zürich, Schweiz
 Matura Typus B

Studium

1996 – 1997 Pharmaziestudium an der ETH Zürich, Schweiz
 April 1997 Beginn des Medizinstudiums an der Johann Wolfgang Goethe
 Universität Frankfurt am Main
 März 1999 Ärztliche Vorprüfung
 März 2000 Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
 März 2002 Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
 Mai 2003 Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
 Oktober 2004 Approbation

Weiterbildung

Seit Oktober 2003 Assistenzärztin, Chirurgische Klinik, Stadtspital Triemli,
 Zürich/Schweiz