

**Aus der Universitätsklinik und Poliklinik für Orthopädie und physikalische Medizin
an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
(Direktor Univ.- Prof. Dr. med. habil. W. Hein)**

**Klinische, radiologische und osteodensitometrischen Ergebnisse
der Behandlung mit Hüft- Kurzschaftprothesen
vom Typ CFP und Mayo**

**Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Medizin (Dr. med.)**

**vorgelegt
der Medizinischen Fakultät
der Martin- Luther- Universität Halle- Wittenberg**

**von Rüdiger Holger Neef
geboren am 23. August 1969 in Halle
öffentliche Verteidigung am 19. Juni 2008**

**Gutachter: Univ.- Prof. Dr. med. habil. W. Hein (Halle)
Univ.- Prof. Dr. med. habil. H. Reichel (Ulm)**

urn:nbn:de:gbv:3-000014566

[<http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=nbn%3Ade%3Agbv%3A3-000014566>]

Referat und bibliographische Angaben

Zu den häufigsten und erfolgreichsten Operationen in der Orthopädie zählt die Hüfttotalprothesenimplantation. Begrenzte Standzeiten der künstlichen Gelenke, eine weiter steigende Lebenserwartung und die demographische Bevölkerungsentwicklung lassen eine drastische Zunahme an Wechseloperationen erwarten. Dieser Trend ist schon heute deutlich spürbar. Moderne Implantate müssen aus diesem Grund eine knochensparende Operationstechnik während der Primärimplantation ermöglichen. Ferner ist die Knochendichte des proximalen Femur für die Auswahl der späteren Revisionsprothese von herausragender Bedeutung. Das Verhalten der Bone mineral density (BMD) wird wesentlich von dem implantatbedingt geänderten Kraftfluss bestimmt. Eine proximale Krafterleitung ist dafür notwendige Voraussetzung.

Die CFP- und die Mayo- Kurzschaftprothese sollen über ein entsprechendes Prothesendesign und eine die Osteointegration fördernde spezielle Oberflächenstruktur /- beschichtung das stress shielding und die proximale Knochenatrophie vermeiden.

Es wurden je 20 Patienten beider Implantate im Rahmen einer prospektiven Studie untersucht. In der vorliegenden Arbeit werden die kurzfristigen Ergebnisse dargestellt. Die klinischen, radiologischen und osteodensitometrischen Untersuchungen ergaben keinen relevanten statistischen Vorteil für eine der beiden Prothesen im direkten Vergleich. Die besonders interessierenden Resultate der DEXA- Messungen zeigten auch für die CFP- und Mayo- Prothese ein stress shielding in den Gruen- Zonen 1 und 7. Somit erfüllen beiden Prothesen nicht ganz die an sie gerichteten Erwartungen einer vollständigen Vermeidung der Knochenatrophie. Im Literaturvergleich ist die Minderung der BMD jedoch geringer als bei herkömmlichen Standardprothesen und diesen somit überlegen.

Die CFP- und die Mayo- Prothese stellen eine sehr gute Alternative für die Primärprothesenimplantation beim biologisch jungen Patienten mit guter Knochenqualität dar.

Neef, Rüdiger: Klinische, radiologische und osteodensitometrische Ergebnisse der Behandlung mit Hüft- Kurzschaftendoprothesen vom Typ CFP und Mayo. Halle, Univ., Med. Fak., Diss., 74 Seiten, 2007

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
1 Einleitung	1
2 Hüftendoprothesen	3
2.1 Indikationen für Hüftendoprothesen	3
2.2 Zementierte Hüfttotalendoprothesen	3
2.3 Zementfreie Hüfttotalendoprothesen	4
2.4 Entwicklung der hüftkopf- und schenkelhals- erhaltenden Prothetik	5
2.5 Kraftfluss am prothetisch ersetzten Hüftgelenk	6
2.6 Reaktionen des knöchernen Prothesenlagers	6
2.7 Materialeigenschaften von Endoprothesen	7
2.7.1 Prothesenwerkstoffe	7
2.7.2 Implantatoberflächen	8
2.7.3 Prothesenschaftdesign	9
2.7.4 Prothesengleitpaarungen	9
2.8 Mayo- Prothese	10
2.9 CFP- Prothese	12

3	Material, Methodik und Patienten	13
3.1	Patienten	13
3.2	Operationstechnik und Nachbehandlung	16
3.3	Klinische Nachuntersuchung	17
3.4	Radiologische Nachuntersuchung	20
3.5	DEXA- Nachuntersuchung	22
3.6	Statistik	24
4	Ergebnisse	25
4.1	Klinische Ergebnisse	25
4.1.1	Präoperative Bewertung	25
4.1.2	Harris- Hip- Score	27
4.1.3	Komplikationen	39
4.2	Radiologische Ergebnisse	40
4.2.1	Osteoporosegrad	41
4.2.2	Lokalisationen von Knochenresorptionen nach Gruen	41
4.2.3	Lokalisation von reaktiven Linien	42

4.2.4	Migrationsverhalten des Prothesenschaftes	43
4.2.5	Stellung der Prothesen	45
4.2.6	Periartikuläre Ossifikationen	46
4.3	Ergebnisse der Osteodensitometrie	46
4.3.1	Die CFP- Prothese	46
4.3.2	Die Mayo- Kurzschaftprothese	47
4.3.3	Osteodensitometrischer Vergleich der CFP- und Mayo- Prothesen	48
5	Diskussion	54
5.1	Diskussion der klinischen Ergebnisse	54
5.2	Diskussion der radiologischen Ergebnisse	55
5.3	Diskussion der osteodensitometrischen Ergebnisse	58
6	Zusammenfassung	63
7	Literaturverzeichnis	65

Anhang

Thesen

Tabellarischer Lebenslauf

Eidesstattliche Erklärung

Danksagung

Verzeichnis der Abkürzungen

Abb.	Abbildung
ABG	Anatomique Benoist Girard- Prothese
ASA	American Society of Anesthesiologists
BMD	Bone mineral density
bzw.	beziehungsweise
CCD	Caput- Collum- Diaphysen (- Winkel)
CFP	Collum femoris preserving
DEXA	Dual Energy X- Ray Absorptiometrie
HHS	Harris- Hip- Score
HTEP	Hüfttotalendoprothese
keV	Kiloelektronenvolt
kVp	Kilovoltpeak (Röhrenspannung)
mA	Milliampere
Max. NU	maximale Nachuntersuchung (zeitlich bezogen auf den OP- Zeitpunkt)
NU	Nachuntersuchung
OP	Operation
resp.	respektive
T.O.P.	Trabekel orientierte Pfanne

1. Einleitung

In Fällen schwerer arthrotischer Veränderungen der großen Extremitätengelenke stellen endoprothetische Ersatzoperationen die Standardtherapie dar. Trotz ständiger technischer Weiterentwicklungen gibt es bisher kein Prothesensystem ohne eine die Implantatlockerung und den Materialverschleiß begünstigenden Eigenschaften wie Abrieb und verminderten Kontakt an der Grenzschicht zwischen Knochen und Metalloberfläche.

Prinzipiell sind zementierte von zementfrei implantierten Endoprothesen zu trennen. In der frühen Ära der Hüftendoprothetik traten in hohem Maße Probleme durch häufige und frühzeitige Schaftlockerungen bei unzementierter Implantationstechnik auf. Charnley ist es zu verdanken, dass durch die Einführung von Methylmetacrylat die zementierte Hüftprothese mit primär stabiler Fixation im Knochen ihren globalen Siegeszug antrat. Demgegenüber steht jedoch der große Aufwand bei Reeingriffen nach den zwangsläufig auftretenden aseptischen Prothesenlockerungen, verursacht durch designbedingte Implantatschwingungen und Zerrüttung des Knochenzementes. Die zum Teil erhebliche notwendige ossäre Destruktion zur Entfernung des Methylmetacrylates im Rahmen von Wechseloperationen förderte die erneute Hinwendung zu zementfreien Endoprothesen. Diese Entwicklung wurde ermöglicht durch eine hohe Primärstabilität der Prothesenkomponenten im Knochen.

Voraussetzungen dafür waren neu entwickelte Materialien wie Titanlegierungen, veränderte Oberflächenstrukturen der Prothesen und die das ossäre Einwachsverhalten begünstigende Verfahren zur Beschichtung mit Hydroxylapatit. Fernerhin resultiert daraus auch eine verbesserte Sekundärstabilität. Trotz dieses großen Vorteiles der zementlosen Implantationstechnik treten aseptische Sekundärlockerungen regelhaft auf. Als Ursachen sind Schwingungen und Mikrobewegungen der Prothese, unphysiologische Krafteinleitung und entzündungsbedingte Osteolysen durch Abriebteilchen anzusehen.

Wechseloperationen sind somit bei der individuellen Indikationsstellung zum endoprothetischen Ersatz einer Coxarthrose zu berücksichtigen. Gängige Praxis ist es deshalb, Hüftprothesen erst bei starker Ausprägung von Schmerz, Bewegungseinschränkung und deutlichem Verlust an Lebensqualität zu implantieren.

Zukünftig muß jedoch zwei Faktoren verstärkt Rechnung getragen werden. Erstens bedarf die Gruppe der jüngeren Patienten mit Destruktionen, z. Bsp. mit einer

posttraumatischen Arthrose, einer adäquaten Versorgung. Arthrodesen des Hüftgelenkes werden individuell und gesellschaftlich in immer geringerem Maße akzeptiert. Daraus resultieren besonders hohe Anforderungen an die Primärprothese (Huggler et al., 1993; Munting et al., 1997). Zweitens steigt demographisch der Anteil der älteren und alten Menschen rapide an bei gleichzeitig immer höherer Lebenserwartung. Daraus kann der künftige sprunghafte Anstieg der Wechseloperationen, auch pro Patient, abgeleitet werden.

Da jeder Prothesenwechsel mit einem Verlust an Knochensubstanz einhergeht, ist zu fordern, dass moderne Gelenkersatzsysteme für die Primärimplantation beim jüngeren Patienten zementfrei und knochensparend sein sollen.

Die Mayo- Prothese wurde erstmals 1985 implantiert (Morrey et al., 2000). Die CFP-Prothese befindet sich seit 1996 im klinischen Einsatz, nachdem sie aus dem seit 1979 verwendeten Pipino- Schaft weiterentwickelt wurde (Gulow et al., 2007; Pipino und Calderale, 1987; Pipino et al., 2000). In der halleschen Orthopädischen Universitätsklinik wird die Mayo- Kurzschaftprothese seit 1998 und die schenkelhalsschonende CFP-Endoprothese (collum femoris preserving) ab dem Jahre 2002 verwendet. Sie bestehen beide aus Titanlegierungen, haben eine mikrostrukturierte Oberfläche und wurden in unserer Klinik mit Polyethylen-Keramik-Gleitpaarungen eingesetzt. Deutliche Unterschiede bestehen hinsichtlich des Designs der Schäfte und somit der Krafteinleitung in das proximale Femur. Während sich die Mayo-Prothese unterhalb der Trochanteren und an der lateralen Corticalis abstützt, erfolgt der Kraftfluss bei der CFP direkt am Schenkelhals und in der Regio intertrochanterica, wobei das Schaftende keinen direkten Kortikaliskontakt aufweist.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit besteht in der Untersuchung kurzfristiger Ergebnisse bezüglich des Atrophieverhaltens des proximalen Femur in Zonen geringerer Belastung (stress shielding) und ist damit bedeutungsvoll hinsichtlich einer geringeren Knochenquantität und -qualität vor dem Hintergrund perspektivischer Wechseloperationen wegen aseptischer Lockerung, Materialverschleiß oder periprothetischer Frakturen. Dazu werden die klinischen, radiologischen und osteodensitometrischen Ergebnisse im Rahmen einer prospektiven Studie überprüft.

2. Hüftendoprothesen

2.1 Indikationen für Hüftendoprothesen

Primäre oder sekundäre arthrotische Veränderungen des Hüftgelenkes stellen die überwiegenden Indikationen für den Gelenkersatz mittels der Hüftendoprothetik dar (Schwentlick und Vogel, 2000). Ein Großteil der bisher als idiopathisch beschriebenen Arthrosen kann nach Leunig und Ganz (2005) sowie Ganz et al. (2003) durch ein femoroacetabuläres Impingement erklärt werden. Die sekundären Coxarthrosen entstehen z.B. genetisch (Ingvarsson, 2001), immunologisch (Cooke, 1986) oder biologisch (Treadwell und Mankin, 1986) bzw. posttraumatisch, nach Coxitis, nach M. Perthes, durch Hüftdysplasie, nach Epiphyseolysis capitis femoris, durch Rheumatooidarthritis, durch Hüftkopfnekrosen sowie durch metabolische und endokrine Störungen (Sun et al., 1997). Sind die konservativen Therapien und eventuell die Möglichkeiten einer gelenkkorrigierenden Voroperation ausgeschöpft, entscheidet im fortgeschrittenem degenerativen Stadium der Leidensdruck des Patienten in Form von Schmerzen und eingeschränkter Beweglichkeit über den Implantationszeitpunkt. Trotz z. T. guter Standzeiten der Prothesen (Malchau und Herberts, 2000) ist bei ständig steigender Lebenserwartung mit Wechseloperationen zu rechnen. Eine verschleißfreie Hüftprothese gibt es bisher nicht. Aus diesem Grund wird möglichst ein höheres Lebensalter der Patienten bei der Erstimplantation angestrebt. Patienten mit einer sekundären Coxarthrose benötigen jedoch oft schon in frühen Jahren einen endoprothetischen Gelenkersatz. Kurzschaftprothesen bieten hierbei Vorzüge für den jüngeren Patienten im Hinblick auf spätere Wechseloperationen, da durch die Verankerung in der hüftgelenknahen Meta- und Diaphyse des Femur eine proximale Krafteinleitung erfolgt und die Schäfte somit eine geringere Länge aufweisen (Gulow et al., 2007).

2.2 Zementierte Hüftendoprothesen

Als Verdienst von Charnley 1960 ist es anzusehen, dass durch die zementierte Verankerung der Hüftendoprothesen mit Methylmetacrylat und der damit verbundenen primären Stabilität eine rasante Entwicklung einsetzte (Jani und Scheller, 1995). Neben der sofortigen stabilen Verankerung der Prothese im Knochen resultiert über den Zement eine großflächige Kraftübertragung auf das Femur (Mc Kee, 1970). Daraufhin wurden Charnley- und Müller- Prothesen seit Mitte der 60er Jahre in großem Umfang implantiert.

Trotz der mittelfristig guten Erfolge konnte das Problem der aseptischen Lockerung nicht gelöst werden. Auch eine verbesserte Zementiertechnik (Vakuumanwendung und Zementapplikator) und neue Zementzusammensetzungen können keine dauerhafte Standzeit garantieren. Ferner wirken auf den vitalen Knochen die gewebsschädigende Toxizität des Zementes und die erhebliche Wärmeentwicklung im Rahmen der exothermen chemischen Reaktion beim Aushärten (Initialphase) ein. Eine ossäre Integration der Prothese wird durch das biologisch reaktionslose interpositionierte Methylmetacrylat verhindert (Reparationsphase). Alterung und Zerrüttung des Knochenzementes wirken der Festigkeit entgegen.

Die Lockerung zementierter Prothesen zieht eine Destruktion des Knochenlagers nach sich. Die notwendige komplette Zemententfernung während einer Wechseloperation ist mit einem hohen operationstechnischen Aufwand verbunden und schädigt den bone stock zusätzlich.

2.3 Zementfreie Hüftendoprothesen

Ende der 70er Jahre führten die langfristig hohen Lockerungsraten zementierter Hüftendoprothesen zu einer erneuten Hinwendung zu nicht zementierten Modellen. Technische Neuerungen betreffen die Prothesenwerkstoffe, die Oberflächenbeschaffenheit, das Prothesenschaftdesign und die Prothesengleitpaarungen. Inzwischen ist eine große Anzahl unterschiedlichster zementfreier Hüftendoprothesen verfügbar. Gemeinsam ist ihnen im Vergleich mit den zementierten Modellen ein primär geringerer Oberflächenkontakt, welcher selten mehr als 20% zwischen Prothese und Knochen beträgt. Für eine ausreichende Primärstabilität ist deshalb das Einbringen zementfreier Prothesen in press fit- Technik unabdingbar (Arabmotlagh, 2003). Nur bei ausreichender Primärstabilität kann eine spätere Integration der Prothesenoberfläche in den Knochen erfolgen. Dies soll zu einer längeren Standzeit respektive einer dauerhaften Fixation im Vergleich zu den zementierten Modellen beitragen.

2.4 Entwicklung der hüftkopf- und schenkelhalserhaltenden Prothetik

Das Ziel der schenkelhalserhaltenden Prothesen sind die Entfernung des pathologisch veränderten Gelenkanteils, der Erhalt von Kopfbasis und/oder Schenkelhals und die Beachtung der Lastübertragung. Themistokles Gluck implantierte 1890 eine Elfenbeinkugel als Ersatz des Femurkopfes (Wessinghage, 1995), nachdem er ein Jahr zuvor erstmals ein künstliches Kniegelenk aus dem gleichen Material eingesetzt hatte. Smith- Peterson setzte 1927 eine Kappe auf den arthrotisch veränderten Hüftkopf. Nachfolgend war jedoch eine frühzeitige Atrophie des Schenkelhalses und somit ein Implantatversagen zu beobachten. Weitere Kappenprothesen kamen 1938 als modifiziertes Modell von Smith- Peterson (Smith- Peterson, 1939) und von Aufranc 1954 zum Einsatz. Beide Kappen bestanden aus Metall. Die Kopfprothesen von Judet 1946 und 1948 bestanden aus Acryl. Trotz der ungenügenden Abrieb- und Bruchfestigkeit, der Rotationsinstabilität und der unphysiologischen Druckbeanspruchung des Prothesenbettes zeigten erste Nachuntersuchungen die Vorteile des Schenkelhalserhaltes auf. Aber auch weitere Versuche durch Bohlmann, Fernot, Judet 1951 bis 1953, Thompson 1950, Fitzgerald 1952 und Neff 1958 zeigten keine dauerhaft befriedigenden Ergebnisse. Auch die Doppelkappe aus Teflon von Charnley 1961 scheiterte entgegen den sehr guten Laborversuchen. Dies führte im Zusammenhang mit der erfolgreichen Einführung des Knochenzementes durch Charnley 1961 zur Hinwendung zu den schenkelhalsresezierenden Endoprothesen. Eine Renaissance erlebten die Kappen- und Schalenprothesen durch Wagner 1975, Freemann 1978 und Amstunz 1979. Aber auch diese Formen des Oberflächenersatzes waren zu häufig mit frühzeitigen Versagensursachen behaftet. Diese bestanden im Materialverhalten (Pfannendicke) und Biomechanik (laterale Zuggurtung). Die modernen Schalenprothesen nach Mc Minn (Metall / Metall) und Wagner (Metall / Metall) huldigen dem gleichen biomechanischen Prinzip.

Die Entwicklung der kopfresezierenden schenkelhalserhaltenden Druckscheibenprothesen berücksichtigte das Prinzip der festen Verankerung im Schenkelhals (Birkenhauer et al., 2004). Jedoch ist eine Knochenresorption an der Zugseite in mehr als 90% und das regelhafte Auftreten von Schmerzen in der lateralen Region zu beobachten. Weiterhin wurde ein Knochenüberbau über der Druckscheibe kranial und lateral in einem Fünftel der Fälle festgestellt.

Pipino (Genua) ist es 1979 zu verdanken, dass erstmals durch eine Kurzschaftendoprothese die sichere intramedulläre Verankerung im Schenkelhals und der

Trochanterregion umgesetzt wurde. Dabei konnten die bewährten Prinzipien der Material- und der Oberflächeneigenschaften aus der zementfreien Hüftendoprothetik übernommen werden. Weitere Entwicklungen sind die Mayo-, die Eska-, die Metha-, die Proxima, die Nanos- und die CFP- Prothese, letztere ist die unmittelbare Weiterentwicklung der Pipino-Prothese (Gulow, 2007; Reinhardt, 2007).

2.5 Kraftfluss am prothetisch ersetzten Hüftgelenk

Schon Pauwels (1965) postulierte, dass die Zug- und Drucktrajektoren für die auf den Femurkopf einwirkenden Biegemomente entscheidend sind. Die Kräfte werden durch sie auf die mediale und laterale Corticalis des Oberschenkelknochens übertragen. Bei der Implantation einer Hüftendoprothese werden diese natürlichen Kraftlinien zerstört, sie werden vom Prothesenschaft übernommen. Die Krafteinleitung geschieht nun weiter distal. Weiterhin differieren die Elastizitätsmodule des Knochens und der Prothese erheblich. Letztere besitzt eine deutlich höhere Steifigkeit. Eine Kraftübertragung in das proximale Femur kann nur erfolgen, wenn die Prothese nicht an ihrem distalen Ende fixiert oder gar knöchern integriert ist. Dementsprechend verfolgen die CFP- und die Mayo- Prothesen die Philosophie der proximalen Verankerung.

2.6 Reaktionen des knöchernen Prothesenlagers

Das Wolffsche Transformationsgesetz (Wolff, 1892) besagt, dass ein Knochenumbau durch veränderte biomechanische Bedingungen induziert wird. Knöcherne Auf- und Abbauvorgänge entstehen, wenn der physiologische Toleranzbereich der als Regelgröße definierten Dehnungsenergiedichte bei der ossären Belastung überschritten wird (Huiskes et al., 1989).

Die Atrophie des Knochens resultiert aus einer verminderten Belastung im proximalen Femur und wird als stress shielding bezeichnet (Bobyn et al., 1992; Harris, 1992; Huiskes, 1990; Huiskes et al., 1992, Gese et al., 1992). Die verstärkte Kraftübertragung von der

Prothese auf den Knochen führt in der Verankerungszone des Implantates zu einer Knochenverdichtung (Bobynd et al., 1992; Rosenberg, 1989; Willert und Buchhorn, 1992).

Relativbewegungen an der Grenze zwischen Prothese und Knochen erzeugen reaktive Linien als ein weiteres radiologisches Phänomen, bedingt durch die differierenden Elastizitätsmodule. Daraus wird die unterschiedliche Verformbarkeit beider Strukturen bei wechselnden Belastungen erklärt (Claes, 1992). Kommt es bei der Implantation nicht zu einem formschlüssigen Prothesen- Knochen- Kontakt, resultieren ebenfalls Relativbewegungen (Wirtz und Niethard, 1997). Gebauer et al. (1990) führte den Beweis, dass gemessene Relativbewegungen mit im Röntgenbild sichtbaren Spalträumen zwischen Corticalis und Prothesenschaft in Beziehung stehen. Als kritischer Grenzwert wird dabei ein Spaltraum von 50µm angesehen. Wird dieser überschritten, entsteht nach Burke (Burke et al., 1991) eine bindegewebige Membran, welche die ossäre Verbindung zur Prothese verhindert.

Geringe Relativbewegungen zwischen Implantat und Femur sind somit für die langdauernde Implantatstabilität von größter Wichtigkeit.

2.7 Materialeigenschaften von Endoprothesen

2.7.1 Prothesenwerkstoffe

Für alle orthopädischen Implantate gelten grundlegende Ansprüche an die Bioverträglichkeit. Die verwendeten Materialien dürfen weder toxisch, zytotoxisch noch allergieinduzierend wirken. Gleiches gilt für später anfallende Korrosionsprodukte (Kaddick, 1994). Für die Endoprothetik großer Gelenke werden drei Gruppen metallischer Werkstoffe verwendet.

Kostengünstige Prothesen auf Eisenbasis bzw. aus Edelstahl kommen bei ungenügender Korrosionsbeständigkeit jedoch kaum noch zum Einsatz.

Auf der Grundlage von Kobalt hergestellte Schmiede- und Gusslegierungen weisen hinsichtlich der mechanischen Eigenschaften und der Korrosionsbeständigkeit sehr gute Werte auf. Die Körperverträglichkeit ist gut. Jedoch schränken die verfahrensabhängigen Anteile an Nickel, Chrom und Molybdän bei einer vergleichsweise hohen allergenen Disposition im Bevölkerungsdurchschnitt die Implantationsrate deutlich ein (Schuh, 2006).

Die Vorteile der unterschiedlichen Titanlegierungen bestehen in den nahezu inerten Eigenschaften, der großen Festigkeit bei vergleichsweise geringem Gewicht, einer sehr guten Elastizität und einer ausgezeichneten biologischen Verträglichkeit (Thomsen et al., 1995). Negativ ist lediglich die deutliche Kerbempfindlichkeit (Kaddick, 1994).

Moderne Prothesensysteme bestehen deshalb gegenwärtig aus Kobalt- oder Titanverbindungen. Weiterentwicklungen aus Kohlenstofffaserwerkstoffen befinden sich momentan in der Erprobung.

2.7.2 Implantatoberflächen

Der Implantatoberfläche kommt durch den unmittelbaren Knochenkontakt für die Sekundärstabilität eine herausragende Bedeutung zu. Deshalb sind glatte Oberflächen nicht für eine ossäre Integration geeignet, da ein Einsprossen von Knochenstrukturen nicht stattfindet (Thomas, 1992).

Waben, Lamellen und Tragrippen zählen zu den makrostrukturierten Oberflächenformen mit einem Durchmesser $>2000\mu\text{m}$. Bei der erzielten Vergrößerung der Oberfläche werden jedoch auch Spannungsspitzen im Knochenlager beobachtet.

Mesostrukturen sind mit einem Durchmesser zwischen $2000\mu\text{m}$ und $100\mu\text{m}$ definiert. Beispiele hierfür sind Kugelbeschichtungen, durch Kanäle verbundene Poren und Netze und trabekelähnliche Strukturen.

Als Mikrostrukturen mit einem Durchmesser $<100\mu\text{m}$ bezeichnet man beispielsweise sandgestrahlte Oberflächen oder im Plasmaspritzverfahren aufgebraute Titanpartikel (Mittelmeier, 1997). Eine Sonderstellung nehmen bioaktive Substanzen wie das Hydroxylapatit ein. Die einsetzende Osteogenese auf der oberflächlichen Keramikschiicht resultiert in einer frühen Sekundärstabilität (Reichel et al., 1995). Das resorbierbare Hydroxylapatit soll zeitgleich durch neugebildeten Knochen ersetzt werden und somit zu einer dauerhaften Fixierung der Prothese führen (Krüger et al., 1997).

2.7.3 Prothesenschaftdesign

Ein grundlegendes Unterscheidungskriterium von Hüftendoprothesen ist das Vorhandensein eines Kragens. Dieser soll Druckkräfte auf die mediale Corticalis übertragen und durch seinen „Schirmeffekt“ Abriebpartikel, welche zu Osteolysen führen können, vom Hüftgelenk abhalten. Voraussetzung für den richtigen Sitz des Kragens ist die exakte Resektion am Calcar femoris. Sitzt der Kragen an der Resektionsfläche auf, bevor die Prothese fest verankert respektive der Schaft press-fit implantiert ist, oder kommt es zum frühzeitigen Einsinken der Prothese, verhindern Schwingungen am Schaft die ossäre Integration und somit die Sekundärstabilisierung. Läuft die Prothese im umgekehrten Fall zu zeitig fest, können die Kräfte nicht optimal übertragen werden und es kommt zur proximalen Knochenatrophie.

Weiterhin werden Prothesen nach ihrer Form unterteilt. Die der Konfiguration des Oberschenkelknochens nachempfundenen anatomisch geformten Schäfte verankern sich metaphysär.

Das Konzept der konischen Geradschaftprothesen sieht eine langstreckige Abstützung meta- und diaphysär vor (Breusch et al., 2000).

Deutlich kostenintensiver sind die mit Hilfe der Computertomographie individuell angefertigte custom-made-Prothesen. Ob der mögliche bessere Formschluss dieser Prothesen gegenüber den konfektionierten Modellen zu einer höheren Primärstabilität und nachfolgend zu längeren Prothesenstandzeiten führt, ist noch nicht abschließend belegt (Plötz et al, 1993).

Primär knochensparende Systeme stellen Druckscheibenprothesen, Schenkelhals- und Kurzschaftprothesen dar. Auf letztere soll in dieser Arbeit eingegangen werden.

2.7.4 Prothesengleitpaarungen

Zu große Abriebmengen der Gleitpaarungen zwischen Prothesenkopf und –pfanne überfordern das Makrophagensystem und damit den natürlichen Abtransport. Daraus resultieren Fremdkörperreaktionen, die Bildung von Granulationsgeweben und Osteolysen, welche in Spätlockerungen der Prothese münden.

Am häufigsten werden Keramik/Polyethylen- Paarungen eingesetzt. Metallköpfe erzeugen in Polyethylenpfannen dagegen einen doppelt so hohen Abrieb (Zichner und Lindenfeld, 1997).

Werden so genannte Hart/Hart- Gleitpaarungen verwendet, sind die Abnutzung und damit die Partikelbildung am geringsten. Probleme bereiten jedoch die ungeklärte Toxizität metallischen Abriebes, die Gleiteigenschaften und die Bruchfestigkeit der Keramik/Keramik-Paarungen. Letztere absorbieren insbesondere Stoßenergien und können unvorhersehbar fragmentieren.

2.8 Mayo-Prothese

B. F. Morrey entwickelte 1985 in Zusammenarbeit mit Zimmer Holdings Inc. an der Mayo- Klinik in Rochester (USA) eine neue zementfreie Kurzschaftprothese, die über ein konisches Design des Schaftkörpers in anterior- posteriorer und mediolateraler Richtung einen metaphysären Multipunktkontakt und dadurch eine gute Primärstabilität ermöglichen soll. Gleichzeitig kann ein Nachsinken der Prothese verhindert werden. Aufgeraute Oberflächen und dreidimensionale Fiber-Metallstrukturen in der intertrochanteren Region fördern die ossäre Integration (Meldrum et al., 2003).

Die Resektionslinie verläuft am lateralen Schenkelhals. Dies schont ebenso wie die mediale Präparation des Prothesenlagers die Glutealmuskulatur. Bei weitgehender Weichteilschonung können ein geringerer Blutverlust, eine Verkürzung der Wund- und muskulären Heilung sowie nachfolgend eine raschere Mobilisation des Patienten erfolgen. Der kurze distale Schaftanteil soll den Oberschenkelschmerz und das „stress shielding“ minimieren (Hube et Hein, 2002). Als Werkstoff dient eine Ti-6Al-4V Legierung mit einer sehr guten Biokompatibilität. Es standen 4 Schaftgrößen von Small bis Extra Large (inzwischen 7 Schaftgrößen) mit Schaftlängen von 81 -107 mm zur Verfügung. Der CCD- Winkel beträgt 132° (Abb. 1-3 aus Produktinformation Fa. Zimmer). Das Offset wird über verschiedene Kopflängen reguliert. Die Mayo- Schäfte sind wahlweise mit oder ohne Hydroxylapatitbeschichtung erhältlich (in unserer Klinik werden ausschließlich beschichtete Prothesen verwendet).

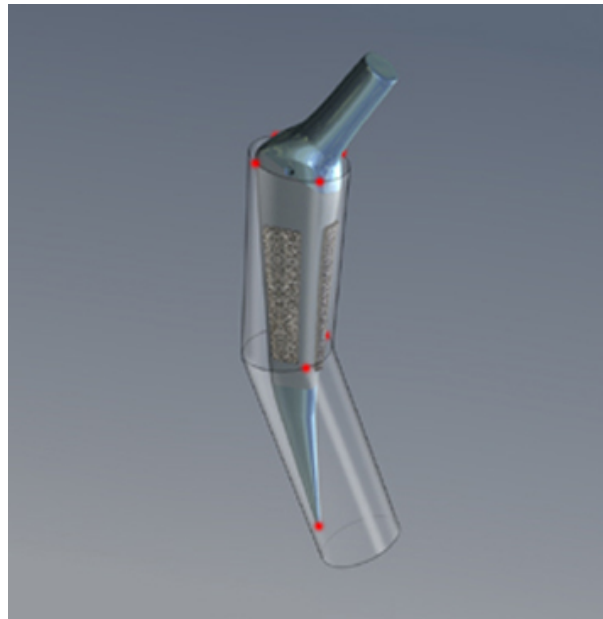


Abbildung 1: Prinzip der Multipunktstützung



Abbildung 2: korrekte Prothesenposition
(Abb. 1-3: Produktinformation Fa. Zimmer)



Abbildung 3: Prothesendesign

2.9 CFP- Prothese

Basierend auf dem von Pipino, Genua, 1977 entwickelten „Biodynamischen Hüftprothesenschaft“ wurde durch Veränderungen an Oberfläche, Material, Schaftgröße, Schenkelhalswinkel und abnehmbarer Kragen durch A. Keller und W. Link die „Collum femoris preserving“ (CFP)-Prothese kreiert (Produktinformation). Die anatomisch geformte Prothese ist in einer rechten und linken Version mit einem Antetorsionswinkel von 14° , einem Caput- Collum- Diaphysenwinkel (CCD) von 126° in der Standardversion und 117° als Sonderform verfügbar. Für jede Seite existieren 5 Schaftgröße und 2 unterschiedliche Versionen der auswechselbaren Halsauflagen. Ferner stehen die Schäfte in 2 unterschiedlichen Krümmungen zur Verfügung. Durch ventrale und dorsale Längsnuten erzielen die Prothesenschäfte aus einer Titanlegierung eine deutliche Vergrößerung der Oberfläche von 26%.



Abbildung 4: Design der CFP- Prothese (Produktinformation Fa. Link)

3. Patienten und Methodik

3.1 Patienten

Für die Implantation der beiden unzementierten schenkelhalserhaltenden Kurzschaftprothesen kommen nur biologisch junge Patienten mit radiologisch guter Knochenqualität, einem hohem Aktivitätsanspruch und nahezu uneingeschränkter präoperativer Beweglichkeit der Hüftgelenke in Betracht. Als Ausschlußkriterien galten somit:

- Alter über 75 Jahre
- Adipositas per magna
- Fehlbildungen des proximalen Femur
- Postinfektiöser Zustand des Hüftgelenkes
- Radiologisch erkennbare Osteoporose
- Coxarthrose als Unfallfolge

Wurden diese grundlegenden Voraussetzungen erfüllt, erfolgte die Zuordnung für eines der beiden Prothesenmodelle nach dem Zufallsprinzip. Dabei war das Kriterium die zufällige Zuordnung auf unterschiedliche Stationen der Orthopädischen Universitätsklinik. Die vorliegende Nachuntersuchung erfasst jeweils 20 Patienten mit einer CFP- oder Mayo-Kurzschaftprothese, welche im Zeitraum von 2003-2005 über den transglutealen Zugang nach Bauer operiert wurden. Das im Verhältnis zur Gesamtzahl der im gleichen Zeitraum implantierten CFP- und Mayo- Prothesen kleine Patientenkollektiv ist einer diskontinuierlichen, direkt postoperativen DEXA- Messung geschuldet. Diese Untersuchung ist jedoch als Ausgangswert für den interessierenden Parameter Knochendichte zwingend notwendig. Ferner hielten zunehmend minimalinvasive Techniken mit anderen operativen Zugangswegen Einzug. Deshalb konnten viele operierte Patienten nicht in diese Auswertung eingeschlossen werden.

Die klinischen, radiologischen und osteodensitometrischen Untersuchungen fanden innerhalb der ersten postoperativen Woche, sowie mindestens nach 3 Monaten und 1 Jahr bzw. zum maximalen Nachuntersuchungszeitpunkt statt.

Die Zusammensetzung der Patientenkollektive hinsichtlich der Geschlechtsverteilung und der Stammdaten waren ähnlich, siehe Tabellen 1 und 2.

Tabelle 1: Anzahl der Patienten nach der Geschlechtsverteilung

	CFP	Mayo
Geschlecht weiblich	14	11
Geschlecht männlich	6	9

Tabelle 2: Klinische Stammdaten der Patientenkollektive als Mittelwerte \pm Standardabweichung

	CFP	Mayo
Alter in Jahren	61,7 \pm 6,8	60,4 \pm 9,2
Körpergewicht in kg	79,6 \pm 16,7	79,0 \pm 11,3
Körpergröße in cm	169,9 \pm 10,4	169,9 \pm 10,5

Die CFP- Prothese wurde 11 mal rechtsseitig und 9 mal linksseitig implantiert. Mit 75% stellte die idiopathische Coxarthrose die häufigste Operationsindikation dar.

Eine vergleichbare Verteilung fand sich auch bei der Mayo- Prothese. Die rechtseitige Implantation wurde mit 13 Eingriffen gegenüber 7 Operationen des linken Hüftgelenkes häufiger durchgeführt. Auch in dieser Gruppe dominierte mit 65% die idiopathische Coxarthrose als Operationsindikation (siehe Tabellen 3 und 4).

Tabelle 3: Seitenlokalisierung der Kurzschaftprothesen

	CFP	Mayo
Implantation linksseitig	9 (45%)	7 (35%)
Implantation rechtsseitig	11 (55%)	13 (65%)

Tabelle 4: Operationsindikationen

	CFP	Mayo
idiopathische Coxarthrose	15 (75%)	13 (65%)
Dysplasiecoxarthrose	2 (10%)	2 (10%)
Protrusionscoxarthrose	3 (15%)	1 (5%)
Rheumatoidarthritis	0	0
Hüftkopfnekrose	0	3 (15%)
Coxarthrose nach Morbus Perthes	0	0
Coxarthrose nach Epiphyseolyse	0	0
Mediale Schenkelhalsfraktur	0	1 (5%)

Tabelle 5: Nachuntersuchungszeitraum (Mittelwert ± Standardabweichung)

	CFP	Mayo
Nachuntersuchungszeitraum in Jahren	1,6 ± 0,5	2,3 ± 0,7

Die verwendeten Narkosearten weisen in beiden Patientengruppen eine ähnliche Verteilung auf. Dabei kam die Vollnarkose häufiger zum Einsatz als die rückenmarknahe Anästhesie (siehe Tabelle 6).

Table 6: Anzahl der unterschiedlichen Narkoseformen

	CFP	Mayo
Vollnarkose	11 (55%)	13 (65%)
Spinalanästhesie	9 (45%)	7 (35%)

3.2 Operationstechnik und Nachbehandlung

Die Prothesengröße wurde vor der Operation durch entsprechende Schablonen an den a.p. und axialen Röntgenbildern ausgemessen und es wurde eine Planungsskizze erstellt. Sämtliche Patienten wurden in Rückenlage operiert und erhielten einen transglutealen Zugang nach Bauer (Meißner und Rahmzadeh, 1998). Kohn et al. (1997) wiesen die signifikant geringere postoperative Luxationsrate im Vergleich zum dorsalen Zugang nach. Die Hautincision verläuft längs über dem Trochanter major. Parallel dazu wird die Fascia lata gespalten. Die Musculi glutei medius und minimus sowie der Musculus vastus lateralis werden in ihrem vorderen Drittel incidiert (Bauer et al., 1979). Nach vorangegangener Resektion der Gelenkkapsel, Osteotomie des medialen Schenkelhalses und Luxation des Femurkopfes kann die Hüftpfanne präpariert werden. Die Mayo-Prothesen wurden mit Trilogy- Pfannen der Firma Zimmer® und die CFP- Modelle mit der Trabekel Orientierten Pfanne (T.O.P.) der Firma Link® implantiert. Beide Pfannentypen werden press fit verankert.

Zur Implantation des Prothesenschaftes wird das operierte Bein unter starker Adduktion und Außenrotation gelagert. Nach Eröffnung des Markraumes werden die systemeigenen Raspeln (Mayo) bzw. Kompressoren zur Spongiosaverdichtung (CFP), mit der kleinsten Größe beginnend, eingetrieben. Mit dem Hammer werden anschließend die Schäfte beider Prothesenmodelle in das präparierte Femur eingeschlagen (Schaub, 2002; Oehme, 2002).

Alle Patienten erhielten eine Ossifikationsprophylaxe mit 3x 25mg Indometacin für 10 Tage. Die Mobilisation begann bereits am 1. postoperativen Tag. Die Patienten standen auf und belasteten das operierte Bein im drei bzw. 4-Punkt- Gang voll. Weiterhin erhielten die Patienten zweimal täglich Spannungs- und Bewegungsübungen sowie eine Gangschule. Nach der Entlassung aus der Klinik traten die Patienten eine Anschlußheilbehandlung an.

3.3 Klinische Nachuntersuchung

Die klinischen Nachuntersuchungen erfolgten idealerweise präoperativ sowie nach 3, 6 und 12 Monaten und/oder später in der Poliklinik der Orthopädischen Universitätsklinik Halle. Neben der Befragung mit Hilfe des standardisierten Fragebogens wurden das Gangbild und ein möglicher Beckenschiefstand beurteilt sowie das Bewegungsausmaß nach der Neutral-Null- Methode bestimmt. Weiterhin wurden das Trendelenburg- und das Duchenne- Zeichen beurteilt. Zur klinischen Auswertung wurde der Harris- Hip- Score verwendet (Krämer und Maichel, 1993; Harris, 1969).

Dieser Score mit einer Maximalpunktzahl von 100 Punkten für einen beschwerdefreien Patienten dient ebenfalls der standardisierten Erfassung klinischer Befunde und wurde zur Auswertung herangezogen. Es fließen die Verifizierung des Schmerzes, Verrichtungen des täglichen Lebens, die Gehfähigkeit, Fehlhaltungen und Deformitäten sowie der passive Bewegungsumfang ein. Der Schmerz und die Funktion gehen mit maximal 44 bzw. 47 Punkten stark in die Bewertung ein. Höchstens 4 Punkte für mögliche Deformitäten sowie Kontrakturen und maximal 5 Punkte für die Beurteilung des Bewegungsausmaßes scheinen dazu im Vergleich untergewichtet.

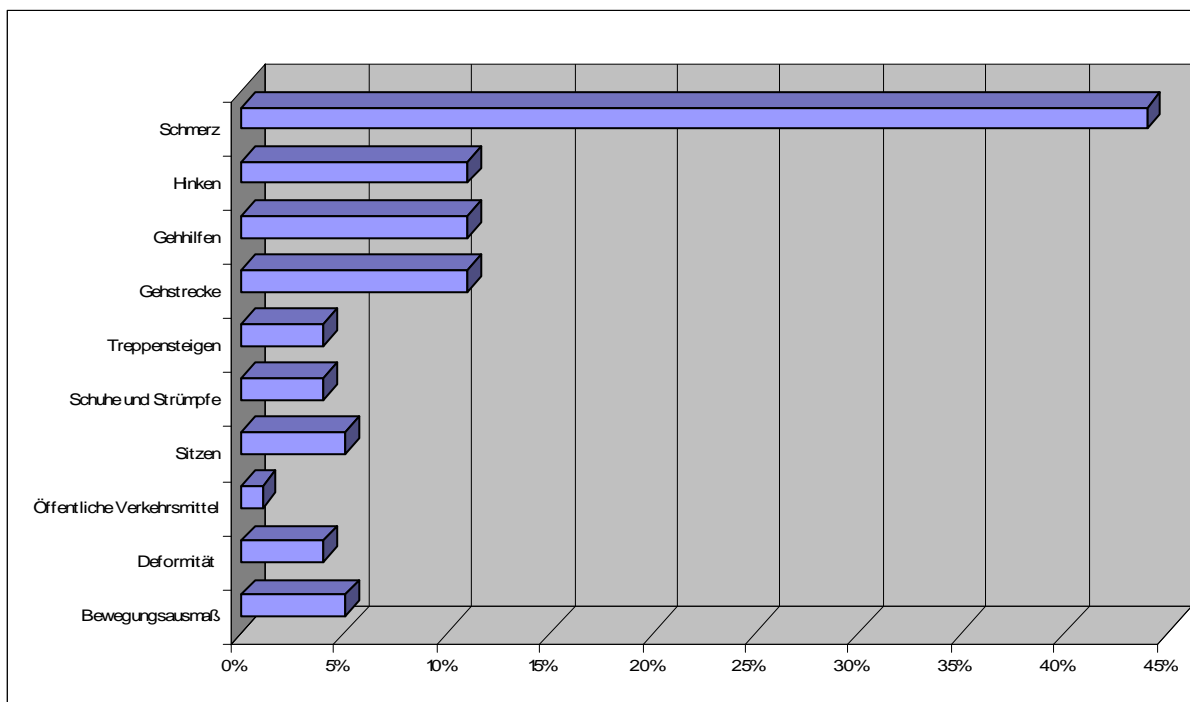


Diagramm 1: Wichtung der Kriterien im HHS bei einer Maximalzahl von 100 Punkten

Table 7: HHS- Punktwertverteilung für den Schmerz

Schmerz (maximal 44 Punkte)	
keiner oder wird ignoriert	44
gelegentlich leicht	40
gering, selten stärker	30
mäßig, aktivitätseinschränkend	20
stark, aktivitätseinschränkend	10
massiv, völlige Aktivitätseinschränkung	0

Table 8: HHS- Punktwertverteilung für Deformitäten

Deformitäten (0- 4 Punkte)	
keine	4
Flexionskontraktur < 30°	1
Adduktionskontraktur < 10°	1
Innenrotationskontraktur < 10° in (Streckstellung)	1
Beinlängendifferenz < 3cm	1

Tabelle 9: HHS- Punktwertverteilung für die Funktion

Funktion (0- 47 Punkte)			
Gang (maximal 33 Punkte)	Hinken	kein	11
		leichtes Hinken	8
		mäßiges Hinken	5
		starkes Hinken	0
	Gehhilfe	keine	11
		Stock bei langen Strecken	7
		Stock oft	5
		2 Stöcke	3
		2 Unterarmgehstützen	2
		gehunfähig	0
	Gehleistung	uneingeschränkt	11
		ca. 1km	8
		ca. 0,5km	5
		nur Wohnung	2
		Bett und Stuhl	0
Aktivitäten (maximal 14 Punkte)	Treppensteigen	normal ohne Geländer	4
		normal mit Geländer	2
		schwierig, aber möglich	1
		nicht möglich	0
	Schuhe/Strümpfe anziehen	leicht	4
		schwierig	2
		unmöglich	0
	Sitzen	bequem normaler Stuhl (1h)	5
		auf hohem Stuhl (0,5h)	3
		unmöglich, bequem zu sitzen	0
	Benutzung öffentlicher Verkehrsmittel	möglich	1
		unmöglich	0

Tabelle 10: HHS- Punktwertverteilung für das Bewegungsausmaß

Bewegungsausmaß (0- 5 Punkte)			
	Bewegungsumfang	Index	max. möglicher Wert
Flexion	0- 45°	1	45
	45- 90°	0,6	27
	90- 110°	0,3	6
	> 110°	0	0
Abduktion	0- 15°	0,8	12
	15- 20°	0,3	1,5
	> 20°	0	0
Außenrotation	0- 15°	0,4	6
	>15°	0	0
Innenrotation	jede	0	0
Adduktion	0- 15°	0,2	3
	> 15°	0	0
Extension	jede	0	0

3.4 Radiologische Nachuntersuchung

Die projektionsradiographischen Messungen der Femora in anterior- posteriorer Aufnahmetechnik erfolgten zeitgleich zur osteodensitometrischen Untersuchung innerhalb einer Woche bis zu maximal vier Jahren nach Prothesenimplantation.

Dabei wurden die konventionell erstellten Röntgenaufnahmen eingescannt und anschließend digital unter Verwendung des Computerprogramms „wristing“ hinsichtlich des Migrationsverhaltens der Hüftprothesen ausgemessen. Dazu wurden der Abstand von der Spitze des Trochanter major zur lateralen Prothesenschulter und vom Trochanter minor zur Prothesenspitze bestimmt. Diese Doppelbestimmungen sollten etwaige Lagerungs- oder Rotationsfehler minimieren.

Ferner erfolgte die radiologische Beurteilung von spongiösen und corticalen Knochenveränderungen, reaktiven Linien und periartikulären Verkalkungen.

Die Stellung der Mayo- Prothese wurde durch die Messung des Winkels zwischen der Prothesenlängsachse und der inneren Begrenzung der lateralen Corticalis bestimmt. Abweichungen $>3^\circ$ wurde als Fehlstellung definiert. Wegen der gekrümmten Form des CFP-Schaftes erfolgte dessen Positionsbestimmung mit Hilfe des Prothesenspitzenindex. Es wird hierbei die Distanz von der Prothesenspitze zur medialen und lateralen inneren Corticalis gemessen. Liegt eine neutrale Prothesenposition vor, so beträgt der Quotient zwischen medialem und lateralem Corticalis- Spitzenabstand eins. Bei varischer Prothesenposition ergibt der Quotient ein Ergebnis < 1 und bei valgischer Prothesenposition > 1 . Werte mit $1 \pm 0,2$ wurden als korrekt definiert.

Zwei gebräuchliche Klassifikationen verifizieren postoperativ aufgetretene periartikuläre Ossifikationen, die Beschreibung nach Brooker (Brooker et al., 1973) und nach Arcq (1973). In diesem Fall wurde die Klassifikation nach Brooker benutzt (Tabelle 11).

Tabelle 11: Ossifikationsgrade nach Brooker

• Grad der Ossifikation	• Radiologische Veränderungen
• 0	• Keine Ossifikation
• 1	• Knocheninseln um das Hüftgelenk
• 2	<ul style="list-style-type: none"> • Knochensporn, der vom Becken oder proximalen Femur ausgeht • und mindestens 1cm Abstand zwischen gegenüberliegenden Knochenoberflächen lässt
• 3	<ul style="list-style-type: none"> • Knochensporn, der vom Becken oder proximalen Femur ausgeht • und weniger als 1cm Abstand zwischen gegenüberliegenden Knochenoberflächen lässt
• 4	• Scheinbare Ankylose des Hüftgelenkes

3.5 DEXA- Nachuntersuchung

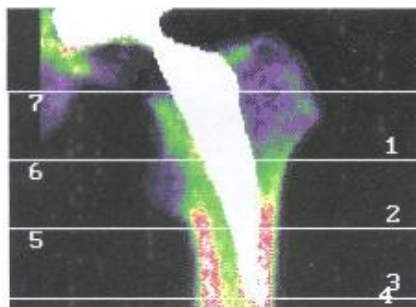
Die Zwei- Energie- Röntgen- Absorptiometrie (Synonyme: dual- energy x- ray absorptiometry, DEXA oder DXA; dual- energy radiography, DER; dual- energy radiographic absorptiometry, DRA; quantitative digital radiography, QDR) stellt die gegenwärtig am häufigsten verwendete Untersuchungstechnik der Knochendichtemessung (KD) dar und wird vor allem in der Diagnostik der Osteoporose eingesetzt. Moderne Apparate garantieren die ausgezeichnete Reproduzierbarkeit der Ergebnisse dieses sicheren und schnellen Verfahrens. Bereits seit 1992 wird an der Orthopädischen Klinik der Martin-Luther- Universität Halle-Wittenberg diese in- vivo- Messung zur Quantifizierung der Knochendichte eingesetzt. Ein Schwerpunkt liegt auf der Messung der periprothetischen Knochendichte im Femur nach Implantation zementfreier Hüftendoprothesen. Die Software des verwendeten Gerätes Lunar DPX- L (Fa. Lunar Corp., Wisconsin) berechnet die Knochendichte als Flächenwert (g/cm^2) und unterdrückt zugleich Störgrößen von Metallartefakten und inhomogenen Weichteilverhältnissen. Die integrierte Röntgenröhre erzeugt ein konstantes Potential von 80 kVp und ein umlaufendes Potential von 0,75mA. Durch den Cerium- Filter werden effektive Photonenergien von 38 keV und 70 keV freigesetzt. Der Röntgenstrahl erfasst jedes Pixel ($0,6 \times 1,2\text{mm}$) getrennt, wobei die Absorptionsenergie mit einem Szintillationsdetektor gemessen wird. Zur Untersuchung wurde das Bein mit Hilfe einer Fußschiene und eines Lagerungskissens in Neutralstellung der Kniescheibe positioniert. Unter Verwendung des langsamen Scanmodus betrug die Untersuchungsdauer zwischen 12 und 15 Minuten.

Die Messergebnisse wurden den Zonen nach Gruen zugeordnet. Im a.p.- Strahlengang werden die Zonen 1 bis 7 definiert (Abbildung 5).

Die osteodensitometrischen Messung erfolgte zeitgleich zur projektionsradiographischen Untersuchung innerhalb von einer Woche bis zu maximal vier Jahren nach Prothesenimplantation.

MLU Halle Medizinische Fakultät
 Magdeburger Straße 22
 06097 Halle/Saale, Tel.5571313

PAT. NR.: 210142 Ho SCAN: 1.4 23.06.2003
 NAME: ANALYSE: 1.4 14.09.2005



ID: 210142 Ho		SCAN DATUM:23.06.2003	
Knochen Ergebnisse			
DEXA Kalibrierungen			
Region	BMC* g	Fläche* cm ²	BMD g/cm ²
1	7.67	7.88	0.974
2	5.38	3.27	1.647
3	6.19	2.87	2.155
4	4.20	1.94	2.168
5	11.79	5.77	2.043
6	9.16	7.00	1.308
7	5.19	3.92	1.325

* Daten nur für Forschungszwecke

LUNAR®

Alter (Jahre).....	61	Großer Standard.....	281.61	Scanverfahren.....	Langsam
Geschlecht.....	Männlich	Mittlerer Standard...	209.20	Scantyp.....	DPX-L
Gewicht (kg).....	90.0	Kleiner Standard....	145.54	Quellenkollimator(mm)	1.68
Größe (cm).....	178	Niedr. keV Luft(cps)	821912	Auflösung (mm).....	0.6x1.2
Hautfarbe.....	Weiß	Hohe keV Werte (cps)	473046		
System.....	7365	Mittlere R Werte....	1.380(6.5)		
Seite.....	Links	Strom (uA).....	750		

REGION	BMD ¹ g/cm ²
1	0.974
2	1.647
3	2.155
4	2.168
5	2.043
6	1.308
7	1.325

1 - Typische Präzision 0.02 - 0.04 g/cm² ist ROI-abhängig.
 2 - American Orthopedic Hip Referenz Bevölkerung, Alter 0- 0. Siehe Handbuch.
 3 - Abhängig vom Alter, Gewicht(m. 50-100kg; w. 35-80kg) und der ethnischen Herkunft des Patienten.

Abbildung 5: Scannerprotokoll einer DEXA- Messung, links oben die Zoneneinteilung nach Gruen in der a.p. Ansicht

3.6 Statistik

Die gemessenen Werte werden zusammenfassend durch den Mittelwert \pm Standardabweichung beschrieben. In den Diagrammen wurde zusätzlich zu den Messwerten der Standardfehler angegeben. Angewendet wurde der Zweistichproben- t-Test für unterschiedliche Varianzen. Als schwach signifikant wird die Irrtumswahrscheinlichkeit $p \leq 0,05$ bezeichnet. Beträgt $p \leq 0,01$, wird von signifikanten Ergebnissen, bei $p \leq 0,001$ von hochsignifikanten Ergebnissen gesprochen (Harms, 1988). Zur Auswertung wurde das Programm Microsoft Excel verwendet.

4 Ergebnisse

4.1 Klinische Ergebnisse

4.1.1 Präoperative Bewertung

Die CFP- Prothese

Am betroffenen Gelenk war keiner dieser Patienten voroperiert, 5 Patienten wiesen jedoch Eingriffe an anderen Gelenken auf. 9 Patienten besaßen lediglich eine Arthrose im betroffenen Gelenk, 10 Patienten litten auch unter degenerativen Veränderungen in anderen Gelenken und 1 Patient wurde wegen chronisch- entzündlicher Gelenkerkrankungen behandelt. Entsprechend der Charnley- Klassifikation konnten 8 Patienten in die Gruppe A, 9 Patienten in die Gruppe B und 3 Patienten in die Gruppe C eingeordnet werden. Die Kriterien der ASA- Einteilung wiesen im Untersuchungskollektiv 3 gesunde Patienten, 12 mit leichten und 5 mit schweren Allgemeinerkrankungen aus (Tabelle 12).

Die Mayo- Prothese

Diese Patientengruppe ist vergleichbar mit denen der CFP- Prothese. 3 Patienten sind am betroffenen Gelenk und 8 an anderen Gelenken voroperiert worden. Bei 8 Patienten bestand die Arthrose nur im betroffenen Gelenk, bei 10 Patienten waren weitere Gelenke degenerativ und bei 2 Patienten metabolische bedingt verändert. Den Gruppen Charnley A und B konnten jeweils 7 Patienten zugeordnet werden. In die Gruppe Charnley C wurden 6 Patienten eingeschlossen. 6 Patienten waren gesund (ASA 1), 11 wiesen leichte Allgemeinerkrankungen (ASA 2) und 3 litten unter einer Leistungseinschränkung ASA 3 (Tabelle 12).

Tabelle 12: Präoperative Bewertung

Anzahl der voroperierten Patienten am betroffenen Gelenk		
	CFP	Mayo
ja	0	3
nein	20	17
Anzahl der voroperierten Patienten an anderen Gelenken		
	CFP	Mayo
ja	5	8
nein	15	12
Anzahl der Patienten mit anderen relevanten Gelenkerkrankungen		
keine	9	8
degenerativ	10	10
metabolisch	0	2
entzündlich	1	0
Anzahl der Patienten nach der ASA- Klassifizierung		
ASA 1 (Normaler und gesunder Patient)	3	6
ASA 2 (leichte Allgemeinerkrankungen ohne Leistungseinschränkung)	12	11
ASA 3 (Schwere Allgemeinerkrankungen mit Leistungseinschränkungen)	5	3
Anzahl der Patienten nach der Charnley- Einteilung		
A Arthrose nur im betroffenen Gelenk	8	7
B Arthrose auch in anderen Gelenken	9	7
C Zusätzlich schwerwiegende Allgemeinerkrankungen	3	6

Patienten, welche später eine CFP- Prothese erhielten, litten im Durchschnitt seit knapp 60 Monaten unter Beschwerden und verwendeten im Mittel seit 2,4 Monaten Gehhilfen. Die Beschwerdedauer war in der Mayo- Gruppe mit 43 Monaten kürzer, dafür wurden die Gehhilfen seit 5,8 Monaten benutzt (Tabelle 13).

Tabelle 13: Dauer der Beschwerden und der Verwendung von Gehhilfen

	CFP	Mayo
Dauer der Beschwerden in Monaten	57,9 ± 51,5	43 ± 41,2
Gehen mit Gehhilfen in Monaten	2,4 ± 4,1	5,8 ± 10,5

4.1.2 Harris- Hipp- Score (HHS)

Der präoperative Mittelwert im CFP- Kollektiv betrug $50,0 \pm 13,7$ Punkte. In der Mayo- Gruppe wurde ein Mittelwert von $50,8 \pm 20,8$ Punkten erzielt. Die Häufigkeitsverteilung der vergebenen Punkte ist im Diagramm 2 dargestellt. Zwischen beiden Patientengruppen bestand dabei kein signifikanter Unterschied ($p= 0,88$).

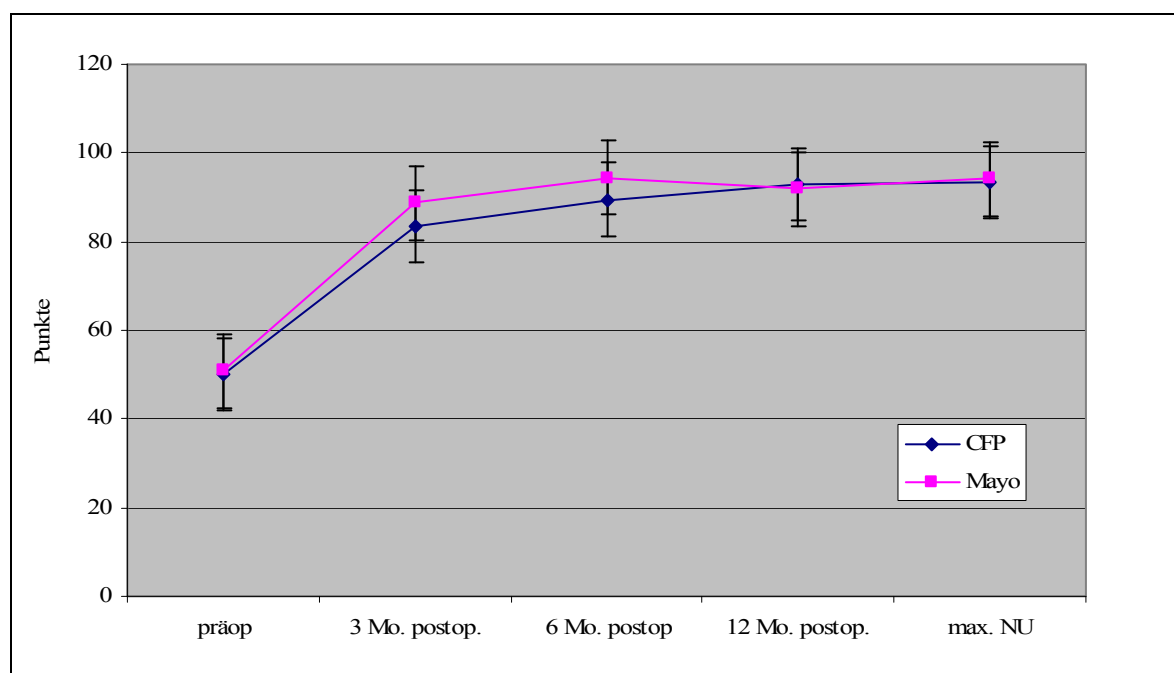


Diagramm 2: Entwicklung des HHS gesamt

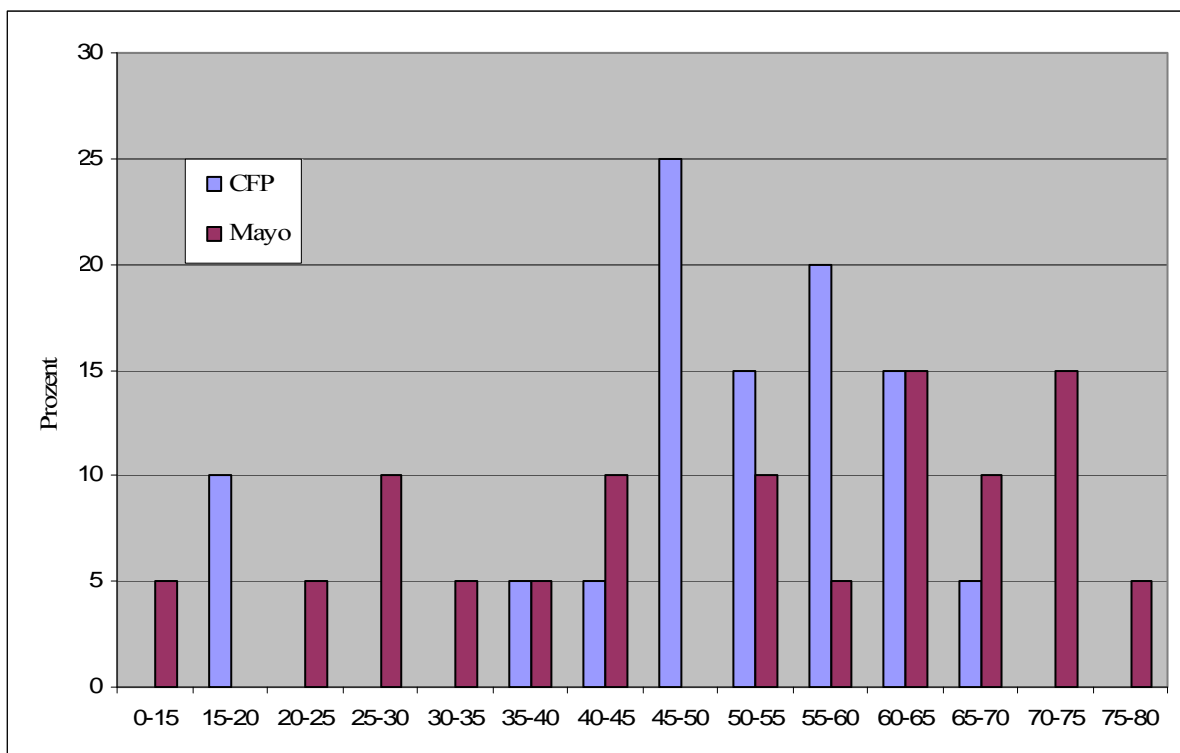


Diagramm 3: Prozentuale Verteilung des HHS vor der Prothesenimplantation

3 Monate nach der Implantation der CFP- Prothesen stieg die Punktschwere auf $83,5 \pm 13,5$. In der Mayo- Gruppe erhöhte sich der Mittelwert auf $88,8 \pm 17,5$ Punkte. Die Scorepunkte 3 Monate post operationem zeigten dabei keinen signifikanten Unterschied ($p=0,4$).

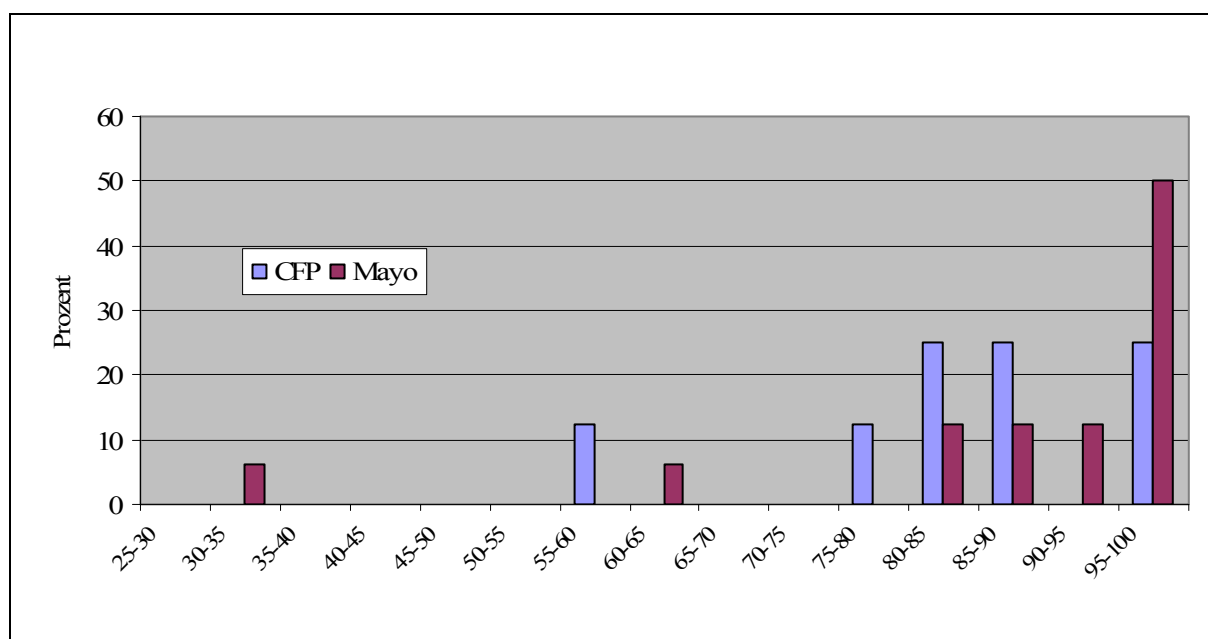


Diagramm 4 : Prozentuale Verteilung des HHS 3 Monate postoperativ

Zum Zeitpunkt der letzten Nachuntersuchung konnte bei beiden Prothesenarten eine weitere Zunahme des Harris- Hip- Scores ermittelt werden. Der Mittelwert für die CFP-Prothese betrug $93,5 \pm 10,5$ Punkte. Die Patienten mit einer Mayo- Prothese erzielten im Mittel $94,2 \pm 6,9$ Punkte. Daraus entsteht jedoch kein signifikanter Unterschied.

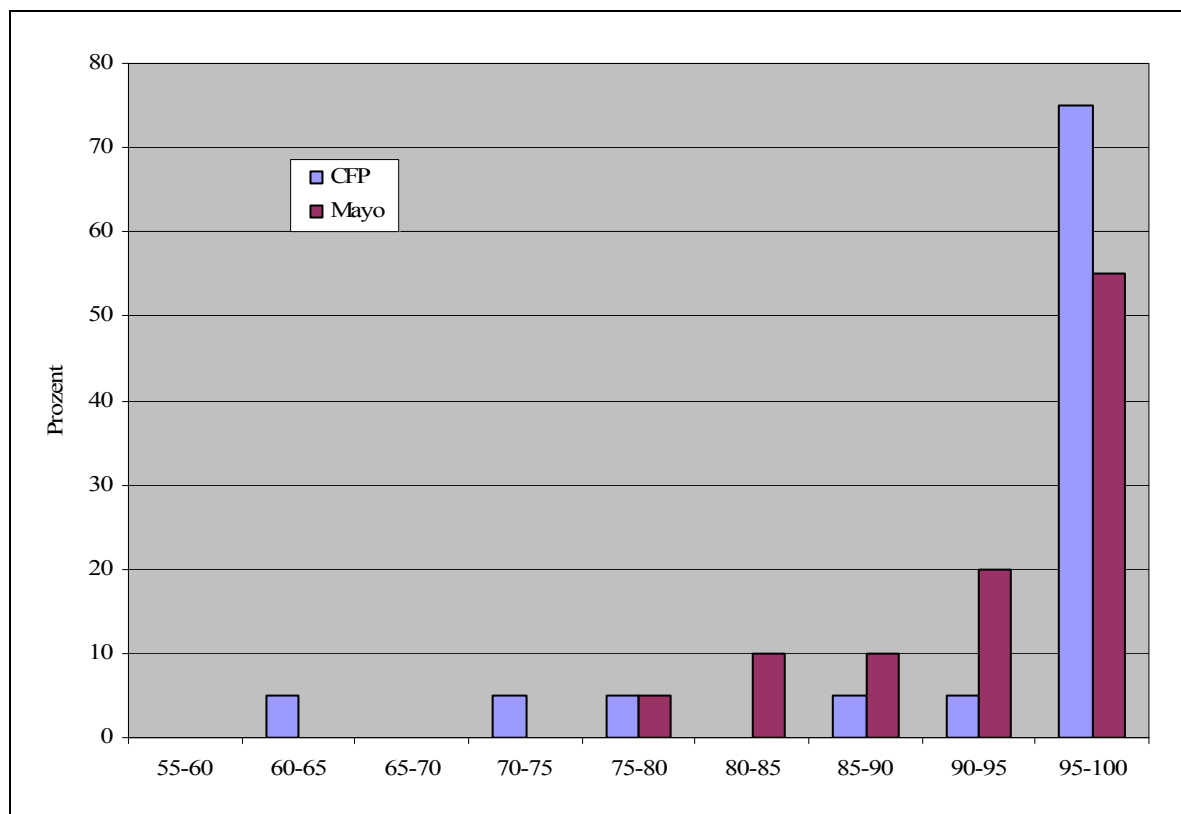


Diagramm 5: Prozentuale Verteilung des HHS zur maximalen NU

4.1.2.1 Schmerz

In der CFP- Gruppe betrug der Mittelwert für den Schmerz präoperativ $12,5 \pm 6,4$ Punkte. Nach 3 Monaten stieg der Punktmittelwert auf $38,4 \pm 8,2$ an. Der Ausgangswert im Mayo- Kollektiv war mit $16,5 \pm 4,5$ Punkten vergleichbar ($p= 0,076$). 3 Monate später hatte sich der Mittelwert auf $39,8 \pm 8,7$ Punkte erhöht. Somit bestand nach einem Vierteljahr ebenfalls kein signifikanter Unterschied ($p= 0,71$) hinsichtlich des Schmerzes zwischen beiden Prothesen.

Zum maximalen Nachuntersuchungszeitpunkt wurde das mittlere Schmerzempfinden im CFP- Kollektiv mit $39,7 \pm 7,5$ Punkten bewertet. Der Punktwert für die Mayo- Gruppe erhöhte sich leicht auf $40,1 \pm 4,7$ Punkte (Diagramm 6).

Mit einem p- Wert = 0,84 fand sich auch bei der letzten Untersuchung kein signifikanter Unterschied. Nunmehr waren 55% der Patienten mit einer CFP- Prothese und 40% der mit einer Mayo- Prothese versorgten Patienten schmerzfrei.

In beiden Untersuchungsarmen wurden von den Patienten keine spezifischen Oberschenkelschaftschmerzen angegeben.

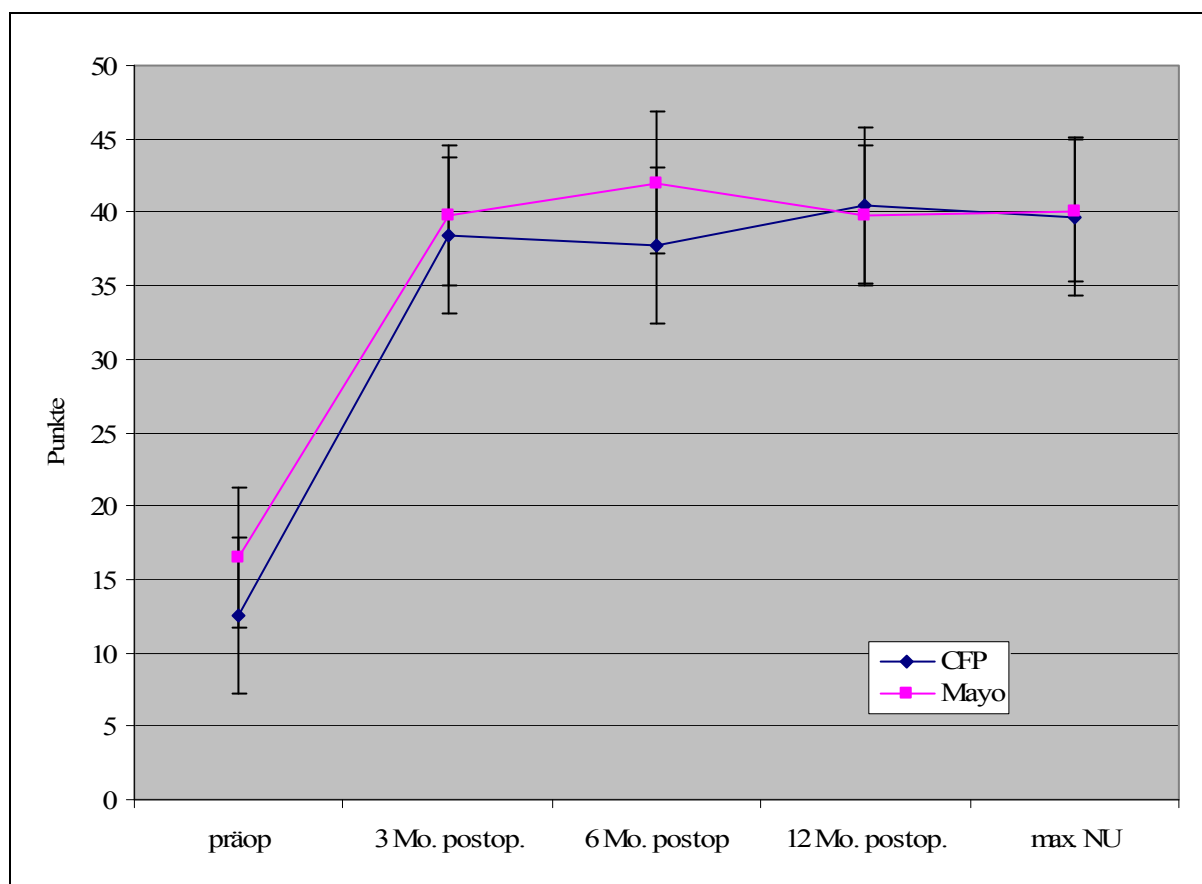


Diagramm 6: Schmerzkurvenverlauf im HHS

4.1.2.2 Deformitäten

Der Anteil von Deformitäten war präoperativ nur sehr gering. Durch die Operation wurde diese in jedem Fall ausgeglichen bzw. beseitigt, sodass alle Patienten die Maximalpunktzahl 4 erhielten.

Tabelle 14: Punktverteilung für Deformitäten innerhalb des HHS

	CFP	Mayo
präoperativ	3,65 ± 0,6	4 ± 0
postoperativ	3,85 ± 0,4	4 ± 0

4.1.2.3 Gangbild

Die einzelnen Parameter Hinken, die Verwendung von Gehhilfen und die Länge der Gehstrecke wurden für die Einschätzung des Gangbildes herangezogen.

Hinken

Das Diagramm 7 und die Tabelle 15 zeigen differente präoperative Mittelwerte, welche jedoch keine Signifikanz besitzen ($p=0,19$). Der Punktmittelwert stieg in der CFP-Gruppe von 6,9 auf 10,7 Punkte. Das Mayo-Kollektiv erreichte ein identisches Endergebnis nach einem präoperativen Wert von 5,7 Punkten. Präoperativ wiesen nur 10% der CFP-Patienten ein hinkfreies Gangbild auf, postoperativ waren es 90%. In der Mayo-Gruppe war ein gleicher Verlauf zu verzeichnen.

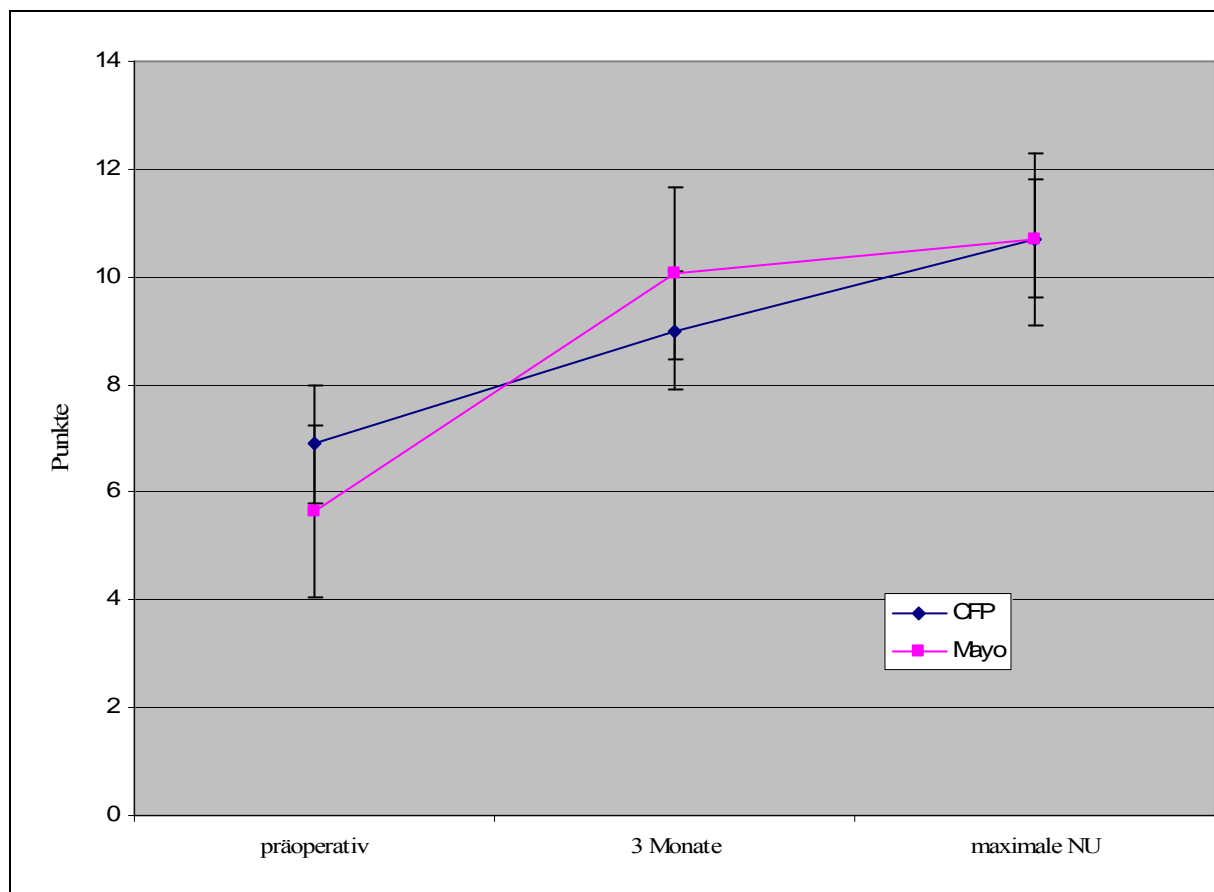


Diagramm 7: Entwicklung des Punktwertes für das Kriterium Hinken

Tabelle 15: Mittelwerte ± Standardabweichung für das Kriterium Hinken

	CFP	Mayo
präoperativ	6,9 ± 2,9	5,7 ± 3,5
postoperativ max. NU	10,7 ± 0,92	10,7 ± 0,92

Gehstrecke

Der präoperative Mittelwert in der CFP- Gruppe betrug $6,2 \pm 1,8$ Punkte und im Mayo- Kollektiv $5,95 \pm 2,8$ Punkte. Dies stellt keinen signifikanten Unterschied dar. Mit postoperativ erzielten $10,7 \pm 1,3$ Punkten für die CFP- Prothese und $10,25 \pm 1,65$ Punkten für die Mayo- Prothese war ebenfalls keine signifikante Differenz festzustellen.

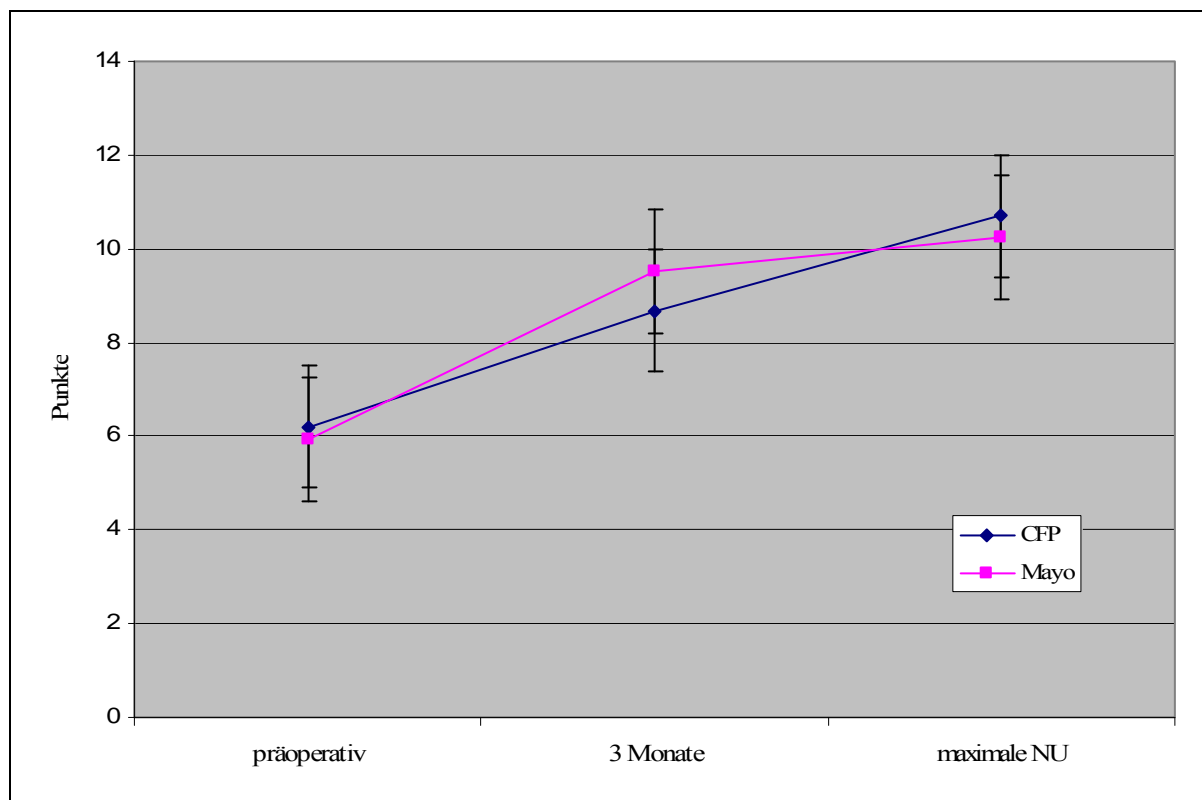


Diagramm 8: Punkte innerhalb des HHS für die Gehstrecke

Gehhilfen

Die Erhebung der präoperativen Scorewerte zeigen für die CFP- Prothese einen Mittelwert von $8,8 \pm 3,7$ Punkte und für die Mayo- Gruppe $5,95 \pm 2,8$ Punkte. Mit $p= 0,009$ besteht somit ein signifikanter Unterschied. Dieser bestätigt sich jedoch zum maximalen postoperativen Nachuntersuchungszeitpunkt mit $p= 0,35$ nicht mehr (Tabelle 16 und Diagramm 9).

Tabelle 16: Mittelwerte \pm Standardabweichung für das Kriterium Gehhilfen

	CFP	Mayo
präoperativ	$8,8 \pm 3,7$	$5,95 \pm 2,8$
postoperativ	$10,7 \pm 1,34$	$10,26 \pm 1,65$

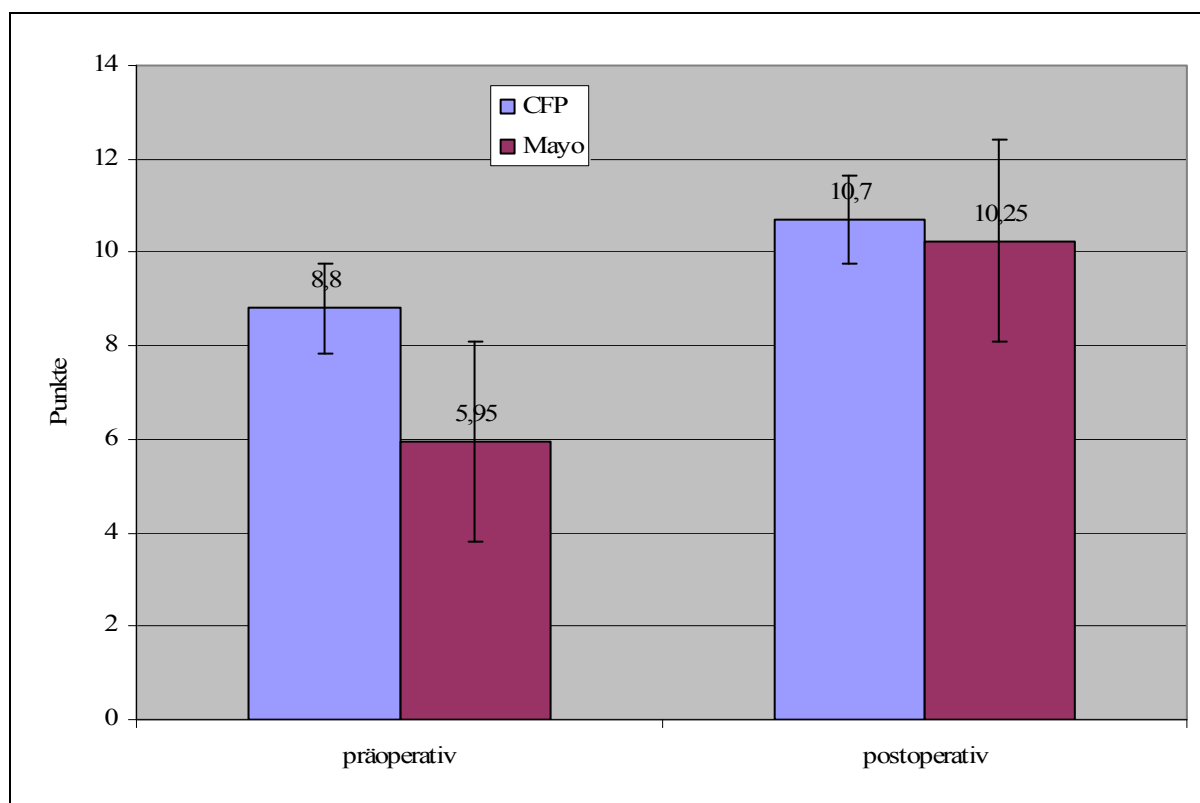


Diagramm 9: Punkte innerhalb des HHS für die Verwendung von Gehhilfen

4.1.2.4 Aktivitäten

Unter diesem Begriff werden im Harris- Hip- Score solche für die Alltagsbewältigung wichtigen Fertigkeiten wie Sitzen, Schuhe und Strümpfe anziehen, Treppensteigen sowie die Benutzung öffentlicher Verkehrsmittel subsumiert.

Sitzen

In beiden Patientengruppen konnten durch die Implantation der Hüftprothesen die vorher bestehenden Einschränkungen im Sitzverhalten bei nahezu allen Patienten behoben werden. Es bestehen keine signifikanten Unterschiede.

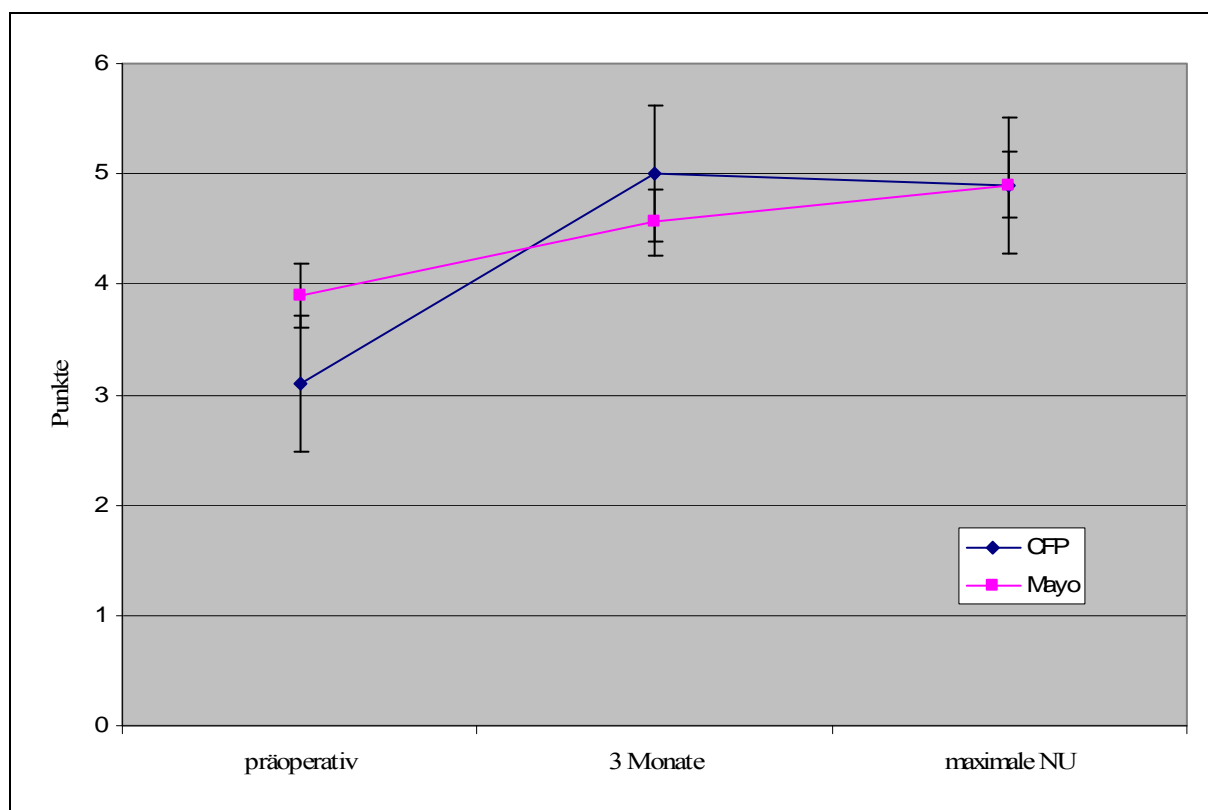


Diagramm 10: Punkte innerhalb des HHS für das Sitzvermögen

Tabelle 17: Mittelwerte \pm Standardabweichung für das Kriterium Sitzen

	CFP	Mayo
präoperativ	3,1 \pm 1,8	3,9 \pm 1,6
maximale NU	4,9 \pm 0,45	4,9 \pm 0,45

Schuhe und Strümpfe anziehen

Die präoperativen Scorewerte weisen nur minimal unterschiedliche Punktdifferenzen auf. Diese liegen zum Zeitpunkt der maximalen Nachuntersuchung sogar noch enger zusammen (Tabelle 18 und Diagramm 11). Es besteht kein signifikanter Unterschied.

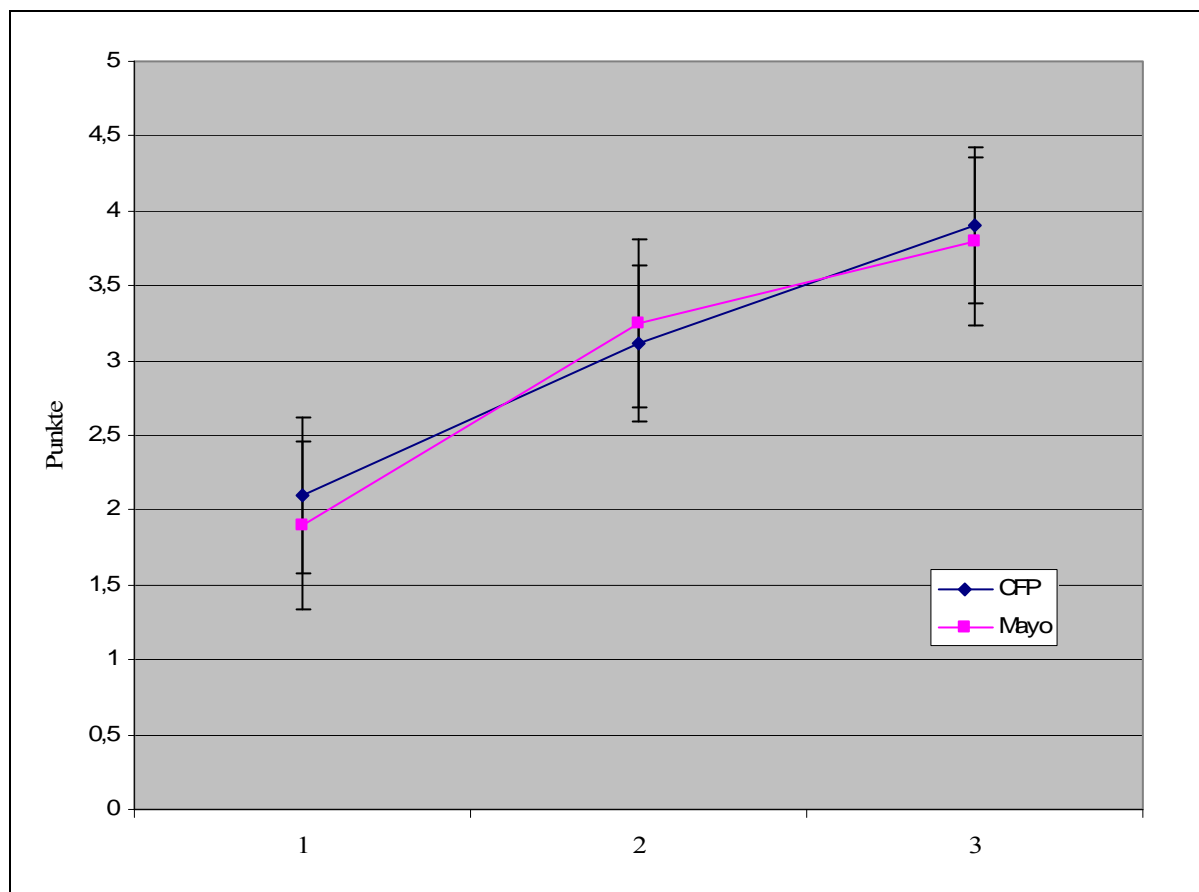


Diagramm 11: Punkte innerhalb des HHS für das Ankleiden

Tabelle 18: Mittelwerte \pm Standardabweichung für das Kriterium Schuhe und Strümpfe

	CFP	Mayo
präoperativ	2,1 \pm 0,8	1,9 \pm 1,0
postoperativ	3,9 \pm 0,45	3,8 \pm 0,62

Treppensteigen

Nach 3 Monaten haben Patienten mit einer Mayo- Prothese weniger Probleme beim Treppensteigen, es resultieren jedoch keine signifikanten Unterschiede ($p=0,2$). Später sind die Werte nahezu identisch (Tabelle 19 und Diagramm 12).

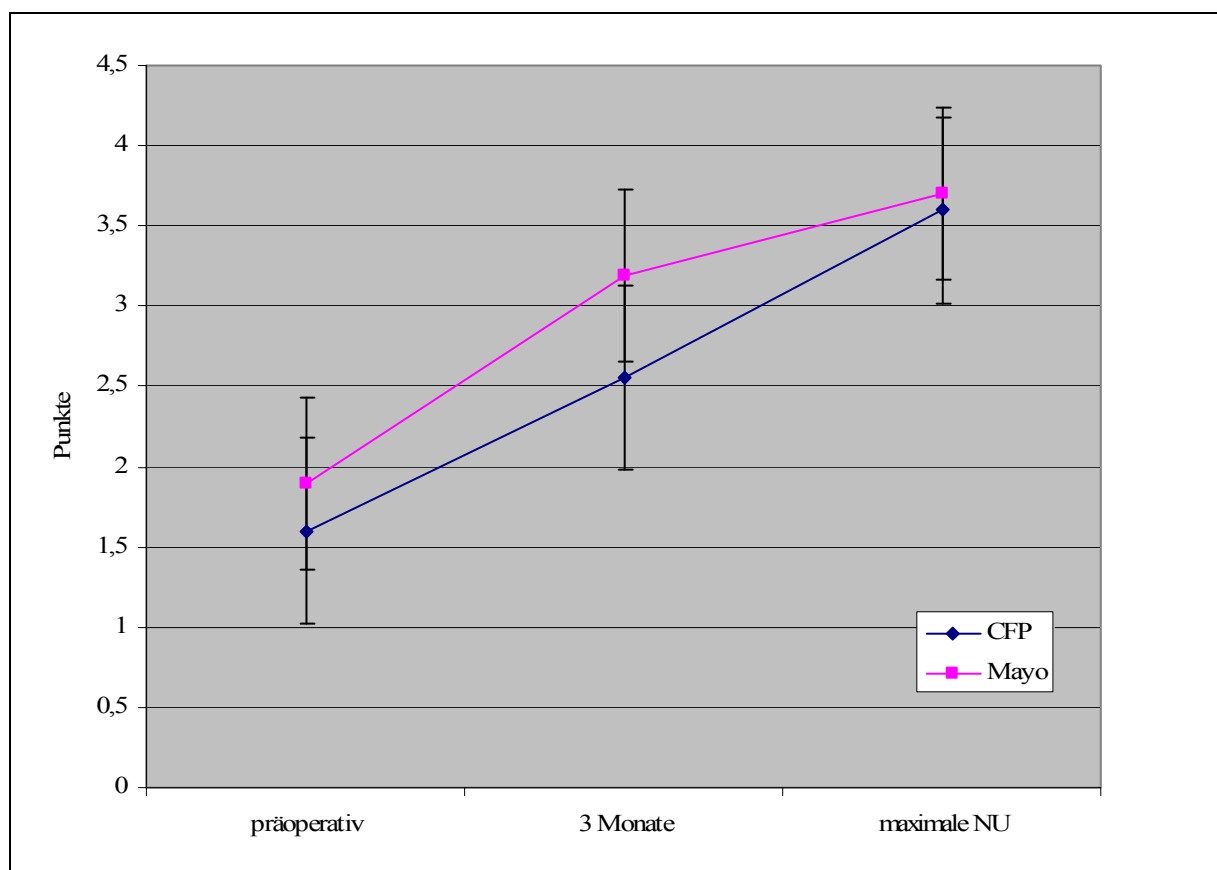


Diagramm 12: Punkte innerhalb des HHS für das Treppensteigen

Tabelle 19: Mittelwerte \pm Standardabweichung für das Kriterium Treppensteigen

	CFP	Mayo
präoperativ	1,6 \pm 0,76	1,9 \pm 1,33
postoperativ	3,6 \pm 0,82	3,7 \pm 0,73

Benutzung öffentlicher Verkehrsmittel

Bereits nach 3 Monaten können alle Patienten beider Gruppen öffentliche Verkehrsmittel benutzen (Tabelle 20 und Diagramm 13).

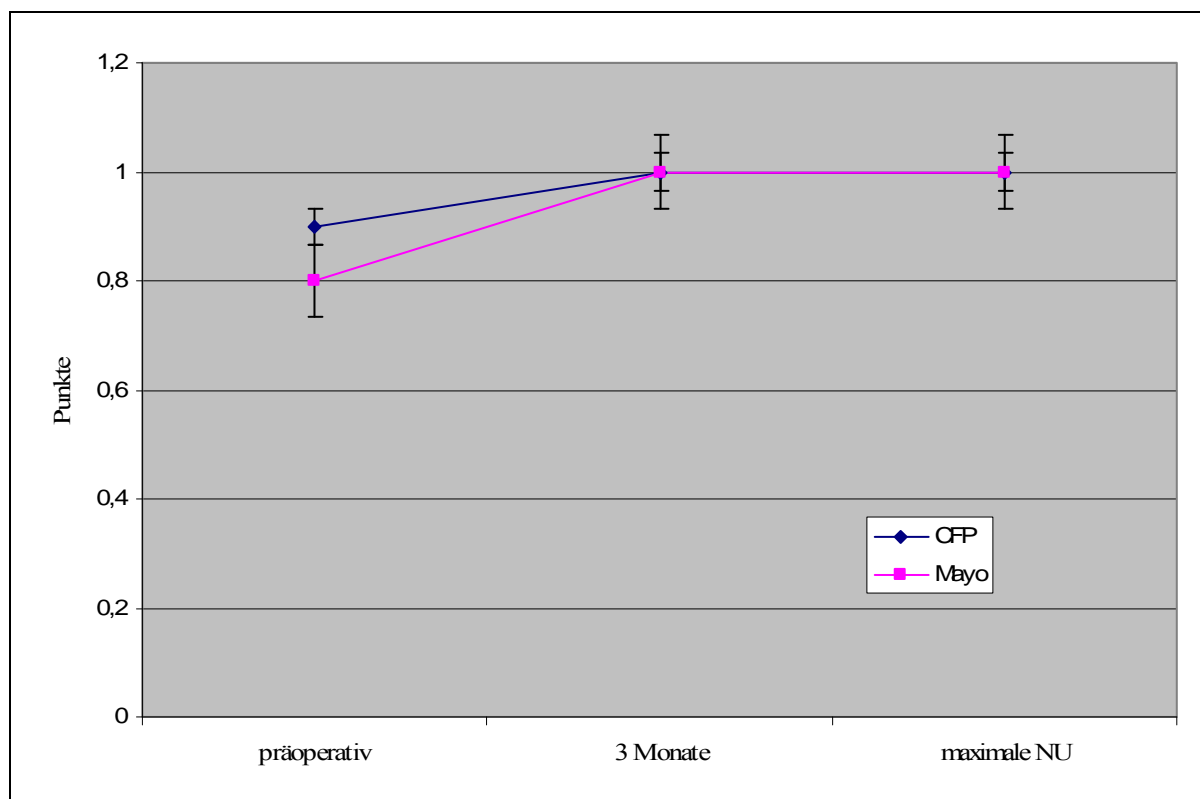


Diagramm 13: Punkte innerhalb des HHS für die Benutzung öffentlicher Verkehrsmittel

Tabelle 20: Mittelwerte \pm Standardabweichung für das Kriterium Verkehrsmittel

	CFP	Mayo
präoperativ	0,9 \pm 0,3	0,8 \pm 0,4
postoperativ	1,0 \pm 0,0	1,0 \pm 0,0

4.1.2.5 Bewegungsausmaß

Bei gering schlechteren Ausgangswerten holt die Mayo- Gruppe diesen Nachteil postoperativ auf und weist ebenso wie das CFP- Kollektiv fast die Idealpunktzahl 5 auf (Tabelle 21 und Diagramm 14).

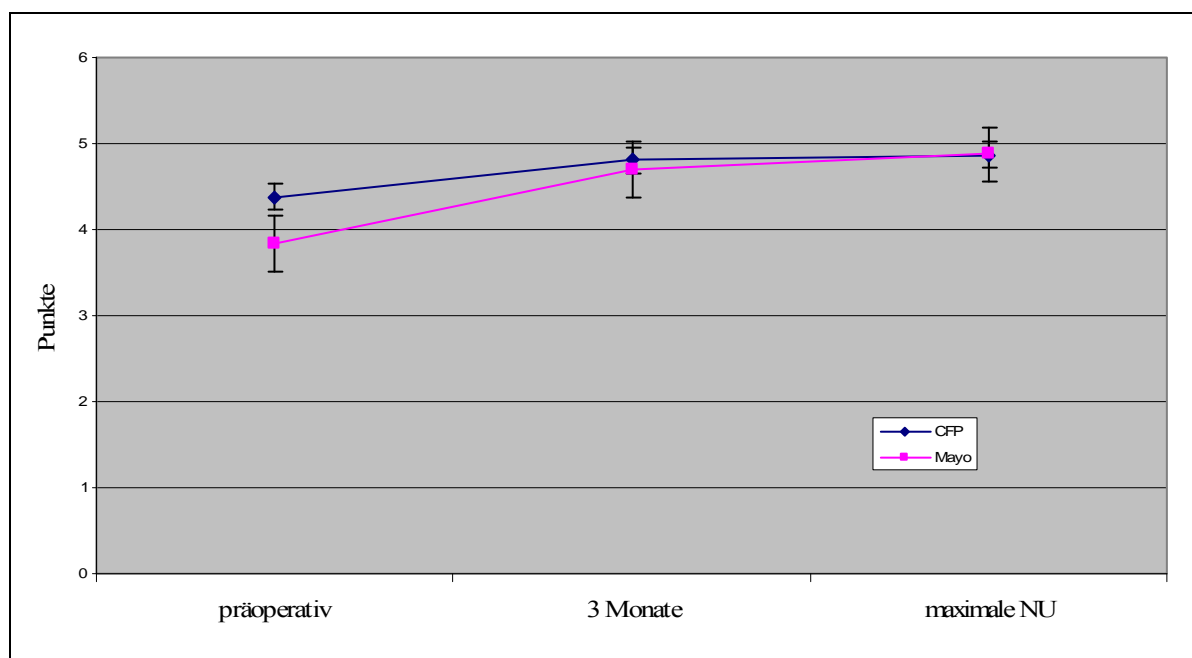


Diagramm 14: Punkte innerhalb des HHS für das Bewegungsausmaß

Tabelle 21: Mittelwerte ± Standardabweichung für das Kriterium Bewegungsausmaß

	CFP	Mayo
präoperativ	4,4 ± 0,4	3,8 ± 1,1
postoperativ max NU	4,86 ± 0,23	4,87 ± 0,12

4.1.3 Komplikationen

Intraoperative Schaftfrakturen waren nur in der Mayo- Gruppe in einem Falle zu verzeichnen. Acetabuläre Frakturen oder Perforationen des Pfannenbodens traten nicht auf. Ebenso wenig kam es zu Abrißfrakturen am Trochanter major. Bei der Implantation einer CFP- Prothese trat eine inkomplette Parese des Nervus femoralis auf, welche sich jedoch spontan rückbildete. Insgesamt kam es zu einer Luxation in der Mayo- Gruppe, diese blieb bei sofortiger geschlossener Reposition ohne Folgen.

Klinisch relevante Thrombosen oder revisionsbedürftige Wundheilungsstörungen traten nicht auf. Die Letalität im Nachuntersuchungszeitraum betrug 0%.

Tabelle 22: Komplikationen aus beiden Kollektiven

	CFP	Mayo
keine	19 (95%)	18 (90%)
Nervenverletzungen	1(5%)	0
Gefäßverletzungen	0	0
Fissur	0	0
Fraktur	0	1 (5%)
Luxation	0	1 (5%)
andere	0	0

4.2 Radiologische Ergebnisse

Nach den Kriterien von Engh et al. (1987) gelten Schäfte als knöchern eingebaut, wenn sie keine Zeichen des Einsinkens und keine radioopaque Linie um das Implantat nachweisbar sind. Merkmale eines stabilen fibrösen Einbaus sind ein früh- postoperatives Einsinken und eine radioopaque Linie bei fehlender Cortexhypertrophie. Finden sich zusätzlich ein fortschreitendes Einsinken respektive Migration, ein periprothetischer Saum („radiolucency“ Raum) von mehr als 1mm und eine Cortexhypertrophie, muss von einem instabilen Implantat ausgegangen werden.

Diesen Kriterien entsprechend waren alle Schäfte in unserem Patientengut knöchern eingebaut.

Das stress shielding umfasst die Calcarrundung, die Cortexhypertrophie, die Neubildung endostaler Knochenbrücken und die Abnahme der Cortextdichte. Diese biologischen Reaktionen werden als bone remodelling bezeichnet und nach Engh et al. (1987) in vier Grade eingeteilt. Eine alleinige Rundung des Calcar wird als stress shielding Grad I beschrieben. Kommt zusätzlich eine Verminderung der corticalen Knochendichte in der Gruen- Zone 1 hinzu, liegt ein Grad II vor. Ein drittgradiges stress shielding liegt vor, wenn

ferner die Corticalis in Zone 2 resorbiert wird. Stadium IV ist durch eine Reaktion der Corticalis weiter diaphysär beschrieben.

4.2.1 Osteoporosegrad

Anstelle der sonst gebräuchlichen Beurteilung der trabekulären Knochenstruktur des Femur im Röntgenbild nach dem von Engh und Bobyn (1985) modifizierten Singh Osteoporose Index (Singh et al., 1970) wurden mit Hilfe der DEXA- Messung exakte Werte für die Knochendichte ermittelt. Diese werden in g/cm² ausgedrückt.

4.2.2 Lokalisationen von Knochenresorptionen nach Gruen

Zur Auswertung wird das Prothesen- Knochen- Interface in der antero- posterioren Standardröntgenaufnahme in die von Gruen et al. (1987) beschriebenen 7 Zonen eingeteilt. Es handelt sich hierbei um zwei proximale Zonen, jeweils einer Zone medial und lateral des Prothesenschaftes und eine Zone an der Spitze der Prothese (s. Abb. 5, Scannerprotokoll).

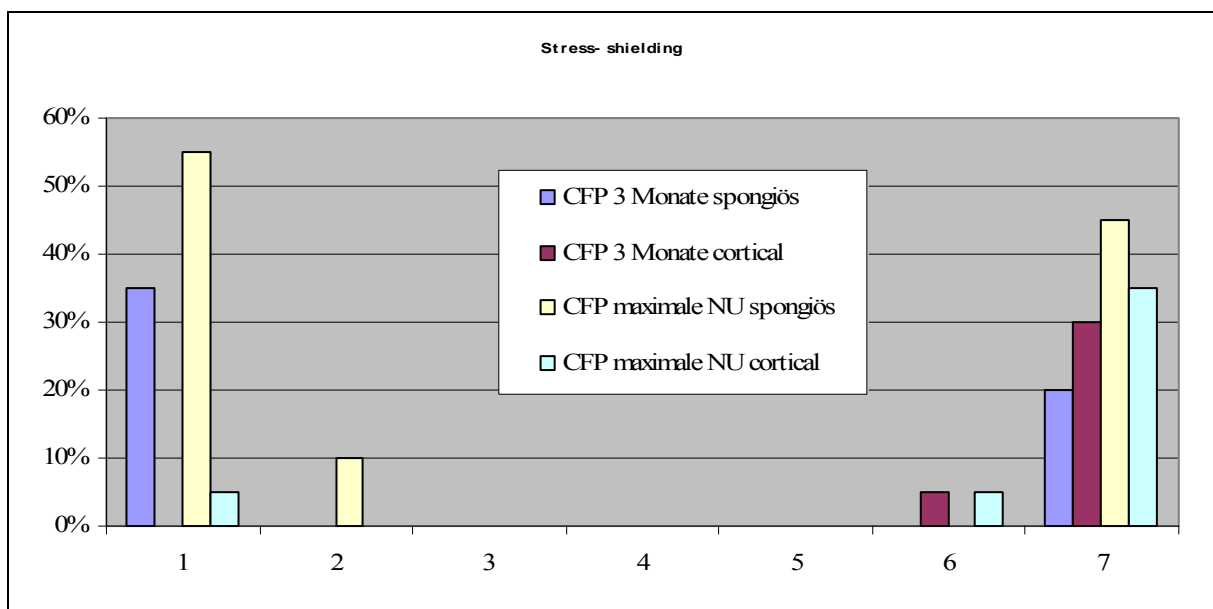


Diagramm 15: Entwicklung der Knochenresorption in den Gruen- Zonen für die CFP-Prothese

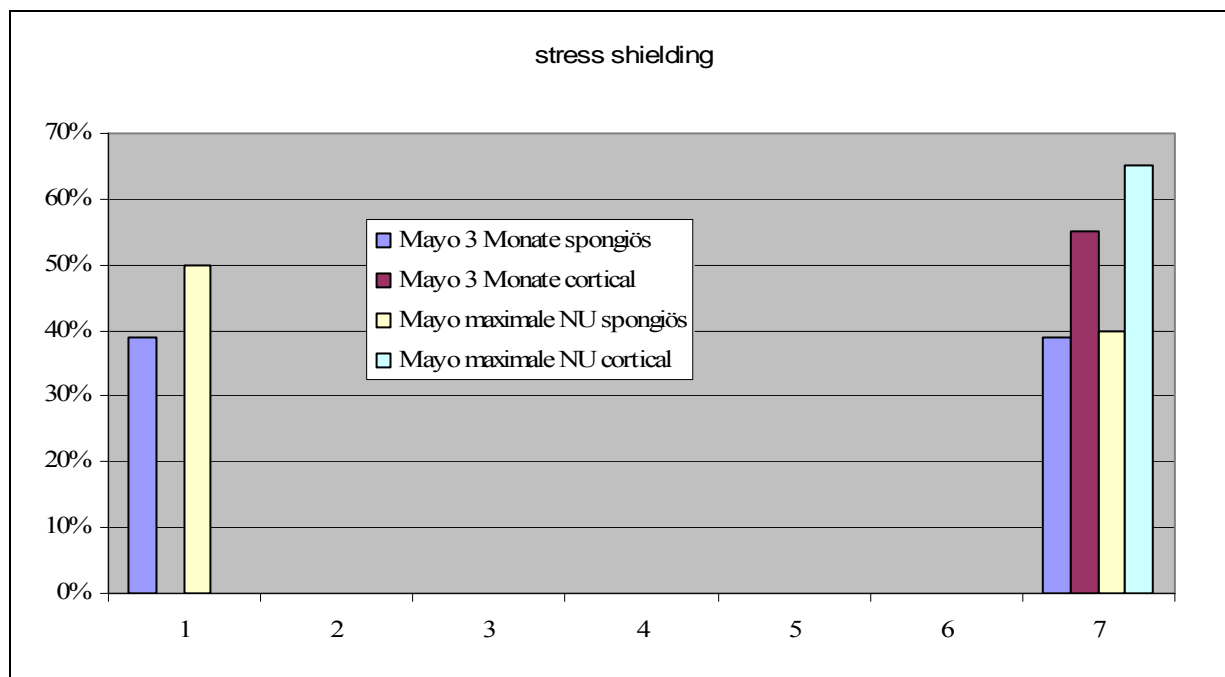


Diagramm 16: Entwicklung der Knochenresorption in den Gruen- Zonen für die Mayo-Prothese

4.2.3 Lokalisation von reaktiven Linien

Diagramm 17 zeigt die Verteilung der reaktiven Linien in den Gruen- Zonen. Diese treten in beiden Gruppen am häufigsten in der Zone 4 auf. Die Streuung ist im Mayo- Kollektiv jedoch breiter.

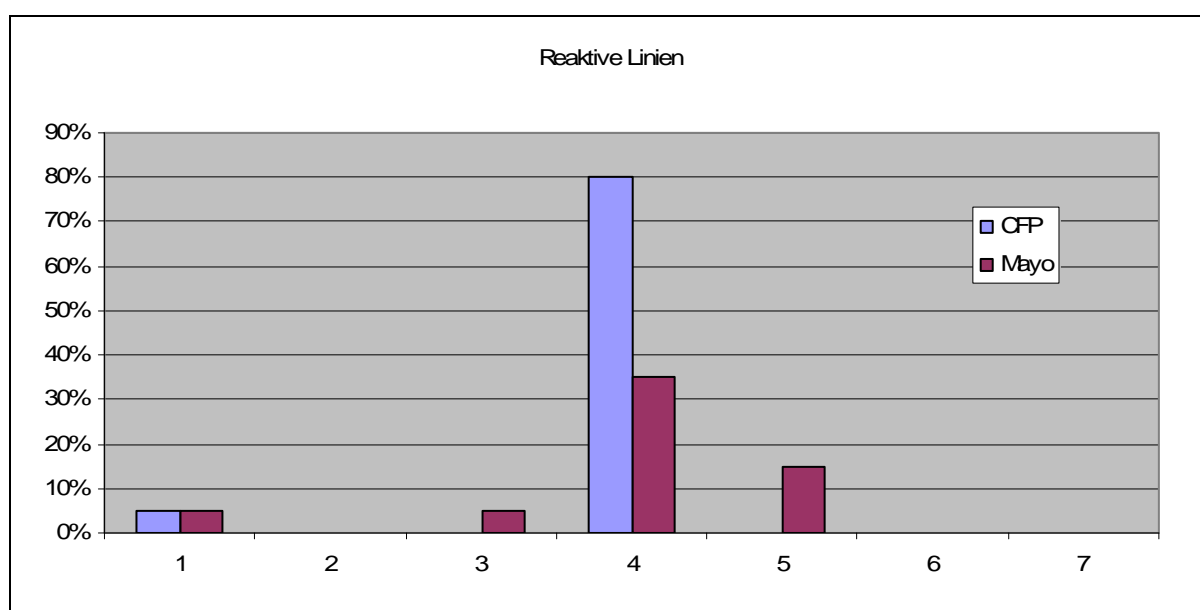


Diagramm 17: prozentuale Verteilung der reaktiven Linien in den Gruen- Zonen

4.2.4 Migrationsverhalten des Prothesenschaftes

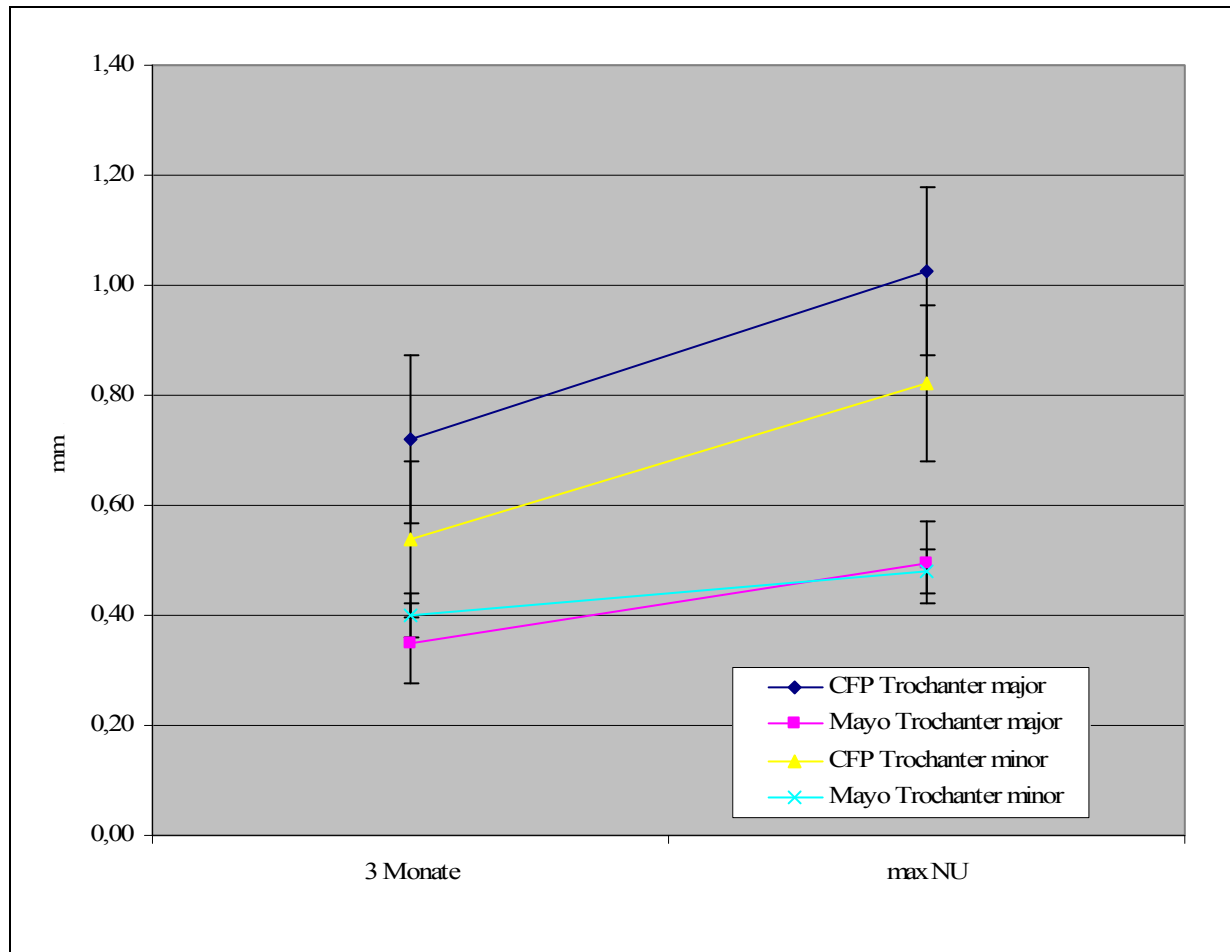


Diagramm 18: Migration von CFP und Mayo, gemessen an beiden Trochanteren

Beide Prothesenmodelle weisen ein geringes Einsinkverhalten auf. Diese Migration ist 3 Monate post operationem nachweisbar und nimmt dann nochmals weiter zu. Sie wurde durch 2 unterschiedliche Messpunktsysteme erfasst.

Zunächst wurden die Distanzen zwischen dem Trochanter major und der lateralen Prothesenschulter ermittelt. Hier betrug im Kollektiv der CFP- Prothesen die maximale Einsinktiefe 3,58mm. Der Maximalwert für die Mayo- Prothese maß 1,67mm. Es resultiert nach 3 Monaten ein schwach signifikanter Unterschied ($p= 0,035$) zu Gunsten der Mayo-Prothese. Die Werte für die Abschlussuntersuchung zeigen nur noch in Andeutung eine schwach signifikante Differenz ($p= 0,047$).

Werden die Strecken zwischen dem Trochanter minor und der Prothesenspitze zu Grunde gelegt, zeigt sich ein maximales Einsinken für die CFP- Prothese von 3,64mm. Der Migrationsweg für die Mayo- Prothese ist maximal 2,25mm lang. Nach 3 Monaten ist $p= 0,5$ und zum maximalen Nachuntersuchungszeitpunkt beträgt $p= 0,8$.

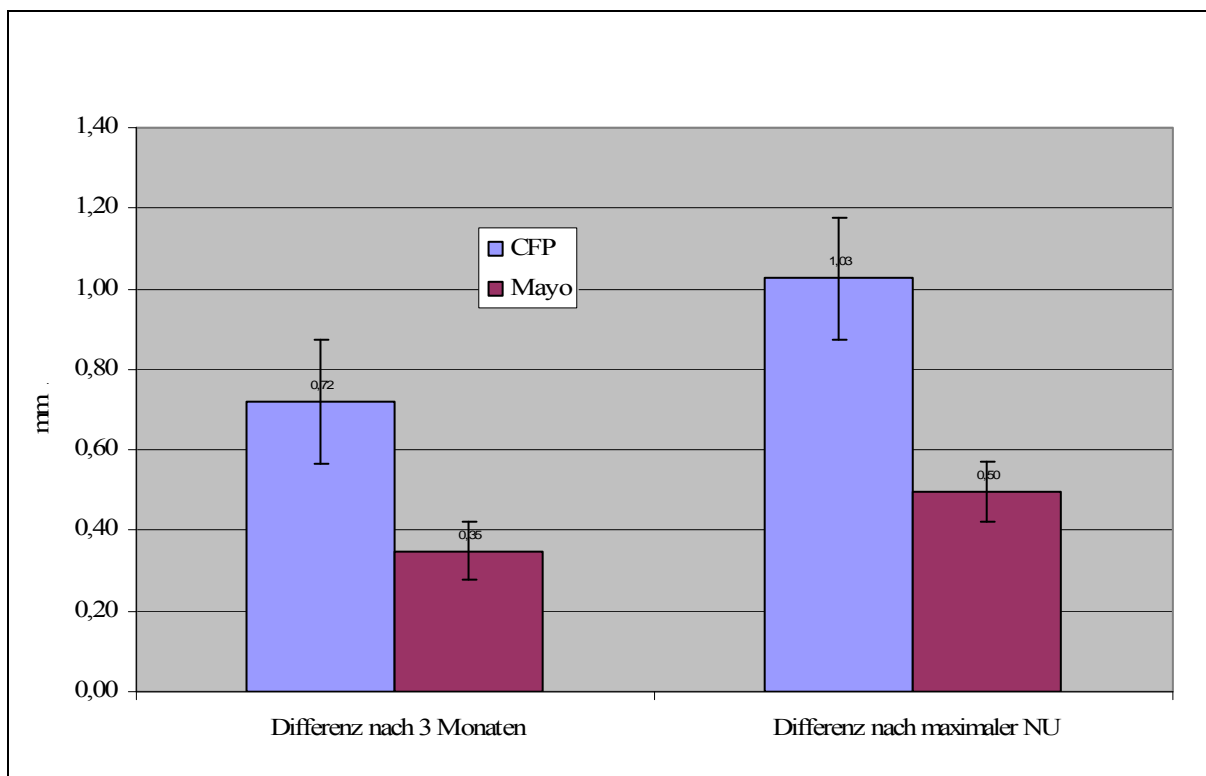


Diagramm 19: Migration der Prothesen (Trochanter major → Prothesenschulter), Mittelwerte in mm und Angabe des Standardfehlers

Tabelle 23: Migration der Prothesen (Trochanter major → Prothesenschulter) als Mittelwerte ± Standardabweichung in mm

	CFP	Mayo
3 Monate postoperativ	0,72 ± 0,69	0,35 ± 0,25
Maximale NU	1,03 ± 1,06	0,50 ± 0,41

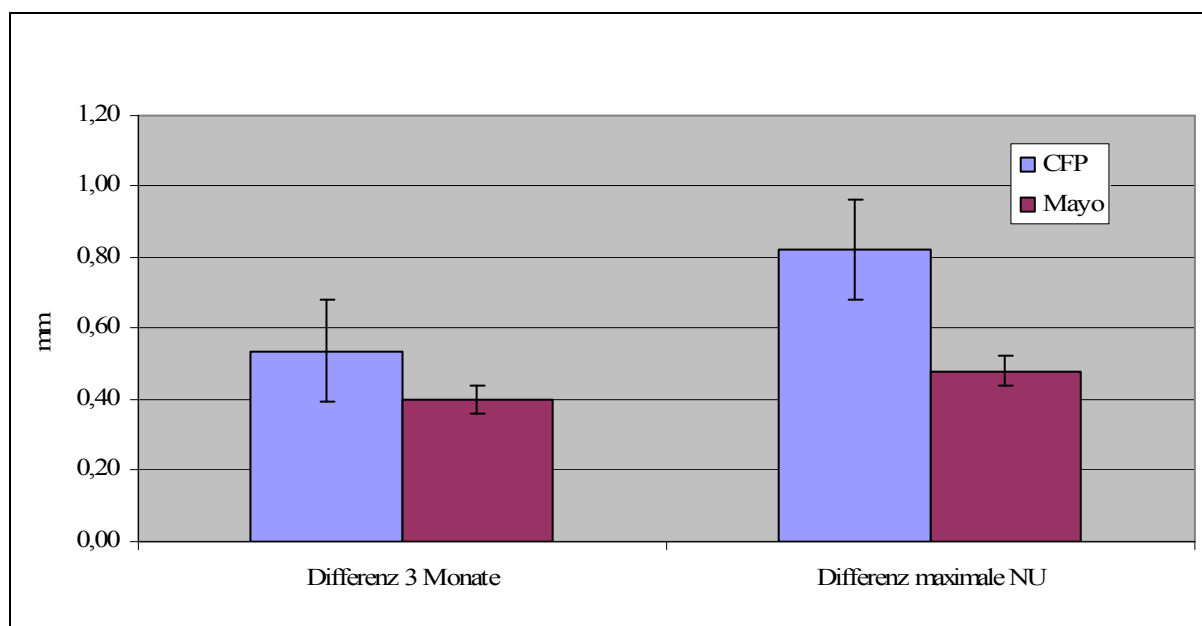


Diagramm 20: Migration der Prothesen (Trochanter minor → Prothesenspitze); Mittelwerte in mm und Angabe des Standardfehlers

Tabelle 24: Migration der Prothesen (Trochanter minor → Prothesenspitze) als Mittelwerte ± Standardabweichung in mm

	CFP	Mayo
3 Monate postoperativ	0,54 ± 0,62	0,40 ± 0,54
Maximale NU	0,82 ± 0,88	0,48 ± 0,47

4.2.5 Stellung der Prothesen

Die CFP- Prothesen wurden zu 95% exakt eingebracht, nur in einem Fall stand sie leicht variiert. Ein Implantat wies eine zu kleine Größe auf. In der Mayo- Gruppe waren 70% in Idealposition verankert worden, 25% wichen in varischer und 5% in valgischer Richtung ab. Hier hatten die Operateure zweimal ein zu kleines Implantat gewählt. Eine postoperative Varisierung oder Valgisierung der Prothesen war nicht zu verzeichnen.

4.2.6 Periartikuläre Ossifikationen

Bei 6 implantierten CFP- Prothesen (30%) zeigten sich postoperative Ossifikationen Grad 1 nach Brooker. Höhergradige Ossifikationen traten nicht auf. Einzelne Knocheninseln, entsprechend Grad 1 nach Brooker, wurden im Mayo- Kollektiv in 40% der Fälle festgestellt, bei einem Fall (5%) konnte eine Ossifikation Grad 2 beobachtet werden.

4.3 Ergebnisse der Osteodensitometrie

Die Veränderungen der Knochendichte wurden durch DPX- Messungen direkt postoperativ und im Verlauf quantitativ bestimmt.

4.3.1 Die CFP- Prothese

Die Knochendichte nimmt im Verlauf der Nachuntersuchung in den Gruen- Zonen 1, 2, 4 und 7 ab. Diese Abnahme der Knochendichte ist in Zone 1 ($p= 0,012$) und Zone 7 ($p= 0,023$) statistisch schwach signifikant. In diesen beiden Zonen war der prozentuale Knochenverlust mit -19,7% (Zone 1) und -14,7% (Zone 7) auch am größten (Tabelle 25 und Diagramm 21). Eine Zunahme der Knochenmasse ist in den Zonen 3, 5 und 6 festzustellen. Aber auch der prozentual stärkste Zugewinn in Zone 6 mit +3,2% ist nicht signifikant ($p= 0,541$).

Tabelle 25: DPX- Werte für die CFP- Prothese

	postoperativ	maximale NU
Zone 1	0,930 ± 0,185	0,747 ± 0,249
Zone 2	1,583 ± 0,201	1,570 ± 0,328
Zone 3	1,876 ± 0,280	1,917 ± 0,300
Zone 4	1,812 ± 0,282	1,769 ± 0,284
Zone 5	1,936 ± 0,248	1,941 ± 0,276
Zone 6	1,640 ± 0,223	1,692 ± 0,303
Zone 7	1,447 ± 0,207	1,235 ± 0,344
Knochendichte in g/cm ² als Mittelwerte ± Standardabweichung in den Gruen - Zonen		

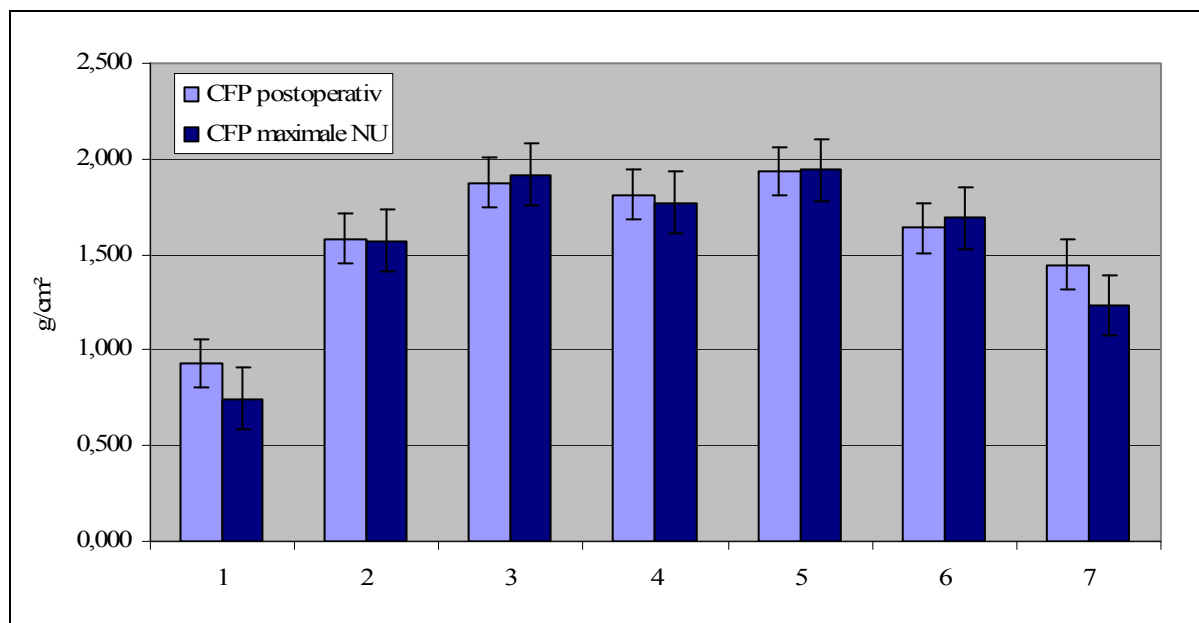


Diagramm 21: Knochendichte postoperativ und zum Zeitpunkt der max. NU für die CFP-Prothese und Darstellung des Standardfehlers

4.3.2 Die Mayo- Kurzschaftprothese

Die osteodensitometrischen Messungen zeigen einen Knochenverlust in den Zonen 1 und 7. Dieser ist mit -15,6% ($p=0,008$) resp. -14,1% ($p=0,016$) in beiden Zonen statistisch signifikant. In den 5 übrigen Gruen- Zonen kommt es zu einer Zunahme der Knochendichte. In der Zone 2 ist sie mit +13,3% am deutlichsten und als einzige statistisch signifikant (Tabelle 26 und Diagramm 22).

Tabelle 26: DEXA- Werte für die Mayo- Prothese

	postoperativ	maximale NU
Zone 1	0,924 ± 0,163	0,754 ± 0,255
Zone 2	1,485 ± 0,280	1,668 ± 0,279
Zone 3	1,849 ± 0,261	1,968 ± 0,232
Zone 4	1,856 ± 0,306	1,881 ± 0,296
Zone 5	1,748 ± 0,389	1,746 ± 0,393
Zone 6	1,462 ± 0,293	1,534 ± 0,212
Zone 7	1,371 ± 0,210	1,161 ± 0,263
Knochendichte in g/cm ² als Mittelwerte ± Standardabweichung in den Gruen - Zonen		

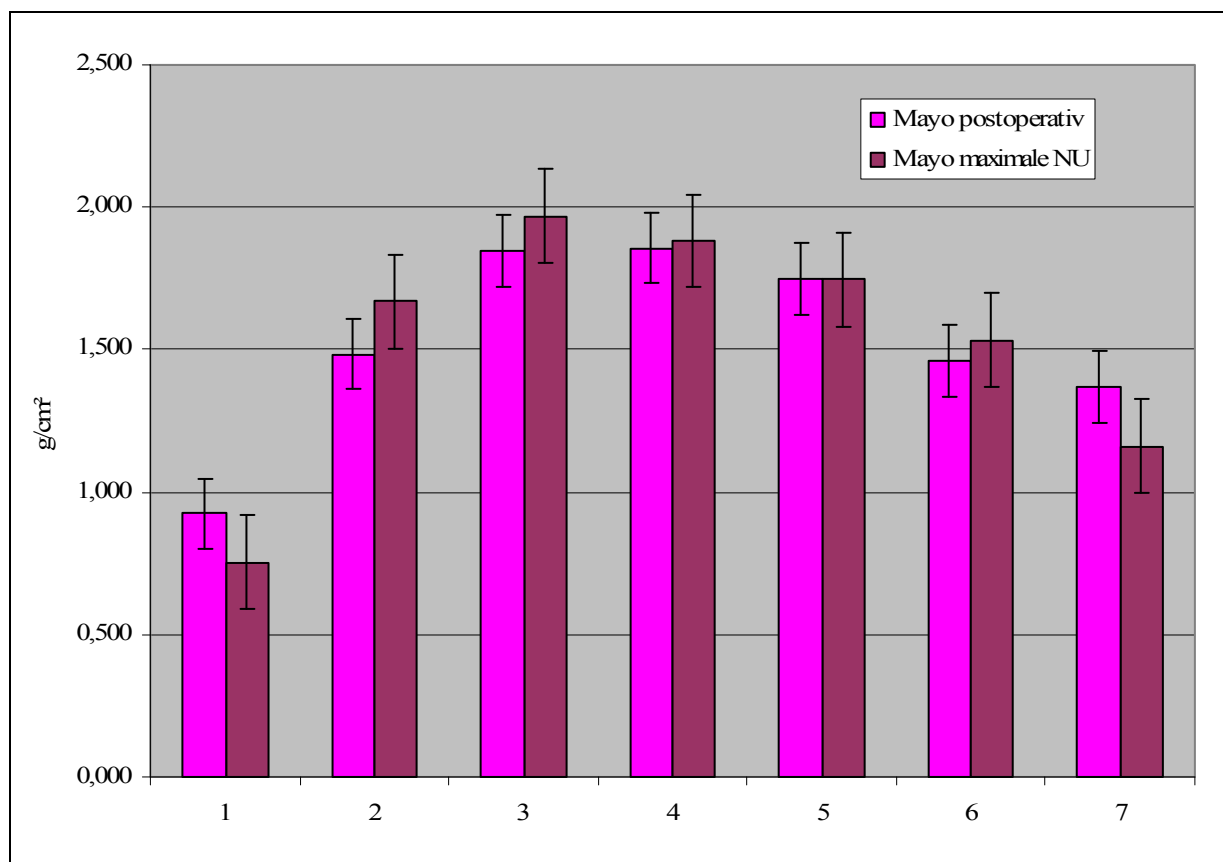


Diagramm22: Knochendichte postoperativ und im Verlauf der Mayo-Prothese

4.3.3 Osteodensitometrischer Vergleich der CFP- und Mayo- Prothesen

Beide Prothesenmodelle weisen Regionen mit einem Verlust an Knochendichte auf. Dies betrifft vor allem die proximalen Gruen- Zonen 1 und 7. Weiterhin zeigt eine Übereinstimmung in der zeitlichen Abfolge. In allen Zonen kommt es zu einem deutlichen Rückgang der Knochendichte in den ersten 3 bis 6 Monaten. Anschließend stabilisiert sich die Knochenqualität, der Abbau geht langsamer vonstatten oder die Knochendichte beginnt schon wieder zu zunehmen (Diagramme 23- 29). Zum maximalen Nachuntersuchungszeitpunkt besteht eine negative (Abbau) oder positive (Zuwachs) Differenz zum jeweiligen Ausgangswert der Knochendichte. Der Abbau hat sich aber im Vergleich zu den Kontrollen innerhalb des ersten Jahres nach der Operation verlangsamt.

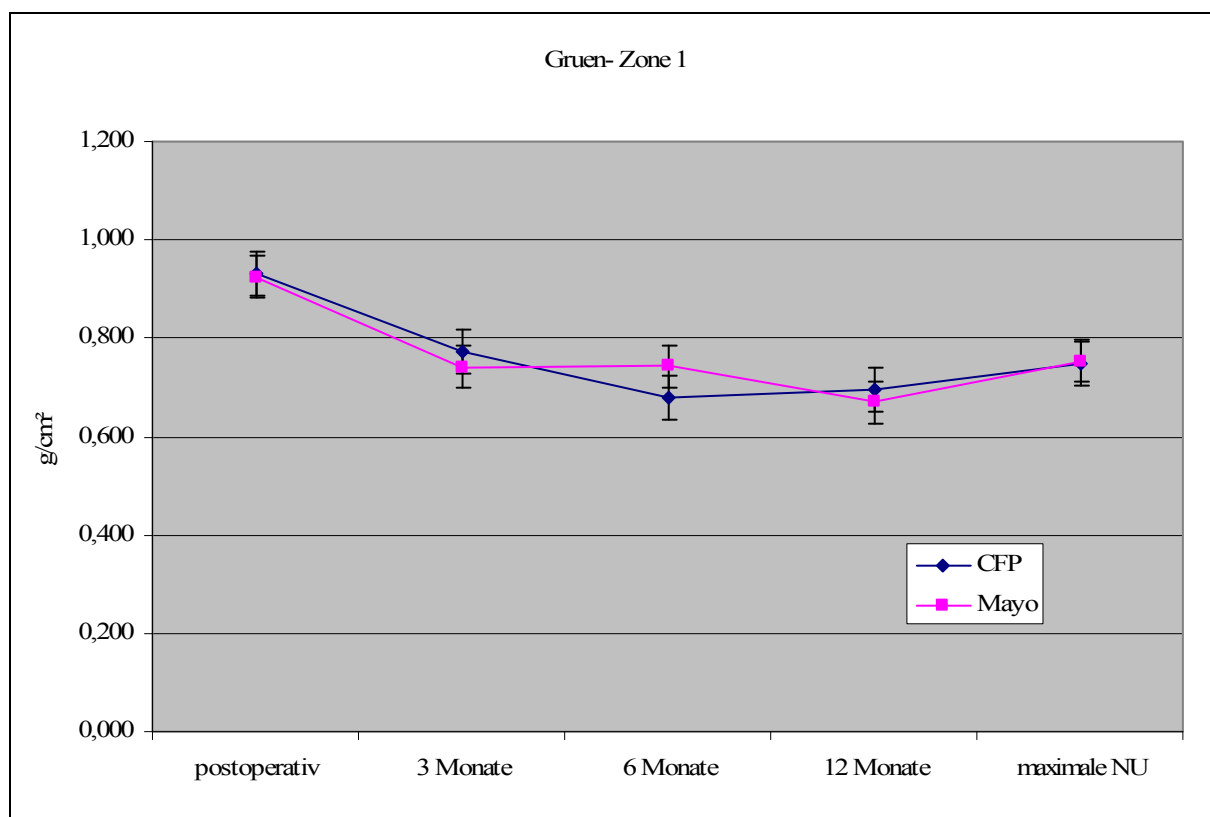


Diagramm 23: Verlauf der BMD in g/cm² in Gruen- Zone 1

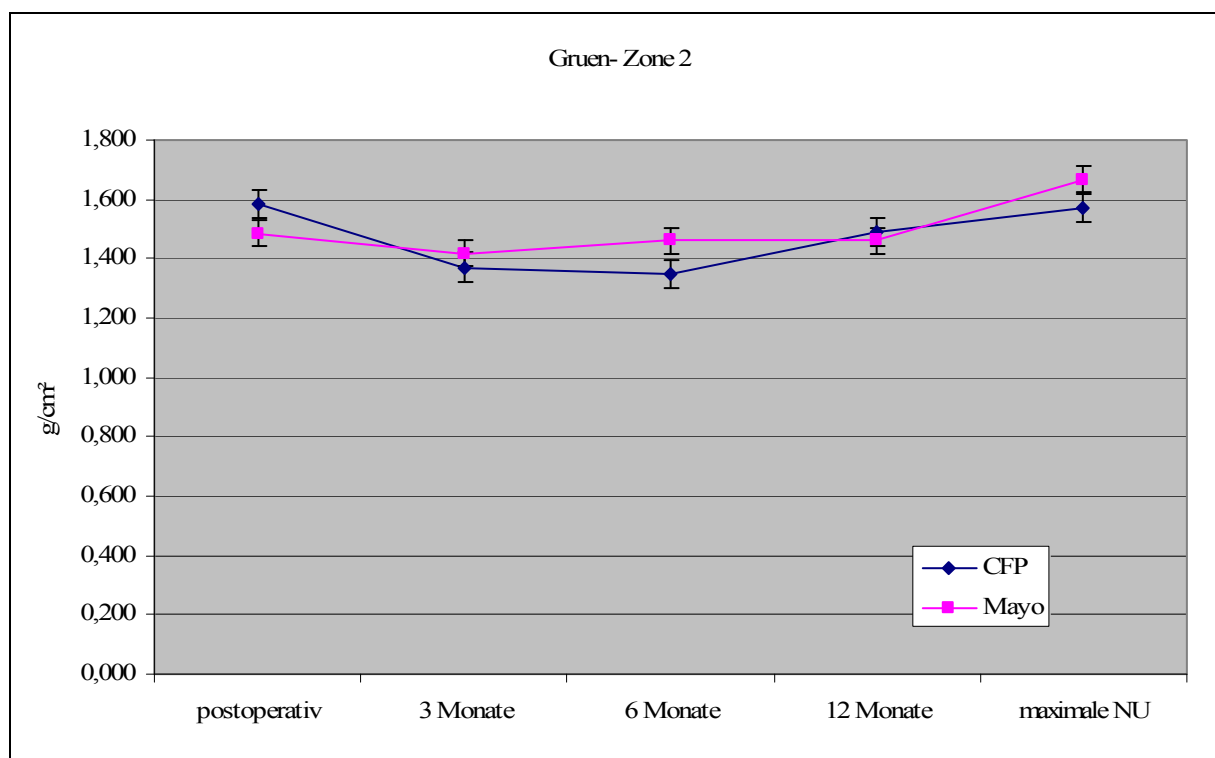


Diagramm 24: Verlauf der BMD in g/cm² in Gruen- Zone 2

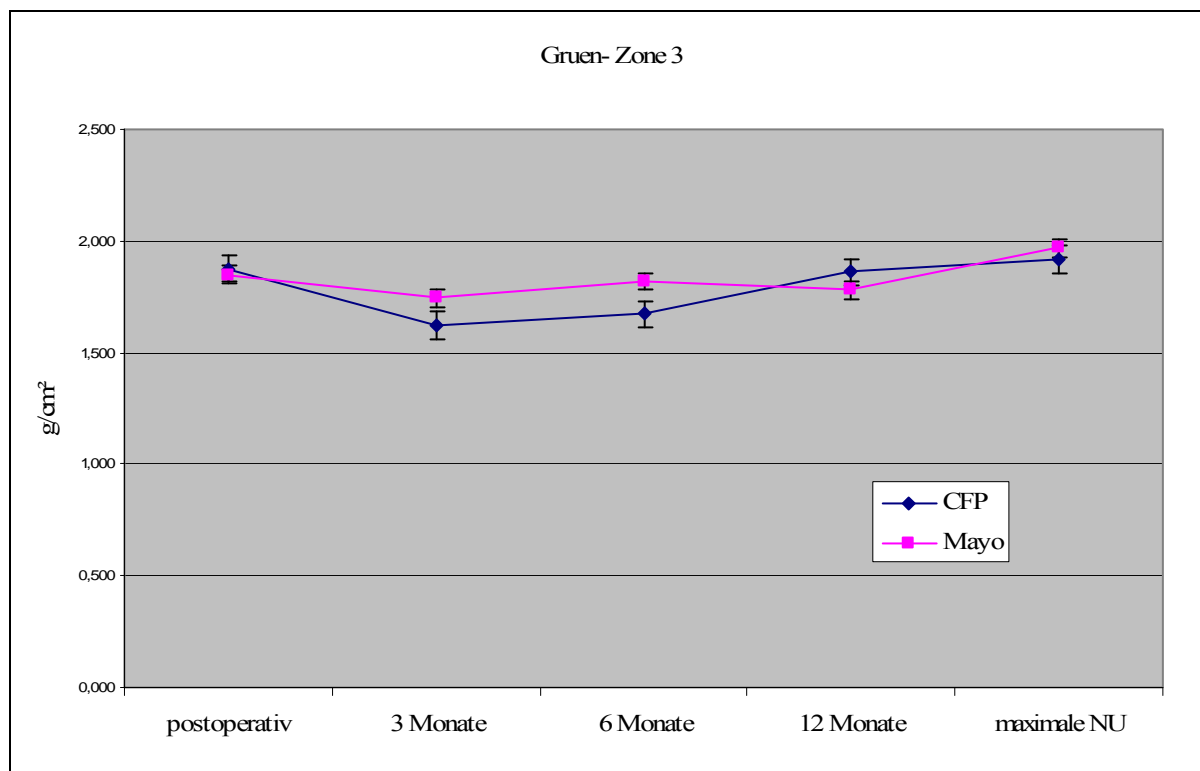


Diagramm 25: Verlauf der BMD in g/cm² in Gruen- Zone 3

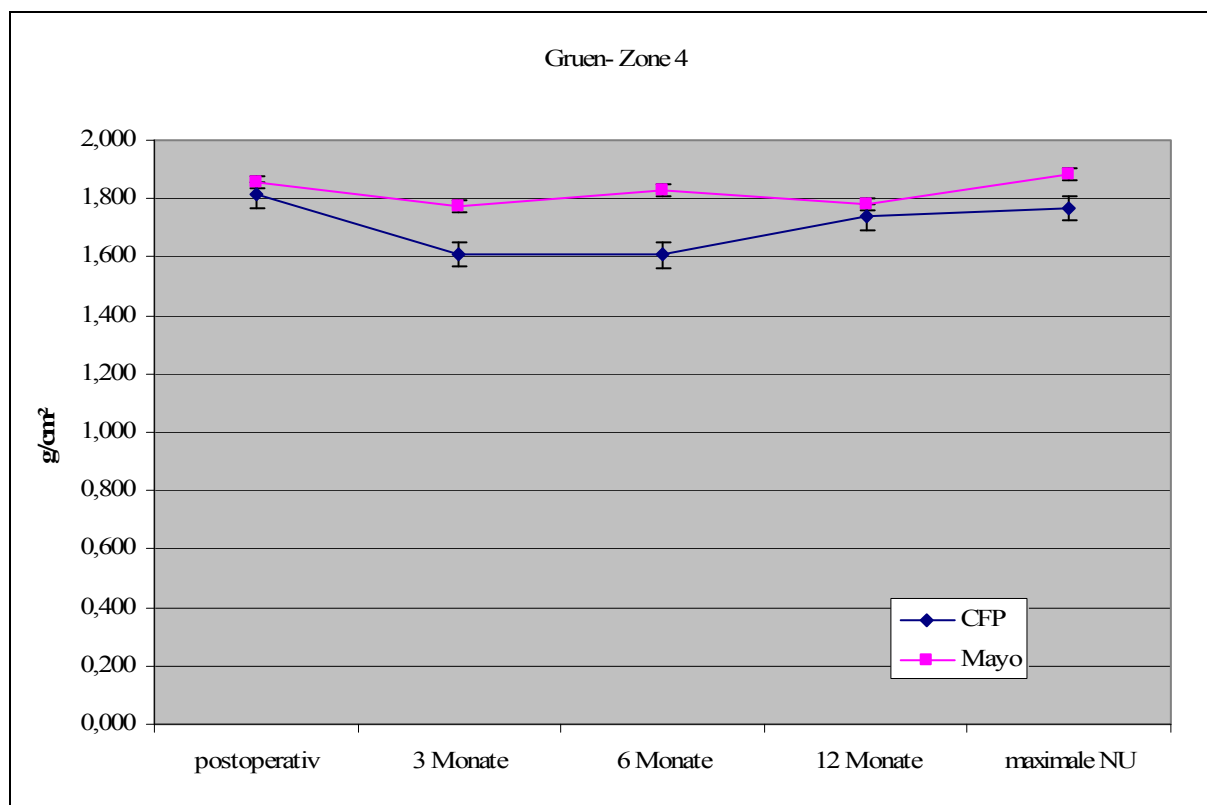


Diagramm 26: Verlauf der BMD in g/cm² in Gruen- Zone 4

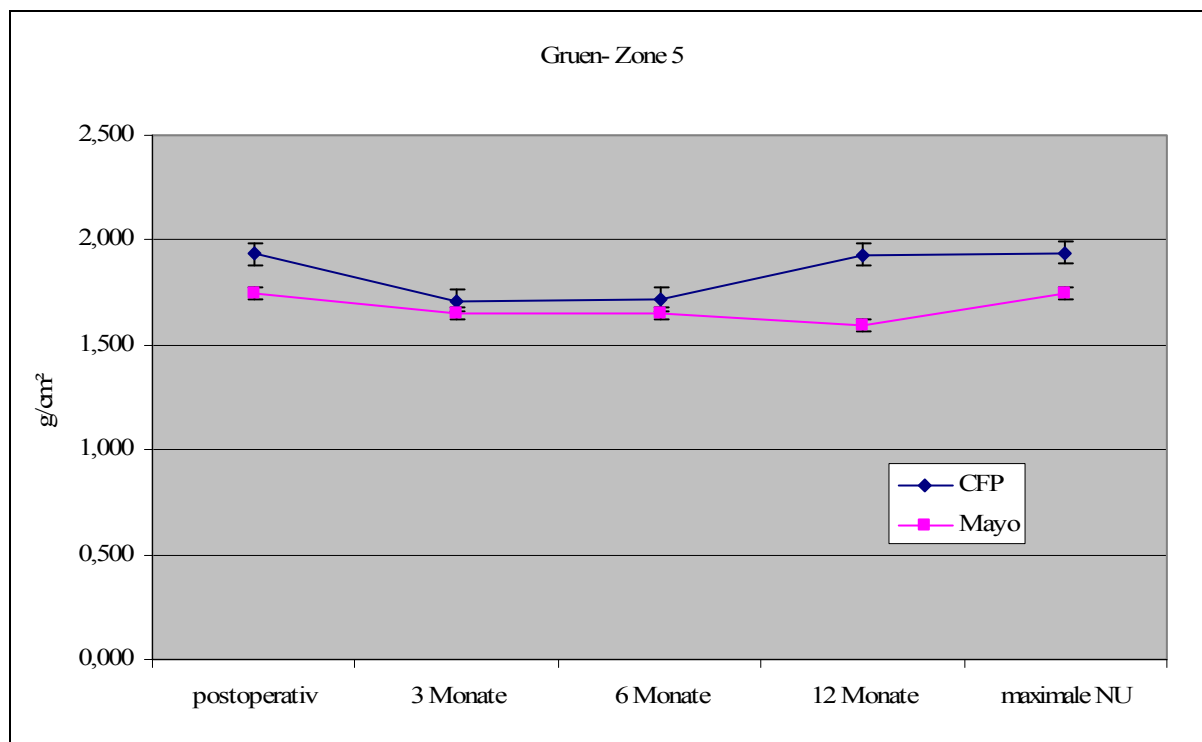


Diagramm 27: Verlauf der BMD in g/cm² in Gruen- Zone 5

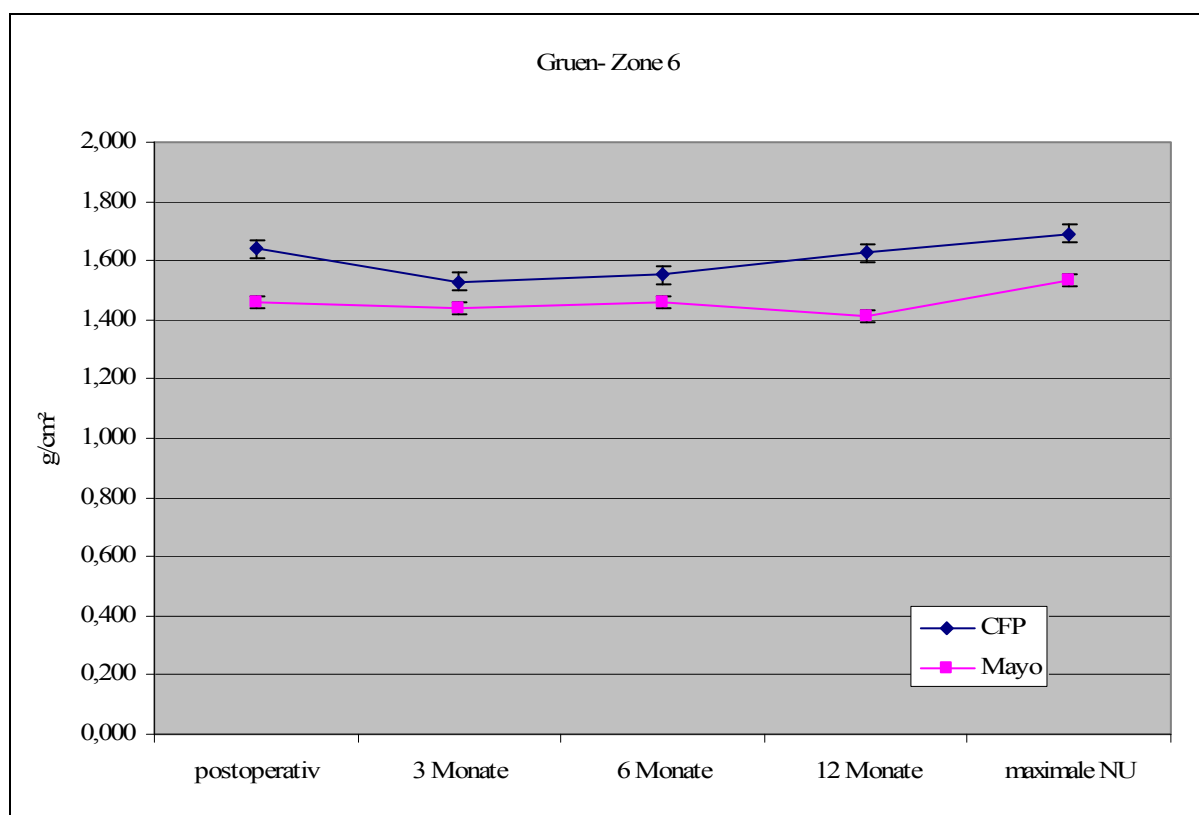


Diagramm 28: Verlauf der BMD in g/cm² in Gruen- Zone 6

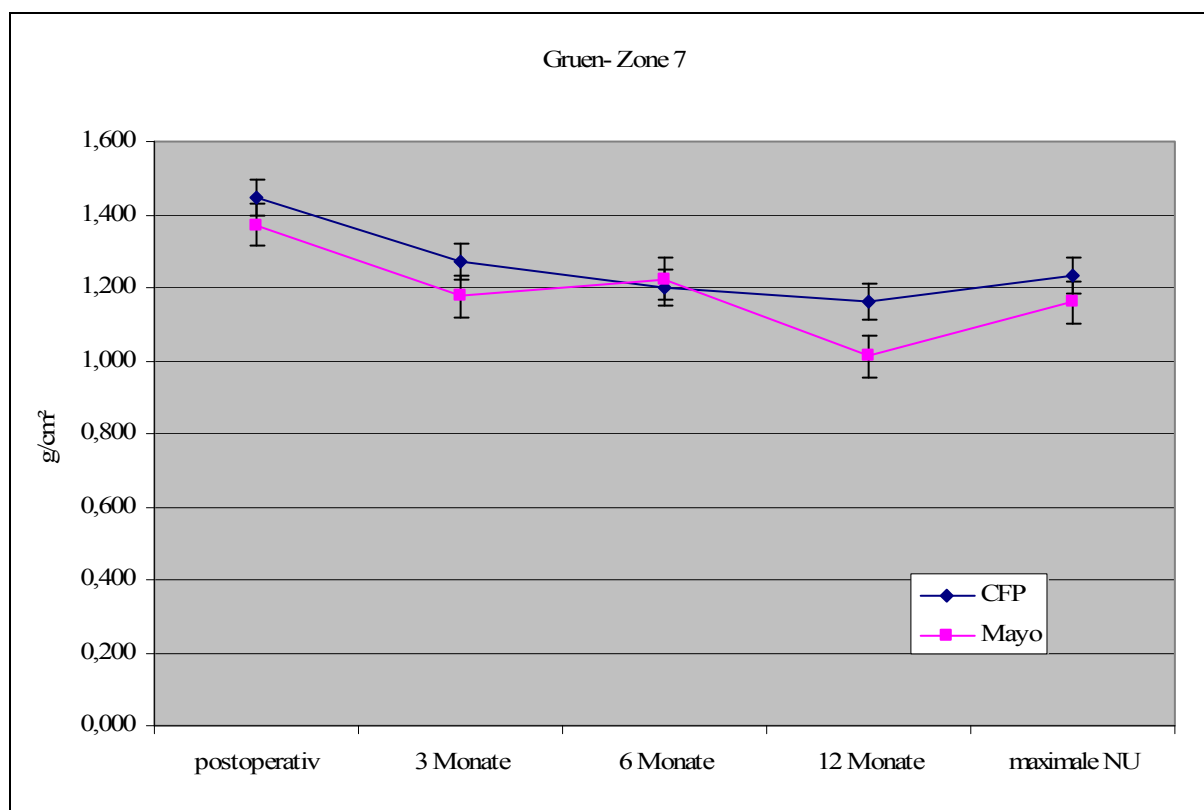


Diagramm 29: Verlauf der BMD in g/cm² in Gruen- Zone 7

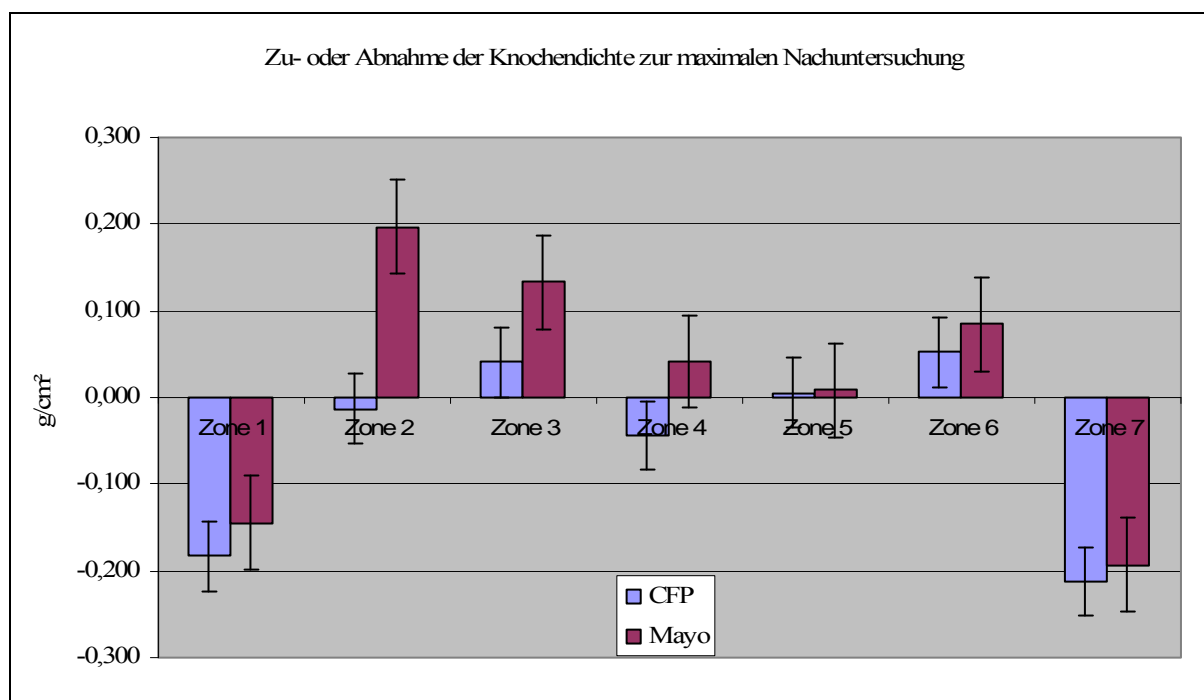


Diagramm 30: Vergleich der BMD zwischen CFP und Mayo zur max. NU in g/cm²

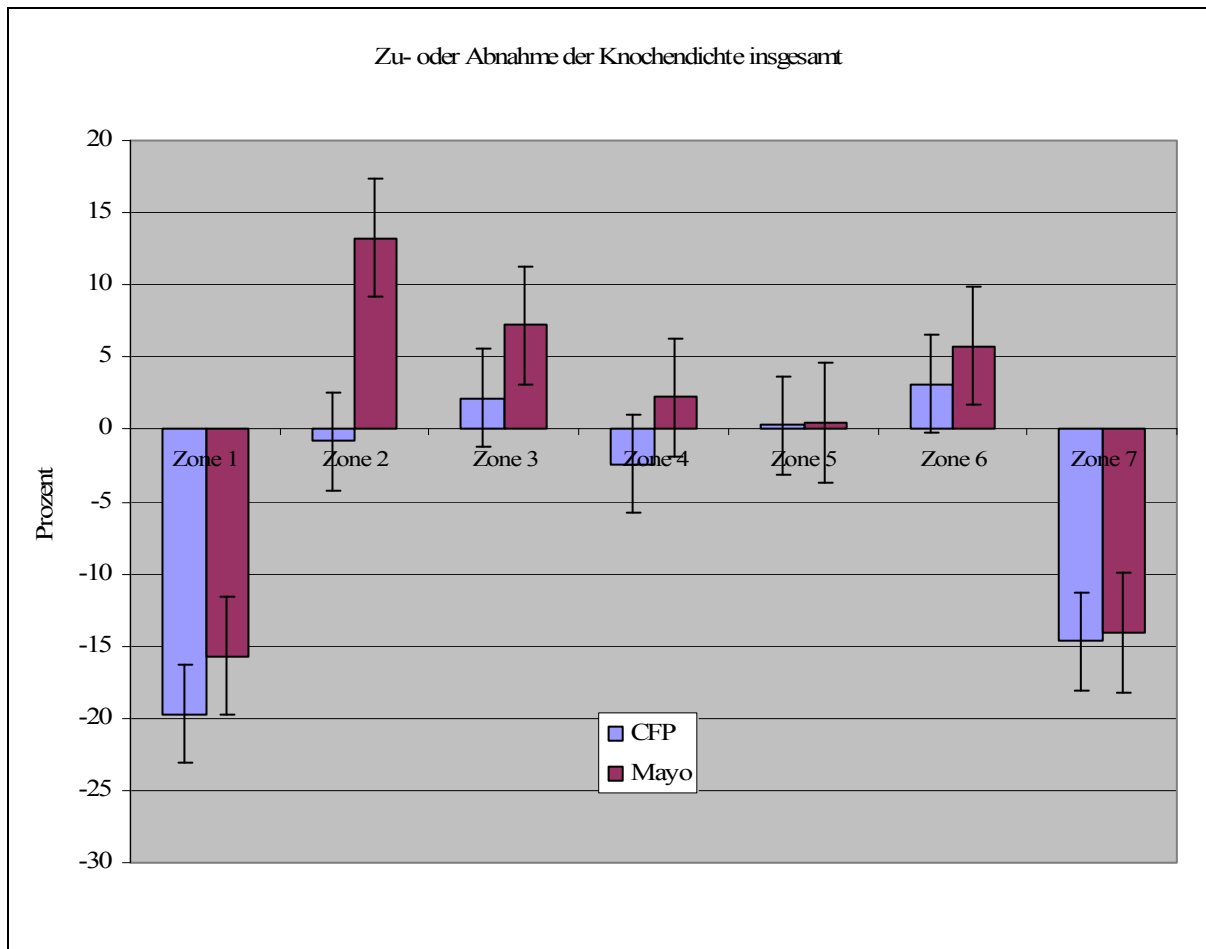


Diagramm 31: prozentualer Verlauf der Knochendichte für CFP und Mayo zur max. NU in Prozent

5. Diskussion

5.1 Diskussion der klinischen Ergebnisse

Beide Patientenkollektive sind hinsichtlich Alter, Größe, Gewicht, Geschlechtsverteilung, ASA- Klassifikation, Dauer der Beschwerden und der präoperativen Verwendung von Gehhilfen vergleichbar. Mit dem Harris- Hip- Score (Harris, 1969) und dem Merle d` Aubigné- Score (Merle d` Aubigné und Postel, 1954) stehen zwei häufig publizierte Bewertungssysteme zur Verfügung. Für die vorliegende Arbeit wurde der Harris- Hip- Score verwendet. Dessen Maximalpunktzahl beträgt 100 Punkte. Patienten in der CFP- Gruppe wiesen präoperativ im Mittel 50,0 Punkte auf, im Mayo- Zweig waren es 50,8 Punkte. In der CFP- Gruppe betrug der durchschnittliche Punktwert nach 3 Monaten 84,9. Das Mayo- Kollektiv erreichte zum gleichen Zeitpunkt einen Durchschnittswert von 88,8 Punkten. Dies entspricht dem Durchschnittswert aller an der Orthopädischen Universitätsklinik Halle mit einer Mayo- Prothese versorgten Patienten, welcher bei 89,2 Punkten liegt (Zaage, 2006). Beide Prothesen weisen zu diesem Zeitpunkt keine statistisch signifikante Differenz ($p=0,54$) auf. Zum Zeitpunkt der maximalen Nachuntersuchung erreichten die CFP- Schäfte 93,5 Punkte und die Mayo- Prothesen 94,2 Punkte. Diese Ergebnisse stehen somit in einer Reihe mit den Resultaten des Inaugurators der Mayo- Prothese, B.F. Morrey. Dessen Patienten erzielten in einer Studie (Morrey, 1989) 97,8 Punkte bei einem Ausgangswert von 44,5 Punkten. Bei einer weiteren Nachuntersuchung seiner Patienten erzielten diese nach 6,2 Jahren 90,4 Punkte (Morrey et al., 2000). Oehme (2002) berichtet sogar über 95, 6 Punkte nach 6 Monaten bei Patienten ohne Coxarthrose der Gegenseite. Ebenso sind die Ergebnisse nach der Implantation der CFP- Prothese nahezu identisch mit denen einer anderen Referenzklinik, deren Patienten durchschnittlich 93,3 Punkte im Harris- Hip- Score erzielten (von Foerster, 2002).

Auch die zur letzten Untersuchung erhobenen Werte unserer Patienten für den Harris- Hip- Score zeigen keine statistisch signifikanten Vorteile für eines der beiden nachuntersuchten Prothesenmodelle. Selbst die Analyse der Einzelkriterien des Harris- Hip- Scores lässt keine signifikanten Unterschiede zwischen dem CFP- und dem Mayo- Schaft erkennen.

Die Arbeiten von Zaage (2006) sowie Hube et al. (2004) zeigen einen Vorteil der Mayo- Prothese gegenüber der anatomischen ABG- Prothese. Dieser ist mit 94,2 versus 87,02 Punkte nach 3 Monaten und $p=0,0003$ hochsignifikant.

Dieser signifikante Vorteil in den ersten 3 Monaten postoperativ für die Kurzschaftprothesen gegenüber konventionellen unzementierten Hüftsystemen wurde bereits von Hube et al. (2002) publiziert.

In der Untersuchung von Zerahn et al. (2004) erzielt der Spotorno- Schaft 24 Monate nach Implantation durchschnittlich 87 Punkte von 100 Punkten im Harris- Hip- Score. Patienten mit einem Evolution- K- Schaft erreichen im Mittel 89 Punkte. Bodén et al. (2004) berichten über 93 Punkte für die Anaform- Prothese nach 8,5 Jahren sowie 100 Punkte für die Bi- Metric- Prothese nach 7,5 Jahren.

Von keinem Patienten wurde ein spezifischer Oberschenkelschmerz angegeben. Für die Mayo- Prothese wird das Fehlen dieses Phänomens auch in anderen Studien beschrieben (Morrey et al., 2000; Wentz, 1998). Die proximale Fixierung der Mayo- und der CFP- Prothesen sowie das Fehlen einer Markraumaufbohrung scheinen die Ursachen für den fehlenden Oberschenkelschmerz zu sein, welcher bei den rigiden und distal verankerten Schaftsystemen in 3-4 % auftritt (Lachiewicz et al., 1992; Mallory et al., 1996; Rogers et al., 2003; Tonino et al., 2000; Woolson and Maloney, 1992).

5.2 Diskussion der radiologischen Ergebnisse

Bei der Auswertung von Röntgenaufnahmen muss eine Reihe möglicher Fehlerquellen berücksichtigt werden. Bereits die Anfertigung ist von lagerungsbedingten Besonderheiten, vom Film- Fokus- Abstand, der Qualität der Filmfolien und der Strahlenintensität abhängig (Lebek, 1998). Für die eigene Arbeit wurden konventionelle Röntgenaufnahmen verwendet. Diese wurden sekundär eingescannt, um mit Hilfe des Computerprogramms „wristing“ über Vergrößerungstechniken die Genauigkeit bei der Migrationsmessung zu erhöhen (Schönrath, 2004). Weitere Vorteile bestehen im hohen Auflösungsvermögen und den Möglichkeiten der digitalen Nachbearbeitung der Helligkeitsstufen, welche bei initial schlechter Belichtung erforderlich sein kann (Galinski et al., 1990, Malchau et al., 1995). Digitalisierte Röntgenbilder erlauben zukünftig eine Ausschaltung von Fehlern bei der Bildherstellung durch computergestützte Automatisierung (Wenz et al., 1992). Wichtig ist dann bei der Auswertung ein entsprechend hochwertiger schwarz/weiß Bildbetrachtungsmonitor. Gewöhnungsbedürftig sind eine durch Computersoftware bedingte Vereinheitlichung von Grautönen, randständige Auslöschungsfelder und Bildartefakte (Murphey et al., 1990). Trotzdem überwiegen aus Sicht des Autors eindeutig die Vorteile der neuen Röntgentechnik.

Die Migration der Prothesen wurde durch die Messung der Strecke zwischen Trochanter major und der lateralen Prothesenschulter sowie den Abstand zwischen Trochanter minor und der Prothesenspitze bestimmt. Für die Messung vom Trochanter major zur Prothesenschulter findet sich dabei ein signifikanter Vorteil für die Mayo-Prothese ($p=0,046$). Dabei beträgt die durchschnittliche Einsinktiefe der CFP-Prothese 1,03mm versus 0,50mm für den Mayo-Schaft. Der Abstand zwischen Trochanter minor und der Prothesenspitze ist für die beiden Implantaten nicht signifikant ($p=0,076$), auch wenn sich ebenfalls ein Vorteil für die Mayo-Prothese (0,48mm) gegenüber dem Modell der CFP-Endoprothese ($p=0,82$ mm) verifizieren lässt. Dies relativiert den Vorteil der Mayo-Prothese deutlich.

Besonderer Berücksichtigung bedarf hierbei die Genauigkeit der Messung im 1/100-Millimeterbereich, welches durch den Vergrößerungsmodus im „wristing“-Programm möglich war und die Ergebnisse der Messung am konventionellen Röntgenbild durch Lineal und Beistift bei weitem übertrifft (Hellinger, 1995).

Röhl et al. (2006) fanden kein Einsinken beim CFP-System. Zum gleichen Ergebnis waren bereits Schaub und Mitarbeiter (2002) gelangt. In der Arbeit von Hube et al. (2004) konnte auch für die Mayo-Prothese keine wesentliche Migration (>2 mm) gefunden werden. Dies bestätigt die Ergebnisse von Morrey et al. (2000), die in 89 % stabile Schäfte fanden. Weniger als 2mm waren 5% der Mayo-Prothesen gewandert und 7% der Hüftschäfte lagen über diesem Wert.

Bodén und Mitarbeiter (2004) fanden für die Anaform-Prothese in jedem Fall ($n=10$) eine Migration zwischen 4 und 16mm. Der ebenfalls in dieser Arbeit untersuchte Bi-Metric-Schaft zeigte keinerlei Migrationstendenz. Auch die ABG-Prothese weist nach Hube (2004) eine sehr gute Stabilität auf, da kein Einsinken beobachtet wurde. Decker (1998) fand bei Patienten mit einer ABG-Prothese in 2 von 169 Fällen (3,4%) eine Migration von max. 11mm, im Zweymüller-Kollektiv sanken 15 von 94 (14,1%) Prothesen innerhalb der ersten 3 Monate bis zu 3mm ein.

Hinsichtlich der reaktiven Linien zeigte sich beim Mayo-Schaft an der Prothesenspitze eine Streuung zwischen den Gruen-Zonen 3,4 und 5, wobei das Maximum mit 35% in der Zone 4 lag. Demgegenüber wies die CFP-Prothese an der Implantatspitze mit 80% dieses radiologische Phänomen nur in der Zone 4 auf. Vergleicht man diese Zahlen mit denen der Literatur (s. Tabelle 27), zeigt sich eine Diskrepanz in Zone 4, in der andere Autoren keine reaktiven Linien sahen. Hier kommt die Möglichkeit der Bildvergrößerung über eine stufenlose Zoomfunktion bei der digitalen Betrachtungsweise zum Tragen, da bereits sehr diskrete Veränderungen in Zone 4 als reaktive Linien gewertet wurden.

Beim CFP- und Mayo- Schaft als metaphysär verankerten Hüftendoprothesen entspricht eine feste ossäre Integration an der Schaftspitze nicht der Kraftflussphilosophie. Aus diesem Grund sind beide Prothesen distal unbeschichtet und poliert.

Table 27: Auftreten reaktiver Linien (Angaben in Prozent)

Prothesen	Literatur	Follow- up	Zone 1	Zone 2	Zone 3	Zone 4	Zone 5	Zone 6	Zone 7
CFP	vorliegende Arbeit	19 Monate	5,0	0,0	0,0	80,0	0,0	0,0	0,0
Mayo	vorliegende Arbeit	26 Monate	5,0	0,0	5,0	35,0	15,0	0,0	0,0
CFP	Röhl (2006)	24 Monate	3,8	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
Mayo	Morrey (2000)	6,2 Jahre	9,4	4,4	0,6	0,0	1,3	2,5	0,6
Pipino	Pipino (2000)	13- 17 Jahre	7,0	7,0	0,0	0,0	0,0	0,0	7,0
ABG	Decker (1998) ¹	48 Monate	17,1	0,0	12,9	66,7	13,7	0,0	0,0
Zweymüller	Decker (1998) ¹	48 Monate	50,1	1,5	0,0	0,0	0,0	7,4	29,4
ABG	Lukowsky (2003)	96 Monate	5,0	0,0	5,0	5,0	5,0	0,0	2,5
Zweymüller	Lukowsky (2003)	104 Monate	29,2	0,0	0,0	0,0	0,0	4,2	8,3
Anaform	Bodén (2004)	96 Monate	100,0	60,0	40,0	50,0	60,0	40,0	10,0
Bi- Metric	Bodén (2004)	96 Monate	0,0	0,0	10,0	10,0	10,0	0,0	0,0

(¹Decker unterteilt, die Zone1 in A, B, C und die Zone 7 in A und B; die Angabe in der Tabelle gibt den jeweils höchsten Prozentsatz wieder)

Mit der konventionellen Röntgenuntersuchung lassen sich Knochendichteunterschiede erst ab 30% darstellen und sind weniger präzise als DEXA- Messungen (Nesse et al., 2003).

Das radiologisch nachweisbare stress shielding umfasst in der CFP- Gruppe spongiös die Zonen 1 (55%), 2 (10%) und 7(45%). Bei der Mayo- Prothese verteilt sich die Rarefizierung der Spongiosa auf die Zonen 1 (50%) und 7 (40%). Dies stellt keinen nennenswerten Unterschied zwischen den beiden Prothesenarten dar. Cortical betrifft der Knochenabbau beim CFP- Schaft die Zonen 1 (5%), 6 (5%) und 7 (35%). Die Mayo- Kurzschaftprothese zeigt die corticale Knochenatrophie konzentriert in Gruen- Zone 7 mit 65% (Calcar rounding).

Trotz proximaler Verankerung treten bei beiden Modellen sowohl spongiöse als auch corticale Knochenatrophien auf. Pipino et al. (2004) beschreibt das Calcar rounding für den CFP- Schaft in 27% der Fälle, Spongiosaresorptionen in den Zonen 1 und 7 in insgesamt 23%. Knochenresorptionen werden auch für andere Prothesen in der Literatur häufig beschrieben. Dies trifft auch auf die proximal verankerte ABG- Prothese zu. Hierbei sind die vor allem die Zonen 1 und 7 betroffen (Tonino et al., 1995; Hamon et al., 1993). Decker (1998) beziffert die Werte nach 4 Jahren mit 49,6% (Zone 1A+B), 37,6% (Zone 1C), 80,5% (Zone 7A) und 55,6% (Zone 7B). In den übrigen Gruen- Zonen lag die Resorption unter 5% oder trat gar nicht auf. In der gleichen Arbeit wurde die Zweymüller- Geradschaftprothese gegenübergestellt. Hierbei war die Resorption in Zone 1 deutlich größer (1A: 78%, Zone 1B: 85,3%, Zone 1C: 83,8%). In Zone 7 dagegen ähnelten sich die Ergebnisse (7A: 80,5%, 7B: 58,8%).

Die CFP- Prothesen wurden in 95% korrekt positioniert. Einmal fand sich eine varische Prothesenstellung. Bei der Mayo-Prothese wurde die Idealpositionierung in 25% in varischer und in 5% in valgischer Richtung verfehlt. Jarosch et al. (1998) beschreiben in 20 % der Fälle eine Varusfehlstellung. Postoperative Valgusfehlstellungen benennen Wixon et al. (1991) mit 1- 2%. Sekundäre Varus- oder Valgusfehlstellungen traten nicht auf. In zwei Fällen wurde eine zu kleine Mayo- Prothese implantiert, einmal geschah dies bei der CFP- Prothese. Die vermehrte Anzahl an Fehlstellungen im Mayo- Kollektiv ist sicherlich dem Umstand geschuldet, dass mehrere Operateure dieses Modell implantierten, während die CFP- Prothese ausschließlich von einem Operateur verwendet wurde. Trotzdem wurden im Verlauf keine sekundären Varisierungen oder Valgisierungen festgestellt.

5.3 Diskussion der osteodensitometrischen Ergebnisse

Zur exakten Verifizierung der Knochendichte ist die DEXA- Messung allgemein anerkannt (Bodén et al., 2004; Lan et al., 2000; Leali et Fetto, 2004; Martini et al., 1997 und 2000; Roth et al., 2005 ; Sabo et al., 1998). In der vorliegenden Arbeit wurde dabei der Lunar DPX- L Knochenscanner zur osteodensitometrischen Untersuchung verwendet. Eine der möglichen Fehlerquellen besteht in der Lagerung der Patienten (Martini et al., 1997). Zur Minimierung dieses Systemfehlers wurden standardisierte Lagerungshilfen verwendet (Reiter et al., 2003). Weitere Fehlerreduzierungen wurden durch den permanent langsamen

Scanmodus und die tägliche Gerätekalibrierung angestrebt. Aufgrund der Indikationsstellung für die schenkelhalserhaltenden Hüftendoprothesen CFP und Mayo kam im Patientenkollektiv keine ausgeprägte Adipositas vor. Somit ist der Fettfehler bei einer Lipidschicht von Oberschenkel und Hüfte zwischen 10 und 25 cm vernachlässigbar klein (Lebek, 1998).

Die BMD- Werte bei unseren Patienten mit einer Mayo- Prothese entsprechen denen anderer Autoren (s. Tabelle 28) und sind somit als repräsentativ anzusehen. Die Datenlage für den CFP- Schaft ist geringer. Biggi (2004) berichtet über eine Veränderung der Knochendichte zwischen 1,9% und -16,1%. Dabei wird die größte ossäre Rückbildung in den Zonen 1 und 7 beschrieben, ohne eine genaue Zuordnung zu den Gruen- Zonen vorzunehmen. Unsere Ergebnisse zeigen einen Knochenverlust von -19,7% in Zone 1 und -14,7% in Zone 7.

In den Gruen- Zonen bestehen zwischen der CFP- und der Mayo- Prothese keine statistisch signifikanten Unterschiede. Insgesamt zeigt sich jedoch ein geringer Vorteil für die Mayo- Prothese, da die Abnahme der Knochendichte geringer und die Zunahme der Knochendichte mehr Zonen betrifft und höher ausfällt (s. Tabelle 28).

Die Literaturübersicht zeigt ferner Knochendichteabnahmen in der Grün- Zone 7 von unter 20% für die Spotorno-, Zweymüller- und den Bicontact- Schäfte (Lukowsky, 2003; Reiter et al., 2003; Sabo et al., 1998; Zerahn et al., 2004). Die ABG- Prothese (Zaage, 2006) erreicht dies ebenfalls, weist dann jedoch in anderen Untersuchungen deutlich schlechtere Ergebnisse auf (Lukowsky, 2003). Bei den übrigen Modellen waren die Knochendichteverluste noch größer.

Die generelle Abnahme der BMD am Calcar femoris wird in der Literatur übereinstimmend beschrieben (Arabmotlagh et al., 2003; Bugbee et al., 1997; Pritchett, 1995; Reiter et al., 2003; Reiter et al., 1997; Theis und Beadel, 2003).

Tabelle 28: Literaturübersicht zum Verhalten der Knochendichte nach HTEP- Implantation in den Gruen- Zonen in Prozent

Prothesen	Literatur	Follow-up	Zone 1	Zone 2	Zone 3	Zone 4	Zone 5	Zone 6	Zone 7
CFP	vorliegende Arbeit	19 Monate	-19,7	-0,8	2,2	-2,4	0,3	3,2	-14,7
Mayo	vorliegende Arbeit	26 Monate	-15,7	13,2	7,2	2,2	0,5	5,8	-14,1
Vision 2000	Roth et al. (2005) ¹	12 Monate	-10,0	-11,0	-0,5	2,0	2,5	-10,5	-29,0
Alpha- Fit	Roth et al. (2005) ¹	12 Monate	-8,0	-10,0	-5,0	-1,5	-2,0	-9,5	-29,0
CLS	Roth et al. (2005) ¹	12 Monate	-3,0	3,0	3,0	3,5	4,0	-4,5	-19,0
Mayo	Roth et al. (2005) ¹	12 Monate	-4,5	4,0	-2,5	-0,5	-1,5	0,0	-15,0
Eska	Götze (2006)	154 Monate	-16,8	-	-	-	-	-	-34,6
ABG	Lukowsky (2003)	96 Monate	-12,7	-16,5	-6,4	-7,2	-0,8	-17,5	-34,1
Zweymüller	Lukowsky (2003)	104 Monate	-7,6	-6,5	-4,4	-6,0	-2,9	-11,0	-14,7
Mayo	Zaage (2006)	12 Monate	-12,6	-7,4	-2,8	-3,1	-4,1	4,7	-13,2
ABG	Zaage (2006)	12 Monate	-18,0	-6,5	-3,2	-3,7	-1,7	0,4	-17,7
Prophor	Arabmotlagh (2003)	24 Monate	-4,2	-3,7	1,4	1,4	2,3	-3,9	-26,6
CTX	Arabmotlagh (2003)	24 Monate	-2,0	-9,0	4,3	1,0	0,6	-21,5	-34,2
Bicontact	Reiter (2003)	48 Monate	-15,9	-	-	-	-	-	-18,3
Spotorno	Zerahn (2004)	24 Monate	-14,4	-6,1	-2,3	-3,0	3,3	-5,3	-12,0
Evolution-K	Zerahn (2004)	24 Monate	-4,1	3,2	0,5	2,1	-2,9	1,8	-25,3
Spotorno	Sabo (1998)	24 Monate	-2,5	-1,3	-3,9	-2,1	-4,6	-1,5	-12,1
Anaform	Bodén (2004) ¹	96 Monate	-37,5	-21,5	-20,0	-10,0	-22,0	-27,5	-22,0
Bi- Metric	Bodén (2004) ¹	96 Monate	-32,0	0,0	6,5	0,5	5,5	-10,5	-30,0

(¹Wert wurde aus einem Diagramm der Originalarbeit durch den Autor abgelesen, geringe Differenzen sind möglich.)

Das Verhalten der BMD in Gruen- Zone 1 lässt keine Systematik erkennen (s. Tabelle 28). Das stress shielding in diesem Bereich ist offenbar nicht in erster Linie vom Verankerungsprinzip der Prothese abhängig. Der Kraftfluss zwischen Prothese und Knochen wird auch durch die Legierung (Bobyne et al., 1990; Bobyne et al., 1992), die Größe und den Durchmesser der Prothese (Engh et al., 1988) sowie die Oberflächenstrukturen (Mc Auley et al., 1998; Mc Auley et al., 2000) und das Elastizitätsmodul bestimmt.

Aber auch die individuellen Voraussetzungen des Patienten beeinflussen die Knochendichte im Verlauf. Ohta et al. (2003) wiesen nach, dass es bei Patienten mit initial geringer Knochendichte relativ zu einem höheren Rückgang der BMD in den ersten Monaten kommt. Der Corticalis- Markraum- Index (BNI) nach Barnett und Nordin (1960) ist ein Maß für die Steifigkeit des Knochens und erlaubt eine Abschätzung der zu erwartenden Knochendichteverluste, ist aber immer im Kontext mit den Eigenschaften der zu implantierenden Prothese zu sehen (Roth et al., 2005).

Letztlich wirken auch die am Trochanter major ansetzenden Abduktorenmuskeln auf den Knochenumbau ein. Eine Verringerung des Offset zugunsten einer Beinverlängerung bei Prothesenimplantation führt zu einer Reduzierung der Muskelkraft am proximalen lateralen Femur. Somit werden die dortigen Trajekturen aufgrund fehlender Zugbeanspruchung reduziert (Özkaya et al., 1999; Pipino et al., 2000).

In den ersten 3 Monaten nach der HTEP- Implantation ist der Rückgang der Knochendichte am größten und stabilisiert sich zum Abschluss des ersten postoperativen Jahres (Arabmotlagh et al., 2003; Spittlehouse et al., 1998). Dies bestätigt auch die vorliegende Untersuchung. Für das stress shielding ist die operative Irritation (Hennigs et al., 2002; Huiskes et al., 2002) durch das zugangsbedingte Weichteiltrauma (Wohlrab et al., 2004) sehr bedeutsam. Insbesondere Perka et al. (2005) konnten die Bedeutung des operativen Zugangsweges als Major- Faktor für die postoperative Entwicklung der Knochendichte herausarbeiten und stellen sie in der Wertigkeit dem Prothesendesign gleich. Ferner sind die Höhe der Schenkelhalsosteotomie und die unterschiedliche Präparation des Femur sowie die postoperative Immobilisation und Minderbelastung des operierten Beines für die initial sehr rasche ossäre Rarefizierung verantwortlich.

Ziel moderner Prothesen ist eine proximale Krafteinleitung zum Erhalt der Knochensubstanz (Morrey, 1998; Spotorno, 1987) vor allem in den Zonen 1 und 7, um einen guten bone stock für spätere Wechseloperationen zu besitzen. CFP- und Mayo- Prothesen als typische Kurzschaftprothesen sollen das stress shielding und die nachfolgende Knochenatrophie vermeiden (Gulow et al., 2007). In den vorliegenden eigenen osteodensitometrischen Resultaten treten aber weiterhin signifikante Knochendichteabnahmen auf. Diese sind in der Literaturübersicht in Zone 7 vergleichbar mit den hervorragenden Ergebnissen des Spotorno- Schaftes und somit Implantaten mit distaler oder langstreckiger Krafteinleitung überlegen (Roth et al., 2005). Die deutliche Abnahme der BMD in Gruen- Zone 1 entspricht nicht den Erwartungen und widerspiegelt auch nicht die zum Teil besseren

Ergebnisse von Vorstudien (s. Tabelle 28). Insgesamt ist für das laterale proximale Femur eine Heterogenität der Resultate der Knochendichte nach Hüftprothesenimplantationen im Querschnitt der verschiedenen Prothesenmodelle mit ihren unterschiedlichen Verankerungs- und Kraftverteilungsphilosophien festzustellen.

6 Zusammenfassung

Die Versorgung arthrotisch veränderter Hüftgelenke mit Endoprothesen ist ein Routineeingriff und eines der erfolgreichsten Operationsverfahren überhaupt. Aufgrund der zunehmenden Lebenserwartung, des gestiegenen Leistungsanspruches auch im Alter und eines steigenden Bedarfes bei jüngeren Patienten werden Revisionseingriffe zukünftig neue und erhöhte Anforderungen an die Prothesensysteme stellen. Diese zielen auf längere Standzeiten, schonende Operationstechniken und einen Erhalt der periprothetischen Knochenqualität.

Sowohl bei der CFP- als auch der Mayo- Prothese handelt es sich um Implantate der neuesten Generation, welche knochensparende und weichteilschonende Operationstechniken erlauben und durch die proximale Verankerung, und der damit verbundenen Krafterleitung im Trochantermassiv, die Knochenatrophie und dass stress shielding vermeiden sollen. Das Ziel dieser Entwicklungen besteht darin, gute Bedingungen für spätere Wechseloperationen jenseits der Prothesenstandzeiten zu erhalten.

Die vorliegende Arbeit zeigt klinische, radiologische und osteodensitometrischen Ergebnisse der Behandlung mit Hüft- Kurzschaftprothesen vom Typ CFP und Mayo. Dabei wurden je 20 Patienten in beiden Gruppen untersucht, welche in den Jahren 2003 bis 2005 an der Orthopädischen Universitätsklinik Halle operiert wurden. Die minimalen Einschlusskriterien bestanden in der präoperativen Erhebung des Harris- Hip- Scores, der Röntgenaufnahmen direkt postoperativ und nach 1 Jahr oder später sowie der osteodensitometrischen Messungen innerhalb der ersten Woche und nach einem Jahr oder später (maximaler Nachuntersuchungszeitpunkt).

Das Durchschnittsalter betrug für die Patienten im CFP- Kollektiv 61,7 Jahre und im Mayo- Zweig 60,4 Jahre. Die klinischen Ergebnisse zeigten keinen statistisch signifikanten Vorteil für eines der beiden Prothesensysteme. Im mit maximal 100 Punkten bezifferten Harris- Hip- Scores stieg der mittlere Wert für die Patienten mit einer CFP- Prothese von 50,0 Punkten auf 93,5 Punkte. Patienten mit einem Mayo- Schaft konnten den Ausgangswert von 50,8 Punkten auf 94,2 Punkten steigern. Auch die Auswertung der Einzelkriterien konnte in keinem Punkt signifikante Differenzen aufdecken.

Die Auswertung der radiologischen Kriterien Migration, reaktive Linien, spongiöse und corticale Veränderungen sowie das Auftreten periartikulärer Ossifikationen zeigte ähnliche Ergebnisse. Lediglich die Migration, gemessen vom Trochanter major zur

Prothesenschulter, zeigen einen geringen signifikanten Vorteil zu Gunsten der Mayo-Prothese auf. Dieser Vorteil relativiert sich aber bei der Messung vom Trochanter minor zur Prothesenspitze, bei der keine Signifikanz nachgewiesen werden kann.

Trotz der proximalen Krafteinleitung kommt es bei beiden Schafttypen zu einer signifikanten Minderung der Knochendichte in den Gruen- Zonen 1 und 7. Diese verhält sich jedoch sehr ähnlich zwischen den Prothesenmodellen, sodass für die CFP- und die Mayo-Prothese kein statistisch signifikanter Unterschied resultiert.

Aus Sicht des Autors entsprechen die beiden Kurzschaftprothesen CFP und Mayo den erhöhten Anforderungen an moderne Hüftendoprothesen in Hinblick auf die demographische Entwicklung und die gestiegenen Ansprüche von Patienten und Anwendern. Anhand der ermittelten Ergebnisse sind beide Modelle als gleichwertig zu bezeichnen. Als Ziel für die Weiterentwicklung neuer Hüftprothesen lässt sich eine weitere Reduktion der Knochenatrophie im proximalen Femur formulieren, welche durch atraumatische Operationstechniken ergänzt werden muss.

7 Literaturverzeichnis

1. Arabmotlagh M, Hennigs T, Rittmeister M: Periprothetischer Knochenumbau am proximalen Femur nach Implantation von individual- und Standard- Hüftendoprothesen. Z Orthop. 141 (2003) 519 - 525
2. Arcq M: Die paraartikulären Ossifikationen- eine Komplikation der Totalendoprothese des Hüftgelenkes. Arch orthop Unfall- Chir. 77 (1973) 108 - 133
3. Barnett E, Nordin : The radiological diagnosis of osteoporosis: a new approach. Clin Radiol. 11 (1960) 166 - 174
4. Bauer R, Kerschbaumer F, Poisel S, Oberthaler W: The transgluteal approach to the hip joint. Arch Orthop Traumat Surg. 95 (1979) 47 - 49
5. Biggi F, Franchin F, Lovato R, Pipino F: DEXA evaluation of total hip arthroplasty with neck- preserving technique: 4- year follow- up. J Orthopaed Traumatol. 5 (2004) 156 - 159
6. Birkenhauer B, Kistmacher H, Ries J: Zementfreie Schenkelhalsschraubenprothese Typ Spiron. Konzeption und erste klinische Ergebnisse. Z Orthop. 33 (2004) 1259 - 1266
7. Bobyn JD, Glassmann AH, Goto H, Krygier JJ, Miller JE, Brooks CE: The effect of stem stiffness on femoral bone resorption after canine porous- coated total hip arthroplasty. Clin Orthop. 261 (1990) 196 - 213
8. Bobyn JD, Mortimer ES, Glassmann AH, Engh CA, Miller JE, Brooks CE: Producing and avoiding stress shielding. Clin Orthop. 274 (1992) 79 - 96
9. Bodén H, Adolphson P, Oberg M: Unstable versus stable uncemented femoral stems: a radiological study of periprosthetic bone changes in two types of uncemented stems with different concepts of fixation. Arch Orthop Trauma Surg. 124/6 (2004) 382 - 392
10. Breusch SJ, Aldinger PR, Thomsen M, Ewerbeck V, Lukoschek M: Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik Teil I: Prothesenstiel. Der Unfallchirurg 11 (2000) 918 - 927
11. Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RA, Riley LH: Ectopic ossification following total hip replacement. J Bone Joint Surg. 55-A (1973) 1629 - 1632

12. Burke DW, Bragdon CR, Connor DO, Josty M, Haire T, Harris WH: Dynamic measurements of interface in vivo and the effect of micromotion on bone ingrowth into a porous surface device under controlled loads in vivo. In: Book of Abstracts, 37th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society (1991) 103
13. Bugbee WD, Culpepper WJ, Engh CA Jr; Engh CA Sr: Long- term clinical consequences of stress- shielding after total hip arthroplasty without cement. J Bone Joint Surg 79- A (1997) 1007 - 1012
14. Claes L: Die Krafterleitung bei zementfreien Hüftgelenksprothesen. In: Hipp E, Gradinger R, Ascherl R (Hrsg.): Die zementlose Hüftprothese. Demeter, Gräfelfing, 1992, S. 104 - 108
15. Cooke TD: Immune pathology in polyarticular osteoarthritis. Clin Orthop. (1986) 213: 41 - 49
16. Decker T: Kurz- und mittelfristige klinische und radiologische Ergebnisse von ABG- und Zweymüller- Hüftendoprothesen. Medizinische Dissertation, MLU Halle-Wittenberg, 1998
17. Engh C, Bobyn D: Biological Fixation in Total Hip Arthroplasty. Slack. Inc. 1985 ISBN 0-943432-36-7
18. Engh C, Bobyn D: The influence of stem size and extent of porous coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty. Clin Orthop. 231 (1988) 7 - 28
19. Engh C, Bobyn D, Glassmann A: Porous- coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. J Bone Joint Surg Br. 69 (1987) 145 - 155
20. Foerster G von, Gehrke T: Indikationen und Frühergebnisse der metaphysär verankerten CFP- Prothese. Z Orthop. 140 (2002) M 128 463 - 692
21. Galinski M, Prokop M, Oestmann JW, Reichelt S, Falkenhausen U: Anwendung der digitalen Lumineszenzradiographie in der Skellettdiagnostik: ROC- Studie zur Erkennung kortikaler Läsionen. In: Schneider GH, Vogler E, Kocever K (Hrsg.): Digitale Bildgebung- Interventionelle Radiologie- Integrierte digitale Radiologie. Blackwell & Ueberreuther, Berlin, 1990, S.234 - 242
22. Ganz R, Parvizi M, Beck M, Leunig M, Notzli H, Siebenrock KA: Femoro-acetabular impingement: a cause for osteoarthritis of the hip. Clin Orthop Relat Res. (2003) 417: 112 - 120

23. Gebauer D, Refior HJ, Haake M : Experimentelle Untersuchungen zum Einfluß operationstechnischer Fehler auf die Primärstabilität zementloser Hüftendoprothesenschäfte. *Z Orthop.* 128 (1990) 100 - 107
24. Gese H, Tensi HM, Ortloff S : Relativbewegungen und stress- shielding bei zementfreien Hüftendoprothesen – eine Analyse mit der Methode der Finite Elemente. In: Hipp E, Gradinger R, Ascherl R (Hrsg.): Die zementlose Hüftprothese. Demeter, Gräfelfing, 1992, S. 75 - 80
25. Gruen T: Radiographic criteria fort the clinical performance of uncemented total hip joint replacements. In: Lemons J (Ed.): Quantitative characterization and performance of porous implants for hard tissue applications. ASTM, Philadelphia, (1987) 207-218
26. Gulow J, Scholz R, F von Saglis- Soglio G: Kurzschäfte in der Hüftendoprothetik. *Orthopäde* 4 (2007) 36:353 - 359
27. Hamon G, Vanhoye M, Brabants K, Conix B, Delporte P, DeKnop E: Prothèse totale de hanche A.B.G.+ hydroxyapatite résultats de deux année d'expérience. *Acta Orthop Belgica* 59 Suppl. I (1993) 339 - 342
28. Harms V: Statistik und Dokumentation. Harms, Kiel, 1988, S.167
29. Harris WH: Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: Treatment by mold arthroplasty. An end result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg.* 51-A (1969) 737 - 755
30. Harris WH: Will stress shielding limit the longevity of cemented femoral components of total hip replacement? *Clin Orthop.* 274 (1992) 120 - 123
31. Hellinger J: Messmethoden in der Skelettradiologie- Linien, Distanzen, Winkel und ihre klinische Bedeutung. Thieme, Stuttgart, New York, 1995, S. 4
32. Hennigs T, Arabmotlagh M, Schwarz A, Zichner L: Dose- dependent prevention of early periprosthetic bone loss by alendronate. *Z Orthop.* 141 (2002) 42 - 47
33. Hube R, Hein W: Die Mayo- Hüfte – eine neue Philosophie zur proximalen Femurverankerung. In: Perka C, Zippel H (Hrsg) Trends und Kontroversen in der Endoprothetik des Hüftgelenkes. Einhorn, Reinbeck, 2002, S. 86 -90
34. Hube R, Schietsch U, Kuhne B, Reichel H: Verbesserte frühfunktionelle Ergebnisse mit dem Mayo- Kurzschaft - eine prospektiv randomisierte Vergleichsstudie. *Z Orthop.* 140 (2002) 463 - 692
35. Hube R, Zaage M, Hein W, Reichel H: Frühfunktionelle Ergebnisse einer Kurzschaftprothese des Hüftgelenks mit metaphysär- intertrochantärer Verankerung. *Orthopäde* 33 (2004) 1249 - 1258

36. Huggler AH, Jacob HAC, Bereiter H, Haferkorn M, Ryf C, Schenk R: Long- term results with the uncemented trust plate prosthesis. *Acta Orthop Belg.* 59 (Suppl 1) (1993) 215 - 223
37. Huiskes R: The various stress patterns of press- fit, ingrown, and cemented femoral stems. *Clin Orthop.* 261 (1990) 27 - 38
38. Huiskes R, Weinans H, Dalstra M: Adaptive bone remodeling and biomechanical design considerations. *Orthopaedics* 12 (1989) 1255 - 1267
39. Huiskes R, Weinans H, van Rietbergen B: The relation ship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. *Clin Orthop.* (1992) 124 - 134
40. Invarsson T, Stefansson SE, Gulcher, JR et al.: A large Icelandic family with early osteoarthritis of the hip associated with a susceptibility locus on chromosome 16p. *Arthritis Rheum* 44 (2001) 2548 - 2555
41. Jani L, Scheller G: Möglichkeiten und Grenzen moderner Hüftendoprothetik. *Dt. Ärztbl.* 92 (1995) A3239 - 3242
42. Jerosch J, v Hasselbach Ch, Filler T, Peuker E, Rahgozar M, Lahmer A: Qualitäts- sicherung in der präoperativen Planung und intraoperative Umsetzung durch die Verwendung von computerassistierten Systemen und Operationsrobotern- eine experimentelle Untersuchung. *Chirurg* 69 (1998) 973 - 976
43. Kaddick C: Biomechanische Untersuchungen eines Hüftendoprothesensystems aus Kohlenstoffaserverbundwerkstoff. Hieronymus, München, 1994
44. Kohn D, Rühmann O, Wirth CJ: Die Verrenkung der Hüfttotalendoprothese unter besonderer Beachtung verschiedener Zugangswege. *Z Orthop.* 135 (1997) 40 - 44
45. Korovessis P, Droutsas P, Piperos G, Michael A, Baikousis A, Stamatakis M: Course of bone mineral content changes around cementless Zweymüller total hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg* 116 (1997) 60 - 65
46. Krämer KL, Maichl FP: Scores, Bewertungsschemata und Klassifikationen in Orthopädie und Traumatologie. Thieme Stuttgart New York, 1993 S.201 - 202
47. Krüger T, Reichel H, Bernstein A, Hein W: Die Hydroxylapatitbeschichtung in der zementfreien Endoprothetik- Ergebnisse einer histologischen Studie. *Osteosynthese International* 5 (1997) 54 - 59

48. Lachiewicz PF, Anspach WE, DeMasi RAA: Prospective study of 100 consecutive Harris- Galante porous total hip arthroplasties: 2-5 years results. *J Arthroplasty* 7 (1992) 519 -526
49. Lan F, Wunder JS, Griffin AM, Davis AM, Bell RS, White LM, Ichise M, Cole W: Periprosthetic bone remodelling around a prosthesis for distal femoral tumors. Measurement by dual- energy X- ray absorptiometry (DEXA). *J Bone Joint Surg Br.* 82/1 (2000) 120 - 125
50. Leali A, Fetto JF: Preservation of femoral bone mass after total hip replacements with a lateral flare stem. *Int Orthop.* 28 (2004) 151 - 154
51. Lebek SS: Knochendichtemessung mittels Zwei- Energie- Röntgenabsorptiometrie nach Implantation zementfreier Hüfttotalendoprothesen. Medizinische Dissertation, MLU Halle- Wittenberg (1998)
52. Leunig M, Ganz R: Femoroacetabuläres Impingement. *Unfallchirurg* 108 (2005) 9 - 17
53. Lukowsky A: Die Bedeutung von Schaftdesign und Prothesenposition für den periprosthetischen Knochenumbau- eine radiologische und densitometrische Studie. Medizinische Dissertation, MLU Halle- Wittenberg (2003)
54. Malchau H, Kärrholm J, Wang Yu Xing, Herberts P: Accuracy of migration analysis in hip arthroplasty. *Acta Orthop. Scand.* 66 - 5 (1995) 418 - 424
55. Malchau H, Herberts P: Prognosis of total hip replacement- update and validation of results from the Swedish National Hip Arthroplasty Register 1979 - 1998. 65. Annual Meeting of the AAOS, March 15 - 19, Orlando, USA (2000)
56. Mallory TH, Head WC, Lombardi AV, Emerson RH, Eberle RW, Mitchell MB: Clinical and radiographic outcome of cementless titanium, plasma spray- coated total Hip arthroplasty femoral component: justification for continuance of use. *J Arthroplasty* 11 (1996) 653 -660
57. Martini F, Leberherz C, Mayer F, Leichtle U, Kremling E, Sell S: Precision of the measurements of periprosthetic bone mineral density in hips with a custom- made femoral stem. *J Bone Joint Surg Br.* 82/7 (2000) 1065 - 1071
58. Martini F, Schmidt B, Sell S: Wertigkeit und Reproduzierbarkeit osteodensitometrischer DEXA- Messungen nach Hüfttotalendoprothesenimplantation. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 135 (1997) 35 - 37
59. Mc Auley JP, Culpepper WJ, Engh CA: Total hip arthroplasty. Concerns with extensively porous coated femoral components. *Clin Orthop.* 355 (1998) 182 - 188

60. Mc Auley JP, Moore KD, Culpepper WJ, Engh CA: Total hip arthroplasty with porous-coated prostheses fixed without cement in patients who are sixty-five years of age or older. *J Bone Joint Surg Am.* 80 (1998) 1648 - 1655
61. Mc Auley JP, Sychterz CJ, Engh CA Sr: Influence of porous coating level on proximal femoral remodelling. *Clin Orthop.* 37 (2000) 146 - 153
62. Mc Kee GK: Development of total prosthetic replacement of the hip. *Clin Orthop.* 72 (1970) 85 - 103
63. Meißner A, Rahmzadeh R: Transglutealer Zugang nach Bauer. In: Rehner M, Oestern HJ (Hrsg.): *Chirurgische Facharztweiterbildung – Operationsatlas zu den geforderten operativen Verfahren.* Thieme, Stuttgart – New York, 1998, S. 370
64. Meldrum RD, Willie BM, Bloebaum RD: An assessment of the biological fixation of a retrieved Mayo femoral component. *Iowa Orthop J.* 23 (2003) 103 - 107
65. Merle d' Aubigné R, Postel M: Functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis. *J Bone Joint Surg.* 36-A (1954) 451 - 475
66. Mittelmeier W, Grunwald I, Schäfer R, Grundei H, Gradinger R: Zementlose Endoprothesenverankerung mittels trabekulären, dreidimensional interkonnektierten Oberflächenstrukturen. *Orthopäde* 26 (1997) 117 - 124
67. Morrey BF: Short-stemmed uncemented femoral component for primary hip arthroplasty. *Clin Orthop.* 249 (1989) 169 - 175
68. Morrey BF, Adams RA, Kessler M: A conservative femoral replacement for total hip arthroplasty. A prospective study. *J Bone Joint Surg Br.* 82 (2000) 952 - 958
69. Munting E, Schmitz P, Van Sante N, Nagant de Deuxchaisnes C, Vincent A, Devogelaer JP: Effect of a stemless femoral implant for total hip arthroplasty on the bone mineral density of the proximal femur: a prospective longitudinal study. *J Arthroplasty* 12 (1997) 373 - 379
70. Murphey MD, Bramble MD, Cook LT, Martin NL, Dwyer SJ: Nondisplaced fractures: spatial resolution requirements for detection with digital skeletal imaging. *Radiology* 174 (1990) 865 - 870
71. Nesse E, Waage Nielsen E, Bastian D: Zementierte versus unzementierte Revisions-Hüftarthroplastik mit verdichtetem Knochenallograft- prospektiv randomisierte Vergleichsstudie mit Jahres-Follow-up. *Z Orthop.* 141 (2003) 678 - 683
72. Oehme S: Erfahrungen mit der Mayo-Schenkelhalsprothese. *Z Orthop.* 140 (2002) 463 - 692

73. Ohta H, Kobayashi S, Saito N, Nawata M, Horiuchi H, Takaoka K: Sequential changes in periprosthetic bone mineral density following total hip arthroplasty. *J Bone Miner Metab.* 21 (2003) 229 - 233
74. Özkaya N, Nordin M : *Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion and Deformation.* Springer, Berlin,1999, S.102 - 103
75. Perka C, Heller M, Wilke K, Taylor WR, Haas NP, Zippel H, Duda GN: Surgical approach influences periprosthetic femoral bone density. *Clin Orthop.* 432 (2005) 153 - 155
76. Pipino F, Calderale PM: Biodynamic total hip prothesis. *Ital J Orthop Traumatol* 8 (1987) 289 - 297
77. Pipino F, Molfetta L, Grandizio M: Preservation of the femoral neck in hip arthroplasty: results of a 13- to 17- year follow- up. *J Orthopaed Traumatol.* 1(2000) 31 - 39
78. Plötz W, Rechl H, Burgkart R, Wicke- Wittenius S, Hipp R, Gradinger R: Derzeitiger Stand der zementlosen Hüftendoprothetik. *Fortschr. Med.* 111 (1993) 369 - 373
79. Pritchett JW: Femoral bone loss following hip replacement. *Clin Orthop.* 314 (1995) 156 - 161
80. Reiter A, Gellrich JC, Bachmann J, Braun A: Verlauf der periprothetischen Mineralisationsdichte nach Implantation des zementfreien Biocontact- Schaftes; Einfluß verschiedener Parameter- ein prospektives Follow- up über 4 Jahre. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 141 (2003) 283 - 288
81. Reiter A, Sabo D, Simank HG, Buchner T, Seidel M, Lukoschek M: Periprothetische Mineralisationsdichte zementfreier Hüftendoprothetik. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 141 (1997) 499 - 504
82. Reichel H, Krüger T, Bernstein A, Hein W: Stellenwert der Hydroxylapatitbeschichtung in der zementfreien Hüftendoprothetik: eine Standortbestimmung. *Jahrbuch der Orthopädie*, 1995, S. 169 - 177
83. Reinhardt A: Keep it short and simple: Ergebnisse einer Multicenter- Studie. *Orthopädie im Profil* 1 (2007) 6 - 8
84. Röhrli SM, Li MG, Pedersen E, Ullmark G, Nivbrant B: Migration pattern of a Short Femoral Neck Preserving Stem. *Clin Orthop.* 448 (2006) 73 - 78

85. Rogers A, Kulkarni R, Downes EM: The ABG hydroxylapatite- coated hip prosthesis. One hundred consecutive operations with average 6- year follow- up. *J Arthroplasty* 18 (2003) 619 - 625
86. Rosenberg A: Cementless total hip arthroplasty: femoral remodelling and clinical experience. *Orthopaedics* 12 (1989) 1223 - 1233
87. Roth A, Richartz G, Sander K, Sachse A, Furmann R, Wagner A, Venbrocks RA: Verlauf der periprothetischen Knochendichte nach Hüfttotalprothesenimplantation. *Orthopäde* 34 (2005) 334 - 344
88. Sabo D, Reiter A, Simank HG, Thomsen M, Lukoschek M, Ewerbeck V: Periprosthetic mineralization around cementless total hip endoprosthesis: longitudinal study and cross- sectional study on titanium threaded acetabular cup and cementless Spotorno stem with DEXA. *Calcif Tissue Int.* 62 (1998) 177 - 182
89. Schaub W, Wagner R, Maronna U: Einführung eines neuen TEP- Systems zur Schenkelhalserhaltung. *Z Orthop.* 140 (2002) 463 - 692
90. Schönrrath F: Digitale Migrationsmessung in der Hüftendoprothetik am Beispiel der ABG- Prothese. Medizinische Dissertation, MLU Halle- Wittenberg (2004)
91. Schuh A.: Tagung des Arbeitskreises 20 „Implantat und Allergie“ der DGOOC. *Orthop Mitteilungen* 5 (2006) 432 - 433
92. Schwentlick G, Vogel L: Beziehungen zwischen Lockerungsrate und Infekthäufigkeit bei zementierter und zementfreier Hüftprothese eines Herstellers. *Orthop Praxis* (2000) 301 - 306
93. Singh M, Nagrath AR, Maini PS: Changes in trabecular pattern of the upper end of the femur as an index of osteoporosis. *J Bone Joint Surg.* 52 - A (1970) 457 - 467
94. Smith- Peterson MN: Mouldarthroplasty. *J Bone Joint Surg.* 21 (1939) 269 - 278
95. Spittlehouse AJ, Smith TW, Eastell R: Bone loss around 2 different types of hip prostheses. *J Arthroplasty* 13 (1998) 422 - 427
96. Spotorno L, Schenk RK, Dietschi C, Romagnoli S, Mumenthaler A: Unsere Erfahrungen mit nicht zementierten Prothesen. *Orthopäde* 16 (1987) 225 - 238
97. Sun Y, Stürmer T, Günther KP, Brenner H: Incidenz und Prävalenz der Cox- und Gonarthrose in der Allgemeinbevölkerung. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 135(3) (1997) 184 -192
98. Theis JC, Beadel G: Changes in proximal femoral bone mineral density around a hydroxyapatite- coated hip joint arthroplasty. *J Orthop Surg.* 11 (2003) 48 - 52

99. Thomas W: Makro- und mikroporöse Oberflächen- Definitionen, Grundlagen, experimentelle Ergebnisse. In: Hipp E, Gradinger R, Ascherl R (Hrsg.): Die zementlose Hüftprothese. Demeter, Gräfelfing, 1992, S. 47 - 48
100. Thomsen M, Strachwitz Bv, Mau H, Cotta H: Werkstoffübersicht in der Hüftendoprothetik. Z Orthop. 133 (1995) 1 - 6
101. Tonino AJ, Rahmy AIA, International ABG Study Group: The Hydroxyapatit-ABG hip system. 5- to 7- year results from an international multicentre study. J Arthroplasty 15 (2000) 274 - 282
102. Tonino AJ, Romaini L, Rossi P, Borronio M, Hein W et al.: Hydroxyapatit- coated hip proteses. Clin. Orthop. 312 (1995) 211 - 225
103. Treadwell BV, Mankin HJ: The synthetic processes of articular cartilage. Clin Orthop. (1986) 213: 50 -61
104. Wentz AH: Mayo Conservative Hip Prothesis results in less blood loss and thigh pain. Orthopaedics 18 (1998)
105. Wenz W, Buitrago- Tellez C, Blum U, Hauenstein KH, Gufler H, Meyer E, Rüdiger K: Digitalisierung konventioneller Röntgenaufnahmen. Radiologe 32 (1992) 409 - 415
106. Wessinghage D: Thermistocles Gluck: Von der Organexstirpation zum Gelenkersatz. Dt. Ärztebl. 92 (1995) A2180 - 2184
107. Willert HG, Buchhorn GH: Biologische Fixation und knöcherne Reaktion auf zementlose Implantate – Heilung, Integration, Irritation. In: Hipp E, Gradinger R, Ascherl R (Hrsg.): Die zementlose Hüftprothese. Demeter, Gräfelfing, 1992, S. 49 - 53
108. Wirtz DC, Niethard FU: Hüftendoprothesenlockerung – eine Standortbestimmung. Z Orthop. 135 (1997) 270 - 280
109. Wixon RL, Stuhlberg SD, Mehlhoff M: Total hip replacement with cemented, uncemented und hybrid prostheses. J Bone Joint Surg. 73 (1991) 257 - 270
110. Wohlrab D, Hagel A, Hein W: Vorteile der minimalinvasiven Implantation von Hüfttotalendoprothesen in der frühen postoperativen Rehabilitationsphase. Z Orthop. 142 (2004) 685 - 690
111. Wolff J: Das Gesetz der Transformation der Knochen. Hirschwald, Berlin, 1892
112. Woolson ST, Maloney WJ: Cementless total hip arthroplasty using a porous-coated prothesis for bone ingrowthfixation. J Arthroplasty 7 (1992) 381 - 388

113. Zaage M: Prospektiv randomisierter Vergleich des anatomischen Prothesenschaftes ABG mit dem Mayo Kurzschaft. Medizinische Dissertation, MLU Halle- Wittenberg (2006)
114. Zerahn B, Lausten GS, Kanstrup IL: Prospective comparison of differences in bone mineral density adjacent to two biomechanically different types of cementless femoral stems. *Int Orthop.* 28 (2004) 146 - 150
115. Zichner L, Lindenfeld T: In- vivo- Verschleiß der Gleitpaarungen Keramik- Polyethylen gegen Metall- Polyethylen. *Orthopäde* 26 (1997) 129 - 134

8 Thesen der Dissertation

1. Die Hüfttotalprothesenimplantation zählt zu den erfolgreichsten und häufigsten Operationen in der Orthopädie.
2. Bedingt durch die Dauer der Prothesenstandzeiten, die weiter steigende Lebenserwartung und die demographische Entwicklung der Bevölkerung nimmt die Anzahl der Wechseloperationen sprunghaft zu. Dieser Trend wird sich weiter fortsetzen.
3. Knochensparende Operationsverfahren ermöglichen den Erhalt des Schenkelhalses infolge der Anwendung moderner Prothesensysteme und stellen eine Alternative zu den konventionellen Hüftendoprothesen dar.
4. Die distale Krafteinleitung herkömmlicher Standardprothesen führt zum stress shielding und Knochenatrophie im proximalen Femur. Ein verändertes Prothesendesign zur proximalen Verankerung soll den Knochen in den Gruen- Zonen 1 und 7 annähernd physiologisch belasten.
5. Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, die kurzfristigen klinischen, radiologischen und osteodensitometrischen Resultate der CFP- und Mayo- Kurzschaftprothese darzustellen und miteinander zu vergleichen.
6. In einer prospektiven Studie wurden jeweils 20 der mit einer CFP- und Mayo- Prothese in den Jahren 2003 bis 2005 an der Orthopädischen Universitätsklinik Halle operierten Patienten untersucht.
7. Die Patienten mit einer CFP- Prothese erzielten 93,5 von maximal 100 Punkten. Da in der Mayo- Gruppe durchschnittlich 94,2 Punkte erreicht wurden, ergab sich kein statistisch signifikanter Unterschied.

8. Hinsichtlich der Einsinktiefe, gemessen vom Trochanter major zur Prothesenschulter, ist ein ganz gering signifikanter Vorteil für den Mayo- Schaft festzustellen. Wird dagegen die Migration vom Trochanter minor zur Prothesenspitze bestimmt, ist die Differenz nicht mehr signifikant.
9. Bei beiden Prothesenmodellen sind deutliche Verluste der Knochendichte in den Zonen 1 und 7 nach Gruen festzustellen. Die diesbezüglichen Unterschiede zwischen den Implantaten sind statistisch nicht relevant, aber höher als ursprünglich durch Prothesendesign und Verankerungsphilosophie erwartet.
10. Eine angestrebte Vermeidung von stress shielding und Knochenatrophie im proximalen Femur kann von beiden Kurzschaftprothesen nicht erfüllt werden, ist jedoch geringer als bei distal oder langstreckig verankerten herkömmliche Standardhüftprothesen.
11. Die CFP- und die Mayo- Kurzschaftprothesen stellen sehr gute Alternativen für den jüngeren Patienten mit primär guter Knochenqualität dar und bieten bessere Voraussetzungen bei Wechseloperationen.

Lebenslauf

Name	Rüdiger Neef	
Anschrift	Mühlweg 38, 06114 Halle	
Geburtsdatum/-ort	23.08.1969 in Halle	
Familienstand	getrennt lebend	
Kinder	2	
Schulbesuch	09/76-08/86	Polytechnische Oberschule „Wittekind“ Halle/Saale
	09/86-08/88	Abitur; Erweiterte Oberschule „Thomas- Müntzer“ Halle/Saale
Praktikum	09/88-10/88	pflegerische Hilfskraft/ Vorimmatrikulation
Grundwehrdienst	11/88-01/90	
Praktikum	01/90-08/90	pflegerische Hilfskraft/ Vorimmatrikulation
Studium	09/90-09/97	Humanmedizin an der Martin- Luther-Universität Halle- Wittenberg
Erziehungsurlaub	10/97-12/97	
Arzt im Praktikum	01/98-06/99	Universitätsklinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie an den BG- Kliniken Bergmannstrost Halle
Assistenzarzt	07/99-03/04	Universitätsklinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie an den BG- Kliniken Bergmannstrost Halle
Facharzt f. Chirurgie	seit 07/03	
Facharzt f. Chirurgie	04/04-gegenwärtig	Universitätsklinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie der MLU am Universitätsklinikum Kröllwitz
FA f. Chirurgie und Spezielle Unfallchirurgie	seit 04/06	

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich wahrheitsgemäß, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und nur unter Verwendung der angegebenen Quellen und Hilfsmittel angefertigt habe.

Weder diese noch eine andere Arbeit ist von mir zur Erlangung einer Dissertation einer anderen Fakultät oder Universität vorgelegt worden.

Danksagung

Ich möchte mich bei Herrn Prof. Dr. med. habil. W. Hein, Direktor des Zentrums für Erkrankungen und Verletzungen der Haltungs- und Bewegungsorgane der Martin- Luther- Universität Halle- Wittenberg, für die Überlassung des Themas bedanken.

Besonders herzlich möchte ich mich bei Herrn Oberarzt Dr. med. F. Göbel für die Betreuung der Arbeit bedanken.

Ohne die Hilfe der Mitarbeiter und Schwestern der orthopädischen Ambulanz und der Damen der orthopädischen Röntgenabteilung wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen.

Auch Ihnen gilt mein persönlicher Dank.