

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



Die Bedeutung von Schaftdesign und Prothesenposition für den periprothetischen Knochenumbau – eine radiologische und densitometrische Studie

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

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

von Astrid Lukowsky, geb. Solf
geboren am 07. Oktober 1972 in Halle/S.

Gutachter:

1. PD Krüger
2. Prof. Neumann (Magdeburg)
3. PD Perka (Berlin)

Öffentliche Verteidigung am 09.12.2003 in Halle

urn:nbn:de:gbv:3-000006079

[<http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=nbn%3Ade%3Agbv%3A3-000006079>]

Meinen Eltern in Dankbarkeit gewidmet

Referat und bibliografische Beschreibung

Eine wesentliche Grundlage für akzeptable Langzeitergebnisse in der Hüftendoprothetik ist eine subtile Operationstechnik, was eine exakte Positionierung der Implantate einschließt. Fehlstellungen des Prothesenschaftes führen zu Belastungsmustern, die sich in atypischen Knochenresorptionen widerspiegeln und eine frühzeitige Lockerung bedingen können.

In der vorliegenden Studie wurden zwei Prothesenschäfte (Typ ABG I und Typ Zweymüller SL) in einer prospektiven Studie mittelfristig analysiert. Unter besonderer Berücksichtigung der Prothesenposition erfolgten klinische (Merle d'Aubigné-Score), densitometrische (DEXA-Methode) und radiologische Untersuchungen. Zur radiologischen Beurteilung wurden periprothetische Knochenreaktionen (Verdichtungen, Resorptionen, sog. „Reaktive Linien“) und die Prothesenposition erfasst. Die digitalisierten Röntgenbilder wurden mit Hilfe eines CAD-Programmes vermessen.

In beiden Patientenkollektiven wurden überwiegend gute und sehr gute klinische Ergebnisse erzielt. Im postoperativen Verlauf kam es unabhängig vom Prothesentyp zu einer intraindividuellen Knochendichteabnahme in allen periprothetischen Arealen. Die sog. „metaphysär fixierte“ ABG-Prothese wie auch die sog. „diaphysär fixierte“ Zweymüller SL-Prothese führten zu einem überwiegend proximalen stress shielding. Varus- bzw. Valguspositionen gingen mit „pathologischen“ periprothetischen Knochendichtemustern einher.

In der Literatur wird die Fehlpositionierung einer Endoprothese als ein Risiko der frühzeitigen Lockerung beschrieben. Die Kontrolle der Prothesenposition sollte zum heutigen Zeitpunkt routinemäßig mittels intraoperativem Röntgenbild erfolgen. Ob moderne Operationsmethoden wie Robotic oder Navigation die Langzeitergebnisse wesentlich beeinflussen können, muss abgewartet werden.

Lukowsky, Astrid: Die Bedeutung von Schaftdesign und Prothesenposition für den periprothetischen Knochenumbau – eine radiologische und densitometrische Studie. Halle/S., Univ., Med. Fak., Diss., 73 Seiten, 2003

	Inhaltsverzeichnis	Seite
1	Einleitung	1
2	Grundlagen der Hüftprothetik	3
2.1	Historie	3
2.2	Zementfreie Hüftprothetik	7
2.3	Zur Problematik der aseptischen Prothesenlockerung	9
3	Material und Methodik	11
3.1	Patientenakquisition	11
3.2	Prothesentypen	11
3.2.1	Der ABG I-Femurschaft	11
3.2.2	Der Zweymüller SL-Femurschaft	12
3.3	Untersuchungsmethoden	13
3.3.1	Patientendemografie und klinische Untersuchung	13
3.3.2	Röntgenologische Untersuchung	15
3.3.3	Densitometrische Untersuchung	18
3.4	Statistische Auswertung	20
4	Ergebnisse	21
4.1	Klinische Ergebnisse	21
4.1.1	Untersuchungsgruppen	21
4.1.2	Untersuchungszeitraum	22
4.1.3	Patientenalter und Geschlecht	22
4.1.4	Body-Mass-Index	23
4.1.5	Operations-Indikation	24
4.1.6	Merle d'Aubigné-Score	24
4.2	Radiologische Ergebnisse	26
4.2.1	Prothesenposition	26
4.2.2	Kortikale und spongiöse Verdichtungen	28
4.2.3	Häufigkeit des Auftretens von sog. „Reactive lines“	30
4.2.4	Periartikuläre Ossifikation	32
4.3	Densitometrische Ergebnisse	34
4.3.1	Densitometrische Ergebnisse des ABG-Schaftes	34
4.3.2	Densitometrische Ergebnisse des ZM SL-Schaftes	36

5	Diskussion	38
5.1	Studiendesign und Patientengruppen	38
5.2	Diskussion der Untersuchungsmethoden	39
5.2.1	Röntgen	39
5.2.2	Knochendichtemessung (DEXA)	40
5.3	Diskussion der Ergebnisse	42
5.3.1	Diskussion der klinischen Ergebnisse	42
5.3.2	Diskussion der radiologischen Ergebnisse	43
5.3.3	Diskussion der densitometrischen Ergebnisse	47
6	Zusammenfassung	51
7	Literaturverzeichnis	53
8	Anhang	64
8.1	Fragebogen zur Hüftendoprothesen-Nachuntersuchung	64
8.2	Statistische Tabellen	65
9	Thesen	69

Lebenslauf

Erklärungen

Danksagung

Abkürzungsverzeichnis

ABG	Anatomic Benoist Girard
AML	Monatomic Medullary Locking
bzw.	beziehungsweise
BMD	Bone mineral density
CAD	Computer-Aided-Design
cm	Zentimeter
cm ²	Quadratcentimeter
DEXA	Dual-energy x-ray absorptiometry Zwei-Energie-Röntgenabsorptiometrie
et al.	und andere
g	Gramm
ggf.	gegebenenfalls
kg	Kilogramm
keV	Kiloelektronenvolt
mm	Millimeter
m ²	Quadratmeter
n	Anzahl
p	Signifikanz
PCA	Porous-Coated Monatomic
p.o.	post operationem
s	Sekunde
s.	siehe
sog.	sogenannte/r
TEP	Totalendoprothese
µm	Mikrometer

vgl.	vergleiche
>	größer als
<	kleiner als
±	plus/minus
°	Grad
®	eingetragenes Warenzeichen
ZM	Zweymüller (Karl Zweymüller)
z.B.	zum Beispiel

1 Einleitung

Die Implantation von Hüftendoprothesen hat sich als Standardtherapie der orthopädischen Chirurgie seit Jahren etabliert. Primäre und sekundäre Arthrosen sind bei zunehmender Lebenserwartung der Menschen die häufigsten Indikationen zum künstlichen Gelenk (Schwentlick und Vogel, 2000). In Europa werden ca. 500.000 Hüftendoprothesen jährlich implantiert, davon etwa 135.000 in Deutschland (Breusch, 2000).

Eine große Auswahl von Hüftprothesensystemen ist weltweit verfügbar. Grundsätzlich lassen sich zementierte und zementfreie Systeme unterscheiden. Die Funktionsfähigkeit der Kunstgelenke ist unabhängig von der Implantationstechnik limitiert. Die Ursachen der Lockerung sind multifaktoriell. Neben mechanischen Problemen an den Grenzflächen Knochen-(Zement)-Prothese stellen vor allem biologische Reaktionen auf Abriebartikel aber auch lokale, periprothetische Knochenatrophien im Sinne eines „stress shieldings“ ein Problem dar (Huiskes et al., 1992; Krüger A et al., 1998; Sumner et al., 1992).

Zu Beginn der 90er Jahre wurden verschiedene zementfreie Prothesensysteme entwickelt, die eine metaphysäre Verankerung garantieren sollten. Eine weit proximale Kraftübertragung kann, dem Wolffschen Transformationsgesetz der Knochen (1892) folgend, eine Knochenresorption vermeiden und so auch die technischen Möglichkeiten bei zu erwartendem Prothesenwechsel verbessern.

Die Anatomique Benoist Girard-Prothese (ABG-Prothese, Fa. Stryker Howmedica Osteonics, New Jersey, USA) wurde als proximal zu verankerndes Prothesensystem von einer Gruppe französischer Orthopäden mit der Firma Howmedica entwickelt. Zwischen 1991 und 2000 wurde sie als Standardprothese in der Universitätsklinik und Poliklinik für Orthopädie der Martin-Luther-Universität (MLU) Halle-Wittenberg implantiert.

Der Zweymüller SL-Prothesenschaft (vormals Fa. Sulzer/Allopro AG, Baar, Schweiz), eine diaphysär zu verklemmende Geradschaftprothese, wurde damit als Regelversorgungssystem abgelöst. Dies geschah unter der Vorstellung, dass durch das neue Prothesendesign eine bessere Knochenprotektion proximal erreicht werden kann.

Röntgenologisch kann der Knochenabbau erst bei einer Knochenreduktion von ca. 30% quantifiziert werden, was aus der Osteoporosedagnostik bekannt ist (Ardran, 1951;

Lachmann et al., 1936; Reiter et al., 1997). Mit Hilfe der Osteodensitometrie lässt sich bereits eine Knochenminderung ab 4,5% sicher erkennen, weswegen die Methode unter anderem auch für die Beschreibung periprothetischer Umbauvorgänge akzeptiert ist (Krüger A et al., 1998; Martini et al., 1997; Petersen et al., 1995; Schmidt et al., 2000).

Eine wesentliche Grundlage für akzeptable Langzeitergebnisse in der Hüftendoprothetik ist eine exakte Operationstechnik. Dies schließt die positionsgerechte Implantation des Schaftes ein. Fehlstellungen führen zu Belastungsmustern, die sich in atypischen Knochenresorptionen widerspiegeln und eine frühzeitige Lockerung bedingen können (Huiskes, 1993).

Eine mittel- und langfristige Verlaufsstudie zum Vergleich röntgenologischer und densitometrischer Resultate nach Implantation von ABG I- und ZM SL-Schäften unter besonderer Berücksichtigung der Prothesenposition existiert bisher nicht.

2 Grundlagen der Hüftprothetik

2.1 Historie

Den ersten Versuch, ein künstliches Gelenk zu implantieren unternahm 1890 der Berliner Chirurg Themistocles Gluck. Er versuchte Kniegelenksendoprothesen aus Elfenbein mit einer Art Zement aus Colophonium, Bimsstein und Gips intramedullär zu verankern. Das Vorhaben scheiterte jedoch frühzeitig infolge ungeeigneten Materials und auftretender Infektionen (Eissler, 1989).

Wiederum wurde ein Elfenbeinimplantat 1922 von Hey-Groves verwendet, der erstmals einen Hüftkopf ersetzte.

Eine Neuerung in der Endoprothetik stellte die sog. Smith-Petersen Kappe im Jahre 1923 dar. Es handelte sich hierbei um eine Schale aus Glas, die dem zerstörten Hüftkopf aufgesetzt wurde, um die Kongruenz zur Gelenkpfanne zu verbessern. Erfolge wurden jedoch erst erzielt, als er eine Schale aus Vitallium statt des Glases verwendete (Smith-Petersen, 1939).

In London wurde 1938 von Philipp Wiles die erste Totalendoprothese der Hüfte eingesetzt, wobei die metallische Hüftpfanne mit zwei Schrauben und der Hüftkopf mittels eines durch den Schenkelhals geführten Schraubenbolzens fixiert wurden (Scales, 1966-67).

1940 entwickelten Moore und Bohlmann die erste intramedullär verankerte Vitalliumendoprothese, wobei sie auf einen Pfannenersatz verzichteten (Moore, 1952). Es begann die Ära der Hemiarthroplastiken.

Eine neue Philosophie in der Hüftendoprothetik propagierten die Brüder Judet, die eine Schenkelhalsprothese aus Plexiglas entwickelten (Blauth und Donner, 1979). Die mittel- und langfristigen Ergebnisse waren jedoch nicht zufriedenstellend. Es traten Deformierungen von Knochen und Prothesen (bis hin zu Implantatbrüchen) aber auch Lockerungen auf der Grundlage von geweblichen Ausgrenzungen auf (Blauth und Donner, 1979).

A. R. Moore entwickelte 1952 eine Schaft-Kopfprothese, die vor allem in Nordamerika weite Verbreitung fand (Moore, 1952). Trotz vor allem materialtechnischer Vorteile gegenüber der Judet-Prothese blieben auch hier frühe Lockerungen nicht aus.

Charnley gelang Anfang der 60er Jahre mit der Einführung des sog. Knochenzementes und des Polyethylens ein entscheidender Durchbruch in der Hüftendoprothetik (Ungethüm und Blömer, 1987). Durch die Verwendung einer Polyethylenpfanne als Gleitpartner für den Prothesenkopf konnte das Gleit- und Abriebverhalten verbessert werden. Das Problem der aseptischen Prothesenlockerung war damit aber nicht gelöst.

Eine wesentliche Ursache der Prothesenausgrenzung wurde später im Zement selbst gesehen, so dass die Entwicklung zementfreier Endoprothesen Anfang der 70er Jahre einen neuerlichen Aufschwung erfuhr (Ungethüm und Blömer, 1987).

Judet implantierte erstmals eine Porometallprothese, die sich durch eine raue, poröse Oberfläche auszeichnete (Judet et al., 1978). An Autopsiepräparaten konnte ein Knocheneinwachsen in die Prothesenoberfläche nachgewiesen werden.

1974 wurde von Mittelmeier die Tragrippenprothese (Autophor) entwickelt, bei der durch Quer- und Längsrippen auf der Prothesenoberfläche eine Verklebung in der Markhöhle erreicht wurde (Mittelmeier, 1984). Der anfängliche Typ I, der nur zirkuläre Tragrippen aufwies, wurde 1976 vom Typ II abgelöst, der zusätzlich Längsrippen und Stabilisierungsflügel zur Verbesserung der Rotationsstabilität besaß und aus einer Kobalt-Chrom-Molybdän Legierung (Endocast) bestand (Mittelmeier, 1984). Seit 1985 gibt es den Schafttyp III, der ebenfalls aus einer Kobalt-Chrom-Molybdän Legierung besteht jedoch eine makroporige Oberflächenstrukturierung aufweist.

1974 führte Lord seine „madreporeische Prothese“ ein, bei der eine bessere Prothesenintegration durch Oberflächenvergrößerung erreicht werden sollte (Lord und Bancel, 1983). Auch diese Grundidee wurde in den folgenden Jahren und Jahrzehnten optimiert. Verschiedene Prothesentypen wurden entwickelt. Mit der ESKA-Schenkelhalsprothese wurde ein metaphysäres Verankerungsprinzip für Hüftgelenktotalendoprothesen realisiert. Es handelt sich hierbei um ein makroporös strukturiertes, zementfrei metaphysär zu verankerndes Implantat.

In den 80er Jahren wurden weitere unterschiedliche Prothesen bezüglich der Schaftgeometrie entwickelt. Wesentliche Unterscheidungskriterien sind das Prothesendesign und die Prothesenoberfläche. Neben proximal bzw. distal im Femurschaft zu fixierenden Prothesen müssen mikro- und makroporige Oberflächen sowie Beschichtungen (z.B. Hydroxylapatit) unterschieden werden. Tabelle 1 vermittelt eine Übersicht, die bei der Fülle der Prothesensysteme nicht vollständig sein kann.

Tabelle 1: Auswahl häufig verwendeter zementfreier Prothesensysteme

ABG	metaphysär	HA-Beschichtung (Schaft proximales 1/3, Pfanne gesamt)	Krüger et al., 1994 ; Oosterbos et al., 2001; Rossi et al., 1995; Tonino et al., 1995;
ZM SL	metadiaphysär	grobgestrahlte Oberfläche aus einer Ti-6AL-4V Schmiedelegierung (Protasul64 WF)	Kutschera et al., 1993; Zenz et al., 1995; Zweymüller et al., 1988
Spotorno-CLS	metaphysär	makrostrukturierte, rauhe Oberfläche, Titan-Basislegierung	Siebold et al., 2001; Spotorno et al., 1993; Willert, 1993
Autophor	metaphysär	Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung makrostrukturierte Oberfläche	Heisel et al., 1985 ; Mittelmeier, 1984; Wilhelm et al., 1998
ESKA-Typ simplex	metadiaphysär	makroporöse Oberfläche, Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung	Kinner et al., 1999 ; Decking et al., 1999
PCA	metaphysär	poröse Oberfläche, Kobalt-Chrom-Basislegierung	Hwang und Park, 1995; Knight et al., 1998; Willert, 1993
AML	diaphysär	makrostrukturierte, poröse Oberfläche, Kobalt-Chrom-Basislegierung	Hwang und Park, 1995; Shaw et al., 1987 ; Willert, 1993

Neben der Optimierung der Prothesensysteme wurde versucht, die Operationstechniken zu verbessern. Ende der 80er Jahre wurden durch die Initiatoren William Bargar und Hap Paul die ersten Vorarbeiten der computergestützten Planung und Durchführung der Endoprothesenimplantation geleistet (Wetzel, 2000). Nach In-vitro-Versuchen fanden 1989 bis 1991 die ersten Tierversuche, dann 1992 bis 1993 erstmals computergestützte Implantationen am Menschen statt (Wetzel, 2000).

Seit Mitte der 90er Jahre wird in verschiedenen Zentren auch in Deutschland versucht, die Wertigkeit von computerassistierten Operationen zu evaluieren. Dabei ist diese Methode kritisch zu betrachten. Dreidimensionale Planungsmöglichkeiten und eine

hohe Genauigkeit beim Auffräsen (bis 0,04 mm) ermöglichen ein optimales Einpassen der Prothese in das proximale Femur, woraus eine bessere Kontaktfläche zwischen Knochen und Prothese resultiert (Birke et al., 2000).

Während bei der Handimplantation die originäre Spongiosaarchitektur irritiert und komprimiert wird, bleibt die Knochenstruktur beim robotergefrästen Prothesenlager besser erhalten (Birke et al., 2000). Ein weiterer Vorteil dieser Methode besteht in der Qualitätskontrolle. Es erscheint möglich, mit Hilfe des Computers schon präoperativ einen Qualitätsstandard zu erreichen, der sich auch postoperativ nachprüfen lässt. Als Nachteil wird neben den hohen Anschaffungskosten auch die Verlängerung der Operationszeit mit daraus resultierendem höheren Blutverlust und größerer Infektionsgefährdung diskutiert (Börner et al., 1997; Wetzel, 2000).

Neben der ursprünglichen, an die Implantation von zwei Titanschrauben (Pins) gebundenen Technik, steht eine pinlose Planungs- und Operationstechnik zur Verfügung. Bei der Verwendung des sog. Pinverfahrens müssen in einer Erstoperation zwei Pins gesetzt werden, was letztendlich zwei Narkosen und zwei Operationen für den Patienten bedeutet. Zu diskutieren ist, ob die Exaktheit des Fräsvorganges und die erhaltene Knochen- und Spongiosastruktur auch zu einer vergrößerten Langzeitstabilität führt.

Seit 1994 wird die computerunterstützte chirurgische Navigation (CAS-Computer-Assisted Surgery) klinisch eingesetzt. Diese Methode erlaubt dem Chirurgen, die Eingriffe präoperativ zu planen und zu simulieren. Die verschiedenen zwei- und dreidimensionalen Ansichten der Anatomie des Patienten werden anhand der Bilddatensätze aus den Voruntersuchungen ständig vom Computer berechnet. Somit hat der Operateur immer einen genauen Überblick über die Lage und die Auswirkungen seiner Manipulationen. Die Platzierung von künstlichen Gelenken kann sehr präzise erfolgen.

2.2 Zementfreie Hüftprothetik

Ziel beim künstlichen Gelenkersatz ist eine dauerhafte Fixation und schmerzfreie Funktion der Prothesenkomponenten im Knochen und die Minimierung des Abriebs zwischen den Gleitpartnern Pfanne und Kopf (Breutsch et al., 2000).

Der Erfolg einer zementfreien Fixation von Endoprothesen hängt von der erzielten Primärstabilität und der sekundären dauerstabilen Integration im Knochenlager ab.

Folgende Einflussfaktoren sind für die knöcherne Einheilung der Endoprothesen in der Literatur (Heubner, 1994) beschrieben:

1. Design
2. Verankerungstechnik
3. Prothesenmaterial
4. Oberflächenbeschaffenheit (Struktur, Chemismus)
5. Operationstechnik

Das Design der Prothese bestimmt den Ort der Kraftübertragung von der Prothese auf den Knochen. Ziel ist, bei stabiler Prothesenfixation so viel wie möglich Knochensubstanz im proximalen Femurbereich zu erhalten, um die Möglichkeiten der zu erwartenden Wechseloperation zu verbessern. Prinzipiell werden heute sog. Kappenprothesen, Schenkelhalsprothesen, Kurzschaftprothesen und Standardprothesen unterschieden (Hube und Krüger, 2002).

Bei Oberflächenersatzprothesen, auch Kappenprothesen genannt, werden nur die geschädigten Gelenkoberflächen ersetzt. Der Verbund Prothese-Knochen erfolgt zumeist mit Knochenzement. Bei Schenkelhalsprothesen wird die Fixierung des Implantates im Bereich des Schenkelhalses angestrebt.

Die **Verankerung** der Kurzschaftprothese erfolgt im Schenkelhals und in der Region zwischen Trochanter major und minor, vorrangig innenseitig. Ziel ist auch hier die sofortige stabile Fixation des Implantates bei minimaler Knochenresektion und hüftgelenksnaher Krafteinleitung (Hube und Krüger, 2002).

Die verwendeten **Prothesenmaterialien** müssen wesentliche Voraussetzungen erfüllen. Hierzu zählt neben der mechanischen Festigkeit vor allem die Biokompatibilität, die gewährleisten soll, dass keine Korrosionsprodukte bzw. toxische

oder allergene Stoffe in den Körper gelangen. Titanlegierungen haben sich im zementfreien Bereich als Implantatmaterial bewährt (Rader et al., 2000; Selmisch, 1990).

Die **Oberfläche** der Prothese muss das Anwachsen des Knochens (die sog. Integration) garantieren. Nach Thomas (1992) werden makro- und mikroporöse Oberflächenstrukturen unterschieden. Für beide Strukturgrößen sind gute und sehr gute Langzeitergebnisse publiziert (Kinner et al., 1999; Ewerbeck, 2000). Mittelmeier et al., (1997) unterteilen in makrostrukturierte Oberflächen mit einem Durchmesser von größer 2000 μm , mesostrukturierte Oberflächen mit einem Durchmesser zwischen 2000 bis 100 μm und mikrostrukturierte Oberflächen mit einem Durchmesser von kleiner 100 μm .

Eine Alternative zur alleinigen Oberflächenvergrößerung stellt die Beschichtung mit Hydroxylapatit dar. Hydroxylapatit ist ein Tricalciumphosphat, was natürlicherweise im Knochen vorkommt. Es wirkt osteokonduktiv, d.h. es ermöglicht eine direkt an der Grenzfläche einsetzende Osteogenese (Osborn, 1985). Schichtdicken und Beschichtungsverfahren wurden in den letzten 10 bis 15 Jahren optimiert. Als Standardtechnologie wird heute das Vakuumplasmasprayverfahren angesehen (Krüger et al., 1994; Tonino et al., 1995), wobei Schichtdicken von $60 \pm 10 \mu\text{m}$ den besten Kompromiss zwischen hoher mechanischer Festigkeit und maximaler Homogenität darstellen (Krüger et al., 1994; Kinner et al., 1999).

Eine perfekte **Operationstechnik** ist wesentliche Voraussetzung für den Erfolg des künstlichen Gelenkersatzes (Selmisch, 1990). Dies betrifft sowohl die Weichteilchirurgie (u.a. Schonung der Muskulatur) aber speziell auch die Positionierung der Implantate (Bobyne et al., 1992; Maier et al., 1977; Noble, 1990). Fehlpositionierungen können einerseits zu Luxationen andererseits auch zu Schaftschmerzen oder atypischen Lastübertragungsmustern führen.

Zur Optimierung des operativen Vorgehens finden heute Navigationssysteme und roboterassistierte Techniken Anwendung (vgl. Kapitel 2.1 Historie).

2.3 Zur Problematik der aseptischen Prothesenlockerung

Als wichtigste Komplikation der zementfreien Endoprothetik gilt die aseptische Lockerung, die die Standzeit der Endoprothesen minimiert. Es ist davon auszugehen, dass jede implantierte Prothese einer Ausgrenzung unterliegen wird. Biologische und mechanische Einflussfaktoren auf den Lockerungsmechanismus sind in der Literatur ausführlich beschrieben. Die durch die unphysiologische Krafteinleitung bedingten Adaptationsvorgänge (sog. "stress shielding") gelten als eine wesentliche Ursache für die aseptische Implantatlockerung in Verbindung mit einem Verlust der tragenden Knochensubstanz (Wirtz und Niethard, 1997).

Als Ursachen für stress shielding diskutieren Eingartner et al., (2001) die Unterschiede des Elastizitätsmoduls des Schaftes und des Knochens, das Ausmaß der Beschichtung, die Schaftgeometrie sowie die daraus resultierende Rigidität der Verankerung im diaphysären Teil des Femurschaftes.

Huiskes et al., (1989) gehen davon aus, dass die bei der Knochenbelastung gespeicherte Dehnungsenergie eine Regelgröße ist. Überschreitet sie einen physiologischen Toleranzbereich, kommt es zu entsprechenden Ab- oder Aufbauprozessen im Knochen. Nach Huiskes (1991) wird die präoperativ allein vom Knochen getragene gesamte Belastung postoperativ auf Prothesenhals und Knochen verteilt. Dem Wolffschen Transformationsgesetz der Knochen (1892) folgend, reagiert der Knochen darauf mit Resorption und Reduzierung der kortikalen Dichte (Turner, 1992). Der Kraftfluss im Knochen ändert sich vor allem in Abhängigkeit vom Prothesendesign. Prothesenfehlpositionen führen zu atypischem Knochenumbau und stellen ein Risiko für frühzeitige Auslockerungen dar (Huiskes, 1993).

Veränderte dynamische Einflüsse bedingen eine verstärkte Oberflächenbelastung zwischen Implantat und Knochen, was zu einer Unterbrechung des Implantat-Knochen-Kontaktes und damit zur Lockerung der Prothese führt. Es kommt zum Abrieb feinsten Partikel, was zur Proliferation eines aggressiven Fremdkörpergranuloms führt. Der Abtransport dieses Fremdkörpermaterials über die perivaskulären Lymphgefäße ist erschwert, was eine aseptische Entzündung zur Folge hat. Dieser erstmals von Willert (1978) beschriebene Vorgang gilt als histologisches Korrelat der Lockerung. Abbildung 1 zeigt einen Algorithmus, der die Lockerungsproblematik verdeutlicht.

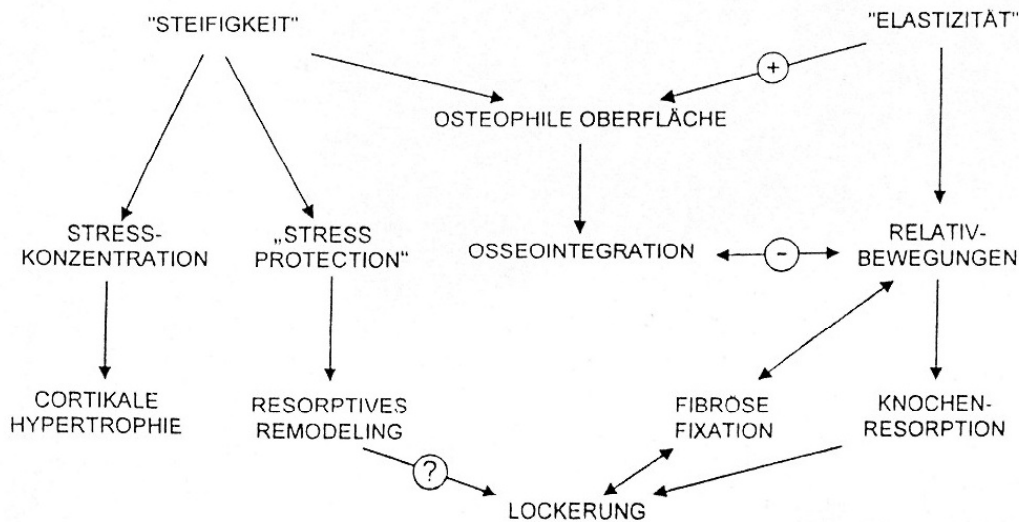


Abbildung 1: Algorithmus der aseptischen Lockerung
(aus: Krüger A et al., 1998)

Die Beurteilung des Implantat-Knochen-Verbundes erfolgt in der Regel zuerst röntgenologisch. Periprothetische Knochenreaktionen werden in Resorptionen, Hypertrophien (Verdichtungen) und Lockerungssäume („Radiolucent lines“) unterteilt. Die Calcarresorption („calcar rounding“) wird nahezu bei jedem Fall aseptischer Schaftlockerungen beobachtet und auf stress shielding zurückgeführt (Adrey et al., 1994).

Als Zeichen der vermehrten Kraftübertragung in einer bestimmten periprothetischen Region treten kortikale und spongiöse Verdichtungen am Femur auf. Lockerungssäume entstehen durch Relativbewegungen zwischen Implantat und Knochen. Strahlendichte Knochenstrukturen werden resorbiert, das Granulationsgewebe ist transparent und als Aufhellung an der Grenzschicht Implantat-Implantatlager erkennbar. Mehrere Autoren sehen einen kontinuierlichen Lysesaum von mehr als zwei mm als ein radiologisches Lockerungskriterium an (Bohndorf et al., 1998; Gruen et al., 1979; Harris et al., 1982). Die periprothetischen Knochenreaktionen können röntgenologisch und densitometrisch erfasst werden. Ziel der vorliegenden Arbeit ist die qualitative und quantitative Analyse dieser Veränderungen im Vergleich zweier zementfreier Prothesensysteme unter besonderer Berücksichtigung der Prothesenposition.

3 Material und Methodik

3.1 Patientenakquisition

In einer prospektiven Studie wurden diejenigen Patienten erfasst, die in der Universitätsklinik und Poliklinik für Orthopädie und Physikalische Medizin der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg im Zeitraum von 1990 bis 1994 mit ABG I- und Zweymüller SL-Endoprothesen versorgt wurden und bei denen auf freiwilliger Basis postoperativ eine Knochendichtemessung sowie eine radiologische und klinische Kontrolle erfolgt war.

3.2 Prothesentypen

3.2.1 Der ABG I-Femurschaft

Der ABG I-Schaft (Fa. Stryker, Howmedica, Osteonics Kiel) ist anatomisch geformt und besteht aus einer Titanlegierung. Im metaphysären Anteil ist die Prothese mit Hydroxylapatit beschichtet. Diese Schicht mit einer maximalen Porosität von 2% wird in einem hochautomatisierten Vakuum-Plasmasprayverfahren unter Verwendung 99,99% ig reinem HA-Pulvers unter hohen Temperaturen aufgebracht. Die Schichtdicke von $60 \pm 10\mu\text{m}$ ist ein guter Kompromiss zwischen maximaler Homogenität und hoher mechanischer Widerstandsfähigkeit (Krüger et al., 1994).

Die primäre Verankerung soll im metaphysären Bereich des Femur erfolgen (Rossi et al., 1995; Tonino et al., 1995). Der Prothesenstiel dient der Philosophie folgend als intramedulläre Führung. Er soll der Kortikalis nur anliegen. Eine distale Verklemmung wird operationstechnisch durch eine Erweiterung des Markraumes (Bohrung um einen mm größer als der Schaftdurchmesser) vermieden.

Der ABG I-Schaft hat sich im klinischen Alltag bewährt (Anderson et al., 1995; Massari et al., 1996; Rossi et al., 1995; Tonino et al., 1995). Abbildung 2 stellt den ABG I-Schaft dar.



Abbildung 2: ABG I-Schaft (aus: Produktinformation Howmedica)

3.2.2 Der Zweymüller SL-Femurschaft

Der Zweymüller SL-Schaft (vormals Fa. Sulzer/Allopro AG, Baar (Schweiz) ist eine Geradschaftprothese. Der Schaft ist aus einer Ti-6-Al-4V Schmiedelegierung mit einer Oberflächenrauigkeit von 0,001 mm über der gesamten Prothese (Produktinformation Sulzer Orthopädie AG). Der SL-Schaft besitzt saggital eine konische, sich nach distal verjüngende Form. Der rechteckige Querschnitt garantiert eine hohe Rotationsstabilität (Piovani, 1990). Das Verankerungsprinzip besteht in einem distalen, kortikalen Press-fit. Abbildung 3 zeigt den SL-Schaft, der vielfach klinisch erprobt ist (Bonomet et al., 1990; Kutschera et al., 1993; Traulsen et al., 2001; Weissinger und Helmreich, 2001; Zenz et al., 1995).



Abbildung 3: Der Zweymüller SL-Schaft
(www.sulzer.orthopedics.cz/asp/article32.asp)

3.3 Untersuchungsmethoden

3.3.1 Patientendemografie und klinische Untersuchung

Für die Auswertung wurden die stationären und ambulanten Krankenakten der Probanden verwendet. Folgende Daten wurden erfasst:

1. Alter, Größe und Gewicht (Body-Mass-Index)
2. Operationsindikation
3. präoperative Beweglichkeit, Gehfähigkeit und Schmerzintensität (Merle d'Aubigné-Score)
4. subjektive Einschätzung des Operationsergebnisses

Die Patienten wurden bei der Nachuntersuchung zu ihrem subjektiven Befinden befragt. Neben den Kriterien des Merle d'Aubigné-Scores (siehe unten) wurden weitere Parameter in den Fragebogen (siehe Anhang) eingeschlossen.

Zur Beurteilung der Körpergewichts- und Körpergrößenrelation wurde der Body-Mass-Index (kg/m^2) benutzt. Hierbei wird das Körpergewicht in Kilogramm durch das Quadrat der Körpergröße in Meter geteilt (Gries et al., 1992).

Die Werte unter 18 kg/m² entsprechen einem ausgeprägten Untergewicht, 18 bis 20 kg/m² entsprechen Untergewicht, 20 bis 25 kg/m² sind Normalgewicht, 25 bis 30 kg/m² Übergewicht und über 30 kg/m² deutliches Übergewicht.

Die Analyse der klinischen Daten erfolgte vergleichend (präoperativ / postoperativ, zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung) anhand des Merle d' Aubigné-Scores (Merle d' Aubigné und Postel, 1954).

In den Kategorien Schmerz, Beweglichkeit und Gehvermögen werden jeweils maximal 6 Punkte vergeben, so dass durch Addition insgesamt maximal 18 Punkte zu erreichen sind. Die Punkte 0 bis 3 entsprechen einem ungenügenden Ergebnis, 4 bis 6 Punkte einem mangelhaften Ergebnis, 7 bis 9 Punkte entsprechen zufriedenstellend, 10 bis 12 Punkte sind befriedigend, 13 bis 15 Punkte sind gut, und 16 bis 18 Punkte sind sehr gut. Tabelle 2 gibt eine Übersicht.

Tabelle 2: Merle d'Aubigné-Score (Merle d' Aubigné und Postel, 1954)

Merkmal	Grad
Schmerz	0 = intensiv und dauerhaft 1 = stark, sogar nachts 2 = stark beim Gehen mit Behinderung der Aktivität 3 = erträglich mit Einschränkung der Aktivität 4 = gering beim Gehen, verschwindet in Ruhe 5 = gering und inkonstant, normale Aktivität 6 = kein Schmerz
Beweglichkeit	0 = Ankylose in schlechter Hüftstellung 1 = Keine Beweglichkeit, leichte Deformierung 2 = Flexion unter 40° 3 = Flexion zwischen 40° und 60° 4 = Flexion zwischen 60° und 80°, Patient kann seinen Fuß erreichen 5 = Flexion zwischen 80° und 90°, Abduktion mindestens 15° 6 = Flexion mehr als 90°, Abduktion ab 30°
Gehfähigkeit	0 = keine Gehfähigkeit 1 = nur mit 2 Gehstützen 2 = nur mit 2 Gehstöcken 3 = mit 1 Gehstock, weniger als 1 Stunde, sehr schwierig ohne Stütze 4 = lange Zeit mit 1 Gehstock, kurze Zeit ohne Stütze, mit Hinken 5 = ohne Gehstock aber mit leichtem Hinken 6 = normale Gehfähigkeit

3.3.2 Röntgenologische Untersuchung

Für die radiologische Nachuntersuchung wurden Röntgenbilder des Hüftgelenkes im anterior-posterioren Strahlengang angefertigt. Grundlegend für die radiologische Verlaufsbewertung war der Vergleich zwischen einem unmittelbar postoperativ angefertigten Röntgenbild mit einem bei der Nachuntersuchung erstellten Bild. Es wurden periprothetische Verdichtungen, Resorptionen und Lockerungssäume („radiolucent lines“) erfasst. Zur Beschreibung der Lokalisation wurde die Einteilung nach Gruen (Gruen et al., 1979) verwendet, was in Abbildung 4 dargestellt ist.



Abbildung 4: Prinzip der Beurteilung radiologischer Phänomene in den Zonen nach Gruen (Gruen et al., 1979) am Beispiel einer ABG I-Endoprothese

Zur Bestimmung der Prothesenposition wurden die Röntgenbilder digitalisiert. Dies erfolgte durch Fotografieren der Bilder mit einer Digitalkamera, welche um Verwackelungen zu vermeiden, auf einem Stativ befestigt wurde.

Um eine einheitliche optimale Belichtung und Fotoqualität zu erreichen, wurden zunächst unterschiedliche Abstände zum Röntgenbild sowie verschiedene Kameraeinstellungen verwendet und am PC ausgewertet.

Die jeweiligen Aufnahmen erfolgten dann unter selbigen Randbedingungen mit definiertem Abstand (Bild-Kamera-Abstand: 70 cm) und einheitlicher Geräteeinstellung (automatische Belichtungswahl, Verschlusszeit 1/100 s, keine Blitzfunktion). Das Auslösen der Kamera erfolgte über Zeitschaltung, um Verwackelungen zu vermeiden. Anschließend wurden die digitalisierten Röntgenaufnahmen in ein CAD-Programm eingelesen. Als CAD-Programm kam AutoCAD des Herstellers Autodesk zur Anwendung. Dieses Programm ist eine 2D- und 3D-Konstruktionsplattform für die Automatisierung von Konstruktionsvorgängen, die hauptsächlich im Maschinenbau und der Architektur Verwendung findet. Zunehmend kommen CAD-Programme auch in der Medizin zum Einsatz.

AutoCAD ermöglicht eine exakte, reproduzierbare Vermessung der Röntgenbilder. Mit der Winkelfunktion wurde der Winkel zwischen Femurschaftachse und Endoprothesenschaftachse gemessen (Abbildung 5). Bei einem Winkel größer ein Grad wurden so die Prothesenpositionen als varisch oder valgisch bezeichnet.

Zusätzlich erfolgte die Ermittlung des Prothesenschaftspitzenindex. Dabei wird die mediale und laterale Distanz zwischen dem Mittelpunkt der Prothesenspitze und der inneren Kortikalisbegrenzung gemessen. Anschließend wird der Quotient aus lateraler zu medialer Distanz bestimmt. Bei neutraler Prothesenposition ist der mediale und laterale Spitzen-Kortikalis-Abstand gleich, somit beträgt der Prothesenspitzenindex eins. Bei varischer Prothesenposition würden dementsprechend Werte kleiner als eins und bei valgischer Position größer als eins errechnet werden. Durch die doppelte Bestimmung der Prothesenposition sollten etwaige Rotations- bzw. Lagerungsfehler minimiert werden.

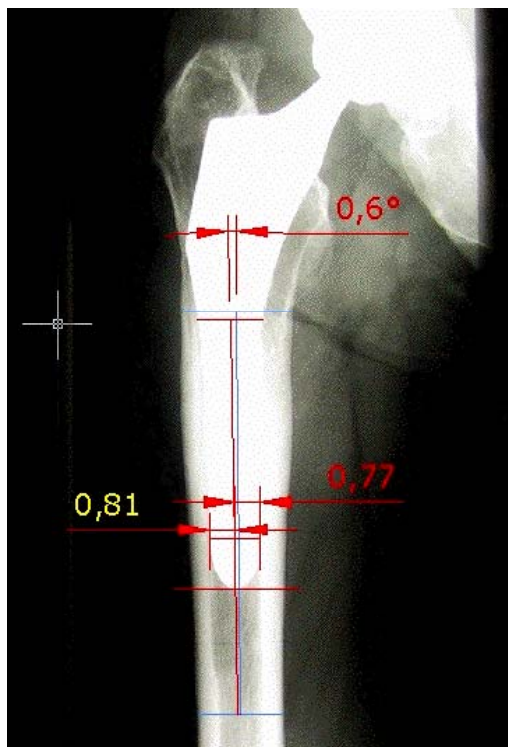


Abbildung 5: Prinzip der Bestimmung des Prothesenspitzen-Index und des Winkels ($0,6^\circ$) mit AutoCAD am Beispiel eines ABG I-Schaftes

Periartikuläre Ossifikationen wurden ebenfalls anhand der Röntgenbilder erfasst. Die Einteilung der Ossifikationen erfolgte nach Brooker (Brooker et al., 1973), wie in Tabelle 3 dargestellt ist.

Tabelle 3: Klassifizierungsschema für periartikuläre Ossifikation nach Brooker (Brooker et al., 1973)

Grad der Ossifikation	Radiologische Veränderungen
0	keine Ossifikation
1	kleine periartikuläre Ossifikationsherde zwischen dem Trochantermassiv und dem Becken
2	Knochensporn, der vom Becken oder proximalen Femur ausgeht und mindestens 1 cm zwischen gegenüberliegenden Knochenoberflächen lässt
3	Knochensporn, der vom Becken oder proximalen Femur ausgeht und weniger als 1 cm Abstand zwischen gegenüberliegenden Knochenoberflächen lässt
4	Scheinbare Ankylose des Hüftgelenkes

3.3.3 Densitometrische Untersuchung

Für die Knochendichtemessung wurde das DPX-L (Fa. Lunar Corp., Wisconsin) verwendet..

Die Röntgenröhre dieses Gerätes arbeitet mit einem Cerium-Filter, der effektive Photonenenergien von 38 KeV und 70 KeV produziert. Es erfolgte täglich eine Referenzmessung am Referenzkörper.

Gemessen wurde unter Verwendung der „orthopedic hip-software“ mit langsamem Scan-Modus und einer Bildauflösung von 0,6 x 1,2 mm. Die Methode arbeitet mit einem linearen zweidimensionalen Scan, beginnend mindestens 1 cm distal der Prothesenspitze.

Der Patient liegt hierzu auf dem Rücken, das zu untersuchende Bein wird über einen justierbaren Fußkeil in Neutral-Null-Stellung der Patella fixiert und das Knie in einer Schaumstoffschiene gelagert. Das Arbeitsprinzip des DPX-L Densitometers ist in Abbildung 6 dargestellt. Die Präzision des verwendeten Gerätes liegt bei 1% (Thoma et al., 1992).

Zur Auswertung wird der Femurschaft entsprechend der Zonen nach Gruen (Gruen et al., 1979) in 7 Messbereiche eingeteilt. Die periprothetische Knochendichte wurde in diesen Regionen, die den röntgenologischen Messarealen entsprachen, bestimmt. Abbildung 7 zeigt ein Beispiel.

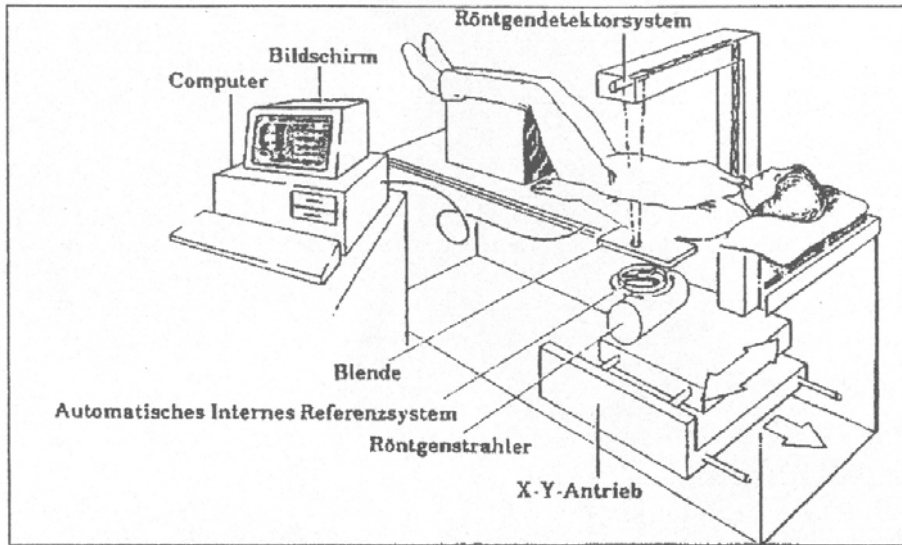


Abbildung 6: Aufbau eines DPX-L Densitometers (aus: Leberherz, 2001)

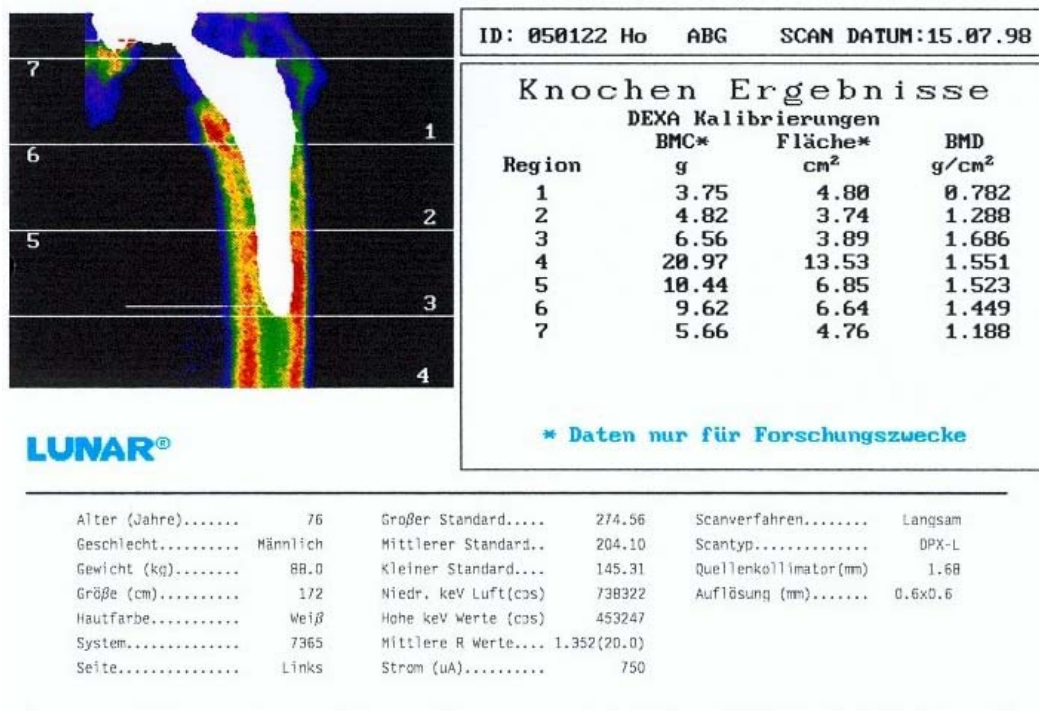


Abbildung 7: Protokollierung einer densitometrischen Messung am Beispiel einer ABG I-Femurprothese

3.4 Statistische Auswertung

Zur Beschreibung der Untersuchungsgruppen wurden Mittelwert, Median und Standardabweichung verwendet.

Beim Vergleich der Ergebnisse von Probanden mit unterschiedlichen Prothesensystemen wurde der t-Test angewendet. Dem ging stets die Prüfung der Varianzgleichheit mit dem Levene-Test voraus (Sachs, 1999).

Zur Bestimmung der Veränderung der Knochendichte und des Merle d'Aubigné-Scores wurde der t-Test für gepaarte Stichproben nach Student (Sachs, 1999) verwendet. Von einem statistisch signifikantem Unterschied wurde ab einem $p < 0,05$ ausgegangen.

Wegen der kleineren Patientengruppen erfolgte der Vergleich der Einstellungen mit dem nichtparametrischen Kruskal-Wallis- H-Test (Sachs, 1999).

Der Vergleich der beiden Probandengruppen hinsichtlich des Auftretens von radiologischen Phänomenen erfolgte mit dem Chiquadrat-Test nach Pearson.

Zur Bestimmung der Korrelation wurde der Korrelationskoeffizient nach Pearson berechnet.

Die Auswertung der Untersuchungsergebnisse erfolgte mit den Programmen SPSS Version 9 und MS Excel 2000.

4 Ergebnisse

4.1 Klinische Ergebnisse

4.1.1 Untersuchungsgruppen

In einer prospektiven Studie wurden die Patienten erfasst, die im Zeitraum von 1990 bis 1994 mit ABG I- und Zweymüller SL-Hüftendoprothesen versorgt wurden und bei denen auf freiwilliger Basis postoperativ eine Knochendichtemessung sowie eine radiologische und klinische Kontrolle erfolgt war. Dies betraf 98 Patienten, die zur Nachuntersuchung angeschrieben wurden.

Es erschienen 64 Patienten (65,3%) zur Kontrolle. Vierzig dieser Patienten waren mit einem ABG I-Schaft und 24 mit einem ZM SL-Schaft versorgt worden. Acht Patienten war beidseits eine Hüftendoprothese implantiert worden. 5 Patienten (5,1%) waren verstorben, 19 (19,4%) unbekannt verzogen und 10 (10,2%) Patienten kamen der freiwilligen Nachuntersuchung aus persönlichen Gründen nicht nach. Tabelle 4 gibt eine Übersicht.

Tabelle 4: Patientenerfassung

	Patienten	Prozent [%]
zur Untersuchung erschienen	64	65,3
nicht zur Untersuchung erschienen		
- verstorben	5	5,1
- unbekannt verzogen	19	19,4
- nicht erschienen	10	10,2
gesamt	98	100

4.1.2 Untersuchungszeitraum

Die klinische Nachuntersuchung erfolgte nach durchschnittlich 96 (77 bis 112) Monaten für die ABG-Gruppe und 104 (93 bis 111) Monaten für die ZM-Gruppe.

4.1.3 Patientenalter und Geschlecht

Der Altersdurchschnitt betrug in der ABG-Gruppe 59,4 (35 bis 74) Jahre und in der ZM-Gruppe 51,2 (35 bis 66) Jahre. Die grafische Darstellung der Altersverteilung (Abbildung 8) zeigt, dass der größte Anteil der ABG-Patienten (77%) zwischen 50 und 70 Jahre alt war. Im Vergleich dazu waren die Patienten der ZM-Gruppe zum Operationszeitpunkt etwas jünger. Das Alter der meisten Patienten (66%) lag zwischen 40 und 60 Jahren. In beiden Gruppen wurden überwiegend Frauen operiert (Tabelle 5). Mit der ZM SL-Prothese wurden häufig weibliche Patienten (21%) mit einer Dysplasiekoarthrose versorgt.

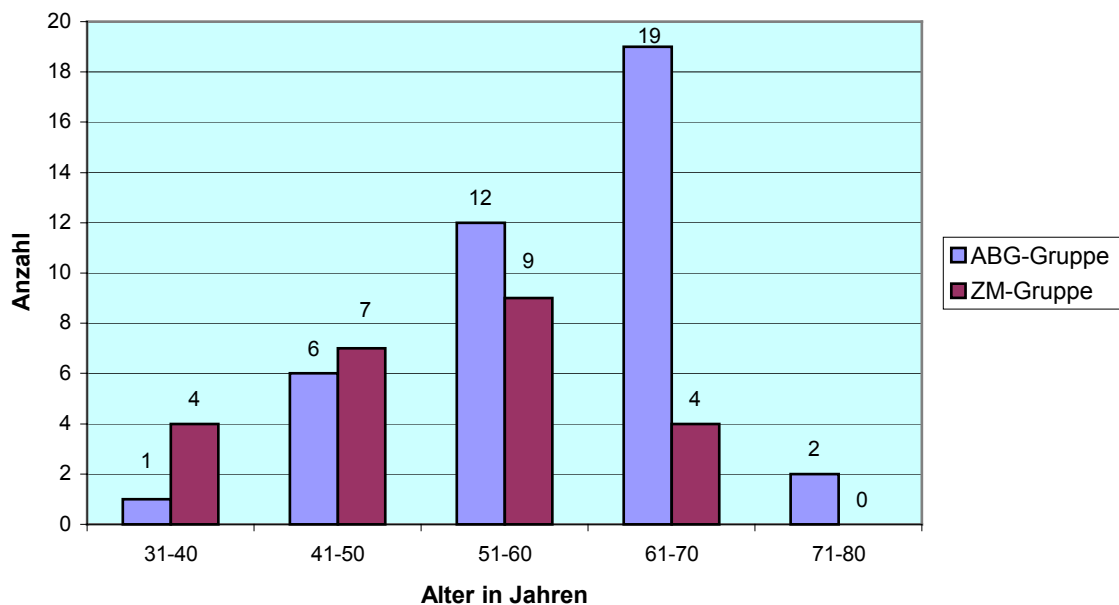


Abbildung 8: Operationsalter der Patienten

Tabelle 5: Geschlechterverteilung in den Untersuchungsgruppen

Geschlecht	ABG-Gruppe	ZM-Gruppe
Weiblich	21 (52%)	16 (66,7%)
Männlich	19 (47,5%)	8 (33,3%)
Gesamt	40 (100%)	24 (100%)

4.1.4 Body-Mass-Index

Zur Beurteilung der Körpergewichts- und Körpergrößenrelation wurde der Body-Mass-Index (kg/m^2) benutzt.

Dieser betrug sowohl in der ABG- als auch in der ZM-Gruppe durchschnittlich $27,7 \text{ kg}/\text{m}^2$. Demzufolge war der größte Anteil der Patienten zum Zeitpunkt der Operation übergewichtig, was Tabelle 6 zeigt.

Tabelle 6: Gewichtsverteilung in den Gruppen

Einteilung	BMI (kg/m^2)	ABG-Gruppe (%), n=40	ZM-Gruppe (%), n=24
deutliches Untergewicht	< 18	1 (2,5%)	0 (0%)
Untergewicht	18-20	1 (2,5%)	2 (8,3%)
Normalgewicht	20-25	9 (22,5%)	7 (29,2%)
Übergewicht	26-30	19 (47,5%)	9 (37,5%)
deutliches Übergewicht	> 30	10 (25%)	6 (25%)

4.1.5 Operations-Indikation

Die häufigsten Operationsindikationen waren die ideopathische Koxarthrose und die Dysplasiekoxarthrose, wie in Tabelle 7 dargestellt ist (vgl. auch Kapitel 4.1.3.).

Tabelle 7: Verteilung der präoperativen Diagnosen in den Untersuchungsgruppen

Diagnose	ABG-Gruppe (%), n=40	Zweymüller-Gruppe (%), n=24
Ideopathische Koxarthrose	29 (72,5%)	6 (25%)
Sekundäre Koxarthrose	3 (7,5%)	2 (8,3%)
Dysplasiekoxarthrose	5 (12,5%)	6 (25%)
Protrusionskoxarthrose	1 (2,5%)	3 (12,5%)
Hüftkopfnekrose	1 (2,5%)	5 (20,8%)
Rheumatoide Arthritis	0 (0%)	2 (8,3%)
Schenkelhalsfraktur	1 (2,5%)	0 (0%)

4.1.6 Merle d'Aubigné-Score

Die überwiegende Anzahl der Patienten war bei der Nachuntersuchung mit dem Operationsergebnis zufrieden. In der ABG-Gruppe wiesen 39 Gelenke (97,5%) gute und sehr gute Ergebnisse auf.

In der Zweymüller-Gruppe wurden bei allen Patienten gute und sehr gute Score-Werte erreicht. Im Mittel kam es zu einer Verbesserung um $7,5 \pm 2,9$ Punkte in der ABG-Gruppe und $8,1 \pm 3,5$ Punkte in der Zweymüller-Gruppe.

Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung betragen die Score- Mittelwerte $15,7 \pm 1,7$ in der ABG-Gruppe und $16,3 \pm 1,4$ in der ZW-Gruppe. Die Ergebnisse sind in den Abbildungen 9 und 10 detailliert dargestellt.

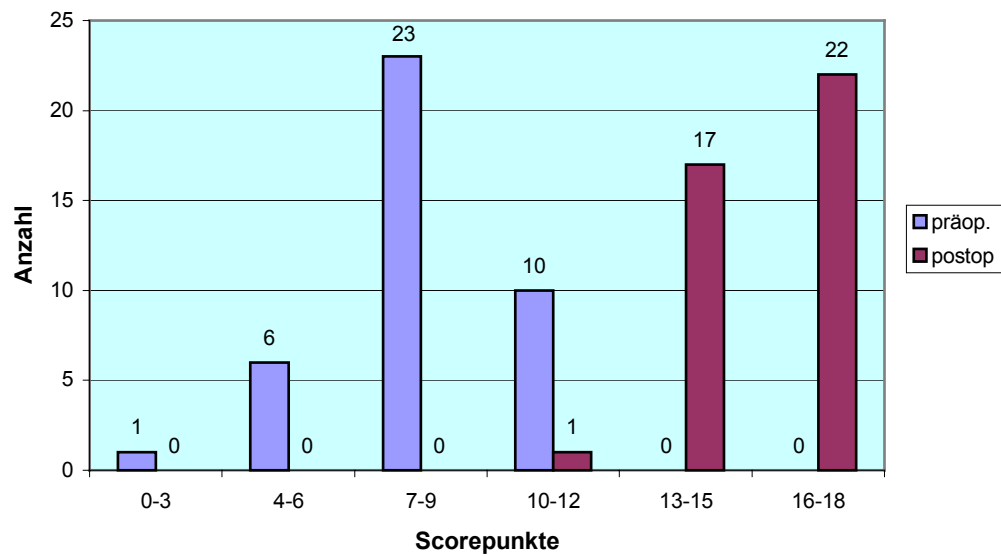


Abbildung 9: Merle d'Aubigné-Score prä-und postoperativ (ABG-Gruppe)

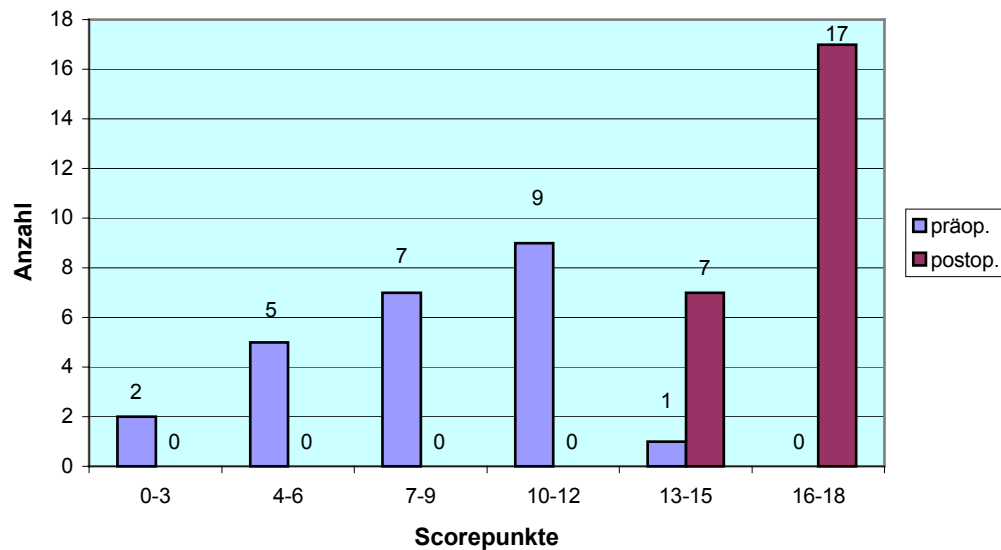


Abbildung 10: Merle d'Aubigné-Score prä-und postoperativ (ZM-Gruppe)

Innerhalb der jeweiligen Gruppen wurden die Score-Werte in Abhängigkeit von der Prothesenpositionen analysiert. Die Ergebnisse sind in Tabelle 8 dargestellt. Innerhalb der Gruppen wurden hinsichtlich der Prothesenposition keine signifikanten Unterschiede bezüglich des Score-Wertes nachgewiesen.

Tabelle 8: Merle d'Aubigné-Score zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung bei unterschiedlichen Prothesenpositionen

Prothesenposition	neutral	varisch	valgisch
ABG	23 (57,5%)	11 (27,5%)	6 (15%)
Score(Mittelwert) ± Standardabweichung	15,74 ± 1,65	15,82 ± 1,34	15,00 ± 2,38
ZM	13 (54,2%)	9 (37,5%)	2 (8,3%)
Score(Mittelwert) ± Standardabweichung	16,62 ± 1,00	15,89 ± 1,66	15,50 ± 1,50

4.2 Radiologische Ergebnisse

4.2.1 Prothesenposition

Varusfehlstellungen traten häufiger auf als Valgusfehlstellungen. Die Zahl der Varusfehlstellungen betrug 27,5% in der ABG- und 37,5% in der ZM-Gruppe (vgl. Tabelle 8).

Bei den varisch implantierten ABG-Prothesen wurde eine durchschnittliche Abweichung von der Neutralposition von 2,7° (1,3° bis 5,7°) und bei den valgisch implantierten Prothesen von 1,7° (1,1° bis 3,5°) gemessen. Bei den ZM-Prothesen betrug die Varusfehlstellung durchschnittlich 2,1° (1,2° bis 3,0°). Eine Valgusposition wurde in zwei Fällen beobachtet, welche 2,3° und 2,5° betragen.

In je vier Fällen der ABG-Gruppe fand sich eine Varus- bzw. Valgusfehlposition > 3°. In beiden Gruppen wurden nur gut die Hälfte der Schäfte (ABG: 23 x (57,5%) und ZM: 13 x (54,2%)) in Neutralstellung implantiert. Die Ergebnisse sind in Tabelle 8 dargestellt. Die Abbildungen 11 und 12 zeigen röntgenologische Beispiele einer varischen bzw. valgischen Prothesenposition.

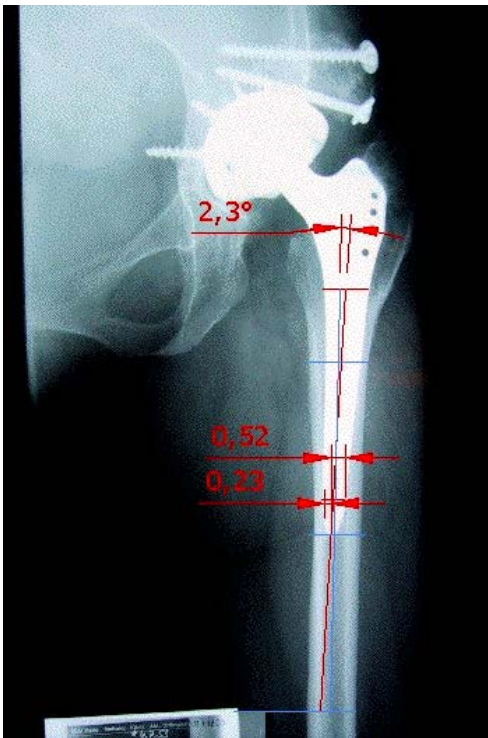


Abbildung 11: ZM SL-Schaft
valgische Prothesenposition ($2,3^\circ$)
Prothesenspitzenindex: 2,3

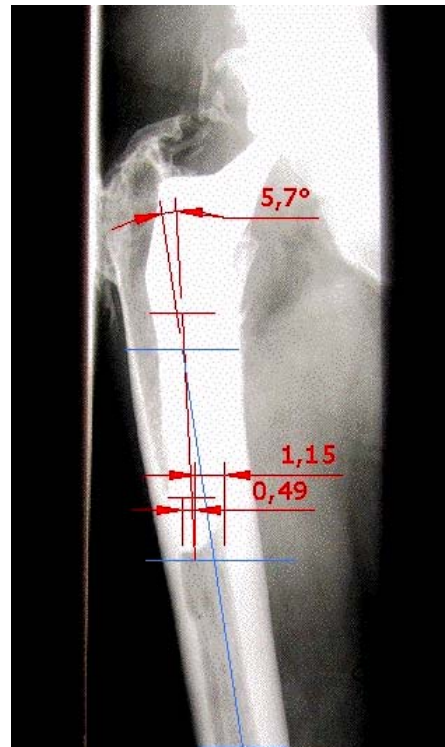


Abbildung 12: ABG I-Schaft
varische Prothesenposition ($5,7^\circ$)
Prothesenspitzenindex: 0,4

4.2.2 Kortikale und spongiöse Verdichtungen

Kortikale Verdichtungen als Zeichen der metaphysären Kraftübertragung traten in der ABG-Gruppe in 32 Fällen (80%) im Übergang der Zonen 3/5 und 2/6 auf, was in Abbildung 13 zu erkennen ist. In der ZM-Gruppe wurden Verdichtungen der Kortikalis in 14 Fällen (58,4%) in den Zonen 4 und 5 beobachtet. Im Vergleich beider Schäfte fällt auf, dass bei der ABG-Prothese kortikale Verdichtungen häufiger festzustellen waren als bei der ZM-Prothese. Ein Einfluss der Prothesenposition wurde nicht nachgewiesen. Die Ergebnisse sind in den Tabellen 9 und 10 dargestellt.



Abbildung 13: Röntgenaufnahme einer 68-jährigen Patientin mit kortikalen und spongiösen Verdichtungen sieben Jahre nach Implantation einer ABG I-Prothese

Tabelle 9: Lokalisation und Häufigkeit kortikaler und spongöser Verdichtungen (%) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung innerhalb der Positionsruppen (ABG-Gruppe)

Gruen-Zone	Prothesenposition			
	gesamt n=40	neutral n=23	varisch n=11	valgisch n=6
7	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
6	9 (22,5%)	5 (21,7%)	4 (36,4%)	0 (0%)
5	22 (55%)	12 (52,2%)	6 (54,5%)	4 (66,7%)
4	6 (15%)	5 (21,7%)	1 (9,1%)	0 (0%)
3	12 (30%)	9 (39,1%)	2 (18,2%)	1 (16,7%)
2	6 (15%)	4 (17,4%)	2 (18,2%)	0 (0%)
1	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)

Tabelle 10: Lokalisation und Häufigkeit kortikaler und spongöser Verdichtungen (%) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung innerhalb der Positionsruppen (ZM-Gruppe)

Gruen-Zone	Prothesenposition			
	gesamt n=24	neutral n=13	varisch n=9	valgisch n=2
7	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
6	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
5	13 (54,2%)	7 (53,8%)	6 (66,7%)	0 (0%)
4	8 (33,3%)	4 (30,8%)	4 (44,4%)	0 (0%)
3	2 (8,3%)	0 (0%)	2 (22,2%)	0 (0%)
2	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
1	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)

4.2.3 Häufigkeit des Auftretens von sog. „Reactive lines“

In beiden Gruppen traten sogenannte „Reaktive Linien“ im Untersuchungszeitraum selten auf.

Während es beim ABG-System häufig distal zum Auftreten dieses Phänomens kam, war dies beim Zweymüller-System vorrangig in den Zonen 1 und 7 der Fall (vgl. Abbildung 14). Eine signifikante Abhängigkeit von der Prothesenposition konnte nicht nachgewiesen werden. Die Ergebnisse sind in den Tabellen 11 und 12 dargestellt.

Tabelle 11: Lokalisation und Häufigkeit „Reaktiver Linien“ (%) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung innerhalb der Positionsgruppen (ABG-Gruppe)

Gruen-Zone	Prothesenposition			
	gesamt n=40	neutral n=23	varisch n=11	valgisch n=6
7	1 (2,5%)	1 (4,3%)	0 (0%)	0 (0%)
6	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
5	2 (5%)	1 (4,3%)	1 (9,1%)	0 (0%)
4	2 (5%)	1 (4,3%)	1 (9,1%)	0 (0%)
3	2 (5%)	1 (4,3%)	1 (9,1%)	0 (0%)
2	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
1	2 (5%)	2 (8,7%)	0 (0%)	0 (0%)

Tabelle 12: Lokalisation und Häufigkeit „Reaktiver Linien“ (%) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung innerhalb der Positionsgruppen (ZM-Gruppe)

Gruen-Zone	Prothesenposition			
	gesamt n=24	neutral n=13	varisch n=9	valgisch n=2
7	2 (8,3%)	1 (7,7%)	1 (11,1%)	0 (0%)
6	1 (4,2%)	1 (7,7%)	0 (0%)	0 (0%)
5	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
4	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
3	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
2	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
1	7 (29,2%)	2 (15,4%)	4 (44%)	1 (50%)



Abbildung 14:

„Reaktive Linien“ im proximalen Schaftbereich einer ZM SL-Prothese eines 65-jährigen Patienten sieben Jahre postoperativ

4.2.4 Periartikuläre Ossifikation

Tabelle 13 zeigt, dass in beiden Untersuchungsgruppen periartikuläre Ossifikationen häufig auftraten.

Bei 8 (20%) ABG-Prothesen und 4 (16,7%) ZM-Prothesen wurden fortgeschrittene Ossifikationen in den Stadien 3 und 4 nach Brooker (Brooker et al., 1973) festgestellt. Es gaben jedoch nur 4 dieser Patienten subjektiv leichte bis mäßige Beschwerden bzw. Einschränkungen an.

Abbildung 15 zeigt beispielhaft ein Röntgenbild eines 69-jährigen Mannes mit ausgeprägter periartikulärer Ossifikation.

Tabelle 13: Häufigkeit periartikulärer Ossifikationen nach Brooker (Brooker et al., 1973) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung

Brooker Klassifikation	ABG-Gruppe	ZM-Gruppe
0	15 (37,5%)	14 (48,3%)
1	12 (30%)	5 (20,8%)
2	5 (12,5%)	1 (4,2%)
3	4 (10%)	3 (12,5%)
4	4 (10%)	1 (4,2%)



Abbildung 15:

Röntgenaufnahme eines 69-jährigen ZM-Patienten mit periartikulärer Ossifikation acht Jahre postoperativ

4.3 Densitometrische Ergebnisse

4.3.1 Densitometrische Ergebnisse des ABG-Schaftes

Die periprothetische Knochendichtemessung (BMD) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung zeigte bis auf die Zone 5 ($p = 0,632$) eine signifikante Abnahme der BMD in allen Gruen-Zonen. Die geringste mittlere Knochendichte wiesen die proximalen Zonen 1 und 7 auf. Die größte prozentuale Abnahme der Knochendichte erfolgte in den Zonen 1 (12,7%), 2 (16,5%), 6 (17,5) und 7 (34,12%). Die geringste prozentuale Abnahme der BMD wurde in der Zone 5 (0,8%) festgestellt (vgl. Abbildung 16 und Anhang Tabelle 1).

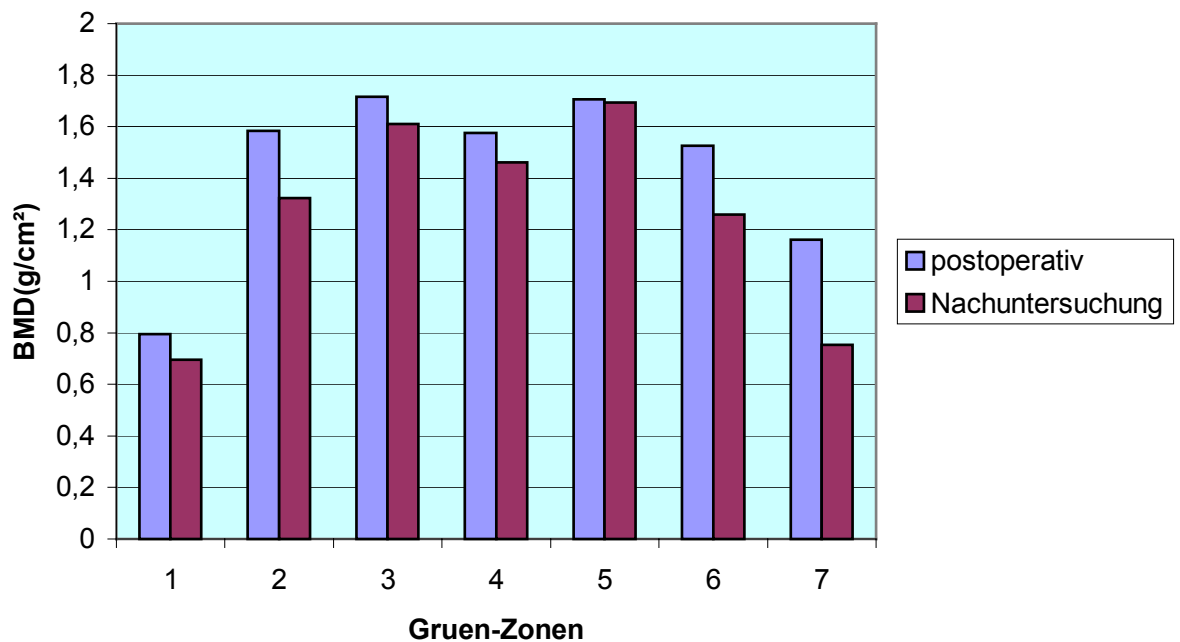


Abbildung 16: Mittlere BMD der ABG-Gruppe postoperativ und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung in den Zonen nach Gruen (1979)

In Tabelle 14 wird der Zusammenhang von Prothesenposition und BMD-Abnahme in der ABG-Gruppe dargestellt. Die größte prozentuale Knochendichteabnahme trat bei allen Positionen in den Übergangszonen 6 / 7 und 1 / 2 auf. Die geringsten prozentualen Knochendichteabnahmen wurden in der Gruppe der valgisch implantierten Prothesen besonders in den Zonen 1 und 5 verzeichnet.

Tabelle 14: Absolute (g/cm²) und prozentuale (%) Abnahme der BMD (Mittelwerte) in den Gruen-Zonen bei unterschiedlicher Prothesenposition ABG-Gruppe

Gruen-Zone	Prothesenposition		
	neutral (n=23)	varisch (n=11)	valgisch (n=6)
7	0,35 (30,79%)	0,54 (40,61%)	0,28 (31,49%)
6	0,31 (19,67%)	0,24 (14,25%)	0,14 (11,71%)
5	0,04 (1,65%)	-0,03 (-1,92%)	-0,05 (-3,08%)
4	0,10 (5,85%)	0,13 (8,29%)	0,09 (5,67%)
3	0,09 (4,49%)	0,10 (4,91%)	0,06 (3,71%)
2	0,32 (18,84%)	0,22 (12,85%)	0,08 (7,57%)
1	0,07 (6,17%)	0,15 (15,87%)	0,04 (2,67%)

4.3.2 Densitometrische Ergebnisse des ZM SL-Schaftes

Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung wurde eine periprothetische Knochendichteabnahme in allen Gruen-Zonen verzeichnet, die bis auf die Zonen 2 ($p = 0,96$) und 5 ($p = 0,11$) statistisch signifikant war. Die mittlere Knochendichte war im proximalen Anteil (Zone 1 und 7) am geringsten und in den Zonen 3 und 5 am größten. Die größte prozentuale Abnahme erfolgte in den proximalen Zonen 1 (7,6%), 6 (11,0%) und 7 (14,7%). Die geringste prozentuale Abnahme wurde in Zone 5 (0,6%) verzeichnet (vgl. Abbildung 17).

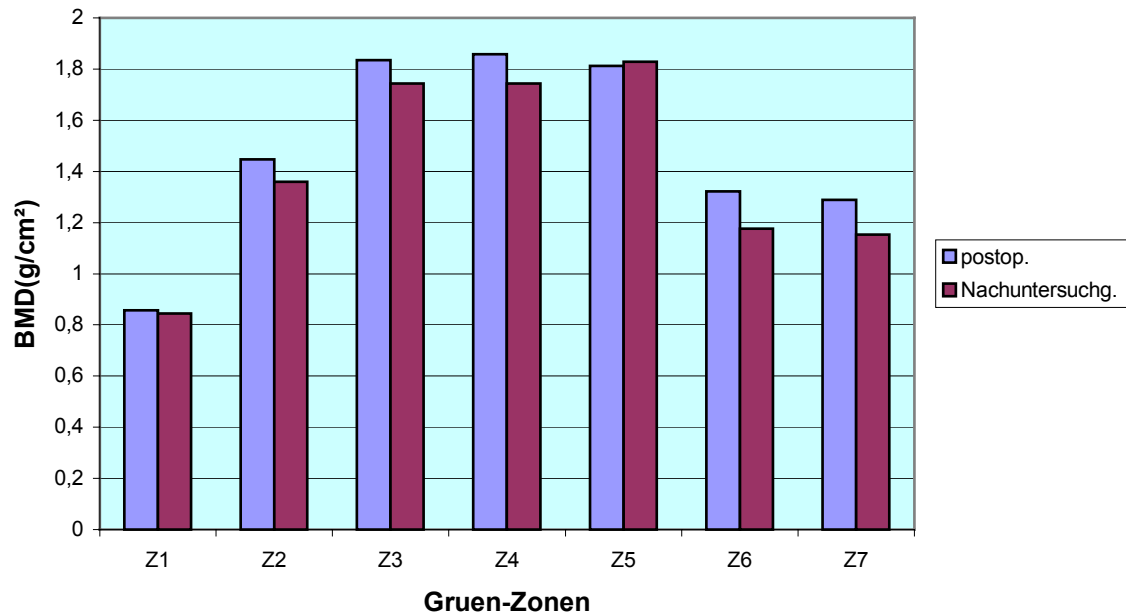


Abbildung 17: Mittlere BMD der ZM-Gruppe postoperativ und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung in den Zonen nach Gruen (1979)

Beim Vergleich der Prothesenpositionen innerhalb dieser Gruppe wurden die valgisch implantierten Prothesen wegen zu geringer Fallzahl ($n = 2$) nicht mit in die statistische Auswertung einbezogen. Vergleicht man die Knochendichteveränderung der varisch und neutral implantierten Schäfte, zeigt sich eine höhere prozentuale Abnahme der BMD in den Zonen 1, 2, 3 und 6 bei der „Varusgruppe“, wobei die Ergebnisse nicht signifikant sind. Tabelle 15 gibt eine Übersicht.

Tabelle 15: Absolute (g/cm^2) und prozentuale (%) Abnahme der BMD (Mittelwerte) in den Gruen-Zonen bei unterschiedlicher Prothesenposition ZM-Gruppe

Gruen-Zone	Prothesenposition		
	neutral (n=13)	varisch (n=9)	valgisch (n=2)
7	0,18 (13,18%)	0,08 (6,78%)	0,08 (5,82%)
6	0,07 (5,22%)	0,21 (16,39%)	0,35 (26,12%)
5	0,04 (1,91%)	-0,07 (-3,92%)	-0,11 (-7,76%)
4	0,07 (3,94%)	0,12 (-6,57%)	0,35 (18,60%)
3	0,04 (2,25%)	0,14 (7,68%)	0,22 (13,09%)
2	0,03 (1,95%)	0,14 (10,01%)	0,22 (17,31%)
1	0,01 (1,39%)	0,12 (13,90%)	-0,47 (-70,49%)

5 Diskussion

5.1 Studiendesign und Patientengruppen

In der prospektiven Studie wurden diejenigen Patienten erfasst, die in der Universitätsklinik und Poliklinik für Orthopädie und Physikalische Medizin der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg im Zeitraum von September 1990 bis August 1994 mit einer ABG I- bzw. ZM SL-Endoprothese versorgt wurden. Die postoperative densitometrische Kontrolle wurde den Patienten auf freiwilliger Basis angeboten. Diejenigen Patienten, die eine solche Untersuchung durchführen ließen, konnten für die Studie berücksichtigt werden, so dass eine zufällige Patientenrekrutierung zugrunde gelegt werden kann.

Alter, Geschlecht und Operationsindikation waren in den beiden Gruppen vergleichbar.

Das Durchschnittsalter zum Zeitpunkt der Erstimplantation lag in der ABG-Gruppe bei 59,4 und in der ZM-Gruppe bei 51,2 Jahren. Es kann als charakteristisch für die zementfreie Hüftprothesenimplantation angesehen werden, dass vor allem Patienten unter 65 Jahren operiert werden. Bei einem Patientenkollektiv mit der ZM-Prothese betrug das durchschnittliche OP-Alter 56 Jahre (Traulsen et al., 2001), bei einem mit der Opticontact-Hüftendoprothese 62,1 Jahre (Primbs und Dobler, 2000) und bei einem weiteren mit der S&G-Hüftprothese 64 Jahre (Kinner et al., 1999)

Am häufigsten führte eine ideopathische Koxarthrose (54,7%) zur Prothesenimplantation. Diese Größenordnung entspricht im wesentliche anderen Publikationen. In einer ZM-Studie von Zenz et al., (1995) hatten 57% der Patienten eine primäre Koxarthrose. Krüger et al., (1994) geben in einer ABG-Studie bei 37,5% der Fälle die primäre Koxarthrose als Operationsindikation an. Kinner et al.(1999) beschrieben in ihrem Patientengut sogar 78% primäre Koxarthrosen.

5.2 Diskussion der Untersuchungsmethoden

5.2.1 Röntgen

Eine reproduzierbare Abbildungstechnik wird als Voraussetzung für Messungen an Röntgenbildern gefordert (Martini et al., 1997).

Um radiologisch einen Knochenabbau sehen zu können, wird die notwendige Knochenreduktion von verschiedenen Autoren mit ca. 30% angegeben (Martini et al., 1997; Ardran, 1951; Lachmann et al., 1936; Reiter et al., 1997).

Zudem sind Fehlerquellen bei der Vermessung von Röntgenbildern vielgestaltig. Große Bedeutung haben Lagerungsfehler (Hellinger, 1995; Lebeck, 1998). Eine subtile Positionskontrolle kann hier den Fehler reduzieren.

Bei der Vermessung von Röntgenbildern muss zunächst der Film-Fokus- und Objekt-Fokus-Abstand zum Ermitteln der Vergrößerung auf dem Röntgenbild berücksichtigt werden (Hellinger, 1995). Dieser sollte im Idealfall exakt gleich sein. Um eine Vergleichbarkeit der Messwerte auch unter Berücksichtigung unterschiedlicher Röntgen-Fokus-Abstände zu ermöglichen, wurde für jeden Messwert ein Korrekturquotient aus tatsächlichem (bekanntem) Prothesenkopfdurchmesser und im Röntgenbild gemessenem Kopfdurchmesser mittels Dreisatz in Anlehnung an Krüger (1990) berechnet.

Eine exakte Vermessung der Röntgenbilder war dann durch die Anwendung des AutoCAD- Programms möglich. Digitalisierte Röntgenbilder können mit Hilfe dieser Software am Computer vermessen werden. Der beschriebene Korrekturquotient wurde zur Skalierung in das CAD-Programm eingegeben. Durch die Zoomfunktion konnten Messpunkte sehr genau positioniert werden.

5.2.2 Knochendichtemessung (DEXA)

Das Grundprinzip der absorptiometrischen Knochendichtebestimmung besteht darin, die Schwächung eines von einer Strahlenquelle oder Röntgenröhre ausgehenden Photonenstrahles zu messen. Dabei wird der zu untersuchende Skelettabschnitt durch eine lineare oder rasterförmige Quellen- bzw. Detektorbewegung schrittweise gescannt. Standardisierte Messverfahren sind die Ein- und Zwei-Photonenabsorptiometrie (Single photon absorptiometry = SPA, Dual photon absorptiometry = DPA). 1963 wurde durch Cameron und Sørensen erstmalig der Knochenmineralgehalt mit einem SPA-Verfahren gemessen. Mit der DEXA-Methode wird eine bessere Auflösung erreicht. Es können Knochendichteminderungen ab 4,5% sicher signifikant erkannt werden (Martini, 1997). Die Energiedosis der Strahlenexposition ist mit 0,1 mGy gering (Schneider, 1992). Ein Nachteil der DEXA-Untersuchung liegt in der starken Gerätespezifität. Bei vergleichenden Untersuchungen von Geräten verschiedener Hersteller wurden Messwertdifferenzen von mehr als 20% festgestellt (Fischer et al., 1990). Da in der vorliegenden Untersuchung stets dasselbe Gerät verwendet wurde, entfällt dieses Problem.

Zur Bestimmung des Knochenmineralgehaltes wurde das Osteodensitometer DPX-L der Firma Lunar (Madison, Wisconsin, USA) verwendet. Durch Nutzung der „orthopedic hip-software“ ist eine Unterteilung der periprothetischen Knochendichte in die ‚Gruenschen Zonen‘ möglich, wodurch eine Beurteilung des gesamten Schaftes gewährleistet wird. Die Messung der Knochendichte in den von Gruen angegebenen Zonen ist die am häufigsten verwendete Methode, da sie eine gute Reproduzierbarkeit garantiert (Decker, 1998; Kiratli et al., 1996; Pritchett et al., 1995; Richmond et al., 1991).

Die Präzision des Gerätes ist ausreichend hoch. Innerhalb des normalen Wertebereichs für die Knochendichte bleibt die Standardabweichung der Messergebnisse relativ konstant (Lunar® DPX und DPX-L Handbuch, 1992). Tests am Phantom wie auch in-vivo-Studien haben nachgewiesen, dass die Methode korrekte Messwerte mit einem Messfehler von < 1% liefert (Martini et al., 2000).

Eine hohe Standardabweichung und ein hoher relativer Messfehler finden sich bei Patienten, bei denen die Dicke des Weichteilgewebes (Fett) hoch und der Durchmesser der Knochen niedrig ist. Man spricht dabei vom sogenannten „Fettfehler“ (Felsenberg, 1988). Der Fettfehler ist vernachlässigbar bei einer Fettschicht zwischen 10 bis 25 cm (Lebeck, 1998). Alle Patienten dieser Studie lagen in dem Bereich.

Weiterhin spielt die Kalibrierung als Fehlerquelle eine Rolle. An jedem Tag wurde vor Beginn der Untersuchungen ein Qualitätstest des Gerätes nach Angaben des Herstellers durchgeführt.

Benutzerbedingte Fehler ergeben sich vor allem bei der Patientenlagerung (Martini et al., 1997). In der Studie von Leberz (2001) hatte die Rotation des Femurs einen deutlichen Effekt auf die BMD-Ergebnisse, insbesondere in der Region des Calcaneus (Zone 6 und 7), wobei sich durch Flächenveränderungen durchschnittliche BMD-Differenzen von 2,8% ergaben. Mortimer et al., (1996) fand anhand von in-vitro-Messungen eine maximale Differenz von 5% zwischen 15° Innenrotation und 15° Außenrotation. Cohen und Rushton (1994) beschreiben sogar eine Differenz von 24% in Zone 7.

In der vorliegenden Studie wurde durch Lagerungshilfen eine einheitliche Untersuchungsposition der Patienten geschaffen. Die Messungen wurden von nur zwei Untersuchern, unter gleichem Scanmodus durchgeführt und vom Verfasser selbst ausgewertet.

5.3 Diskussion der Ergebnisse

5.3.1 Diskussion der klinischen Ergebnisse

Zur Auswertung der klinischen Ergebnisse wurde der in der Literatur vielfach verwendete Score nach Merle d' Aubigné (Merle d' Aubigné und Postel, 1954) benutzt. Die erreichten Gesamtscoremittelwerte von 15,7 (11 bis 18) Punkten für die ABG-bzw. 16,3 (13 bis 18) Punkten für die Zweymüller-Patienten entsprechen einem guten bis sehr guten Ergebnis. In einer vergleichbaren Studie von Decker (1998) wurden 16,7 Scorepunkte in der ABG-Gruppe und 16,6 in der ZM- Gruppe nach vier Jahren erreicht. Adrey et al., (1994), Rossi et al., (1995) und Tonino et al., (1995), bestätigen in mittelfristigen Studien diese klinischen Ergebnisse der ABG- Endoprothese.

Klinische Studien mit der ZM- Prothese belegen ebenfalls sehr gute Resultate. In einer Publikation von Kutschera et al., (1993) wurden unter Verwendung des vor allem im angloamerikanischen Sprachraum gebräuchlichen Harris-Hip-Scores nach fünf Jahren durchschnittlich 87,9 Punkte erreicht, was einem guten Ergebnis entspricht. In einer Untersuchung von Traulsen et al., (2001) wurde mit 86,8 Punkten bei einer mittleren Beobachtungszeit von 8,9 Jahren ein ähnliches Ergebnis erzielt.

In der vorliegenden Untersuchung wurde die Korrelation zwischen Scorewert und dem OP-Alter der Patienten untersucht. Es wurde kein signifikanter Einfluss des Alters der Patienten auf das Scoreergebnis festgestellt. Das bedeutet, dass auch bei älteren Patienten gute und sehr gute klinische Ergebnisse nach Hüftprothesenimplantation erzielt werden können. In der Literatur wird der Zusammenhang zwischen Patientenalter und Scorewert unterschiedlich diskutiert. In einer Studie von Nilsdotter und Lohmander (2002) erreichten jüngere Patienten deutlich bessere Scoreergebnisse als ältere Patienten, was auf eine schnellere Mobilisierung und bessere Konstitution jüngerer Patienten nach Hüftprothesenimplantation zurückgeführt werden kann. Demgegenüber fanden O'Toole et al., (2002) beim Vergleich einer Kontrollgruppe mit einer durchschnittlich 86,6 Jahre alten Patientengruppe keinen signifikanten Unterschied der Scoreergebnisse. Jones et al., (2001) bestätigen dieses Ergebnis.

Innerhalb der Untersuchungsgruppen wurde der Merle d' Aubigné-Scorewert auch in Abhängigkeit von der Prothesenposition analysiert. Es ergaben sich keine signifikanten Unterschiede in den einzelnen Positionen. Eine wesentliche Ursache hierfür ist die in dieser Studie schon bei einer Abweichung von 1° vorgenommene strenge Einteilung in eine varische bzw. valgische Fehlposition.

Auch in der Studie von Decker (1998) wurde das Auftreten von Schmerzen bei unterschiedlichen Prothesenpositionen untersucht, wobei sich zu keinem Untersuchungszeitpunkt eine signifikant unterschiedliche Schmerzsymptomatik feststellen ließ.

5.3.2 Diskussion der radiologischen Ergebnisse

Durch veränderte biomechanische Bedingungen im Bereich des proximalen Femur nach Implantation einer Hüftendoprothese kommt es zu periprothetischen Knochenreaktionen, die sich als radiologische Phänomene (Resorption, kortikale und spongiöse Verdichtung, reaktive Linien) widerspiegeln. Dem Wolffschen Gesetz (1892) folgend, kommt es bei vermehrter Kraftübertragung zu einer Knochenmassezunahme und bei Entlastung zur Verminderung der Knochenmasse und somit zur Resorption und Atrophie.

Unterschiede im Auftreten und der Lokalisation von radiologischen Phänomenen sind Folge des Prothesendesigns (Lebek, 1998; Sumner et al., 1992) und der Prothesenposition.

Postoperative Varusfehlstellungen werden von Jerosch et al., (1998) in 20% der Fälle angegeben. Valgusfehlstellungen werden zwischen 1% und 2% der Fälle (Wixon et al., 1991) beschrieben. Ursächlich hierfür sind vor allem Ungenauigkeiten bei der präoperativen Planung und manuellen Schaftimplantation. Im Patientengut der vorliegenden Studie wurden 27,5% der ABG-Prothesen und 37,5% der ZM-Prothesen als varisch und 15% der ABG-Schäfte und 8,3% der ZM-Schäfte als valgisch eingestuft. Dieser hohe Prozentsatz der Fehlstellungen ist einerseits erklärbar durch die sehr genaue Messtechnik mit Hilfe des AutoCAD-Programmes und andererseits durch die schon diskutierte strenge Einteilung in die Positionen varisch bzw. valgisch. 57,5% der ABG- und 54,2% der ZM- Schäfte wurden zwischen 1° varisch und 1° valgisch, d. h. definitionsgemäß in neutraler Position implantiert.

Das Auftreten reaktiver Linien wird für beide verwendeten Prothesenschäfte auch in der Literatur beschrieben (Decker, 1998; Krüger et al., 1994; Kutschera et al., 1993; Rossi et al., 1995; Tonino et al., 1995).

Die Ursache wird in Relativbewegungen zwischen Implantat und Knochen, die durch ein unterschiedliches Elastizitätsmodul von Prothese und Knochen bedingt sind,

gesehen. Weiterhin ist ein fehlender formschlüssiger Implantat-Knochen-Kontakt für Relativbewegungen ursächlich zu diskutieren (Wirtz und Niethard, 1997).

In der ZM-Gruppe traten reaktive Linien vornehmlich in den Zonen 1 und 7 auf. Diese proximale Saumbildung ist auf die distale Verankerung des ZM-Schaftes zurückzuführen (Decker, 1998; Kutschera et al., 1993; Traulsen et al., 2001). Umgekehrt treten Relativbewegungen beim ABG-Schaft eher im distalen Bereich auf (Rossi et al., 1995; Tonino et al., 1995). Die Änderung der Kraftübertragung durch Varus- oder Valgusstellung des Schaftes kann zu Relativbewegungen in anderen Schaftregionen führen. Dies erklärt andere Muster des Auftretens reaktiver Linien. Reaktive Linien in Zone 1 traten in der ZM-Gruppe häufiger bei varischer Position auf.

Kortikale und spongiöse Verdichtungen des Femur als Zeichen der vermehrten Krafteinleitung wurden in bestimmten periprothetischen Regionen in beiden Patientenkollektiven beobachtet. Diese werden von Traulsen et al., (2001) als adaptive Reaktionen interpretiert.

Ähnlich wie in ABG-Studien von Decker (1998), Giannikas et al., (2002), Krüger et al., (1994) und Tonino et al., (1995) wurden in der vorliegenden Untersuchung kortikale und spongiöse Verdichtungen hauptsächlich in den Gruen-Zonen 3/5 und 2/6 beobachtet. Die Ergebnisse zeigen, dass der Hauptteil der Kraftübertragung unterhalb des Prothesenellenbogens und damit unterhalb der Hydroxylapatitbeschichtung stattfindet. Der Integrationsbereich ist damit nicht der kraftübertragende Bereich. Änderungen des Prothesendesigns wurden u.a. aus diesem Grunde von der Herstellerfirma bereits vorgenommen. Ergebnisse der ABG II-Prothese stehen noch aus.

Verdichtungen traten beim Zweymüller-Schaft häufig in den Zonen 3, 4 und 5 auf. Dies entspricht den Ergebnissen anderer Autoren. In einer 5-Jahres-Nachuntersuchung von Kutschera et al., (1993) wurde bei 80% der ZM-Prothesen eine Verdichtung um die Prothesenspitze festgestellt. Bonomet et al., (1990) konnten Verdichtungen in 46% der Fälle überwiegend in den Zonen 3 und 4 nachweisen. Seral Inigo et al., (1990) sowie Traulsen et al., (2001) bestätigten ebenfalls häufige Hypertrophien im distalen Schaftbereich.

Varische oder valgische Prothesenpositionen führen sowohl zur Änderung der reaktiven Linien als auch zu „pathologischen“ Mustern der periprothetischen Knochenverdichtung. Beim ABG-Schaft traten in der Zone 5 kortikale Verdichtungen

vor allem bei valgisch implantierten Endoprothesen auf. Die vermehrten Verdichtungen in der Zone 3 bei varisch implantierten ZM-Prothesen verdeutlichen das Problem ebenso. Aus den vorliegenden mittelfristigen Ergebnissen kann keine sichere Prognose in Bezug auf die Standzeit der Prothesen in Abhängigkeit von der Prothesenposition abgeleitet werden. Auch sind die klinischen Ergebnisse der Studie in den Gruppen nicht unterschiedlich. Aus der Literatur ist jedoch bekannt, dass z.B. eine varische Schaftposition häufiger zu Schaftschmerzen führt und damit schlechtere klinische Ergebnisse erwarten lässt. (Alwan, 1999; Menge, 1985). Zudem ist die Varusposition als Risikofaktor der frühen aseptischen Lockerung bekannt (Krüger, 1990; Maier et al., 1977). In der Studie von Schneider et al., (2002) wurde hingegen dokumentiert, dass die Schaftposition keinen Einfluss auf die Standzeit, die Funktion oder das Auftreten periprothetischer Lysesäume hat.

Periartikuläre Ossifikationen sind außerhalb des Knochens, in der Muskulatur und im Bereich von Sehngewebe auftretende Verknöcherungen, die sich histologisch nicht von orthotopem Knochen unterscheiden. Der exakte Pathomechanismus ist bislang noch nicht geklärt. Es wird eine Transformation von Mesenchymzellen zu Osteoblasten angenommen, welche dann die Knochenneubildung hervorruft (Eulert et al., 1997). Durch ausgedehnte intraoperative Periostablösungen und Gewebstraumatisierungen, sowie durch das gehäufte Auftreten von größeren Hämatomen wird das Entstehen von periartikulären Ossifikationen ebenfalls begünstigt (Arcq, 1973).

In der Literatur finden sich unterschiedliche Angaben zur Häufigkeit des Auftretens periartikulärer Ossifikationen (Tabelle 17). Der erkennbare weite Streubereich der Ergebnisse lässt sich durch heterogene Patientenkollektive, unterschiedliche Nachuntersuchungsperioden, verschiedene Klassifikationssysteme, unterschiedliche Interpretation der radiologischen Ergebnisse und verschiedene Fallzahlen erklären (Leibfritz und Heisel, 2000). Periartikuläre Ossifikationen treten unabhängig vom Prothesendesign auf (Leibfritz und Heisel, 2000). Im eigenen Patientengut wiesen zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung 62,5% der ABG-Gruppe und 51,7% der ZM-Patienten periartikuläre Ossifikation auf, wobei nur ein geringer Anteil klinisch relevant war (Stadium 3 und 4 nach Brooker, 1973). Die Ergebnisse liegen im Bereich anderer Studien. Nichtsteroidale Antiphlogistika oder Radiotherapie werden als Ossifikationsprophylaxe klinisch empfohlen (Leibfritz und Heisel, 2000; Schmidt, 1988; Sodemann, 1988; Wüst, 1996). In einer vergleichenden Studie der Behandlungsmethoden von Wüst (1996) wurde eine höhere Wirksamkeit der Radiatio

gegenüber der Einnahme von 2 x 50 mg Indometacin vom 1. bis 42. postoperativen Tag beschrieben. Demgegenüber zeigen Arbeiten von Knelles et al., (1997) und Wurnig et al., (1997), dass die Gabe von 100 mg Indometacin über 7 Tage postoperativ eine wirksame Prophylaxe darstellt.

Die Patienten der vorliegenden Untersuchung erhielten bis zum 10. postoperativen Tag 2 x 50 mg Indometacin zur prophylaktischen Behandlung der periartikulären Ossifikation.

Tabelle 17: Häufigkeit periartikulärer Ossifikationen (Literaturübersicht)

Autor, Jahr	Untersuchungszeitpunkt	Prothesentyp	Häufigkeit periartikulärer Ossifikationen (%)
Seral Inigo et al., 1990	5 Jahre p.o.	ZM	56,07%
Tonino et al., 1995	2 Jahre p.o.	ABG	37,70%
Decker, 1998	4 Jahre p.o.	ABG	55,60%
Decker, 1998	4 Jahre p.o.	ZM	57,40%
Böpple, 1999	7 Jahre p.o.	Bicontact	35,40%
Decking et al., 1999	6 Jahre p.o.	tcl (ESKA)	17,20%
Leibfritz und Heisel, 2000	6 Wochen p.o.	diverse	35,24%
Weissinger und Helmreich, 2001	10,6 Jahre p.o.	ZM	66,20%

5.3.3 Diskussion der densitometrischen Ergebnisse

Im postoperativen Verlauf von durchschnittlich 96 (ABG-Gruppe) und 104 Monaten (ZM- Gruppe) kam es zu einer deutlichen intraindividuellen prozentualen Knochendichteabnahme betont im proximalen Schaftbereich beider Endoprothesen. Die prozentuale Knochendichteabnahme war bei beiden Schäften im Bereich des Calcar femorale (Zone 7) am stärksten ausgeprägt. Hier war eine Verminderung um durchschnittlich 34,1% (ABG-Gruppe) und 14,7% (ZM- Gruppe) bezogen auf den postoperativ bestimmten Wert festzustellen. Die prozentuale periprothetische BMD-Abnahme war in der ZM-Gruppe in den Zonen 6 und 7 am größten. Die Veränderungen waren bis auf die Zonen 2 und 5 signifikant. Die ABG-Patienten wiesen bis auf die Zone 5 signifikante Knochendichteabnahmen in allen Gruen-Zonen auf. Dass in diesen Bereichen die Unterschiede (noch) nicht statistisch sicher sind, kann auf die kleinen Untersuchungsgruppen und Lagerungsfehler (s. Methodendiskussion) zurückgeführt werden.

Die Ergebnisse belegen deutlicher noch als die radiologischen Befunde den veränderten Kraftfluss nach Prothesenimplantation (Huiskes et al., 1992; Kilgus et al., 1993; Kiratli et al., 1996; Reiter et al., 1997). Zum gleichen Ergebnis kam Lebek (1998) in einer vorangegangenen Studie, in der die postoperative Knochendichteänderung von 35 ABG- und 10 ZM- Schäften nach 3, 6, 12 und 24 Monaten untersucht worden war. Dabei wurde nach einem Jahr in der ABG-Gruppe eine signifikante Abnahme in den Zonen 1, 2, 6 und 7 gemessen, welche bis zum zweiten postoperativen Jahr in den Zonen 1, 2 und 7 weiter zunahm. In der ZM- Gruppe dieser Studie wurden nicht signifikante Knochendichteabnahmen in allen Zonen nach einem Jahr gemessen, die in den Zonen 2, 3, 4, 5 und 6 bis zum zweiten postoperativen Jahr zunahmen.

Nach Angaben verschiedener Autoren (Lebek, 1998; Reiter et al., 1997; Sumner et al., 1992; Turner, 1992) wird im zweiten postoperativen Jahr ein Steady state der BMD-Abnahme erreicht. Im Vergleich der vorliegenden Studie mit der Arbeit von Lebek (1998) wird deutlich, dass zwischen dem 2. und 8. postoperativen Jahr keine wesentliche Änderung der periprothetischen Knochendichte zu verzeichnen ist. Somit kann die obige Aussage im längeren Verlauf bestätigt werden (vgl. Tabelle 18).

Tabelle 18: Ergebnisse zweier Studien zur postoperativen prozentualen Knochendichteabnahme von ABG-Prothesen

Studie (Zeit nach Implantation)	Abnahme der Knochendichte in den Gruen-Zonen in %						
	1	2	3	4	5	6	7
Lebek (24 Monate) n=35	19,7	12,4	3,0	7,4	3,9	10,5	30,1
Lukowsky (96 Monate) n=40	12,7	16,5	6,2	7,2	0,8	17,5	34,1

Innerhalb unserer Gruppen wurde der Einfluss der Prothesenposition auf die Änderung der Knochendichte untersucht, wobei sich kein statistisch signifikanter Unterschied ergab (siehe Anhang). Es wurde jedoch tendenziell deutlich, dass die Knochendichteänderung von der Prothesenposition abhängt. Durch eine Minderbeanspruchung des Knochens in den proximal-lateralen Zonen bei varischer Position kam es zu einer Knochendichteabnahme in diesen Regionen. In Zone 1 beider Untersuchungsgruppen wurde die größte prozentuale Knochendichteabnahme in Varusposition gemessen. Die geringste prozentuale Knochendichteabnahme in den Zonen 1 und 5, entsprechend einer Mehrbelastung des Knochens, wurde in der ABG-Gruppe bei valgischer Prothesenposition nachgewiesen, was für eine vermehrte Krafterleitung medial-proximal spricht.

Wegen zu geringer Fallzahl (n=2) wurden die Patienten mit Valgusposition der ZM-Gruppe nicht mit in die Bewertung der Ergebnisse einbezogen.

Neben den bereits im Kapitel 5.2.2 aufgezeigten Fehlerquellen bei der osteodensitometrischen Untersuchung sind Unterschiede in der radiologischen und densitometrischen Beurteilung auf die streng gewählte Einteilung in varische oder valgische Positionen und die Heterogenität der Patientenkollektive zurückzuführen. Die diesbezügliche Problematik klinischer Untersuchungen wurde in der Literatur mehrfach beschrieben (Krüger et al., 2000; Leibfritz und Heisel, 2000; Lebeck, 1998).

Mit zunehmender Akzeptanz des Hüftgelenkersatzes fragen auch immer mehr jüngere und aktive Patienten nach einem künstlichen Gelenk. Diese Patienten müssen mit mehreren Wechseloperationen am Hüftgelenk rechnen, da immer von der Endlichkeit des Kunstgelenkes ausgegangen werden muss. Aus diesem Grund sollte neben einer

besonders sparsamen Knochenresektion beim Primäreingriff eine hohe Langzeitstabilität durch optimale Prothesenpositionierung angestrebt werden. Der Anteil an varischen bzw. valgischen Schaftpositionen in beiden Untersuchungsgruppen muss deshalb kritisch hinterfragt werden. Ursachen sind in der präoperativen Planung und in operationstechnischen Problemen zu sehen. Hier spielt vor allem die intraoperative Positionskontrolle eine entscheidende Rolle.

Neuere Operationsmethoden, wie computergesteuerte Prothesenimplantation und die Verwendung von Navigationssystemen, sollen die Operation von Hüftprothesen optimieren. Seit 1994 befindet sich das computergesteuerte Frässystem ROBODOC zur Schaftpräparation in Deutschland im Einsatz. Nach anfänglicher Euphorie sind in der letzten Zeit mehr kritische Publikationen erschienen. Der Vorteil der exakten Fräsung des Prothesenlagers wird durch mehrere Nachteile „erkauft“. Neben der notwendigen großen Gelenkeröffnung mit weitem Ablösen der Muskulatur werden vor allem verlängerte OP-Zeiten (ggf. zweimalige Operation nach Pinimplantation) und hohe Kosten angeführt (Bach et al., 2002; Birke et al., 2000; Okoniewski et al., 2000; Thomsen et al., 2002; Wetzel, 2000). Aufgrund fehlender Langzeitergebnisse ist zum jetzigen Zeitpunkt noch völlig offen, ob in Bezug auf die Langzeitstabilität überhaupt eine relevante Verbesserung erreicht werden kann.

Navigationssysteme stellen eine Alternative zum Operationsroboter vor allem in Bezug auf die Implantatpositionierung dar. Die Navigation wird heute in klinischen Studien überprüft. Dies betrifft vor allem Wirbelsäulenoperationen, Kreuzbandoperationen aber auch die Implantation von Knie- und Hüftendoprothesen, wobei die Schaftimplantation noch am Anfang der Entwicklung steht (Gebhardt et al., 2000; Klima, 2002; Mielke et al., 2001; Nolte, 2002; Stulberg et al., 2002). Solange auch für die Navigation kein relevanter Vorteil nachgewiesen ist, das Verfahren nicht zur Verfügung steht bzw. nicht als Standard zu empfehlen ist, sollte eine intraoperative Röntgenkontrolle zur Überprüfung der Prothesenposition durchgeführt werden (Krüger 2002).

Eine weitere Optimierung des Gesamtkonzeptes „Endoprothetik“ wird durch die Verbesserung der Prothesensysteme ermöglicht. Nach der Implantation zementfreier Standardschäfte (z.B. ABG- und ZM- Prothesen) kommt es stets zu einer proximalen Knochenresorption infolge des stress shielding. Diese limitiert die Möglichkeiten bei einer Wechseloperation, die man vor allem bei jungen Patienten erwarten muss. Durch neue Fixationsprinzipien im Sinne eines „konservativen“ Gelenkersatzes soll der

Knochenverlust bei der Implantation reduziert und eine weit proximale Kraftüberleitung in das Femur angestrebt werden. Oberflächenersatzendoprothesen, Schenkelhalsprothesen und sogenannte Kurzschaftendoprothesen, wie der Mayo-Kurzschaft (Hube et al., 2000; Morrey et al., 2000), der heute das Standardversorgungssystem der Orthopädischen Universitätsklinik Halle-Wittenberg darstellt, sind als moderne Alternativen im klinischen Einsatz. Die Implantation der bisherigen Standardprothesen kann bei guter Knochenqualität dann beim Revisionseingriff erfolgen (Oehme, 2002), so dass eine Prothesengeneration mehr zur Verfügung steht. Aussagen zur Langzeitstabilität der modernen Prothesensysteme können zum derzeitigen Zeitpunkt noch nicht gemacht werden.

6 Zusammenfassung

In der vorliegenden prospektiven Studie wurden diejenigen Patienten erfasst, die im Zeitraum von 1990 bis 1994 mit ABG I- und Zweymüller SL-Hüftendoprothesen versorgt wurden und bei denen auf freiwilliger Basis postoperativ eine Knochendichtemessung sowie eine radiologische und klinische Kontrolle erfolgt war. Von den 98 zur Nachuntersuchung eingeladenen Patienten erschienen 40 Patienten, die mit einer ABG-Prothese und 24 Patienten, die mit einer ZM SL-Prothese versorgt worden waren.

Das mittlere Patientenalter betrug in der ABG-Gruppe 59,4 (35 bis 74) Jahre und 51,2 (35 bis 66) Jahre in der ZM-Gruppe.

Die Nachuntersuchung erfolgte nach durchschnittlich 96 (77 bis 112) Monaten in der ABG-Gruppe und 104 (93 bis 111) Monaten in der ZM- Gruppe.

In beiden Patientenkollektiven wurden überwiegend gute und sehr gute klinische Ergebnisse erzielt. Der Merle d'Aubigné-Score betrug zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung in der ABG-Gruppe durchschnittlich 15,7 Punkte (11 bis 18) und in der ZM-Gruppe 16,3 (13 bis 18) Punkte.

Bei den ABG-Prothesen traten kortikale Verdichtungen häufig in den Übergangszonen 3/5 und 2/6 auf. In der ZM-Gruppe wurden diese radiologischen Verdichtungen hauptsächlich in den Zonen 3, 4 und 5 beobachtet. Reaktive Linien als Zeichen von Relativbewegungen zwischen Implantat und Knochen waren beim ABG-Schaft überwiegend distal in den Zonen 3, 4 und 5 und beim ZM-Schaft häufiger proximal in den Zonen 1 und 7 zu sehen

Periartikuläre Ossifikationen traten bei 62,5% der ABG-Patienten und 51,7% der ZM-Patienten in unterschiedlicher Ausprägung auf. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung wurden bei 20% der ABG- und 16,7% der ZM-Patienten fortgeschrittene Ossifikationen in den Stadien 3 und 4 nach Brooker festgestellt.

Knochendichtemessungen erfolgten unmittelbar postoperativ und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Im postoperativem Verlauf beider Endoprothesen kam es zu einer intraindividuellen Knochendichteabnahme in allen Gruen-Zonen. Die größte prozentuale Abnahme der Knochendichte erfolgte in der ABG-Gruppe in den proximalen Zonen 1 und 7. In der ZM-Gruppe fand die größte prozentuale Abnahme der Knochendichte in den Zonen 6 und 7 statt.

Es wurde der Einfluss der Prothesenposition auf die klinischen, röntgenologischen und osteodensitometrischen Ergebnisse untersucht. 27,5% der ABG- und 37,5% der ZM-Endoprothesen wurden als varisch positioniert und 15% der ABG- bzw. 8,3% der ZM-Prothesen als valgisch positioniert eingestuft. Die Prothesenposition hatte keinen signifikanten Einfluss auf das Scoreergebnis.

Unterschiede in der Lokalisation radiologischer Phänomene bei unterschiedlicher Prothesenpositionierung wurden entsprechend der veränderten Krafteinleitung deutlich.

Abweichungen von der Neutralposition führen gleichsam zu „pathologischen“ periprothetischen Knochendichtemustern. In beiden Untersuchungsgruppen wurde die größte prozentuale Knochendichteabnahme bei Varusposition in der Zone 1 gemessen. Die geringste prozentuale Knochendichteabnahme wurde in der ABG-Gruppe bei valgischer Prothesenposition in den Zonen 1 und 5 nachgewiesen.

Die exakte Positionierung einer Endoprothese ist Voraussetzung für gute Langzeitresultate. Fehlpositionen führen zu atypischer periprothetischer Knochenresorption und werden in der Literatur als Risiko der frühzeitigen Lockerung angesehen. Die Kontrolle der Prothesenposition sollte zum heutigen Zeitpunkt routinemäßig mittels intraoperativem Röntgenbild erfolgen. Ob moderne Operationsmethoden wie Robotic oder Navigation die Langzeitresultate wesentlich beeinflussen können, muss abgewartet werden.

7 Literaturverzeichnis

- 1 Adrey C, Berteaux D, Coalard C, Gueret A, Hamon G, Nourissat C:
Total hip replacement with the ABG cement-free hip with hydroxylapatite –
early clinical results at three years.
Howmedica Publications (1994)
- 2 Alwan A:
Frühergebnisse nach computerunterstütztem Robotereinsatz in der zementfreien
Hüftgelenktotalendoprothetik.
Dissertation, Universität Gießen (1999)
- 3 Anderson M:
Radiographic results of the International Study Group.
In: ABG Newsletter, Issue 1, Howmedica Europe (1995)
- 4 Arcq M:
Die periartikulären Ossifikationen – eine Komplikation der Totalendoprothese
des Hüftgelenkes.
Arch Orthop Unfall-Chir 77 (1973) 108-131
- 5 Ardran GM:
Bone destruction not demonstrable by radiography.
Br J Radiol 24 (1951) 107-109
- 6 Bach CM, Winter P, Nogler M, Gobel G, Wimmer C, Ogon M:
No functional impairment after Robodoc total hip arthroplasty: gait analysis in
25 patients.
Acta Orthop Scand. 73(2002) 386-391
- 7 Birke A, Reichel H, Hein W, Schietsch U, Hube R, Bernstein A, Krüger T:
ROBODOC – Ein Weg in die Zukunft der Hüftendoprothetik oder eine
Fehlinvestition?
Z Orthop 138 (2000) 395-401
- 8 Blauth W, Donner K:
Zur Geschichte der Arthroplastik.
Z Orthop 117 (1979) 997-1006
- 9 Bobyn D, Mortimer E, Glassman A:
Producing and avoiding stress shielding. Laboratory and clinical Observations of
noncemented total hip arthroplasty.
Clin Orthop 274 (1992) 79-96
- 10 Bohndorf K, Imhof H:
Radiologische Diagnostik der Knochen und Gelenke.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart; New York (1998) 102-105
- 11 Bonomet F, Kempf JF, Henky P, Schvingt E:
Ergebnisse einer vierjährigen Studie an 53 Patienten mit Zweymüller-
Implantaten.
In: Zweymüller K (Hrsg):
10 Jahre Zweymüller-Hüftendoprothese
Verlag Hans Huber, Bern (1990) 114-116

- 12 Böpplé, AK:
Mittelfristige Ergebnisse einer zementierten modularen Hüftprothese.
Medizinische Dissertation, Universität Tübingen (1999)
- 13 Börner M, Bauer A, Lahmer A:
Rechnerunterstütztes Operieren in der Hüftendoprothetik.
Orthopäde 26 (1997) 251-257
- 14 Breusch SJ, Aldinger PR, Thomsen M, Ewerbeck V, Lukoschek M:
Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik Teil I: Prothesenstiel.
Der Unfallchirurg 11 (2000) 918-927
- 15 Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RA, Riley LH jr:
Ectopic ossification following total hip replacement.
J Bone Joint Surg 55-A (1973) 1629-1632
- 16 Cohen B, Rushton N:
A comparative study of peri-prosthetic bone mineral density
measurement using two different dual-energy x-Ray absorptiometry systems.
The British Journal of Radiology 67 (1994) 852-855
- 17 Decker T:
Kurz- und mittelfristige klinische und radiologische Ergebnisse von ABG- und
Zweymüller-Hüftendoprothesenschäften.
Dissertation, MLU Halle-Wittenberg (1998)
- 18 Decking J, Rosendahl T, Decking D:
Proximal fixation of hip endoprotheses with porous surface: results of 6 years.
Z Orthop 137 (1999) 108-113
- 19 Eingartner C, Maurer F, Sauer G, Winter E, Weise K, Weller S:
Langzeitergebnisse mit dem zementfreien BICONACT-Schaft.
Akt Traumatol 31 (2001) 146-155
- 20 Eissler B:
Nachuntersuchungsergebnisse nach Hüftgelenksarthroplastik in den Jahren 1975
bis 1977 der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik in Tübingen unter
spezieller Berücksichtigung der Aesculap-Weller-Langschaffprothese.
Dissertation, Universität Tübingen (1989)
- 21 Eulert J, Knelles D, Barthes Th:
Heterotope Ossifikationen.
Orthopäde 26 (1997) 399-406
- 22 Ewerbeck V:
Verankerungsprinzipien in der Hüftprothetik.
Der Unfallchirurg 11 (2000) 917-927
- 23 Felsenberg D:
Quantitative Knochenmineralgehaltsbestimmung mit der Zwei-Spektren-
Computertomographie.
Radiologe 28 (1988) 166-172
- 24 Fischer M, Kempers B, Spitz J:
Knochendensitometrie – Wertigkeit und Grenzen der Methode.
Der Nuklearmediziner 13 (1990) 77-82

- 25 Gebhard F, Kinzl L, Arand M:
Computer-assisted surgery.
Unfallchirurg 103 (2000) 612-617
- 26 Giannikas KA, Din R, Sadiq S, Dunningham TH:
Medium-term results of the ABG total hip arthroplasty in young patients.
J Arthroplasty 17 (2002) 184-188
- 27 Gries FA, Toeller M, Koschinsky Th:
Überernährung.
In: Siegenthaler W, Kaufmann W, Hornbostel H, Waller HD (Hrsg): Lehrbuch
der inneren Medizin.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York (1992) S.1236-1246
- 28 Gruen TA, Mc Neice GM, Amstutz HC:
„Modes of failure“ of cemented stem-type femoral components. A radiographic
analysis of loosening.
Clin Orthop 141 (1979) 17-27
- 29 Harris WH, Mc Carthy JC, O'Neill DA:
Femoral component loosening using contemporary techniques of femoral cement
fixation.
J Bone Joint Surg Br 64A (1982) 1063-1067
- 30 Heisel J, Mittelmeier H, Schmitt E:
Prosthesis exchange with a cement-free ceramic prosthesis.
Aktuelle Probl Chir Orthop. 29 (1985) 47-63
- 31 Hellinger J:
Meßmethoden in der Skelettradiologie
Thieme, Stuttgart, New York, (1995) S.3-5
- 32 Heubner GL:
Zementfreie Implantation der Bicontact-Hüftendoprothese – Ergebnisse einer
prospektiven Studie über 5 Jahre.
Medizinische Dissertation, Universität Tübingen (1994)
- 33 Hube R, Krüger T:
Moderne Hüftendoprothetik beim jüngeren Patienten.
Orthodoc 4 (2002) 16-18
- 34 Hube R, Schietsch U, Kuhne B, Reichel H:
Verbesserte frühfunktionelle Ergebnisse mit dem Mayo Kurzschaft – eine
prospektiv randomisierte Vergleichsstudie.
Z Orthop 140 (2002) Abstracts S.33
- 35 Huiskes R, Weinans H, Dalstra M:
Adaptive bone remodeling and biomechanical design considerations.
Orthopedics 12 (1989) 1255-1267
- 36 Huiskes R, Weinans H, Van Rietbergen B:
The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip
stems and the effects of flexible materials.
Clin Orthop 274 (1992) 124-134

- 37 Huiskes R:
Biomechanics of artificial-joint fixation.
In: Mow VC, Hayes WC, eds. Basic Orthopaedic Biomechanics.
New York, Raven Press (1991) 375-442
- 38 Huiskes R:
The current state and future of cemented and noncemented total hip replacement.
In: Post Graduate Lectures, 1.European Cong. of Orthopaedics
Masson (1993) 52-64
- 39 Hwang SK, Park JS:
Cementless total hip arthroplasty with AML, PCA and HGP prostheses.
Int Orthop 19 (1995) 77-83
- 40 Jerosch J, v Hasselbach Ch, Filler T, Peuker E, Rahgozar M, Lahmer A:
Qualitätssicherung in der präoperativen Planung und intraoperative Umsetzung
durch die Verwendung von computerassistierten Systemen und
Operationsrobotern – eine experimentelle Untersuchung.
Chirurg 69 (1998) 973-976
- 41 Jones CA, Voaklander DC, Johnston DW, Suarez-Almazor ME:
The effect of age on pain, function and quality of life after total hip and knee
arthroplasty.
Arch Intern Med.161 (2001) 454-460
- 42 Judet R, Siguier M, Brumpt B, Judet T:
A Noncemented Total Hip Prosthesis.
Clin Orthop137 (1978) 76-84
- 43 Kinner B, Willmann G, Storz S, Kinner J:
Erfahrungen mit einer Hydroxylapatit- beschichteten, makroporös strukturieren
Hüftendoprothese.
Z Orthop 137 (1999) 114-121
- 44 Kiratli J, Checovich M, McBeath A:
Measurement of bone mineral density by dual-energy x-ray absorptiometry in
patients with the Wisconsin hip, an uncemented femoral stem.
J Arthroplasty 11 (1996) 184-193
- 45 Klima S :
CT-gestützte und CT – freie Pfannennavigation.
Orthopädie aktuell 05 (2002)
- 46 Knelles D, Bartel T, Karrer A, Kraus U, Eulert J, Kölbl O:
Prevention of heterotopic ossification after total hip replacement.
J Bone Joint Surg (Br) 79 (1997) 596-602
- 47 Knight JL, Atwater RD, Guo J:
Clinical results of the midstem porous-coated anatomic uncemented femoral
stem in primary total hip arthroplasty: a five- to nine-year prospective study.
J Arthroplasty 13 (1998) 535-545
- 48 Krüger A, Berli B, Lampert Ch, Kränzlin C, Morscher E:
Vergleichende periprothetische Knochendichtemessungen am proximalen
Femurschaft mittels Dual Energy X-ray-Absorptiometry (DEXA) mit
experimenteller „Press Fit-Gleitschaftprothese“.
Z Orthop 136 (1998) 115-125

- 49 Krüger T, Reichel H, Hein W:
Radiologische Phänomene nach Implantation der zementfreien ABG –
Hüftprothese.
Orthop Praxis 10 (1994) 624-631
- 50 Krüger T, Wohlrab D, Birke A, Hein W :
Results of arthroscopic joint debridement in different stages of chondromalacia
of the knee joint.
Arch Orthop Trauma Surg.120 (2000) 338-342
- 51 Krüger T:
persönliche Mitteilung (2002)
- 52 Krüger T:
Röntgenologische und klinische Risikofaktoren nach Implantation der
Totalendoprothese der Hüfte – Entwicklung einer Überwachungsstrategie
anhand des Patientengutes der Klinik für Orthopädie der Martin-Luther-
Universität Halle-Wittenberg.
Medizinische Dissertation, MLU Halle-Wittenberg (1990)
- 53 Kutschera HP, Eyb R, Schartelmüller T, Toma C, Zweymüller K:
Das zementfreie Zweymüller Hüft-System. Ergebnisse einer 5-Jahres-
Nachuntersuchung.
Z Orthop 131 (1993) 513-517
- 54 Lachmann E, Whelan M:
Roentgen diagnosis of osteoporosis and its limitations.
Radiology 26 (1936) 165-168
- 55 Lebeck S:
Knochendichtemessung mittels Zwei-Energie-Röntgenabsorptiometrie nach
Implantation zementfreier Hüfttotalendoprothesen.
Medizinische Dissertation, MLU Halle-Wittenberg (1998)
- 56 Leberherz CI:
Entwicklung der Knochendichte nach Implantation der Individualprothese Typ
Adaptiva®.
Medizinische Dissertation, Universität Tübingen (2001)
- 57 Leibfritz H, Heisel J:
Häufigkeit und Ursache postoperativer periartikulärer Ossifikationen nach
primärem Hüftgelenkersatz.
Orthop Praxis 36, 11 (2000) 708-713
- 58 Lord G, Bancel P:
The Madreporic Cementless Total Hip Arthroplasty.
Clin Orthop 176 (1983) 67-76
- 59 Lunar® DPX und DPXL
Handbuch für Software-Version 3.4 und 1.2
Copyright MEI GmbH, Wiesbaden 1992
- 60 Maier S, Griss P, Rahmfeld T, Dinkelacker T:
Nachuntersuchungsergebnisse der totalen Alloarthroplastik der Hüfte unter
besonderer Berücksichtigung der Spätkomplikationen 4 bis 7 Jahre post
operationem.
Z Orthop 115 (1977) 274-283

- 61 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 82-B (2000) 1065-1071
- 62 Martini F, Schmidt B, Sell S:
Wertigkeit und Reproduzierbarkeit osteodensitometrischer DEXA-Messungen nach Hüftendoprothesenoperation.
Z Orthop 135 (1997) 35-39
- 63 Massari L, Bagni B, Biscione R:
Periprosthetic bone density in uncemented femoral hip implants with proximal hydroxylapatite coating.
Bull Hosp Jt Dis 54 (1996) 206-210
- 64 Menge M:
Klinische Erfahrungen mit dem System Zweymüller-Endler: Analyse der Folgebeschwerden.
In: Maaz B, Menge M (Hrsg): Aktueller Stand der zementfreien Hüftprothetik. Thieme Verlag, Stuttgart, New York (1985)
- 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 Mielke RK, Clemens U, Jens JH, Kershally S:
Navigation in knee endoprosthesis implantation – preliminary experiences and prospective comparative study with conventional implantation technique.
Z Orthop 139 (2001) 109-116
- 67 Mittelmeier H:
Hüftgelenkersatz bei jungen Menschen.
Z Orthop 122 (1984) 20-26
- 68 Mittelmeier W, Grunwald I, Schafer R, Grundei H, Gradinger R:
Cementless fixation of the endoprosthesis using trabecular, 3-dimensional interconnected surface structures.
Orthopäde 26 (1997) 117-124
- 69 Moore AT:
Metal Hip Joint: A New Selflocking Vitallium Prosthesis.
South Med J 45 (1952) 1015-1019
- 70 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
- 71 Mortimer E, Rosenthal L, Paterson I:
Effect of rotation on periprosthetic bone mineral measurements in a hip phantom.
Clin Orthop 324 (1996) 269-274
- 72 Nilsson AK, Lohmander LS:
Age and waiting time as predictors of outcome after total hip replacement for osteoarthritis.
Rheumatology (Oxford) 41 (2002) 1261-1267

- 73 Nolte LP:
Navigation in der Hüftchirurgie.
MedReport 35 (2002) 18
- 74 Oehme S:
Erfahrungen mit der MAYO-Hüftschaftprothese.
Z Orthop 140 (2002) 117-119
- 75 Okoniewski M, Birke A, Schietsch U, Thoma M, Hein W:
Frühergebnisse einer prospektiven Studie bei Patienten mit computergestützter Femurschaftpräparation bei Hüft-TEP-Implantationen (System Robodoc) – Indikation, Ergebnisse, Komplikationen.
Z Orthop 138 (2000) 510-514
- 76 Oosterbos CJM, Rhamy AIA, Tonino, AJ:
Hydroxylapatite coated hip prosthesis followed up for 5 years.
International Orthop (SICOT) 25 (2001) 17-21
- 77 Osborn JF:
Die physiologische Integration von Hydroxylapatitkeramik in das Knochengewebe.
48. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallheilkunde.
Hefte zur Unfallheilkunde 174 (1985) 101-105
- 78 O'Toole GC, Abuzukuk T, Murray P:
Elective total hip arthroplasty in patients aged 85 years and older.
Ir Med J 96 (2002) 106-107
- 79 Petersen MB, Kolthoff N, Eiken, P:
Bone mineral density in 22 porous-coated implants after 5 years.
Acta Orthop Scand (1995) 432-434
- 80 Piovani C, Abba R, Micucci E, Zucchetti M:
Unsere Erfahrungen bei der Behandlung der Coxarthrose mit der zementfreien Hüftgelenks-Totalprothese nach Zweymüller:
In: Zweymüller K (Hrsg.): 10 Jahre Zweymüller-Hüftendoprothese,
Verlag Hans Huber, Bern, Stuttgart; Toronto, 1990, S.127-131
- 81 Primbs J, Dobler R:
Mittelfristige Untersuchungsergebnisse der zementfreien Opticontact-Geradschaftendoprothese
Orthop Praxis 36 (2000) 173-176
- 82 Pritchett J:
Femoral bone loss following hip replacement. A comparative study.
Clin Orthop 314 (1995) 156-161
- 83 Produktinformation: ABG Hüftsystem zementfrei. Howmedica International.
AAB/01/0192/3G
- 84 Produktinformation: Alloclassic Schäfte SL zementfrei. Copyright 1997 by Sulzer Orthopädie AG. Lit. No.1928 d-ED. 01/94
- 85 Rader CP, Hendrich C, Löw S, Walther M, Eulert J:
5 bis 8-Jahres-Ergebnisse nach Hüfttotalendoprothese mit der Müller-Geradschaftprothese (zementierter TiAlNb-Schaft).
Unfallchirurg 103 (2000) 846-852

- 86 Reiter A, Sabo D, Simank HG, Büchner T, Seidel M, Lukoschek M:
Periprotetische Mineralisationsdichte zementfreier Hüftendoprothetik.
Z Orthop 135 (1997) 499-504
- 87 Richmond B, Eberle R, Stulberg B:
DEXA versus radiography in determination of bone remodeling changes around
uncemented custom femoral prostheses.
4th Annual International Symposium on Custom Prostheses 1991,
San Francisco, California
- 88 Rossi P, Sibelli P, Fumero S, Crua E:
Short-term results of hydroxylapatite-coated primary total hip arthroplasty.
Clin Orthop 310 (1995) 98-102
- 89 Sachs L:
Abgewandte Statistik – Anwendung statistischer Methoden.
9. Auflage, Springer Verlag Berlin, New York, Heidelberg (1999)
- 90 Scales JT:
Arthroplasty of the Hip Using Foreign Materials: a History.
Proc Instn Mech Engrs 181 (1966-67) 63-84
- 91 Schmidt R, Hirschfelder H, Aplas A, Pitto RP:
Vergleich zweier zementfreier femoraler Prothesenkomponenten mit
keilförmigem Design anhand computergestützter Osteodensitometrie in vivo.
Orthop Praxis 36 (2000) 700-703
- 92 Schmidt R, Hirschfelder H, Freund J, Pitto RP:
Computertomographisch gestützte Osteodensitometrie des Femur nach
zementfreier Hüftprothesenimplantation zur Verlaufsuntersuchung in vivo.
Orthop Praxis 36 (2000) 336-338
- 93 Schmidt SA, Kjaersgaard-Andersen P, Pedersen NW, Kristensen SS, Pedersen P,
Nielsen JB:
The use of indomethacin to prevent the formation of heterotopic bone after total
hip replacement. A randomized, double-blind clinical trial.
J Bone Joint Surg 70 (1988) 834-838
- 94 Schneider P:
Knochendichtemeßmethoden zur Bestimmung des Mineralgehaltes.
Z Orthop 130 (1992) 16-20
- 95 Schneider U, Breusch SJ, Thomsen M, Wirtz DC, Lukoschek M:
Einfluss der Implantatposition einer Hüftendoprothese auf die Standzeit am
Beispiel des CLS-Schaftes.
Der Unfallchirurg 105 (2002) 31-35
- 96 Schwentlick G, Vogel L:
Beziehungen zwischen Lockerungsrate und Infekthäufigkeit bei zementierter und
zementfreier Hüftprothese eines Herstellers.
Orthop Praxis (2000) 301-306
- 97 Selmitsch M:
Stand der Werkstofftechnik des Zweymüller-Hüftprothesensystems nach 10
Jahren klinischer Praxis.
In: Zweymüller K (Hrsg): 10 Jahre Zweymüller-Hüftendoprothese;
Verlag Hans Huber, Bern, Stuttgart, Toronto, (1990) S.14-19

- 98 Seral Inigo F, Gonzalo Vivar F, Villar del Fresno JA, Esteller Arigo A, Martinez Grande M, Jorda Lopez E, Espinar Salom E, Abad Rico I: Erfahrungen mit der Zweymüller-Endler-Prothese in Spanien. Multiklinische Studie. Fünf-Jahres-Ergebnisse
In: Zweymüller K (Hrsg): 10 Jahre Zweymüller-Hüftendoprothese; Verlag Hans Huber, Bern, Stuttgart, Toronto, (1990) S.124-126
- 99 Shaw JA, Greer RB 3rd, Kollas CD:
AML bipolar arthroplasty for degenerative hip arthritis.
Orthopedics 10 (1987) 1363-1374
- 100 Siebold R, Scheller G, Schreiner U, Jani L:
Long-term results with the cement-free Spotorno CLS shaft.
Orthopäde 30 (2001) 317-222
- 101 Smith-Petersen MN:
Arthroplasty of the Hip.
J Bone Joint Surg 21 (1939) 269-288
- 102 Sodemann B, Persson PE, Nilsson OS:
Prevention of heterotopic ossification by nonsteroid antiinflammatory drugs after total hip arthroplasty.
Clin Orthop 237 (1988)158-163.
- 103 Spotorno L, Romagnoli S, Ivaldo N, Grappiolo G, Bibbiani E, Blaha DJ, Guen TA:
The CLS system. Theoretical concept and results.
Acta Orthop Belg. 59 Suppl 1 (1993) 144-148.
- 104 Stulberg SD, Loan P, Sarin V:
Computer-assisted navigation in total knee replacement: results of an initial experience in thirty-five patients.
J Bone Joint Surg 84-A (2002) 90-98
- 105 Sumner D, Turner T, Urban R:
Experimental studies of bone remodeling in total hip arthroplasty.
Clin Orthop 276 (1992) 83-90
- 106 Thoma W, Happ J, Stephan C, John J:
Methodische Untersuchungen zum Einsatz der Knochendensitometrie mittels DPX für die Verlaufskontrolle von implantierten Hüftendoprothesen.
Orthop Praxis 4 (1992) 273-278
- 107 Thomas W:
Makro- und mikroporöse Oberflächen-Definitionen, Grundlagen, experimentelle Ergebnisse.
In: Hipp E, Gradinger R, Ascherl R (Hrsg): Die zementlose Hüftendoprothese; Demeter, Gräfelfing, (1992) S. 47-48
- 108 Thomsen MN, Breusch SJ, Aldinger PR, Gortz W, Lahmer A, Honl M, Birke A, Nagerl H:
Robotically-milled bone cavities: a comparison with hand-broaching in different types of cementless hip stems.
Acta Orthop Scand. 73 (2002) 379-85

- 109 Tonino AJ, Romanini L, Rossi P, Borroni M, Greco F, Garcia-Araujo C, Dihinx L, Murcia-Mazon A, Hein W, Anderson J:
Hdroxylapatite-coated hip prostheses.
Clin Orthop 312 (1995) 211-225
- 110 Traulsen FC, Hassenpflug J, Hahne HJ:
Langzeitergebnisse zementfreier Hüftvollprothesen (Zweymüller).
Z Orthop 139 (2001) 206-211
- 111 Turner C:
On Wolff's law of trabecular architecture.
J Biomech 25 (1992) 1-9
- 112 Ungethüm M, Blömer W:
Technologie der zementlosen Hüftprothetik.
Orthopädie 16 (1987) 170-184
- 113 Weissinger M, Helmreich C:
Langfristige Resultate mit dem zementfreien Alloclassic-Schaft nach
Zweymüller.
Z Orthop 139 (2001) 200-205
- 114 Wetzel R:
Der Einsatz von Operationsrobotern am Hüftgelenk, derzeitiger Stand und
künftige Entwicklungen.
Orthop Praxis 36 (2000) 779-785
- 115 Wilhelm K, Conrad R, Zieger H, Schild H:
Radiologic changes following cement-free implantation of hip prostheses. 5-year
follow-up and clinical experience with the cement-free hip prosthesis Autophor-
900-S.
Aktuelle Radiol Sep (1998) 225-231
- 116 Willert HG, Selmitsch M, Buchhorn G:
Materialverschleiß und Gewebereaktion bei künstlichen Gelenken.
Orthopäde (1978) 62-83
- 117 Willert HG:
Endoprothesenverankerung mit oder ohne Zement?
Z Orthop 131 (1993) 601-609
- 118 Wirtz DC, Niethard FU:
Hüftendoprothesenlockerung – eine Standortbestimmung.
Z Orthop 135 (1997) 270-280
- 119 Wixson RL, Stuhlberg SD, Mehlhoff M:
Total hip replacement with cemented, uncemented and hybrid prostheses.
J Bone Joint Surg 73 (1991) 257-270
- 120 Wurning C, Auersperg V, Boehler N:
Short term prophylaxis against heterotopic bone after cementless hip
replacement.
Clin Orthop 334 (1997) 175-183

- 121 Wüst A:
Möglichkeiten, das Auftreten von heterotoper Ossifikation nach Implantation von Hüfttotalendoprothesen zu verhindern. Eine vergleichende Studie; Einmalbestrahlung 600 Centigray versus Indometacin-Medikation. Medizinische Dissertation, Universität Marburg (1996)
- 122 Zenz P, Pospisil Chr, Fertschak W, Schwägerl W:
10 Jahre zementfreie Implantation von Hüfttotalendoprothesen unter Verwendung des Zweymüller-Schaftes.
Z Orthop 133 (1995) 558-561
- 123 Zweymüller K, Lintner F, Semlitsch M:
Biologic Fixation of a Press-Fit Titanium Hip Joint Endoprosthesis.
Clin Orthop Rel Res 235 (1988) 195-206

8 Anhang

8.1 Fragebogen zur Hüftendoprothesen-Nachuntersuchung

Name des Patienten:

Geburtsdatum :

Operationsdatum:

1. Wieviel Kilogramm wiegen Sie?

2. Wie groß sind Sie?

3. Wie lange können Sie laufen?

- länger als 1 Stunde
- 30-60 Minuten
- 15-30 Minuten
- 15 Minuten
- nur im Haus
- gar nicht

Ist die Gehzeit wegen der operierten Hüfte eingeschränkt? ja/nein

4. Benutzen Sie eine Gehhilfe?

- 1 Stock
- 1 Stock außer Haus
- 1 Stock ständig
- 2 Stöcke außer Haus
- 2 Stöcke ständig
- Krücken

Brauchen Sie den Stock wegen der operierten Hüfte? ja/nein

5. Haben Sie Schmerzen am operierten Bein?

- Keine
- Gelegentlich
- Konstant unter Belastung
- Konstant in Ruhe und Belastung

Haben Sie Schmerzen wegen der operierten Hüfte? ja/nein

6. Wie stark können Sie die operierte Hüfte beugen?

- mehr als 90° (rechtwinklig)
- 70-90°
- 30-70°
- weniger als 30°

7. Können Sie das Bein im Hüftgelenk voll strecken? ja/nein

8. Wie sind Sie mit dem Operationsergebnis zufrieden?

- voll
- bedingt
- nicht

9. Welche weiteren Erkrankungen haben Sie?

- Nieren
- Magen-Darm
- Schilddrüse
- Leber
- Diabetes mellitus

10. Welche Medikamente nehmen Sie ein?

- Kortikoide
- NSAR
- Heparintherapie
- Antazida
- Schilddrüsenhormone
- Ca-Tabletten

8.2 Statistische Tabellen

Tabelle 1: ABG-Ergebnisse der Knochendichtemessung (Mittelwerte)

BMD	Gruen-Zonen						
	1	2	3	4	5	6	7
postoperativ [g/cm²]	0,796	1,583	1,717	1,576	1,707	1,526	1,161
(Standardabweichung)	0,214	0,349	0,301	0,286	0,308	0,307	0,308
Nachuntersuchung [g/cm²]	0,695	1,322	1,61	1,462	1,694	1,259	0,765
(Standardabweichung)	0,23	0,423	0,366	0,338	0,327	0,353	0,283
Abnahme [g/cm²]	0,101	0,262	0,109	0,114	0,013	0,267	0,396
(Standardabweichung)	0,207	0,305	0,253	0,212	0,167	0,244	0,236
Abnahme [%]	12,7	16,5	6,4	7,2	0,8	17,5	34,1
(Standardabweichung)	27,44	20,56	17,26	14,65	11,55	15,38	17,66
(Mittelwert)	10,11	16,65	6,15	7,16	0,39	17,54	33,532
(Median)	10,18	16,65	6,15	7,16	0,39	17,54	33,59

Tabelle 2: ZM-Ergebnisse der Knochendichtemessung (Mittelwerte)

BMD	Gruen-Zonen						
	1	2	3	4	5	6	7
postoperativ [g/cm²]	0,862	1,456	1,836	1,858	1,819	1,322	1,303
(Standardabweichung)	0,253	0,369	0,303	0,293	0,308	0,293	0,438
Nachuntersuchung [g/cm²]	0,797	1,36	1,755	1,746	1,767	1,177	1,112
(Standardabweichung)	0,224	0,371	0,326	0,273	0,326	0,296	0,323
Abnahme [g/cm²]	0,066	0,095	0,08	0,112	0,052	0,145	0,191
(Standardabweichung)	0,147	0,263	0,16	0,163	0,152	0,239	0,268
Abnahme [%]	7,6	6,5	4,4	6	2,9	11,0	14,7
(Standardabweichung)	16,3	18,25	9,94	8,31	9,26	18,42	24,99
(Mittelwert)	5,75	4,78	4,25	5,68	2,75	9,57	10,39
(Median)	8,45	3,16	3,57	4,82	2,5	5,21	15,06

Tabelle 3: Ergebnisse des Signifikanztestes der prozentualen Knochendichteveränderung (Mittelwerte) in den Gruen-Zonen der ABG-Gruppe

Gruen-Zone	T	Signifikanz (2-seitig)	Bewertung
1	3,061	0,00398	signifikant
2	5,358	<0,0001	signifikant
3	2,688	0,01051	signifikant
4	3,354	0,00178	signifikant
5	0,483	0,6319	nicht signifikant
6	6,83	<0,0001	signifikant
7	10,114	<0,0001	signifikant

Tabelle 4: Ergebnisse des Signifikanztestes der prozentualen Knochendichteveränderung (Mittelwerte) in den Gruen-Zonen der ZM-Gruppe

Gruen-Zone	T	Signifikanz (2-seitig)	Bewertung
1	2,144	0,04282	signifikant
2	1,734	0,09632	nicht signifikant
3	2,414	0,02413	signifikant
4	3,3	0,00313	signifikant
5	1,639	0,11483	nicht signifikant
6	2,916	0,00778	signifikant
7	3,422	0,00233	signifikant

Tabelle 5: Vergleich der prozentualen BMD-Veränderung (Mittelwerte) zwischen der ABG- und ZM-Gruppe in den Gruen-Zonen (T-Test für unabhängige Stichproben)

Gruen-Zone	T	Signifikanz (2-seitig)	Bewertung
1	0,798	0,428	nicht signifikant
2	2,328	0,023	signifikant
3	0,561	0,577	nicht signifikant
4	0,515	0,608	nicht signifikant
5	0,848	0,4	nicht signifikant
6	1,862	0,067	nicht signifikant
7	4,371	<0,0001	signifikant

Tabelle 6: Vergleich der prozentualen BMD-Veränderungen (Mittelwerte) in den Gruen-Zonen bei unterschiedlichen Prothesenpositionen in der ABG- und ZM-Gruppe (Chi-Quadrat-Test)

Gruen-Zone	ABG			ZM		
	Chi-Quadrat	Signifikanz	Bewertung	Chi-Quadrat	Signifikanz	Bewertung
1	2,721	0,256	nicht signifikant	0,938	0,333	nicht signifikant
2	0,567	0,753	nicht signifikant	0,322	0,57	nicht signifikant
3	0,786	0,675	nicht signifikant	0,402	0,526	nicht signifikant
4	0,079	0,961	nicht signifikant	0,188	0,664	nicht signifikant
5	0,507	0,776	nicht signifikant	0,055	0,815	nicht signifikant
6	0,204	0,903	nicht signifikant	0,322	0,57	nicht signifikant
7	4,001	0,135	nicht signifikant	0,01	0,92	nicht signifikant

Tabelle 7: Ergebnisse des Korrelationstestes zwischen OP-Alter (Mittelwert) und der Änderung des Merle d' Aubigné-Score Score-Wertes (Mittelwert) beider Gruppen

		Änderung des Merle d'Aubigné-Scores
OP-Alter	Korrelation nach Pearson	0,023
	Signifikanz (2-seitig)	0,855
	N	64

Tabelle 8: Merle d' Aubigné-Score-Ergebnisse (Mittelwerte)

Merle d'Aubigné-Score-Punkte	ABG-Gruppe n=40	ZM-Gruppe n=24
präoperativ	8,13	8,17
(Standardabweichung)	1,99	2,82
Nachuntersuchung	15,65	16,25
(Standardabweichung)	1,726	1,39
Änderung	7,53	8,08
(Standardabweichung)	2,86	3,51

Tabelle 9: T-Test für unabhängige Stichproben für die Änderung des Merle d' Aubigné-Scores (Mittelwerte) zwischen der ABG- und ZM-Gruppe

	Levene-Test der Varianzgleichheit			T-Test für die Mittelwertgleichheit		
	F	Signifikanz		T	df	Signifikanz (2-seitig)
Merle d'Aubigné-Score (Änderung)	2,293	0,13	Varianzen sind nicht gleich	0,683	62	0,497

Tabelle 10: Signifikanztestung der Änderung des Merle d' Aubigné-Scores (Mittelwerte) bei unterschiedlichen Prothesenpositionen (ABG-Gruppe)

	Chi-Quadrat	df	Asymptotische Signifikanz	Bewertung
Merle d'Aubigné-Score (Änderung)	0,755	2	0,686	nicht signifikant

Tabelle 11: Signifikanztestung der Änderung des Merle d' Aubigné-Scores (Mittelwerte) bei unterschiedlichen Prothesenpositionen (ZM-Gruppe)

	Chi-Quadrat	df	Asymptotische Signifikanz	Bewertung
Merle d'Aubigné-Score (Änderung)	0,162	1	0,687	nicht signifikant

9 Thesen

1. Die Implantation von Hüftendoprothesen ist als Standardtherapie der orthopädischen Chirurgie seit Jahren etabliert. Primäre und sekundäre Arthrosen sind bei zunehmender Lebenserwartung der Menschen die häufigsten Indikationen zum künstlichen Gelenkersatz.
2. Die aseptische Lockerung limitiert die Langzeitstabilität der Implantate. Da immer von der Endlichkeit des Kunstgelenkes auszugehen ist, müssen jüngere Patienten mit mehreren Wechseloperationen rechnen.
3. Heute steht die Entwicklung von Prothesensystemen, die eine sparsame Knochenresektion beim Primäreingriff und eine geringe periprothetische Knochenresorption garantieren, im Zentrum der Forschung. Zudem werden Methoden zur Optimierung der Prothesenpositionierung (Navigation, Robotic) evaluiert, da Fehlstellungen zum frühzeitigen Implantatversagen führen können.
4. Ziel der vorliegenden Studie war die qualitative und quantitative Analyse klinischer, radiologischer und densitometrischer Daten nach Implantation zweier unterschiedlicher Prothesensysteme unter besonderer Berücksichtigung der Prothesenposition.
5. In der prospektiven Studie wurden diejenigen Patienten erfasst, die im Zeitraum von 1990 bis 1994 mit ABG I- und Zweymüller SL-Hüftendoprothesen versorgt wurden und bei denen auf freiwilliger Basis postoperativ eine Knochendichtemessung erfolgt war.

6. Die Studie umfasst die klinische Evaluation (Score nach Merle d'Aubigné), die radiologische Auswertung (periprothetische Knochenreaktionen, Erfassung der Prothesenposition mit AutoCAD-Computerprogramm) und die densitometrische Kontrolle (DEXA-Methode) jeweils postoperativ und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung.
7. 40 Patienten mit einer ABG I- Prothese und 24 Patienten mit einer Zweymüller SL-Prothese konnten nach durchschnittlich 96 (77 bis 112) bzw. 104 (93 bis 111) Monaten untersucht werden.
8. In beiden Patientenkollektiven wurden überwiegend gute und sehr gute klinische Ergebnisse erzielt. Der Merle d'Aubigné-Score betrug zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung in der ABG-Gruppe durchschnittlich 15,7 Punkte (11 bis 18) und in der Zweymüller SL-Gruppe 16,3 (13 bis 18) Punkte.
9. 27,5% der ABG- und 37,5% der Zweymüller SL-Endoprothesen wurden in Varusposition implantiert. 15% der ABG- bzw. 8,3% der Zweymüller SL-Prothesen waren valgisch eingesetzt worden. Die Prothesenposition hatte keinen signifikanten Einfluss auf das mittelfristige klinische Ergebnis.
10. Bei ABG-Prothesen traten radiologische Knochenverdichtungen unabhängig von der Prothesenposition häufig in den Übergangszonen 3/5 und 2/6 auf. In der Zweymüller SL-Gruppe wurden Verdichtungen in den proximaleren Bereichen (Zonen 2/6) weniger oft gesehen, wobei der Unterschied nicht signifikant war.
11. Im postoperativen Verlauf kam es unabhängig vom Prothesentyp zu einer intraindividuellen Knochendichteabnahme in allen Gruen-Zonen. Die sog. „metaphysär fixierte“ ABG-Prothese wie auch die sog. „diaphysär fixierte“ Zweymüller SL-Prothese führten zu einem überwiegend proximalen stress shielding.

12. Fehlpositionen eines Prothesenschaftes führten zu veränderten Mustern der periprothetischen Knochenreaktion. In beiden Untersuchungsgruppen wurde die größte prozentuale Knochendichteabnahme bei Varusposition in der Zone 1 gemessen. Die geringste prozentuale Knochendichteabnahme wurde in der ABG-Gruppe bei valgischer Prothesenposition in den Zonen 1 und 5 nachgewiesen.

13. Die exakte Positionierung einer Endprothese ist Voraussetzung für gute Langzeitresultate. Fehlpositionen führen zu atypischer periprothetischer Knochenresorption und werden in der Literatur als Risiko der frühzeitigen Lockerung angesehen. Die Kontrolle der Prothesenposition sollte zum heutigen Zeitpunkt routinemäßig mittels intraoperativem Röntgenbild erfolgen. Ob moderne Operationsmethoden wie Robotic oder Navigation die Langzeitresultate wesentlich beeinflussen können, muss abgewartet werden.

14. Eine weit proximale Fixation und Krafteinleitung mit dem Ziel der langfristigen Knochenprotektion kann durch die vorgestellten Systeme nicht optimal realisiert werden. Oberflächenersatzprothesen oder Schenkelhalsprothesen werden heute propagiert, da sie vor allem mit Blick auf die immer jüngeren Patienten bessere Perspektiven eröffnen.

15. Die Implantation der bisherigen Standardprothesen kann bei guter Knochenqualität dann beim Revisionseingriff erfolgen, so dass eine Prothesengeneration mehr zur Verfügung steht.

Lebenslauf

Persönliche Angaben:

Name:	Lukowsky
Vorname:	Astrid
Geburtsdatum	07.10.1972
Anschrift:	Rathenauplatz 19 06114 Halle
Familienstand:	verheiratet
Staatsangehörigkeit:	deutsch
Konfession:	evangelisch

Schulausbildung:

1979-1989	Allgemeinbildende Polytechnische Oberschule, Wettin
1989-1991	Erweiterte Oberschule August Hermann Francke, Halle
1991	Abitur

Studium:

10/1992-11/1999	Studium der Humanmedizin an der Martin-Luther- Universität Halle-Wittenberg
09/1995	Ärztliche Vorprüfung
08/1996	Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
08/1998	Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
11/1999	Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

Praktisches Jahr:

10/98-02/99	Chirurgie-Diakoniekrankenhaus Halle
02/99-05/99	Wahlfach Psychiatrie Psychiatrische Klinik Münsingen (Schweiz)
05/99-09/99	Innere Medizin-Diakoniekrankenhaus Halle

Berufsausbildung:

02/2000-03/2001	Ärztin im Praktikum Innere Abteilung des Diakonie-Krankenhauses Marburg-Wehrda
04/2001-10/2001	Ärztin im Praktikum und Assistenzärztin Chirurgische Gemeinschaftspraxis Drs. med. Degner / Mohaupt, Halle
11/2001-04/2002	Assistenzärztin in der Klinik für Kinder- und Jugendmedizin, Städtisches Krankenhaus Martha- Maria, Halle-Dölau
05/2002-08/2002	Assistenzärztin in der HNO-Praxis Frau Dr. Schmidt-Fritzsching, Halle
seit 08/2002	Ausbildungsassistentin zur Fachärztin für Allgemeinmedizin Praxis MR. Dr. Solf, Wettin

Selbstständigkeitserklärung

Die vorliegende Arbeit wurde von mir ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt. Die aus anderen Quellen direkt oder indirekt übernommenen Daten und Konzepte sind unter Angabe der Quelle gekennzeichnet.

Ich versichere, dass ich für die inhaltliche Erstellung der vorliegenden Arbeit nicht die entgeltliche Hilfe von Vermittlungs- und Beratungsdiensten (Promotionsberater oder andere Personen) in Anspruch genommen habe. Niemand hat von mir unmittelbar oder mittelbar geldwerte Leistungen erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen.

Die Arbeit wurde bisher weder im In- noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Erklärung über Promotionsversuche

Ich erkläre, dass ich keinerlei frühere Promotionsversuche unternommen habe und dass an keiner anderen Fakultät der Universität ein Promotionsverfahren anhängig ist.

Astrid Lukowsky

Danksagung

Herrn Univ.-Professor Dr. med. W. Hein möchte ich für die freundliche Überlassung des Themas danken.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Priv.-Doz. Dr. med. T. Krüger für die zahlreichen Anregungen bei der Bewältigung der Aufgabenstellung sowie für die Betreuung und kontinuierliche Unterstützung während der Durchführung der Arbeit.

Bei allen Mitarbeiterinnen der röntgenologischen und klinischen Archive, der Universitätsklinik und Poliklinik für Orthopädie und Physikalische Medizin der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, die die Durchführung der Untersuchungen unterstützten, möchte ich mich vielmals bedanken.

Nicht zuletzt gilt mein ganz besonderer Dank meinem Ehemann Dipl.-Ing. Kai Lukowsky, der mir bei der Fertigstellung der Arbeit mit Rat und Tat zur Seite stand und mich besonders in computertechnischen Fragen sehr unterstützt hat.