Aus der Orthopädischen Universitätsklinik der Medizinischen Fakultät der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. W. Neumann

# Vergleichende Untersuchungen zur Krafteinleitung in das proximale Femur bei Hüftendoprothesen mit unterschiedlichem Design

#### Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades

Dr. med.

(doctor medicinae)

an der Medizinischen Fakultät

der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

vorgelegt von

**Ralf Salewski** aus Halle/Saale

Magdeburg 2007

#### Dokumentationsblatt

#### **Bibliographische Beschreibung**

Salewski, Ralf:

Vergleichende Untersuchungen zur Krafteinleitung in das proximale Femur bei Hüftendoprothesen mit unterschiedlichem Design. – 2007. – 71 Bl.: 40 Abb., 4 Anl.

Ein wichtiges Kriterium bei der Beurteilung eines neuen Prothesensystems ist die Verteilung der Kraftübertragung von der Prothese auf den Knochen. Ziel der Untersuchungen war die direkte Messung der eingeleiteten Kräfte bei fünf verschiedenen Hüftendoprothesenschäften und der Vergleich der Ergebnisse mit Stichproben postoperativ aufgenommener Röntgenkontrollen sowie mit Studien postoperativer Nachuntersuchungen in der internationalen Literatur. Für die Messungen wurden die Schaftsysteme SL-Plus, GSS-CL, GAP, ABG und BiCONTACT mit Dehnmessstreifen präpariert und in Kunststofffemora der Firma Sawbones implantiert. Die Krafteinleitung erfolgte axial durch kontinuierliche Belastung in einer Hydropulsanlage. Die Messung der in den einzelnen Bereichen der Prothese übertragenen Kräfte wurde durch die Messung der Längskräfte des Prothesenschaftes mittels Dehnmessstreifen realisiert.

Als Ergebnisse der Messungen konnten beim SL-Plus-Schaft eine Kraftübertragung von 17% im distalen Abschnitt als Zeichen eines deutlichen stress-shieldings gemessen werden. Beim GSS-CL-Schaft war eine proximale Kraftübertragung von 60% auffällig. Die Messungen am GAP- und BiCONTACT-Schaft zeigten eine Krafteinleitung bis zum mittleren Messpunkt von über 80%. Die Krafteinleitung am ABG-Schaft erfolgte zu 36% zwischen dem proximalen und mittleren Messpunkt. In der postoperativ angefertigten Röntgenaufnahme und in den Auswertungen postoperativer Verlaufsstudien spiegelt sich dieser Messwert in einer Kortikalverdickung bzw. in einer Zunahme der Knochendichte wider.

Es konnte eine gute Übereinstimmung der Messergebnisse sowohl mit postoperativen Röntgenkontrollen als auch mit den Studien postoperativer Nachuntersuchungen gefunden werden, weshalb dieses Messprinzip als ein mögliches Verfahren zur Überprüfung neuer Prothesensysteme anzusehen ist.

#### Schlüsselwörter:

$$\label{eq:higher} \begin{split} &H\ddot{u}ftendoprothese-SL-Plus-GSS-CL-GAP-ABG-BiCONTACT-Dehnmess streifen-Krafteinleitung \end{split}$$

### Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	1
1.1.	Grundlagen zur Anatomie und Biomechanik des Hüftgelenkes	2
1.2.	Die zementfreie Implantatverankerung	4
1.3.	Möglichkeiten zur Untersuchung von Hüftendoprothesensystemen	6
1.4.	Problemstellung	9
2.	Material und Methoden	11
2.1.	Die verwendeten Prothesen	11
2.2.	Das verwendete Femur	14
2.3.	Versuchsaufbau zur Kraftmessung an der Prothese	16
2.3.1	Der mechanische Prüfstand	16
2.3.2.	Das Messprinzip	16
2.3.3.	Die elektronische Datenerfassung	19
2.3.4.	Die Vorbereitung der Prothesen	20
2.3.5.	Die Vorbereitung der Femora	23
2.4.	Versuchsdurchführung	24
2.5.	Röntgenologische Untersuchung	26
3.	Ergebnisse	27
3.1.	Krafteinleitung am SL-PLUS-Schaft	27
3.2.	Krafteinleitung am GSS-CL-Schaft	30
3.3.	Krafteinleitung am GAP-Schaft	33
3.4.	Krafteinleitung am ABG-Schaft	35
3.5.	Krafteinleitung am BiCONTACT-Schaft	38
4.	Röntgenologische Zuordnung der Krafteinleitung durch Kortikalisreaktionen	41
4.1.	Radiologische Veränderungen durch den SL-PLUS-Schaft	41
4.2.	Radiologische Veränderungen durch den GSS-CL-Schaft	42
4.3.	Radiologische Veränderungen durch den GAP-Schaft	42
4.4.	Radiologische Veränderungen durch den ABG-Schaft	43
4.5.	Radiologische Veränderungen durch den BiCONTACT-Schaft	44

5.	Diskussion	46
5.1.	Material und Methoden	46
5.1.1.	Das verwendete Femur	46
5.1.2.	Verwendete Prothesen	46
5.1.3.	Messprinzip	47
5.1.4.	Radiologische Veränderungen	48
5.2.	. Diskussion der Messergebnisse	
5.2.1.	Diskussion der Messergebnisse am SL-PLUS-Schaft	49
5.2.2.	Diskussion der Messergebnisse am GSS-CL-Schaft	50
5.2.3.	Diskussion der Messergebnisse am GAP-Schaft	50
5.2.4.	Diskussion der Messergebnisse am ABG-Schaft	51
5.2.5.	Diskussion der Messergebnisse am BiCONTACT-Schaft	52
6.	Zusammenfassung	53
7.	Literaturverzeichnis	55
8.	Danksagung	67
	Lebenslauf	68
	Erklärungen	69

# Abkürzungsverzeichnis

0	Grad
%	Prozent
ABG	Anatomic Benoist Girard
a.p.	anterior posterior
bzw.	beziehungsweise
ca.	zirka
cm	Zentimeter
DEXA	Dual-energy x-ray absorptiometry
	Zwei-Energie-Röntgenabsorptiometrie
d.h.	das heißt
3	Dehnung
Е	Elastizitätsmodul
et al.	und andere
F	Kraft
g	Gramm
ggf.	gegebenenfalls
GPa	Gigapascal
ISO	Internationale Organisation für Normung
Lig.	Ligamentum
μm	Mikrometer
mm	Millimeter
Ν	Newton
Pa	Pascal
R	Widerstand
S	Sekunde
σ	Spannung
SL	self locking
TEP	Totalendoprothese
U	elektrische Spannung
V	Volt
z.B.	zum Beispiel

#### 1. Einleitung

Die Alloarthroplastik des Hüftgelenkes hat sich seit Jahren als Standardverfahren in der orthopädischen Chirurgie etabliert.

In Europa werden jährlich ca. 500.000 Hüftendoprothesen implantiert, davon etwa 150.000 in Deutschland (Breusch 2000; Kratzer et Löhr 2003).

Weltweit ist eine große Auswahl an Hüftendoprothesensystemen verfügbar.

Bis zum heutigen Tag konnten die klinischen Ergebnisse nach totalem Hüftgelenksersatz stetig verbessert werden. Trotzdem bietet das künstliche Gelenk auch in der Gegenwart nur einen zeitlich limitierten zufrieden stellenden Ersatz des natürlichen Originals.

Ursachen für das Versagen eines Implantates sind

- aseptische Prothesenlockerung
- septische Prothesenlockerung
- periprothetische Frakturen
- rezidivierende Prothesenluxation
- Materialversagen (Prothesenbruch, Inlayverschleiß)

Die aseptische Prothesenlockerung ist dabei die häufigste Indikation für eine Revisionsoperation (Havelin et al. 2000). Die Ursachen der Lockerung sind multifaktoriell. Neben mechanischen Problemen an der unmittelbaren Grenzfläche Knochen-(Zement-) Prothese stellen vor allem biologische Reaktionen auf Abriebpartikel, aber auch lokale periprothetische Knochenatrophien durch den veränderten Kraftfluss im Knochen ein Problem dar (Huiskes et al. 1992; Krüger et al. 1998; Sumner et al. 1992; Willert et al. 1978). Es wurden verschiedene zementfreie Prothesensysteme entwickelt, die eine metaphysäre Verankerung garantieren sollten. Eine weit proximale Kraftübertragung kann, dem Wolffschen Gesetz der Transformation der Knochen (1892) folgend, eine Knochenresorption im Sinne eines stress-shieldings verringern mit einer konsekutiven Erhöhung der Standzeit bei hoher Kortikalisstabilität und Verbesserung der technischen Möglichkeiten bei zu erwartendem Prothesenwechseln (Effenberger et al. 2001; Huiskes et al. 1989; Plitz 1989; Turner 1992; Wirtz und Niethard 1997).

#### 1.1. Grundlagen zur Anatomie und Biomechanik des Hüftgelenkes

Beim Hüftgelenk handelt es sich um ein modifiziertes Kugelgelenk mit 3 Freiheitsgraden, das als Nussgelenk bezeichnet wird. Es wird von einem straffen, schraubenförmigen Bandapparat stabilisiert. Das Gelenk besteht aus den 2 Gelenkkörpern Femurkopf und Azetabulum. Der extrem proximal gelegene Ansatz der Gelenkkapsel hinter dem Labrum acetabuli gewährleistet eine möglichst große Kontaktfläche. Die Gelenklippe ragt frei in den Kapselraum hinein und verhindert damit ein Einklemmen der Kapsel bei Bewegungen. Außerdem kommt es zu einer objektiven Vertiefung der Gelenkpfanne und einer somit verstärkten funktionell notwendigen Stabilität im Hüftgelenk. Die artikuläre Kontention des Femurkopfes wird hierdurch wesentlich verbessert. Die Lastübertragungszone des Kopfes auf die Pfanne ist medial und posterior. Sie ist demzufolge an dieser Stelle mit einem hufeisenförmigen Knorpelbelag (Facies lunata) bedeckt. Das Zentrum ist teils durch Fettgewebe teils durch das Lig. transversum acetabuli ausgefüllt. Der Femurkopf ist zu 2/3 mit Knorpel bedeckt und zwar wie bei der Pfanne, in der Trag - und Druckzone, d.h. im Kopfzentrum am stärksten (Lanz 1938, 1951).

Der Bandapparat stellt das essentielle Element der Hüftstabilisierung dar. In seiner Gesamtheit ähnelt er einer Schraube, die sich bei Streckung zu - und bei Beugung aufdreht. Die Hüft- und Oberschenkelmuskeln sorgen für die Balance des Beckens und Rumpfes auf den Kugeln des Hüftgelenkes und für die aktive Beinbewegung. Dabei liegt das Bewegungsfeld des Beines weitgehend vorne, im Kontrollfeld der Sehorgane. Alle Bewegungen vom Körper weg werden im Hüftgelenk eingeschränkt (Niethard 1997).

Die Adduktoren und Strecker sind stärker entwickelt als ihre Antagonisten. Sie zählen zu den stärksten Muskeln des menschlichen Körpers überhaupt. Diese Tatsache erklärt sich daraus, dass diese Muskeln für die Sicherung der Tragsäule (Stabilität) verantwortlich sind, somit immer gegen das gesamte Körpergewicht agieren müssen. Die das Bein bewegenden Muskeln haben lediglich die Kraft aufzubringen, die gegen das Extremitätengewicht gerichtet ist. Die Muskulatur, Ligamente und Gelenkkapsel reduzieren die Biegebeanspruchung des proximalen Femurendes aufgrund ihrer Zuggurtungswirkung (Pauwels 1948). Bei seinen Betrachtungen führt Pauwels das Problem der Balance des Beckens auf die im statischen Fall wirkenden Kräfte zurück und berechnet daraus die resultierende Hüftgelenkskraft.

Er verwendet die im Hüftgelenk abduktorisch wirkenden Muskeln und fasst die von A. Fick gewonnenen Ergebnisse zu einer resultierenden Muskelkraftrichtung in der Frontalebene zusammen (Pauwels 1935, Fick 1850). Die resultierende Muskelkraft neigt sich um 21° gegen

die Richtung der Gravitation und besitzt im Hüftgelenk einen Hebelarm von 40 mm. Die Position des Teilkörperschwerpunktes  $S_5$  in Bezug auf das Hüftgelenk entnahm Pauwels aus Fischer (1899); sie hat danach einen Hebelarm von 109,9 mm in der Frontalebene. Damit liegen der Betrag und die Richtung der Hüftgelenksresultierenden - wie in Abbildung 1 dargestellt - fest: Das durch die abduktorisch wirkende Muskulatur im Hüftgelenk erzeugte Drehmoment muss das durch die Gravitation erzeugte Drehmoment kompensieren.

Ferner muss Kräftegleichgewicht bestehen. Pauwels erhält auf dem Wege einer zweidimensionalen Lösung als Hüftkraft das 3.67 – fache des Teilkörpergewichts G5 bzw. etwa das dreifache Körpergewicht. Die Richtung der Hüftkraft neigt sich bei Pauwels um 16° gegen das Lot.



Abb. 1 – Stellung des Hüftgelenks in der Frontalebene

Die für Bewegung und Stabilität des Gelenkes benötigte Muskelkraft nimmt also umgekehrt proportional zur Verkürzung bzw. Valgisierung des Schenkelhalses zu. Klinisch bedeutet dies, dass besonders in Außenrotationsstellung des Femurs der effektive Muskelhebelarm verkürzt wird, und damit die Belastung auf das Hüftgelenk steigt. Bei einer Beckenkippung von 15° kann die Größe der Druckkraft merklich zunehmen. So wirkt sich ein Beckenschiefstand auch auf die Gelenkmechanik negativ aus.

#### 1.2. Die zementfreie Implantatverankerung

Der Erfolg einer zementfreien Fixation hängt von der erzielbaren Primärstabilität und der sekundären dauerstabilen Integration im Knochenlager ab. Folgende Einflussfaktoren sind in der Literatur (Eingartner et al. 2003; Mittelmeier et al. 1997; Semlitsch 1990) beschrieben:

- Form (Design)
- Materialeigenschaften
- Oberflächenbeschaffenheit
- Operationstechnik

Das **Design** eines Implantates und die Markraumgeometrie bestimmen den Ort der Kraftübertragung von der Prothese auf den Knochen. Neben einer stabilen Prothesenfixation wird in Hinblick auf eine zu erwartende Revisionen das Ziel verfolgt, Knochensubstanz im proximalen Femurbereich zu erhalten. Prinzipiell unterscheidet man Oberflächenersatzprothesen, Schenkelhalsprothesen, Kurzschaftprothesen und Standard-prothesen (Hube et al. 2002).

Bei der Implantation von Oberflächenersatzprothesen, auch Kappenprothesen genannt, wird nur die geschädigte Gelenkoberfläche ersetzt, wobei die Fixation mit Knochenzement erfolgt. Bei Schenkelhalsprothesen wird eine zementfreie Verankerung im Schenkelhalsbereich angestrebt. Die Fixation der Kurzschaftprothese erfolgt im Schenkelhalsbereich und in der Region zwischen Trochanter major et minor. Als Vorteil dieser Imlantate wird herausgestellt, dass aufgrund der sparsamen Resektion des proximalen Femurs bei zu erwartenden Wechseloperationen eine Prothesengeneration mehr zur Verfügung steht (Oehme 2002). Auch wurde bei Kurzschaftprothesen ein geringeres stress-shielding verbunden mit einer geringeren Abnahme der Knochendichte im Bereich des proximalen Femurs nachgewiesen (Decking et al. 2006; Roth et al. 2005).

Es ist jedoch darauf hinzuweisen, dass der Einsatz von Schaftprothesen mit einem kurzen Prothesenstiel mit einer höheren Rate an Fehlimplantationen im Sinne einer Varus- oder Valgusfehlstellung einhergeht (Rietbergen und Huiskes 2001). Dies kann zu atypischen Belastungsmustern mit einem vorzeitigen Versagen der Prothese führen (Huiskes 1993).

Die verwendeten **Prothesenmaterialien** werden nach ihren mechanischen Eigenschaften und ihrer Biokompatibilität ausgewählt. Von Bedeutung ist insbesondere die Elastizität und

Bruchfestigkeit. Außerdem muss gewährleistet werden, dass keine toxischen oder allergenen Stoffe inkorporiert werden. Diese Materialprobleme konnten mit der Verwendung von Kobalt-Chrom-Basislegierungen für zementierte Prothesen weitestgehend beseitigt werden. In der zementfreien Endoprothetik haben sich Titan und seine Legierungen bewährt (Rader et al. 2000, Semlitsch 1990).

Die direkte Verankerung und knöcherne Integration von metallischen Endoprothesenteilen kann letztlich über den Weg der **Oberflächenoptimierung** erzielt werden (Ewerbeck 2000; Judet et al. 1978; Kinner et al. 1999; Lord und Bancel 1983, Thomas 1992). Die Oberflächenstruktur wird von Mittelmeier et al. (1997) in makrostrukturierte Oberflächen mit einem Durchmesser von größer 2000  $\mu$ m (z.B. Waben, Lamellen, Stufen im Sinne eines Formfaktors), mesostrukturierte Oberflächen mit einem Durchmesser zwischen 2000 bis 100  $\mu$ m (z.B. Kugeln, Netze, poröse Strukturen) und mikrostrukturierte Oberflächen mit einem Durchmesser von kleiner 100  $\mu$ m (z.B. sandgestrahlte Oberflächen) differenziert.

Eine Alternative zur alleinigen Oberflächenvergrößerung stellt die Beschichtung mit Hydroxylapatit dar. Hydroxylapatit ist ein Trikalziumphosphat, welches 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  $60 \pm 10 \ \mu m$  den besten Kompromiss zwischen hoher mechanischer Festigkeit und maximaler Homogenität darstellen (Krüger et al. 1994; Kinner et al. 1999).

Die **Operationstechnik** entscheidet nicht unwesentlich über den Erfolg eines künstlichen Gelenkersatzes (Semlitsch 1990). Eine Fehlpositionierung der Implantate sowie Fehler beim Zugang zum Gelenk können zu einer veränderten Krafteinleitung, Materialüberlastungen sowie zu Luxationen und anhaltenden Beschwerden führen (Bobyn et al. 1992; Maier et al. 1977; Noble 1990; Wixon et al. 1991).

Zur Optimierung des operativen Vorgehens finden verschiedene roboterassistierte Techniken und Navigationssysteme Anwendung (Bach et al. 2002; Birke et al. 2000; Jerosch et al. 1998; Mielke et al. 2001; Nolte 2002; Okoniewski et al. 2000; Thomsen et al. 2002; Wetzel 2000).

#### 1.3. Möglichkeiten zur Untersuchung von Hüftendoprothesensystemen

Um die Eignung eines Hüftendoprothesensystems zu überprüfen, existieren unterschiedliche Methoden. Es gilt hierbei zu unterscheiden, ob die Untersuchungen nach Markteinführung der Prothese durchgeführt werden oder bei der Entwicklung und Erprobung neuer Endoprothesensysteme.

Nach Markteinführung sind von Bedeutung:

- klinische Nachuntersuchungen
- radiologische und densitometrische Nachuntersuchungen
- Autopsiestudien
- Explantationsstudien
- in vivo Messungen

Die meisten Daten zur Beurteilung von Endoprothesensystemen werden im Rahmen klinischer, radiologischer und densitometrischer Nachuntersuchungen erhoben. Periprothetische Knochenreaktionen werden bei radiologischen Untersuchungen in Verdichtungen und Hypertrophien als Zeichen einer vermehrten Kraftübertragung sowie Lockerungssäume und Resorptionen als Zeichen von Relativbewegungen zwischen Knochen und Prothese unterteilt. Ein kontinuierlicher Lockerungssaum von mindestens 2 mm wird als radiologisches Kriterium für eine Prothesenlockerung angesehen (Bohndorf et al. 1998; Gruen et al. 1979; Harris et al. 1982). Die Beurteilung der knöchernen Integration ist allerdings nur eingeschränkt möglich. Cook et al. (1992) zeigten anhand histologischer Aufarbeitung von 42 zementfreien Pfannenimplantaten, dass radiologische und klinische Untersuchungsergebnisse bezüglich des knöchernen Einwachsverhaltens von Prothesenkomponenten keine zuverlässigen Beurteilungskriterien darstellen. Auch für Schaftkomponenten sind die radiologischen Veränderungen wie Verdichtungen und Lockerungssäume kein sicheres Beurteilungskriterium für die Festigkeit des Implantates. Backofen et al. (1996) untersuchten am Beispiel der CLS - Prothese (Fa. Sulzer, Baar-Schweiz) spezifische radiologische Veränderungen. Osteodensitometrische Untersuchungen erlauben quantitative Aussagen zu Veränderungen der periprothetischen Knochenqualität. Diese Veränderungen sind für jedes Endoprothesensystem getrennt zu bewerten. Die Methode der Osteodensitometrie ist mit einem Fehler von etwa 2,5 - 10% durch Fehlposition bei der Untersuchung und bei Vorliegen periartikulärer Verknöcherungen von 7% behaftet (Rahmy et al. 2000). Klinische und subjektive Befunde sind ebenfalls nur eingeschränkt zur Beurteilung der knöchernen Integration anwendbar. Barrack et al. (1992) stellten fest, dass bei zementfreien Schaftkomponenten angegebene Oberschenkelschmerzen nicht unmittelbar als Zeichen einer Lockerung gewertet werden können. Auch in diesen Fällen konnte meist eine gute knöcherne Integration nachgewiesen werden.

Histologische Untersuchungen von Hüftendoprothesen an Humanpräparaten, den Autopsiestudien, bei denen bis zum Versterben ein zufrieden stellendes klinisches Ergebnis vorlag und die Prothese im Implantatlager verbleibt, müssen als hervorragend angesehen werden. Engh et al. (1995) konnten bessere Ergebnisse zur knöchernen Integration von Femurkomponenten an Autopsiepräparaten feststellen, als dies zuvor in Studien an explantierten Komponenten des gleichen Typs ermittelt werden konnte. Nach Hahn et al. (1992) stellen zementfreie Implantate im Sektionsgut bei Autopsien eine Seltenheit dar. Zudem ist es wenig wahrscheinlich eine größere Anzahl von Hüftendoprothesen eines speziellen Typs bei Autopsien untersuchen zu können.

Gewebeuntersuchungen an der Oberfläche von Endoprothesen Sinne im von Explantationsstudien werden in der Mehrzahl an Präparaten durchgeführt, welche bei Wechseloperationen gewonnen wurden (Fornasier et al. 1991; Herren et al. 1987; Nasser et al. 1990; Soballe et al. 1991; Williams et al. 1992). Die Aussage ist durch mögliche operationsbedingte Veränderungen eingeschränkt. Als beeinflussender Faktor muss die Extraktion der Prothese aus dem Implantatlager angesehen werden, wodurch es zu einer Zerstörung der verbindenden Strukturen und zu Gewebsveränderungen kommen kann. Nach Cook et al. (1988) stellt trotz der erwähnten Einschränkung die Analyse von revidierten Implantaten die beste Möglichkeit zur Untersuchung des biologischen Einwachsverhaltens dar.

Die Messung der auf die Prothese wirkenden Kräfte **in vivo** wird durch die Implantation von Hüftgelenksendoprothesen realisiert, welche in ihrem Prothesenhals eine Messelektronik mit Telemetriesender tragen (Bergmann et al. 1996). Die Ergebnisse dieser Untersuchungen konnten theoretische Betrachtungen (Pauwels 1935) bestätigen und das Verständnis für die Gelenkbelastung bei Aktivitäten des täglichen Lebens verbessern. Bei der Entwicklung und Erprobung neuer Endoprothesen (Experimentelle Modelle) kommen zur Anwendung:

- Tiermodellstudien
- biomechanische Untersuchungen, darunter:
  - Messung der Bewegungen über Bewegungssensoren
  - Messung der Oberflächenspannung (photo- und thermoelastische Techniken, Dehnmessstreifen)
  - Prüfung des Prothesenmaterials auf Festigkeit und Verschleiß
- Finite Elemente Analyse

Eine Übertragung der bei **Tiermodellstudien** gewonnenen Ergebnisse ist wegen unterschiedlicher anatomischer Gegebenheiten und fehlender langfristiger Beobachtungszeiten nur eingeschränkt möglich. Nach Ascherl et al. (1988) beträgt die statische Belastung am Hüftgelenk beim Hund nur etwa 30% der statischen Belastung beim Menschen. Ungeachtet dieser Unterschiede ist die Spongiosastruktur des proximalen Femur beim Hund der des Menschen sehr ähnlich (Ascherl et al. 1988). Zur Grundlagenforschung erscheinen Tiermodellstudien zurzeit unerlässlich.

Es wird allgemein akzeptiert, dass die Fixation eines Implantates nicht theoretisch vorhergesagt werden kann (Monti et al. 1999).

Deshalb sind präklinische **biomechanische Untersuchungen** eines Implantates vor dessen klinischer Erprobung erforderlich. Es kommen Verfahren zur Anwendung, welche beispielsweise die Relativbewegungen der Prothese gegenüber dem Knochen messen. Hierbei werden Bewegungssensoren an der Knochenoberfläche und über Bohrkanäle an der Prothese befestigt. Fehler ergeben sich bei diesen Versuchen prinzipbedingt, weil von den erhobenen Messwerten die Deformation des Knochens subtrahiert werden muss (Callaghan et al. 1992; Monti et al. 1999; Sugiyama et al. 1989). Die Messung der Oberflächenspannung des Knochens kann wertvolle Hinweise darüber geben, an welchen Stellen der Knochen eine Deformation erfährt. Dies wiederum lässt Rückschlüsse über den Kraftfluss zu. Zur Anwendung kommt die Analyse mit Dehnmessstreifen, welche auf der Knochenoberfläche angebracht werden. Daneben existieren Verfahren, bei denen ein Überzug des Knochens mit einem photosensitiven Material hergestellt wird, welches die Dehnungsmuster an der Knochenoberfläche durch Bildung von Farbmustern und Säumen bzw. bei der

thermoelastischen Technik durch lokale Temperaturänderungen anzeigt (Grecula et al. 2000; Krüger-Franke 1995).

Neben der biomechanischen Eignung eines Implantates als Gelenkersatz sind Materialprüfungen und Verschleißmessungen vorgeschrieben, welche als ISO-Normen festgelegt sind und beispielsweise als Dauerschwingversuche oder in Bewegungssimulatoren durchgeführt werden.

Bei der **Finite Elemente Analyse** handelt es sich um ein numerisches Verfahren. Dank der modernen Computertechnik ist es möglich, aus Form- und Eigenschaftsbeschreibungen eines Körpers zu berechnen, welche mechanischen Spannungen und Verformungen im Knochen und der Prothese infolge der Beanspruchung vorliegen. Obwohl eine gute Übereinstimmung dieser Berechnungen mit biomechanischen Messungen dokumentiert wurde (Viceconti et al. 1996), muss darauf hingewiesen werden, dass es sich bei diesem Verfahren um eine Simulation handelt. Die interindividuelle Variabilität und die anisotrope Natur des Knochens machen eine komplette Beschreibung als mathematisches Modell äußerst kompliziert (Augat et al. 1998; McNamara et al. 1997; Wirtz et al. 2000). Auf die Herstellung von Prototypen kann zum gegenwärtigen Zeitpunkt oft nicht verzichtet werden.

#### 1.4. Problemstellung

Wie in dem vorangestellten Abschnitt verdeutlicht wurde, ist eine Weiterentwicklung von Endoprothesen sinnvoll, um durch Designverbesserungen Prothesensysteme anbieten zu können, welche sich durch eine lange Standzeit bei gutem funktionellem Ergebnis auszeichnen.

Bei Detailveränderungen am Prothesenschaft interessiert in erster Linie, wie die Kraft in das proximale Femur eingeleitet wird, da ungünstige Kraftflüsse morphologische Veränderungen am Knochen hervorrufen, welche der Beginn des Protheseversagens und eine schlechte Ausgangsposition für eine Wechseloperation darstellen.

Ziel dieser Untersuchungen war die Messung der Kräfte, welche bei unterschiedlichen Prothesendesigns von der Prothese auf das Femur übertragen werden. Dafür wurden fünf zementfreie Prothesensysteme verschiedener Hersteller, welche an drei definierten Stellen mit jeweils zwei Dehnmessstreifen präpariert wurden, in künstliche Femora implantiert. Anschließend erfolgten axiale Krafteinleitungen durch kontinuierliche Belastungen in einer Hydropulsanlage. Die Messung der Krafteinleitung wurde über die Messung der Längskräfte mittels Dehnmessstreifen realisiert.

Die Messergebnisse wurden für jedes Prothesensystem mit einem stichprobenartig ausgewählten postoperativen Röntgenbild verglichen und im Kontext mit Studien postoperativer Verlaufsuntersuchungen diskutiert.

In der internationalen Literatur wurden bisher keine Ergebnisse über Messungen mit Dehnmessstreifen, welche auf der Oberfläche von Endoprothesenschäften angebracht wurden, publiziert.

#### 2. Material und Methoden

#### 2.1. Die verwendeten Prothesen

Für die vergleichenden Untersuchungen wurden fünf Prothesenschäfte unterschiedlicher Hersteller ausgewählt. Es handelt sich um vier Geradschaftprothesen und einen anatomisch geformten Schaft.

#### Der SL-Plus Standard-Schaft

1979 wurde ein zementfreies Schaftsystem, bestehend aus einem doppelt konischen Geradschaft mit rechteckigem Querschnitt, erstmalig implantiert. Die weitere Verlaufsbeobachtung veranlasste schrittweise Veränderungen, die im Jahre 1986 in die Entwicklung des SL-Schaftes mündeten. Der anatomisch adaptierte Kalkarbogen und der sich nach proximal lateral verbreiternde so genannte Trochanterflügel soll ein proximal akzentuiertes Press-Fit ermöglichen.

Die Prothese wird von der Firma Endoplus als geschmiedete Titanlegierung (Protasul-100, Ti-6Al-7Nb, ISO 5832-11) gefertigt und besitzt eine Oberflächenrauhigkeit von 4-6 µm (Abb. 2)



Abb. 2 - SL-Plus Schaft

#### Der GSS-CL-Schaft

Der rechteckige doppelt konische Schaftquerschnitt mit abgerundeten Kanten ist bei diesem Geradschaftsystem der Fa. Mathys im proximalen Bereich mit Spongiosarippen versehen um durch eine erhöhte Rotationsstabilität eine verbesserte Primärfixation zu erreichen. Distal besitzt der Schaft einen sich nach distal verjüngenden, runden Querschnitt. Die Prothese wird aus einer Titanlegierung (Protasul-Ti nach ISO-Norm 5832-2) mit einer Reintitanbeschichtung (PROTHEPOR®, Ti, ISO 5832-2) gefertigt (Abb. 3).



Abb. 3 - GSS-CL-Schaft

#### Der GAP-Schaft

Dieses Geradschaftsystem (Fa. Alphanorm) aus einer Titan-Schmiedelegierung (TiAlV gemäß ISO 5832-3) besitzt eine rechteckige doppelt konische Schaftform. Zur Verbesserung der Primärstabilität ist die Prothese mit keilförmigen Stegen besetzt. Distal schließt sich eine polierte Schaftspitze an (Abb. 4).



Abb. 4 – GAP-Schaft

#### Der ABG-Schaft

Der ABG I - Femurschaft (Anatomique Benoist Girard, Fa. Stryker, Howmedica, Osteonics) ist anatomisch geformt. Er besitzt eine anterior-posteriore Kurvatur proximal und eine gerade Schaftform distal, wodurch eine bessere metaphysäre Anpassung erreicht werden soll. Der distale Prothesenstiel ist so konstruiert, dass dieser bei idealer Implantation im Prothesenlager gleitet, ohne Längskräfte zu übertragen. Im proximalen Drittel ist die aus einer Titan-Schmiedelegierung (TiAIV, ISO 5832-3) hergestellte Prothese mit einer Schuppenstruktur und mit einer Hydroxylapatit-Beschichtung von 60 µm Schichtdicke versehen (Abb. 5).



Abb. 5 - ABG-Schaft

#### Der BiCONTACT-Schaft

Die Fa. Aesculap fertigt diese Geradschaftprothese als Titan-Schmiedelegierung (ISOTAN®, TiAlV, ISO 5832-3) mit einer mikroporösen Reintitan-Beschichtung (Plasmapore®, Ti, ISO 5832-2, Poren von 50-200  $\mu$ m Durchmesser) und nach ventral und dorsal ausgestellten Flügeln im proximalen Drittel des Prothesenstiels. Der Schaft besitzt eine rechteckige konische Form. Eine Besonderheit bei der Implantation dieser Prothese stellt die Verdichtung des spongiösen Knochens durch glatte Kompressionsflächen der als Osteoprofiler bezeichneten Raspeln dar (Abb. 6).



Abb. 6 - BiCONTACT-Schaft

#### 2.2. Das verwendete Femur

Das menschliche Femur wird häufig für in vitro Versuche bei Hüfttotalendoprothesen verwendet. In vielen Fällen werden vergleichende Tests durchgeführt, um beispielsweise die Primärstabilität eines Implantates zu ermitteln. Die Variabilität der Knochenpräparate stellt jedoch ein großes Problem dar und erfordert eine enorme Anzahl von Versuchsreihen, um zufrieden stellende Resultate zu erreichen. Nicht nur die unterschiedliche Größe, sondern auch die Festigkeit der einzelnen Proben bereitet bei den Untersuchungen erhebliche Probleme. So wird der Elastizitätsmodul von Knochenproben in der Literatur mit einer Variabilität von bis zu 100% angegeben (Lotz et al. 1991). Abgesehen davon ist die

Verwendung von Knochenpräparaten bezüglich der Beschaffung und der Aufbewahrung problematisch.

Deshalb wird für biomechanische Tests einem künstlichen Ersatz mit Standardeigenschaften große Aufmerksamkeit gewidmet. Kommerziell erhältliche Kunstknochen werden in den Pacific Research Labs (Vashon Island, Washington, USA) gefertigt und in Europa unter dem Handelsnamen Sawbones® vertrieben. In der ersten Version wurde der kortikale Knochen aus karbonfaserverstärktem Epoxydharz modelliert und der spongiöse Knochen aus Polyurethanschaum. Die ersten Resultate waren ermutigend. Die zweite Generation wird seit über zehn Jahren aus glasfaserverstärktem Epoxydharz und Polyurethanschaum gefertigt. Die für die Messungen verwendete dritte Generation (Seriennummer 3306) besteht aus mit kürzeren Glasfasern verstärktem Epoxydharz, welches noch mehr der natürlichen Dicke und Oberflächengeometrie des kortikalen Knochens angeglichen ist (Abb. 7). Der Kunstknochen hat eine Gesamtlänge von 455 mm (a), einen Kopfdurchmesser von 45 mm (b), einen Halsdurchmesser von 31 mm (c), einen CCD-Winkel von 135° (d), einen Schaftdurchmesser von 27 mm (e), einen Abstand der kondylären Gelenkränder von 75 mm (f) und besitzt einen proximal geschlossenen und nach distal offenen Markraum von 13 mm Weite (g).



Abb. 7 – Kunststofffemur, III. Generation, Nr. 3306 (aus: www.sawbones.com)

Die Festigkeit beträgt für den simulierten kortikalen Knochen 120 MPa für Druck und 90 MPa für Zug. Der spongiöse Knochen besitzt eine Festigkeit zwischen 4.8 – 5,4 MPa. Diese Werte sind mit den an frischen Femora ermittelten Werten vergleichbar (Augat et al. 1997 u. 2003; Bayraktar et al. 2004).

Die biomechanischen Eigenschaften der zweiten und dritten Generation sind in zahlreichen Validierungs- und Vergleichsstudien zur Hüftendoprothetik hinsichtlich Implantatstabilität beziehungsweise Dehnungs- und Kraftmessungen dokumentiert (Heiner et al. 2001, Christofolini et al. 1996; Rodrigues et al. 2004).

Die Erforschung der biologischen Variabilität wird aber auch in Zukunft Versuche an Leichenknochen unumgänglich machen.

#### 2.3. Versuchsaufbau zur Kraftmessung an der Prothese

2.3.1 Der mechanische Prüfstand

Für diese Versuche wurde ein vom Fachbereich Elektrotechnik der Hochschule Anhalt und dem Klinikum Dessau entwickelter Prothesenprüfstand genutzt.

Der Prüfstand ist für statische Druck-, Zugprüfungen und dynamische Daueruntersuchungen geeignet. Die Funktionsweise der Anlage lässt sich folgendermaßen beschreiben:

In einem Hydraulikaggregat wird ein Ölstrom erzeugt und über ein proportional gesteuertes 4/3-Wegeventil einem Zylinder zugeführt. Dieser setzt den zu prüfenden Werkstoff den jeweiligen Kräften aus. Die Geschwindigkeit der Krafteinleitung wird durch die Verstellung des Ölstroms realisiert. Die Kolbenlage kann sowohl weg- als auch kraftgeregelt werden. Der Arbeitshub beträgt 100 mm.

Die zu jedem Zeitpunkt der Druck- oder Zugmessung wirkende Prüfkraft kann mittels Dehnmessstreifen und Drucksensoren gemessen werden.

Durch ein Druckbegrenzerventil wird die Prüfkraft eingestellt, mit welcher der Prothesenschaft oder andere Prüfkörper belastet werden.

#### 2.3.2. Das Messprinzip

Die Messung der Kraftübertragung von der Prothese auf den Knochen beruht auf der Messung der Längskräfte im Prothesenschaft. Wird über die Prothesenschulter eine axiale Kraft auf die distal fixierte Prothese ausgeübt, kommt es zu einer messbaren Verformung des gesamten Prothesenschaftes.

Die in das Femur implantierte Prothese ist nicht an der Prothesenspitze fixiert, sondern es findet eine Kraftübertragung auf den Knochen in verschiedenen Bereichen des Prothesenstiels statt, welche vom Prothesendesign und dem Innendurchmesser des Femurs abhängig ist. Die messbare Verformung der Prothese respektive die Längskräfte sind distal geringer, wenn proximal eine Kraftübertragung erfolgt.

Die Messung der Verformung erfolgt über Dehnmessstreifen, welche in der Werkstoffprüfung zur Erfassung ein- bzw. zweidimensionaler Spannungszustände benutzt werden. Bei den verwendeten Folienmessstreifen vom Typ 0,6/120XY31 der Firma Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH handelt es sich um zwei orthograd angeordnete Messgitter aus Metallfolie, die auf einer Trägerfolie aus Polyamid von 7 x 6 mm Kantenlänge aufgebracht sind, zur Messung einachsiger Spannungszustände (Abb. 8).



Abb. 8 Dehnmessstreifen mit zwei Messgittern und Anschlussleitungen

Das physikalische Messprinzip des Dehnmessstreifens beruht auf der Widerstandsänderung eines metallischen Leiters unter mechanischer Belastung z.B. Dehnung aufgrund einer Änderung der Länge und des Querschnittes.

Den Zusammenhang zwischen der erzeugten Dehnung  $\varepsilon$  und der relativen Widerstandsänderung  $\Delta R$  eines Dehnmessstreifens beschreibt die Gleichung:

$$\frac{\Delta R}{R} = k \cdot \varepsilon \, .$$

Der Proportionalitätsfaktor k ist eine experimentell ermittelte Kenngröße des verwendeten Dehnmessstreifens. Er beträgt für die hier verwendeten Modelle  $k \approx 2$ .

Das HOOKsche Gesetz besagt, dass die Spannung proportional der Dehnung bzw. die verformende Kraft proportional der Gestaltsänderung eines Körpers ist:

Es gilt nur für linear elastische Deformationen. Diese Bedingung ist für kleine Deformationen, wie sie bei den durchgeführten Versuchen erzeugt werden, erfüllt.

Um diese Relation zu einer Formel zu erweitern, welche die Berechnung der Kraft bei bekannter Längenänderung gestattet, bedarf es des Proportionalitätsfaktors D. Er hat die Funktion einer Apparategröße und ist vom Querschnitt und Material des zu deformierenden Körpers abhängig:

 $F = D \cdot \Delta x$ 

Zur Beschreibung von Materialeigenschaften wird der Begriff der Spannung gewählt.

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

Die Spannung ist proportional der Dehnung  $\varepsilon$  ( $\Delta$ l/l). Als Proportionalitätsfaktor wird der Elastizitätsmodul E eingefügt. Er ist eine Werkstoffkennzahl, die das elastische Verhalten von Festkörpern beschreibt.

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

Der Elastizitätsmodul hat die Einheit N/m<sup>2</sup> bzw. Pa und ist für isotrope Körper unabhängig von der Richtung. Er beträgt für Titanlegierungen etwa 105 GPa und für kompakten Knochen etwa 18 GPa, wobei für Knochen als anisotroper Körper der Elastizitätsmodul in Längsrichtung größer ist als in Querrichtung (Augat 2003; Keaveny und Hayes 1993; Reilly und Burstein 1975; Wirtz et al. 2000).

Aus den vorangestellten Gleichungen kann die Proportionalität von der Messgröße Dehnung und der Zielgröße Kraft abgeleitet werden.

$$F\sim \mathcal{E}$$

Die Bestimmung der Längskräfte der Prothese durch die Messung der Dehnungen mittels Dehnmessstreifen stellt das grundlegende Messprinzip dieser Untersuchungen dar.

#### 2.3.3 Die elektronische Datenerfassung

Die Anschlussleitungen der Dehnmessstreifen wurden an die PC-Messelektronik angeschlossen. Es wurde für die Versuche die digitale PC-Messelektronik Spider 8 mit vier Trägerfrequenzmoduln SR55 der Firma Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH eingesetzt. Es handelt sich hierbei um einen Messverstärker und Analog/Digitalwandler mit der Möglichkeit einer parallelen dynamischen Erfassung von gleichzeitig maximal acht Messobjekten. Zur Kompensation von Temperaturschwankungen sowie Biege- und Drehmomenten im Prothesenschaft und des Eigenwiderstandes der Anschlussleitungen, welche die Messergebnisse verfälschen, wurden die Messgitter der Vorder- und Rückseite der Prothese als so genannte Vollbrücke einer WHEATSTONEschen Brücke verschaltet. Die Vollbrücke gewährleistet die sensibelste Messung. Bei dieser Anordnung der Dehnmessstreifen werden nur die Zug- und Druckbeanspruchungen bzw. Kräfte in Längsrichtung gemessen. Biegung, Torsion und Wärmedehnungen werden kompensiert (Hoffmann 1973). In Abb. 9 ist schematisch die Anordnung der Messgitter an einer Messstelle eines Druckstabes und in Abb. 10 die Brückenschaltung mit den vier Messgittern als Widerstände ( $R_1$  bis  $R_4$ ) dargestellt.



Abb. 9 Anordnung der Messgitter  $(\mathbf{R}_1 - \mathbf{R}_4)$  an einer Messstelle



Abb. 10 - WHEATSTONEsche Brückenschaltung

U<sub>E</sub> und U<sub>A</sub> kennzeichnen die Brückenspeise- bzw. Messspannungen der Vollbrücke. Die Speisespannung beträgt 2,5 V und hat eine Frequenz von 4,8 MHz. Die Berechnung der Kraft erfolgt durch die Gleichung

$$F = K_s \cdot \frac{4}{2,6 \cdot k} \cdot \frac{U_A}{U_E},$$

wobei der Proportionalitätsfaktor K<sub>S</sub> bei bekannter Gesamtkraft für jeden Messpunkt ermittelt und durch Kalibrierungsmessungen kontrolliert wurde. Die Kalibrierkraft wurde durch den Drucksensor am Hydraulikzylinder gemessen.

Bei den Untersuchungen handelt es sich physikalisch betrachtet um Messungen an einem Druckstab, weshalb die Einzeldehnungen ein negatives Vorzeichen tragen. Die Prothese übt jedoch als Ganzes eine Kraft auf den Oberschenkelknochen aus, weshalb die Kraft mit positivem Vorzeichen aufgezeichnet wird.

Zur Weiterverarbeitung wurden die digitalisierten Messdaten über die bidirektionale Druckerschnittstelle auf den Personalcomputer übertragen und mit der Analysesoftware Catman als Zeit-Kräfte-Wertepaare zur Darstellung gebracht.

#### 2.3.4. Die Vorbereitung der Prothesen

Bei der Untersuchung der Kraftübertragung interessiert in erster Linie die Kraftverteilung im proximalen und distalen Prothesenbereich. Als Messpunkte festgelegt wurden der Schnittpunkt des Prothesenhalses mit der Achse des Schaftes [1], 25 mm proximal der Schaftspitze [3] und ein weiterer zwischen diesen Messpunkten [2] (Abb. 11).



Abb. 11 – DMS und Anschlussleitungen am Beispiel der GSS-CL Prothese (dargestellt sind der obere [1], mittlere [2] und untere [3] Messpunkt auf einer Seite)

Zusätzlich wurde die auf die Prothese ausgeübte Gesamtkraft erfasst.

An den zuvor festgelegten Stellen wurden zur Aufnahme der Dehnmessstreifen ventral und dorsal im Bereich des Prothesenschaftes drei 1 mm tiefe quaderförmige Senkungen herausgefräst. Zur Aufnahme der Anschlussleitungen war das Ausarbeiten einer Rinne von 1 x 2 mm im ventralen und dorsalen Bereich des Prothesenschaftes erforderlich.

Auf die hiermit verbundene Änderung der Gesamtsteifigkeit der Prothese wird in der Diskussion eingegangen.

Um eine verlustlose Übertragung des Spannungszustandes zu gewährleisten, bedarf es einer innigen Verbindung des DMS und des Messobjektes. Neben dem exakten Fräsen ist eine Vorbereitung der Klebeflächen durch wiederholte Reinigungs- und Entfettungs- sowie Aufrauhvorgänge erforderlich. Die Klebeverbindung wurde mit einem für experimentelle Spannungsanalysen an Metallen vorgeschriebenen Zyanoakrylester durchgeführt.

Nach dem Verbinden der Anschlussleitungen mit den Lötstützpunkten erfolgte eine Widerstandsprüfung, die vor jedem Versuchsdurchgang wiederholt wurde.

Anschließend wurde für jedes Messpunktepaar nach Anschluss an die PC-Messelektronik eine Eichkurve erstellt und der Proportionalitätsfaktor  $K_S$  ermittelt, welcher das Material und das Design der jeweiligen Prothese berücksichtigt. Hierzu wurde die Prothese im Prothesenprüfstand auf einer Stahlplatte aufgestellt und senkrecht ausgerichtet. Es erfolgten axiale Belastungen mit definierter Kraft von 2300 N über einen Adapter, welcher mit dem Zylinder der Hydropulsanlage verbunden ist. Die Messung der bei der Kalibrierung aufgebrachten Kraft erfolgte über den Drucksensor am Hydraulikzylinder. Die Kalibrierung war abgeschlossen, wenn für jedes Messpunktepaar die Proportionalitätsfaktoren ermittelt wurden und über die gesamte Belastungsdauer die Kraft-Zeit-Wertepaare übereinander lagen (Abb. 12 und 13).



Abb. 12 – Anordnung zur Kalibrierungsmessung



Abb. 13 - Kalibrierungskurve SL-Plus-Prothese

#### 2.3.5. Die Vorbereitung der Femora

Die Implantation der Endoprothesen in die Kunstknochen erfolgte mit dem Originalinstrumentarium der jeweiligen Endoprothese und wurde durch denselben Operateur durchgeführt, um Abweichungen des Implantationsverfahrens so gering wie möglich zu halten.

Nach Implantation der mit Dehnmessstreifen versehenen Prothesen in das Femur wurde dieses auf einer Grundplatte senkrecht ausgerichtet (Abb. 14).



Abb. 14 – Versuchsanordnung SL-PLUS-Prothese

#### 2.4. Versuchsdurchführung

Die mit Dehnmessstreifen versehene Prothese wurde nach abgeschlossener Kalibrierung in den zur Aufnahme des Schaftes vorbereiteten Kunststoffknochen zementfrei implantiert.

Vor jeder Messung wurden die Widerstände über die Anschlussleitungen geprüft, um Defekte der Dehnmessstreifen und erhöhte Übergangswiderstände an den Verbindungselementen zu erkennen.

Erst dann wurde die zu prüfende Prothese auf dem Prothesenprüfstand fixiert.

Zur Messung wurde der Zylinder manuell herab gefahren, bis Kontakt zur Prothese ohne Druckausübung bestand.

Nach Starten der Analysesoftware wurde die Prothese über zehn Sekunden belastet. Dabei erhöhte sich die eingeleitete Kraft 2300 N. Dies entspricht der Festlegung für die Maximalkraft bei Dauerschwingversuchen nach ISO 7206 Teil 8. Bei den zwei weiteren Messreihen wurde die Prothese bis 1000 N belastet.

Die Kraft-Zeit-Wertepaare wurden kontinuierlich aufgezeichnet und als Datenfile und Diagramm abgespeichert (Abb. 15). Sie dokumentieren den Verlauf der Messung der Kräfte an der Kolbenstange [Kraft (gesamt)] und an den drei Messstellen [Kraft (unten, mitte und oben)]. Die Differenz zwischen den Messkurven entspricht dem Kraftanteil, welcher von der Prothese auf das Femur übertragen wurde.

Jeder Versuch wurde dreimal durchgeführt.



Abb. 15 - Messkurve SL-PLUS-Prothese

#### 2.5. Röntgenologische Untersuchung

Ziel der Untersuchungen war die Messung von Kräften in einer in vivo Versuchsanordnung. Die Ergebnisse werden später im Kontext von klinischen und radiologischen Verlaufsbeobachtungen diskutiert, denn nur so lässt sich eine klinische Relevanz prüfen.

Zusätzlich wurden Röntgenbilder von in unseren Einrichtungen implantierten Hüftendoprothesen und zur Verfügung gestellte Röntgenbilder anderer orthopädischer Kliniken in Sachsen-Anhalt untersucht, welche im Rahmen von postoperativen Verlaufskontrollen im a.p. Strahlengang angefertigt wurden. Für jedes Prothesensystem wurde jeweils ein Röntgenbild stichprobenartig ausgewählt, um die Lage der Prothese im Femur zu verdeutlichen. Periprothetische Verdichtungen, Resorptionen und Lockerungssäume wurden topographisch erfasst (Kohn et Plitz 1995).

Zur Beschreibung der Lokalisation wurde die Einteilung nach Gruen verwendet (Gruen et al. 1979; Pritchett 1995). Dies ist in Abb. 16 dargestellt.



Abb. 16 – Zoneneinteilung nach Gruen am Beispiel der ABG-Schaftprothese

#### 3. Ergebnisse

#### 3.1. Ergebnisse der Krafteinleitung am Zweymüller SL-PLUS-Schaft

Am Ende der Messdurchgänge wurde bei der ersten Messung die Gesamtkraft mit 2462 N, am oberen Messpunkt mit 2013 N, am mittleren Messpunkt mit 804N und am unteren Messpunkt mit 440 N ermittelt. Während der ersten Messung ist in allen der von der Prothese abgeleiteten Messkurven nach einer Belastung von 1,2 s eine deutliche Inzisur erkennbar, was mit einem Nachsinken der Prothese erklärbar ist.

Bei der zweiten Messung wurde eine Gesamtkraft von 1016 N, am oberen Messpunkt 559 N, am mittleren Messpunkt 218 N und am unteren Messpunkt 140 N aufgezeichnet.

Bei der dritten Messung betrug die Gesamtkraft 1028 N, die Kraft am oberen Messpunkt 598 N, am mittleren Messpunkt 279 N und am unteren Messpunkt 179 N.

Die Festlegung der Gesamtkraft erfolgte durch die Einstellung des Maximaldrucks am Druckbegrenzerventil. Die Messergebnisse zeigen, dass eine exakte Einstellung der Gesamtkraft mit dieser Methode nicht möglich ist.

Um die Ergebnisse der einzelnen Messungen vergleichen zu können, wurde die Gesamtkraft für jede Prothese mit 100% Prozent angesetzt.

Die erste Messung am SL-Plus-Schaft ergab nach der Umrechnung, dass oberhalb des oberen Messpunktes 18% der Gesamtkraft auf den Oberschenkelknochen übertragen wurden. Zwischen dem proximalen und mittleren Messpunkt wurden 49 %, zwischen dem mittleren und distalen Messpunkt wurden 15% und unterhalb des unteren Messpunktes 18% der Gesamtkraft auf den Knochen übertragen (Abb. 17).



Abb. 17 – Erste Messkurve SL-PLUS-Schaft

Bei der zweiten Messung am SL-Plus-Schaft wurden oberhalb des oberen Messpunktes 45% der Gesamtkraft auf den Oberschenkelknochen übertragen. Zwischen dem proximalen und mittleren Messpunkt wurden 34%, zwischen dem mittleren und distalen Messpunkt wurden 8% und unterhalb des unteren Messpunktes 14% der Gesamtkraft in das Femur eingeleitet (Abb. 18).



Abb. 18 - Zweite Messkurve SL-PLUS-Schaft

Bei der dritten Messung am SL-Plus-Schaft wurden oberhalb des oberen Messpunktes 42% der Gesamtkraft auf den Oberschenkelknochen übertragen. Zwischen dem proximalen und mittleren Messpunkt wurden 31%, zwischen dem mittleren und distalen Messpunkt wurden 10% und unterhalb des unteren Messpunktes 17% der Gesamtkraft in das Femur eingeleitet (Abb. 19).



Abb. 19 – Dritte Messkurve SL-PLUS-Schaft

Die zweite und dritte Messung zeigt insgesamt einen gleichförmigen Kurvenverlauf. Eine Übersicht der Messergebnisse erfolgt in Diagramm 1.



Diagramm 1 – Messergebnisse SL-Plus-Schaft

#### 3.2. Ergebnisse der Krafteinleitung am GSS-CL-Schaft

Die erste Messung am GSS-CL-Schaft ergab, dass oberhalb des oberen Messpunktes 55% der Gesamtkraft auf den Oberschenkelknochen übertragen wurden. Zwischen dem proximalen und mittleren Messpunkt wurden 41%, zwischen dem mittleren und distalen Messpunkt wurden 3% und unterhalb des unteren Messpunktes 0% der Gesamtkraft auf den Knochen übertragen (Abb. 20).



Abb. 20 – Erste Messkurve GSS-CL-Schaft

Bei der zweiten Messung am GSS-CL-Schaft wurden oberhalb des oberen Messpunktes 55% der Gesamtkraft auf den Oberschenkelknochen übertragen. Zwischen dem proximalen und mittleren Messpunkt wurden 44%, zwischen dem mittleren und distalen Messpunkt wurden 0% und unterhalb des unteren Messpunktes 1% der Gesamtkraft in das Femur eingeleitet (Abb. 21).



Abb. 21 – Zweite Messkurve GSS-CL-Schaft

Bei der dritten Messung am GSS-CL-Schaft wurden oberhalb des oberen Messpunktes 61% der Gesamtkraft auf den Oberschenkelknochen übertragen. Zwischen dem proximalen und mittleren Messpunkt wurden 37%, zwischen dem mittleren und distalen Messpunkt wurden 0% und unterhalb des unteren Messpunktes 2% der Gesamtkraft in das Femur eingeleitet (Abb. 22).



Abb. 22 – Dritte Messkurve GSS-CL-Schaft

Alle Messungen zeigen insgesamt einen gleichförmigen Kurvenverlauf.

Eine Übersicht der Messergebnisse erfolgt in Diagramm 2.



Diagramm 2 – Messergebnisse GSS-CL-Schaft

#### 3.3. Ergebnisse der Krafteinleitung am GAP-Schaft

Die erste Messung am GAP-Schaft ergab, dass oberhalb des oberen Messpunktes 17% der Gesamtkraft auf den Oberschenkelknochen übertragen wurden. Zwischen dem proximalen und mittleren Messpunkt wurden 70%, zwischen dem mittleren und distalen Messpunkt wurden 1% und unterhalb des unteren Messpunktes 12% der Gesamtkraft auf den Knochen übertragen (Abb. 23).



Abb. 23 – Erste Messkurve GAP-Schaft

Bei der zweiten Messung am GAP-Schaft wurden oberhalb des oberen Messpunktes 15% der Gesamtkraft auf den Oberschenkelknochen übertragen. Zwischen dem proximalen und mittleren Messpunkt wurden 73%, zwischen dem mittleren und distalen Messpunkt wurden 1% und unterhalb des unteren Messpunktes 12% der Gesamtkraft in das Femur eingeleitet (Abb. 24).



#### Abb. 24 – Zweite Messkurve GAP-Schaft

Bei der dritten Messung am GAP-Schaft wurden oberhalb des oberen Messpunktes 13% der Gesamtkraft auf den Oberschenkelknochen übertragen. Zwischen dem proximalen und mittleren Messpunkt wurden 68%, zwischen dem mittleren und distalen Messpunkt wurden 6% und unterhalb des unteren Messpunktes 14% der Gesamtkraft in das Femur eingeleitet (Abb. 25).



Abb. 25 – Dritte Messkurve GAP-Schaft

Bei der ersten Messung ist nach etwa 4 s eine kleine Inzisur der Messkurven, welche von den Dehnmessstreifen am Kolben und an der proximalen Messstelle abgeleitet wurden, erkennbar. Offenbar ist es hier zu einer Bewegung im Bereich der Verbindungsstelle zwischen Hydropulsanlage und Prothese gekommen. Die Ergebnisse am Ende des Messdurchgangs wurden hierdurch nicht beeinträchtigt.

Die zweite und dritte Messung zeigt insgesamt einen gleichförmigen Kurvenverlauf. Eine Übersicht der Messergebnisse erfolgt in Diagramm 3.



Diagramm 3 – Messergebnisse GAP Schaft

#### 3.4. Ergebnisse der Krafteinleitung am ABG-Schaft

Die erste Messung am ABG-Schaft ergab, dass oberhalb des oberen Messpunktes 48% der Gesamtkraft auf den Oberschenkelknochen übertragen wurden. Zwischen dem proximalen und mittleren Messpunkt wurden 27%, zwischen dem mittleren und distalen Messpunkt wurden 24% und unterhalb des unteren Messpunktes 1% der Gesamtkraft auf den Knochen übertragen (Abb. 26).



Abb. 26 – Erste Messkurve ABG-Schaft

Bei der zweiten Messung am ABG-Schaft wurden oberhalb des oberen Messpunktes 41% der Gesamtkraft auf den Oberschenkelknochen übertragen. Zwischen dem proximalen und mittleren Messpunkt wurden 22%, zwischen dem mittleren und distalen Messpunkt wurden 35% und unterhalb des unteren Messpunktes 2% der Gesamtkraft in das Femur eingeleitet (Abb. 27).



Abb. 27 - Zweite Messkurve ABG-Schaft

Bei der dritten Messung am ABG-Schaft wurden oberhalb des oberen Messpunktes 41% der Gesamtkraft auf den Oberschenkelknochen übertragen. Zwischen dem proximalen und mittleren Messpunkt wurden 22%, zwischen dem mittleren und distalen Messpunkt wurden 36% und unterhalb des unteren Messpunktes 1% der Gesamtkraft in das Femur eingeleitet (Abb. 28).



Abb. 28 – Dritte Messkurve ABG-Schaft

Bei der ersten Messung folgen die von der Prothese abgeleiteten Messkurven nach einer Belastung von etwa 2,5 s nicht mehr der Kurve für die Gesamtkraft, was mit einem Nachsinken der Prothese bei zunehmender Belastung zu erklären wäre.

Die zweite und dritte Messung zeigt insgesamt einen gleichförmigen Kurvenverlauf.

Eine Übersicht der Messergebnisse erfolgt in Diagramm 4.



Diagramm 4 – Messergebnisse ABG-Schaft

#### 3.5. Ergebnisse der Krafteinleitung am BiCONTACT-Schaft

Die erste Messung am BiCONTACT-Schaft ergab, dass oberhalb des oberen Messpunktes 47% der Gesamtkraft auf den Oberschenkelknochen übertragen wurden. Zwischen dem proximalen und mittleren Messpunkt wurden 39%, zwischen dem mittleren und distalen Messpunkt wurden 12% und unterhalb des unteren Messpunktes 1% der Gesamtkraft auf den Knochen übertragen (Abb. 29).



Abb. 29 - Erste Messkurve BiCONTACT-Schaft

Bei der zweiten Messung am BiCONTACT-Schaft wurden oberhalb des oberen Messpunktes 42% der Gesamtkraft auf den Oberschenkelknochen übertragen. Zwischen dem proximalen und mittleren Messpunkt wurden 47%, zwischen dem mittleren und distalen Messpunkt wurden 11% und unterhalb des unteren Messpunktes 1% der Gesamtkraft in das Femur eingeleitet (Abb. 30).



Abb. 30 - Zweite Messkurve BiCONTACT-Schaft

Während des dritten Messdurchgangs kam es zum Ausfall eines Messgitters, weshalb nur zwei Messungen bewertet wurden. Die Messungen zeigen insgesamt einen gleichförmigen Kurvenverlauf.

Eine Übersicht der Messergebnisse erfolgt in Diagramm 5.



Diagramm 5 – Messergebnisse BiCONTACT-Schaft

# 4. Röntgenologische Zuordnung der Krafteinleitung durch Kortikalisreaktionen

Für jedes Prothesensystem wurde stichprobenartig jeweils ein postoperatives Röntgenbild ausgewertet. Dieses dokumentiert die Lage der Prothese im Femur und wird im Kontext mit Literaturstudien postoperativer Untersuchungen diskutiert.

#### 4.1. Radiologische Veränderungen am SL-PLUS-Schaft

Die vorliegende Röntgenaufnahme (Abb. 31) zeigt ein 5-Jahresergebnis nach Implantation einer SL-PLUS-Endoprothese. Die Kortikalis in Zone 2 bis 6 ist verdichtet, in Zone 3 verdickt. Die Spongiosa in Zone 1 und 7 erscheint vermehrt strahlentransparent. An der Prothesenspitze ist eine Sockelbildung erkennbar.



Abb. 31 SL-Plus-Schaft 5 Jahre postoperativ

#### 4.2. Radiologische Veränderungen am GSS-CL-Schaft

Auf der Röntgenaufnahme, welche vier Jahre postoperativ angefertigt wurde, ist der glatte Schnittrand der Femurosteotomie etwas abgerundet (Abb. 32). Eine Atrophie des Calcar femoris ist nicht vorhanden. Kortikalisverdickungen, Verdichtungen, Spongiosierungen und reaktive Linien sind auch nach vier Jahren nicht nachweisbar.



Abb. 32 GSS-CL-Schaft 4 Jahre postoperativ

#### 4.3. Radiologische Veränderungen am GAP-Schaft

Die Röntgenkontrolle 1 Jahr postoperativ zeigt bereits angedeutet eine Atrophie des spongiösen Bereichs in den Zonen 1 und 7 mit Rounding des Calcar femoris (Abb. 33). In den Zonen 2 und 6 ist eine diskrete Verdichtung der Kortikalis vorhanden. Reaktive Linien sind nicht nachweisbar.



Abb. 33 GAP-Schaft 1 Jahr postoperativ

#### 4.4. Radiologische Veränderungen am ABG-Schaft

Die Kortikalisverdickungen und Verdichtungen in den Zonen 2, 3, 5 und 6 demonstrieren eindrucksvoll die Anpassungsvorgänge am Knochen (Abb. 34). In den Zonen 1 und 7 ist eine vermehrte Strahlentransparenz zu erkennen. Reaktive Linien zwischen Knochen und Prothese sind nicht nachweisbar.



Abb. 34 ABG-Schaft 7 Jahre postoperativ

#### 4.5. Radiologische Veränderungen am BiCONTACT-Schaft

In der vorliegenden Röntgenaufnahme ist eine Kortikalisverdickung in den Zonen 4 und 5 sowie in geringer Ausprägung in den Zonen 2 und 3 sichtbar (Abb. 35). Im Bereich der Prothesenspitze kommt eine Sockelbildung als Zeichen einer intramedullären Knochenneubildung und eine reaktive Linie zur Darstellung. Im Übergang von Zone 2 zu 3 ist eine Atrophie der Kortikalis vorhanden.

Nebenbefundlich sind vom Trochanter major ausgehende periartikuläre Ossifikationen Grad 3 nach Brooker auffällig.



Abb. 35 BiCONTACT-Schaft 4 Jahre postoperativ

#### 5. Diskussion

#### 5.1. Material und Methoden

5.1.1. Das verwendete Femur

Die bei den Untersuchungen verwendeten Femora der Fa. Sawbones wurden speziell für die Durchführung biomechanischer Messungen konzipiert. Die Verwendung dieser Kunstknochen beinhaltet im Vergleich zu humanen Knochen offensichtliche Vorteile. Als Beispiele seien die interindividuelle Variabilität von Größe, Form und Elastizität von humanen Knochen angeführt, welche vergleichende Versuche äußerst problematisch erscheinen lassen (Crowninshield et al. 1990). Es ist jedoch zu berücksichtigen, dass der Knochen als menschliches Organ mit seinen vitalen und avitalen Bestandteilen mechanisch Eigenschaften besitzt. Das bedeutet, vitaler Knochen besitzt einen anisotrope unterschiedlichen Elastizitätsmodul in Bezug auf Quer- und Längsdehnung bzw. Quer- und Längsstauchung (Augat 2002; Keaveny und Hayes 1993; Reilly und Burstein 1975, Wirtz et al. 2000). Diese biomechanischen Eigenschaften lassen sich mit Kunstknochen nur schwer nachbilden. Auch wenn in zahlreichen Versuchen die Vergleichbarkeit der Kunstknochen mit dem natürlichen Vorbild belegt werden konnte, gilt es auch in Zukunft, diese anhand von Versuchen an humanen Knochen zu bestätigen und ggf. durch Detailverbesserungen am Kunstknochen zu verbessern (Christofolini et al. 1996; Monti et al. 1999; Morris et al. 2001; Szivek und Gealer 1993).

#### 5.1.2. Verwendete Prothesen

Bei der Auswahl der Prothesen wurden die im Land Sachsen-Anhalt häufig verwandten Implantate berücksichtigt. Bis auf die SL-Prothese nach Prof. K. Zweymüller verfolgen alle Prothesen das Konzept der proximalen Kraftübertragung, um der Knochenatrophie im proximalen Femur, welche als Beginn des Implantatversagens angesehen wird, zu begegnen. Die Ergebnisse nach Implantation sind vom verwendeten Instrumentarium und natürlich vom Operateur abhängig. Für diese Untersuchungen wurde das Originalinstrumentarium des jeweiligen Prothesenherstellers verwendet und die Prothesen wie unter Operationsbedingungen von demselben Operateur implantiert.

#### 5.1.3. Messprinzip

Die Messung von Kräften über direkt an der Prothese angebrachte Dehnmessstreifen stellt ein innovatives Messprinzip dar, welches von Herrn Prof. Dr. E. Seeber am Städtischen Klinikum Dessau zusammen mit Herrn Prof. Dr. H. Killmey an der Hochschule Sachsen-Anhalt, Fachbereich Elektrotechnik entwickelt wurde.

Als Vorteil dieser Methode ist herauszustellen, dass im Unterschied zu Messverfahren, die Spannungen an der Knochenoberfläche mittels Dehnmessstreifen oder mit Überzügen, welche auf Dehnung mit Farb- oder Temperaturänderungen reagieren (sog. photoelastische oder thermoelastische Spannungsmessung) eine direkte Messung an der Grenzfläche zwischen Knochen und Prothese möglich ist.

Die Messergebnisse könnten zusammen mit anderen biomechanischen Verfahren, radiologischen, histologischen und klinischen Ergebnissen in Datenbanken einfließen, um den Vorhersagewert numerischer Methoden wie z.B. der Finite-Elemente-Analyse weiter zu verbessern.

Als Nachteil dieser Messmethode sind die notwendigen Veränderungen an der Prothese durch das Fräsen der Vertiefungen zur Aufnahme der Dehnmessstreifen zu nennen, welche zu einer Änderung der mechanischen Eigenschaften führen. Ob dies im Einzelfall zu einer signifikanten Verfälschung des Messergebnisses führt, lässt sich schwer vorhersagen. Weil alle Prothesen gleichermaßen bearbeitet wurden, ist eine gute Vergleichbarkeit jedoch anzunehmen.

Als methodenbedingt ist die begrenzte Anzahl der platzierbaren Dehnmessstreifen zu sehen. Zur Beantwortung der Fragestellung ist die Auswahl eines proximalen, mittleren und distalen Messpunktes und die Messung der Gesamtkraft jedoch ausreichend.

Die Krafteinleitung in die Prothese erfolgte über die Schulter des Schaftes axial in Richtung Prothesenstiel. Der veränderte Kraftfluss innerhalb der Prothese führt zu einer veränderten Kraftübertragung insbesondere medial und lateral der Prothese. Für zukünftige Versuche wäre eine Messanordnung denkbar, die bei Krafteinleitung über den Prothesenkopf mit einer Zugvorrichtung über den Trochanter major eine entsprechende Kraft entgegenstellt und nach dem Modell von Pauwels einen Einbeinstand simuliert (Monti et al. 1999; Pauwels 1948).

#### 5.1.4 Radiologische Veränderungen

Bei der Beurteilung von Röntgenbildern ist zu berücksichtigen, dass radiologisch eine verminderte Knochendichte als Änderung der Strahlentransparenz erst bei einem Knochenabbau von etwa 30% erkennbar ist (Ardran 1951; Lachmann und Whelan 1936; Martini et al. 1997; Reiter et al. 1997).

Eine Voraussetzung für die Vergleichbarkeit von Röntgenaufnahmen ist eine reproduzierbare Abbildungstechnik, insbesondere hinsichtlich Lagerung des Patienten und Film-Fokus- bzw. Objekt-Fokus-Abstand (Cohen et al. 1994; Fischer et al. 1990; Hellinger 1995; Martini et al. 1997; Mortimer et al. 1996).

Die Veränderungen im Röntgenbild sind für jeden Prothesentyp unterschiedlich zu bewerten (Backofen et al. 1996). Es zeigt sich jedoch insgesamt eine gute Übereinstimmung der Ergebnisse mit Methoden der Dichtemessung als quantitative Verfahren zur Bestimmung postoperativer Anpassungsvorgänge (Martini et al. 2000; Richmond et al. 1991; Schmidt et al. 2000; Thoma et al. 1992). In der täglichen Praxis besitzt die Beurteilung von radiologischen Verlaufsserien eine große Bedeutung, weshalb in dieser Arbeit eine exemplarische Beschreibung radiologischer Phänomene ausgewählter Prothesen erfolgte. Es ist zu berücksichtigen, dass es sich dabei um Stichproben handelt, welche im Kontext von Veröffentlichungen radiologischer Nachuntersuchungen des entsprechenden Prothesensystems diskutiert werden.

#### 5.2. Diskussion der Messergebnisse

Die Analyse der gewonnenen Messdaten zeigt eindeutige Unterschiede der einzelnen Prothesen in Bezug auf die Kraftübertragung an den definierten Messpunkten, welche das Design der Prothesen widerspiegeln. Es sind auch unterschiedliche Ergebnisse der Einzelmessungen bei ein und derselben Prothese zu verzeichnen, die gemeinsam mit den in Literatur beschriebenen der der Ergebnissen und Auswertung postoperativer Röntgenaufnahmen für jede Prothese einzeln diskutiert werden. Die Änderung der Krafteinleitung während des ersten Belastungsversuchs ist bei der Hälfte der untersuchten Prothesen nachzuweisen und ist mit einem Nachsinken der Prothese erklärbar. Mit radiostereometrischen Methoden und an Röntgenverlaufsserien wurde ein Nachsinken des Prothesenschaftes um 1-2 mm innerhalb der ersten zwei postoperativen Jahre nachgewiesen

(Freeman und Plante-Bordeneuve 1994; Krismer et al. 1997; Stefansdottir et al. 2004). Als Ursachen für das Nachsinken sind ein ungenügendes Einsetzen der Prothese in die vorgesehene Position, eine Verdichtung der Spongiosa und postoperative Umbauvorgänge des Knochens durch den veränderten Kraftfluss möglich.

Bei der Diskussion der Messergebnisse in Gegenüberstellung mit den radiologischen Befunden wird die eingeleitete Kraft proximal des proximalen Messpunktes, welcher den Schnittpunkt des Prothesenhalses mit der Schaftachse darstellt, den radiologischen Zonen 1 und 7 nach Gruen zugeordnet. Die Kraft, welche zwischen dem proximalen und mittleren Messpunkt eingeleitet wird, entspricht den Zonen 2 und 6, die eingeleitete Kraft zwischen dem mittleren und distalen Messpunkt den Zonen 3 und 5 sowie distal des distalen Messpunktes der Zone 4.

#### 5.2.1. Diskussion der Messergebnisse am SL-PLUS-Schaft

Der Zweymüller SL-PLUS-Schaft ist ein Prothesensystem, welches nicht explizit für eine proximale Verankerung entwickelt wurde, obwohl der verbreiterte Trochanterflügel ein proximal akzentuiertes Press fit gewährleisten soll. Bei dieser Prothese kommt es nach dem ersten Belastungsversuch zu einer deutlichen Verschiebung der Messergebnisse, was mit einem Einsinken bis zur endgültigen Position zu erklären ist. In den Folgeversuchen bleibt die prozentuale Krafteinleitung in den einzelnen Bereichen unverändert. Die Messergebnisse belegen eine Kraftübertragung von etwa 40% oberhalb des proximalen Messpunktes, was in etwa der Zone 1 und 6 nach Gruen entspricht. Distal kommt es zu einer relativ gleichförmigen Kraftübertragung. Auffällig ist, dass bei keiner anderen der untersuchten Prothesen noch distal des distalen Messpunktes 17% der eingeleiteten Kraft übertragen wird.

Die klinischen Ergebnisse dieser Prothese sind in Bezug auf Langzeitstabilität sehr gut (Hasart et al. 2002; Kutschera et al. 1993; Piovani et al. 1990). Als radiologische Zeichen des proximalen stress-shieldings finden sich reaktive Linien und Atrophien in den proximalen Zonen 1 und 6 abhängig von der Standzeit in bis zu 80% (Krüger 1990; Traulsen et al. 2001; Weissinger et al. 2001), Kortikalisverdickungen in den distalen Zonen in bis zu 80% (Bonomet et al. 1990; Krüger 1990; Seral Inigo et al. 1990) und Sockelbildungen im Prothesenspitzenbereich in bis zu 50% (Zenz et al. 1995). Die Röntgenkontrolle aus dem eigenen Patientengut bestätigt diese Beobachtungen. Diese Ergebnisse lassen darauf schließen, dass die Verteilung der Krafteinleitung im postoperativen Verlauf Veränderungen

unterliegt. Die Einleitung oberhalb des proximalen Messpunktes nach Implantation von etwa 40% der Gesamtkraft ist offenbar nicht ausreichend, den Knochen vor Abbauvorgängen zu bewahren.

#### 5.2.2. Diskussion der Messergebnisse am GSS-CL-Schaft

Bei diesem Prothesensystem mit rechteckigem Schaftquerschnitt und Spongiosarippen im proximalen Drittel konnte eine Kraftübertragung auf das Femur von durchschnittlich 57% oberhalb des proximalen Messpunktes ermittelt werden. Unterhalb des mittleren Messpunktes findet mit 2% kaum noch eine Kraftübertragung statt. Im vorliegenden Röntgenbild sind nach vier Jahren kaum Zeichen eines Knochenumbaus nachweisbar. Es wurden für dieses Prothesensystem noch keine langfristigen Ergebnisse klinischer oder radiologischer Nachuntersuchungen publiziert. Die Übereinstimmung der Messergebnisse mit dem ausgewählten Röntgenbild lässt die Vermutung zu, dass es bei einer Kraftübertragung von über 55% der Gesamtkraft im Bereich der Zonen 1 und 7 zu einer geringeren Knochenatrophie des proximalen Femurs kommt.

#### 5.2.3. Diskussion der Messergebnisse am GAP-Schaft

Der GAP-Schaft soll eine primäre Verklemmung im proximalen Bereich gewährleisten. Die Messergebnisse zeigen jedoch nur eine Kraftübertragung von etwa 15% der Gesamtkraft oberhalb des proximalen Messpunktes. Auch das stichprobenartig ausgewählte Röntgenbild zeigt bereits 1 Jahr postoperativ erste Zeichen eines proximalen stress-shieldings. Zwischen dem proximalen und mittleren Messpunkt wird 70% der Kraft in das Femur eingeleitet, den radiologischen Zonen 2 und 6 entsprechend. In diesen Zonen ist eine Verdichtung der Kortikalis sichtbar. Kortikalisverdickungen können im vorliegenden Röntgenbild nicht nachgewiesen werden. Veränderungen im Sinne einer Knochenneubildung werden bei anderen zementfreien Prothesensystemen erst nach einer Standzeit der Prothese von zwei Jahren deutlich (Krüger et al. 1994; Reiter et al. 1997; Tonino et al. 1995). Auffällig ist bei diesem Prothesensystem eine Kraftübertragung von 13% distal des distalen Messpunktes, obwohl sich der Schaft im Bereich der Schaftspitze stark verjüngt. Außer beim SL-Plus-Schaft ist bei keiner anderen Prothese eine so große Kraftübertragung in diesem Bereich gemessen wurden. Es ist zu diskutieren, ob es sich hierbei um einen Messfehler handelt, welcher zum Beispiel durch Zug an den Anschlussleitungen bei ungenügender Zugentlastung oder einer Fehlposition der Prothese im varischen oder valgischen Sinne eintreten würde. Die falsche Größenauswahl der Prothese kann ebenfalls zu einer Veränderung der Krafteinleitung führen (Reiter et al. 2003). Zur Überprüfung der Prothesenposition und Größenauswahl sollte bei folgenden Untersuchungen mit dieser Versuchsandordnung eine radiologische Kontrolle der Prothese nach Implantation in den Kunststoffknochen erfolgen.

Für diesen Prothesentyp liegen keine Veröffentlichungen über klinische oder radiologische Langzeitergebnisse vor, welche mit den gewonnenen Messdaten verglichen werden könnten.

Auch wenn die vorliegenden Ergebnisse eine Kraftübertragung von über 80% im oberen Drittel der Prothese und nur 15% proximal im Bereich der Zonen 1 und 7 die Schlussfolgerung einer nicht ausreichenden proximalen Verankerung nahe legen, sollte allein aus diesen Messungen keine generelle Aussage über das Verankerungsverhalten dieses Prothesentypes gemacht werden.

#### 5.2.4. Diskussion der Messergebnisse am ABG-Schaft

Der ABG-Schaft besitzt eine anatomische Form zur Optimierung der Primärstabilität und verfolgt das Ziel einer proximalen Verankerung. Die Hydroxylapatitbeschichtung soll eine beschleunigte Osteointegration gewährleisten.

Die Ergebnisse der ersten klinischen Nachuntersuchungen waren Erfolg versprechend (Anderson et al. 1995; Massari et al. 1996; Tonino et al. 1995).

In aktuelleren Untersuchungen wird auch bei diesem Prothesentyp eine Abnahme der Knochenmineraldichte in der Zone 7 (Theis et al. 2003) aber auch 1 und 7 (Decker et al. 1998; Giannikas et al. 2002; Rahmy et al. 2004) beschrieben. Das vorliegende Röntgenbild bestätigt diese Untersuchungsergebnisse. Bei den DMS-Messungen wird deutlich, dass fast die Hälfte der eingeleiteten Kraft oberhalb des oberen Messpunktes in das Femur eingeleitet wird. Der obere Messpunkt wurde als Schnittpunkt des Prothesenhalses mit der Schaftachse definiert. Die verbleibenden 50% werden zwischen dem proximalen und distalen Messpunkt übertragen, also in den Zonen 2, 3, 5 und 6. Hier findet sich eine gute Übereinstimmung mit den Untersuchungsergebnissen in der Literatur (Oosterbos et Tonino 2001; Rahmy et al. 2004; Rossi et al. 1995), welche anhand der Knochendichteveränderungen belegen, dass ein großer Anteil des Kraftflusses in einem Areal stattfindet, der nicht für die ossäre Integration

vorgesehen war - der Bereich unterhalb des "Prothesenellenbogens". Hier besitzt die Prothese eine glatte Oberfläche und ist nicht mit Hydroxylapatit beschichtet. Inzwischen wird dieser Prothesentyp nicht mehr produziert. Ob die Designänderungen am neuen ABG-II-Schaft alle Erwartungen erfüllen, werden zukünftige Untersuchungen zeigen.

Es tritt eine Veränderung der Messdaten im Verlauf der Versuchsserie auf, wobei eine deutliche Verschiebung des Kraftflusses nach proximal nachzuweisen ist. Im ersten Versuch betrug die eingeleitete Kraft oberhalb des proximalen Messpunktes 48%, in den Folgeversuchen nur jeweils 41%. Eine Erklärung für diese Verschiebung ist, dass die Prothese nicht tief genug in den Schaft eingesetzt wurde. Bei der Belastung während der Versuche kam es zu einem Nachsinken bis zur vorgesehenen Prothesenposition, dem Aufsitzen des "Prothesenellenbogens".

#### 5.2.5 Diskussion der Messergebnisse am BiCONTACT-Schaft

Als Besonderheiten dieses Schaftsystems sind die nach ventral und dorsal ausgestellten Flügel, welche sich im proximalen Drittel der Prothese befinden und die bei der Implantation durchzuführende Verdichtung des Markraumes zu nennen. Die Messungen belegen eine Kraftübertragung in den Zonen 1 und 7 von etwa 45% sowie in den Zonen 2 und 6 von 43%. Unterhalb des mittleren Messpunktes werden nur etwa 12% der Gesamtkraft übertragen. Das 4 Jahre nach Implantation aufgenommene Röntgenbild belegt eine Verdickung der Kortikalis in den Zonen 2 und 6 sowie 3 und 5, also auch in einem Bereich, in dem nur eine sehr geringe Kraftübertragung gemessen wurde. In der Literatur wird neben sehr guten Langzeitergebnissen (Braun et al, 2003; Eingartner et al. 2003; Weller 2003) eine Abnahme der Knochenmasse in den Zonen 1 und 7 und eine Zunahme in 2 und 6 beschrieben (Braun et al, 2003; Eingartner et al. 2003). In den Zonen 3 bis 5 kommt es mit 42% häufiger zur Ausbildung reaktiver Linien als Zeichen von Mikrobewegungen (Fritz et al. 2001). Kortikalisverdickungen wurden nur in 12% bei vergleichbaren Beobachtungszeiträumen beschrieben (Eingartner et al. 2003). Diese Ergebnisse stimmen mit den Kraftmessungen überein. Das ausgewählte Röntgenbild zeigt eine Sockelbildung, auf der sich die Prothesenspitze abstützt. Dies verdeutlicht, dass es durch Knochenumbauvorgänge auch nach Jahren zu einer veränderten Kraftübertragung kommt, welche durch die herkömmlichen Messmethoden nicht voraussagbar sind. Das ist bei der Bewertung von biomechanischen, numerischen Messergebnissen und kurzfristigen Nachbeobachtungen zu berücksichtigen.

#### 6. Zusammenfassung

Die dauerhafte Prothesenverankerung ist ein Problem, welches die Entwickler neuer Prothesensysteme auch in den nächsten Jahren beschäftigen wird. Ein wichtiger Teilaspekt zur Beurteilung einer neuen Prothesengeneration ist das Wissen um die Verteilung der Krafteinleitung von der Prothese in das proximale Femur.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden fünf unterschiedliche Hüftendoprothesenschäfte mit Dehnmessstreifen präpariert und zementfrei in standardisierte Kunststofffemora implantiert. Die Untersuchung erfolgte unter Zuhilfenahme eines Prothesenprüfstandes für Druck- und Zugprüfungen. Über die elastische Verformung der Prothese wurde bei bekannter Prüfkraft und Berücksichtigung der geometrischen und Materialeigenschaften des jeweiligen Schaftsystems die Kraftübertragung von der Prothese auf den Knochen in vier verschieden Bereichen gemessen.

Als Ergebnis der Messungen konnte für die GSS-CL-Prothese eine Kraftübertragung von der Prothese auf das proximale Femur von etwa 60% in den Gruen-Zonen 1 und 7 ermittelt werden, für die anderen Prothesen nur etwa 40 – 42%. Die Messergebnisse bestätigen das Konzept der proximalen Verankerung für dieses Prothesensystem.

In den Gruen-Zonen 2 und 6 wurde bei der ABG-Prothese eine Kraftübertragung von 36% gemessen. In diesem Bereich wurden bei den anderen Prothesen höchstens 11% der Kraft übertragen. Postoperative Untersuchungen bestätigen die überdurchschnittliche Kortikalisverdickung als Zeichen einer vermehrten Kraftübertragung in diesen Bereichen bei der ABG-Prothese.

In den Gruen-Zonen 3 - 5 wurde für die Zweymüller SL-Plus-Prothese eine Kraftübertragung von 17% gemessen. Der umfangreiche Datenbestand für den Zweymüller-Schaft bestätigt insbesondere die in Abhängigkeit von der Standzeit auftretenden Veränderungen als Zeichen eines proximalen stress-shieldings.

Die Krafteinleitung bei der GAP-Prothese betrug in den Zonen 1 und 7 nach Gruen nur 17%. Im Bereich der Zonen 2 und 6 wurde mit 70% der überwiegende Teil der Kraft in das proximale Femur eingeleitet. Bei der BiCONTACT-Prothese wurde eine Kraftübertragung von 45% in den Zonen 1 und 7 gemessen, unterhalb des mittleren Messpunktes nur 12 % der Gesamtkraft.

Dieses biomechanische Messverfahren zur Testung von Prothesensystemen könnte als Ergänzung zu anderen Modellen wie beispielsweise der Finite Elemente Analyse und der Messung von Oberflächenspannungen des Knochens einen festen Platz bei der Entwicklung neuer Prothesen einnehmen.

#### 7. Literaturverzeichnis

- Anderson M: Radiographic results of the International Study Group. In: ABG Newsletter. Issue 1. Howmedica Europe 1995.
- 2 Ardran GM: Bone destruction not demonstrable by radiography. Br J Radiol 24. 107-109 (1951)
- Ascherl R, Geissdörfer K, Schmeller ML, Rechl H, Gradinger R, Eckhardt W, Blümel G:
   Experimentelle Möglichkeiten bei der Entwicklung von Endoprothesen.
   In: Hipp E, Gradinger R, Rechl H (Hrsg.):
   Zementlose Hüftgelenksendoprothetik. pp. 16-19. Demeter. Gräfling 1988.
- Augat P, Link T, Lang TF, Lin J, Majumdar S, Genant HK: Anisotropy of the elastic modulus of trabecular bone specimens from different anatomical locations. Med Eng Phys 20. 124-131 (1998)
- 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. 386-391 (2002)
- 6 Backofen D, Melzer C, Ludwig FJ: Radiologische Nachuntersuchung der Sporonto-Femurkomponente. Akt Traumatol 26. 156-166 (1996)
- Barrack RL, Jasty M, Bragdon C, Haire T, Harris WH: Tight pain despite bone ingrowth into uncemented femoral stems. J Bone Joint Surg 74B. 507-510 (1992)
- Bayraktar HH, Morgan EF, Niebur GL, Morris GE, Wong EK: Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. J Biomech 37. 27-35 (2004)
- 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. 395-401 (2000)
- Bobyn D, Mortimer E, Glassman A: Producing and avoiding stress shielding. Laboratory and clinical observations of noncemented total hip arthroplasty. Clin Orthop 274. 79-96 (1992)

- Bohndorf K, Imhof H:
   Radiologische Diagnostik der Knochen und Gelenke. pp. 102-105.
   Georg Thieme Verlag. Stuttgart, New York 1998.
- 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. pp. 114-116. Verlag Hans Huber. Bern 1990.
- Braun A, Papp J, Reiter A: The periprosthetic bone remodelling process – signs of vital bone reaction. Int Orthop 27. 7-10 (2003)
- 14 Breusch SJ, Aldinger PR, Thomsen M, Ewerbeck V, Lukoschek M: Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik Teil I: Prothesenstiel. Der Unfallchirurg 11. 918-927 (2000)
- Callaghan JJ, Fulghum CS, Glisson RR, Stranne SK: The effect of femoral stem geometry on interface motion in uncemented porous-coated total hip prostheses: Comparison of straight-stem and curved-stem designs. J Bone Joint Surg Am 74. 839-848 (1992)
- 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. 852-855 (1994)
- Cook SD, Thomas KA, Haddad RJ:
   Histologic analysis of retrieved human porous coated total joint components. Clin Orthop 234. 90-101 (1988)
- Cook SD, Thomas KA, Barrack RL, Whitecloud TS: Tissue growth into porous-coated acetabular components in 42 patients. Effects of adjunct fixation. Clin Orthop 283. 163-170 (1992)
- Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, Toni A: Mechanical validation of whole bone composite femur models. J Biomech 29. 525-535 (1996)
- 20 Crowninshield RD, Pedersen DR, Brand RA: A measurement of proximal femur strain with total hip arthroplasty. J Biomech Engng 102. 279-292 (1990)
- 21 Decker T: Kurz- und mittelfristige klinische und radiologische Ergebnisse von ABG-und Zweymüller-Hüftendoprothesenschäften. Dissertation, MLU Halle-Wittenberg 1998

- Decking R, Puhl W, Simon U, Claes LE: Changes in strain distribution of loaded proximal femora caused by different types of cementless femoral stems. Clin Biomech 21. 495-501 (2006)
- Effenberger H, Heiland A, Ramsauer T, Plitz W, Dorn U:
   A model of assessing the rotational stability of uncemented femoral implants.
   Arch Orthop Trauma Surg 121. 60-64 (2001)
- Eingartner C, Heigele T, Dieter J, Winter E, Weise K:
   Long term results with the BiCONTACT system aspects to investigate and to learn from.
   Int Orthop 27. S11-S15 (2003)
- Engh CA, Hooten JP Jr, Zettl-Schaffer KF, Ghaffarpour M:
   Evaluation of bone ingrowth in proximally and extensively porous-coated anatomic medullary locking prosthesis retrieved at autopsy.
   J Bone Joint Surg 77A. 903-910 (1995)
- 26 Ewerbeck V: Verankerungsprinzipien in der Hüftprothetik. Der Unfallchirurg 11. 917-927 (2000)
- 27 Fick A: Statische Betrachtung der Muskulatur des Oberschenkels. Z Rationelle Med 9. 94-106 (1850)
- Fischer M, Kempers B, Spitz J: Knochendensitometrie – Wertigkeit und Grenzen der Methode. Der Nuklearmediziner 13. 77-82 (1990)
- 29 Fischer O: Der Gang des Menschen. Teubner. Leipzig 1899.
- Fornasier V, Wright J, Seligman J: The histomorphologic and morphometric study of asymptomatic hip arthroplasty.
   Clin Orthop 271. 272-281 (1991)
- Freeman MAR, Plante-Bordeneuve P:
   Early migration and late aseptic failure of proximal femoral prosthesis.
   J Bone Joint Surg Br 76. 432-438 (1994)
- Fritz S, Volkmann R, Winter E, Bretschneider C:
   Die BiCONTACT-Hüftendoprothese ein universelles System zur Versorgung traumatischer und degenerativer Hüftgelenkserkrankungen – 10-Jahres Ergebnisse. European Journal of Trauma. 8-21 (2001)
- Giannikas KA, Din R, Sadiq S, Dunningham TH: Medium-term results of the ABG total hip arthroplasty in young patients. J Arthroplasty 17. 184-188 (2002)

- Grecula MJ, Morris RP, Laughlin JC, Buford WL, Patterson RM:
   Femoral surface strain in intact composite femurs: A custom computer analysis of the photoelastic coating technique.
   IEEE Transactions on Biomedical Engineering 47. 926-933 (2000)
- Gruen TA, Mc Neice GM, Amstutz HC: "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components. A radiographic analysis of loosening. Clin Orthop 141. 17-27 (1979)
- Hahn M, Vogel M, Schultz C, Niecke M, Delling G:
   Histologische Reaktionen an der Knochen-Implantat-Grenze und der Corticalis nach mehrjährigen Hüftgelenksersatz.
   Chirurg 63. 958-963 (1992)
- 37 Harris WH, Mc Carthy JC, O'Neill DA:
  Femoral component loosening using contempory techniques of femoral cement fixation.
  J Bone Joint Surg Br 64A. 1063-1067 (1982)
- Hasart O, Hanebeck J, Labs K, Perka C:
   Periprothetische knöcherne Veränderungen 2, 4 und 6 Jahre nach Implantation zementfrei verankerter Zweymüller-Schäfte – eine Querschnittsstudie.
   Z Orthop 140. 323-327 (2002)
- Havelin LI, Engsaeter LB, Espehaug B, Furnes O, Lie SA, Vollset SE: The Norwegian Arthroplasty Register. Acta Orthop Scand 71. 327-353 (2000)
- Heiner AD, Brown TD:
   Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias.
   J Biomech 34. 773-781 (2001)
- Heller MO, Bergmann G, Deuretzbacher G, Durselen L, Pohl M, Claes L, Haas NP, Duda GN:
  Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing. J Biomech 34. 883-893 (2001)
- Hellinger J: Meßmethoden in der Skelettradiologie. pp. 3-5. Thieme. Stuttgart, New York 1995.
- Herren T, Remagen W, Schenk R: Histologie der Implantat-Knochengrenze bei zementierten und nicht zementierten Endoprothesen.
   Orthopäde 16. 239-251 (1987)
- Hoffmann, Karl:
   Einführung in die Technik des Messens mit Dehnmessstreifen.
   Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH (Hrsg.). Darmstadt 1973.

- 45 Hube R, Krüger T: Moderne Hüftendoprothetik beim jüngeren Patienten. Orthodoc 4. 16-18 (2002)
- Hube R, Schietsch U, Kuhne B, Reichel H:
   Verbesserte frühfunktionelle Ergebnisse mit dem Mayo Kurzschaft eine prospektiv randomisierte Vergleichsstudie.
   Z Orthop 140. 33 (2002)
- Huiskes R, Weinans H, Dalstra M: Adaptive bone remodelling and biomechanical design considerations. Orthopedics 12. 1255-1267 (1989)
- 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. 124-134 (1992)

#### Huiskes R: The current state and future of cemented and noncemented total hip replacement. In: Post Graduate Lectures, 1. European Cong. of Orthopaedics. pp. 52-64. Masson 1993.

- 50 Inman VT: Functional aspects of the abductor muscles of the hip. J Bone Joint Surg 29. 619 (1947)
- 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. 973-976 (1998)
- 52 Judet R, Siguier M, Brumpt B, Judet T: A noncemented total hip prosthesis. Clin Orthop 137. 76-84 (1978)
- Keaveny TM, Hayes WC:
   A 20-year perspective on the mechanical properties of trabecular bone.
   J Biomech Eng 115. 534-42 (1993)
- Kinner B, Willmann G, Storz S, Kinner J:
   Erfahrungen mit einer Hydroxylapatit- beschichteten, makroporös strukturieren Hüftendoprothese.
   Z Orthop 137. 114-121 (1999)
- 55 Kohn D, Plitz W: Endoprothetik und Knochenreaktionen. Orthopäde 24. 409-415 (1995)

- 56 Kratzer A, Löhr JF: Frühlockerung von Hüftgelenksendoprothesen. Dtsch Ärztebl 100. 784-790 (2003)
- 57 Krismer M, Tschupik JP, Bauer R, Mayrhofer P, Stöckl B, Fischer M, Biedermann R: Einzel-Bild-Röntgen-Analyse zur Messung der Migration von Hüftendoprothesen. Orthopäde 26. 229-236 (1997)
- 58 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. 115-125 (1998)
- 59 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, Halle 1990
- 60 Krüger T, Reichel H, Hein W: Radiologische Phänomene nach Implantation der zementfreien ABG –Hüftprothese. Orthop Praxis 10. 624-631 (1994)
- 61 Krüger-Franke M, Heiland A, Plitz W, Refior HJ: Thermoelastische Spannungsmessung am menschlichen Knochen. Z Orthop 133. 389-393 (1995)
- Kutschera HP, Eyb R, Schartelmüller T, Toma C, Zweymüller K: Das zementfreie Zweymüller Hüft-System. Ergebnisse einer 5-Jahres-Nachuntersuchung.
   Z Orthop 131. 513-517 (1993)
- 63 Lachmann E, Whelan M: Roentgen diagnosis of osteoporosis and its limitations. Radiology 26. 165-168 (1936)
- 64 Lanz T: Praktische Anatomie. Bd.I/42 Bein und Statik. Springer Verlag. Berlin 1938.
- 65 Lanz T: Über umwegige Entwicklungen am menschlichen Hüftgelenk. Schweiz med Wschr 81. 1053 (1951)
- 66 Lord G, Bancel P: The Madreporic Cementless Total Hip Arthroplasty. Clin Orthop 176. 67-76 (1983)

- 67 Lotz JC, Gerhart TN, Hayes WC: Mechanical properties of metaphyseal bone in the proximal femur. J Biomech 24. 317-329 (1991)
- 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. 274-283 (1977)
- Martini F, Schmidt B, Sell S:
   Wertigkeit und Reproduzierbarkeit osteodensitometrischer DEXA-Messungen nach Hüftendoprothesenoperation.
   Z Orthop 135. 35-39 (1997)
- Martini F, Lebherz 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. 1065-1071 (2000)
- Massari L, Bagni B, Biscione R:
   Periprosthetic bone density in uncemented femoral hip implants with proximal hydroxyapatite coating.
   Bull Hosp Jt Dis 54. 206-210 (1996)
- McNamara PB, Cristofolini L, Toni A, Taylor D: Relationship between bone-prosthesis bonding and load transfer in total hip reconstruction. J Biomech 30. 621-630 (1997)
- 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. 109-116 (2001)
- Mittelmeier W, Grunwald I, Schafer R, Grundei H, Gradinger R:
   Zementlose Endoprothesenverankerung mittels trabekulären, dreidimensional interkonnektierenden Oberflächenstrukturen.
   Orthopäde 26. 117-124 (1997)
- Monti L, Cristofolini L, Viceconti M: Methods for quantitative analysis of the primary stability in uncemented hip prosthesis. Artif Organs 23. 851-859 (1999)
- Morris RP, Grecula MJ, Buford WL, Patterson RM:
   Biomechanical and photoelastic evaluation of a new synthetic composite femur bone for use in hip prosthesis studies.
   Bioengineering Conference (ASME). BED-Vol. 50. Texas 2001.

- Mortimer E, Rosenthall L, Paterson I:
   Effect of rotation on periprosthetic bone mineral measurements in a hip phantom. Clin Orthop 324. 269-274 (1996)
- Nasser S, Campell PA, Kilgus D, Kossovsky N, Amstutz HC: Cementless total joint arthroplasty prostheses with titanium-alloy articular surfaces. A human retrieval analysis. Clin Orthop 261. 171-185 (1990)
- 79 Niethard FU, Pfeil J: Orthopädie.Duale Reihe, MLP. 3. Auflage 1997.
- 80 Nolte LP: Navigation in der Hüftchirurgie. Med Report 35. 18 (2002)
- 81 Oehme S: Erfahrungen mit der MAYO-Hüftschaftprothese. Z Orthop 140. 117-119 (2002)
- 82 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. 510-514 (2000)
- 83 Oosterbos CJM, Rhamy AIA, Tonino, AJ: Hydroxyapatite coated hip prosthesis followed up for 5 years. International Orthop (SICOT) 25. 17-21 (2001)

# 84 Osborn JF: Die physiologische Integration von Hydroxylapatitkeramik in das Knochengewebe. 48. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallheilkunde. Hefte zur Unfallheilkunde 174. 101-105 (1985)

## 85 Pauwels F: Der Schenkelhalsbruch, ein mechanisches Problem. Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates; Z Orthop Chir 63. 327-351 (1935)

86 Pauwels F: Die Bedeutung der Bauprinzipien des Stütz- und Bewegungsapparates für die Beanspruchung der Röhrenknochen. Erster Beitrag zu funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates. Z Anat Entwicklungsgesch 114. 129-166 (1948) 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. pp. 127-131. Verlag Hans Huber. Bern, Stuttgart, Toronto 1990.

 88 Plitz W: Biomechanische Aspekte zur Prothesenlockerung an der Hüfte. Orthopäde 18. 344-349 (1989)

- Pritchett J:
   Femoral bone loss following hip replacement. A comparative study. Clin Orthop 314. 156-161 (1995)
- 90 Produktinformation: ABG Hüftsystem zementfrei. Howmedica International. AAB/01/0192/3G
- Rader CP, Hendrich C, Löw S, Walther M, Eulert J:
   5 bis 8-Jahres-Ergebnisse nach Hüfttotalendoprothese mit der Müller-Geradschaftprothese (zementierter TiAINb-Schaft). Unfallchirurg 103. 846-852 (2000)
- Rahmy AIA, Tonino AJ, Tan W, Ter Riet G:
   Precision of dual energy X-ray absorptiometry in determining periprosthetic bone mineral density of the hydroxyapatite coated hip prosthesis.
   Hip International 10. 83-90 (2000)
- 93 Reilly DT, Burstein AH: The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. J Biomech 8. 393-405 (1975)
- Reiter A, Gellrich JC, Bachmann J, Braun A: Verlauf der periprothetischen Mineralisationsdichte nach Implantation des zementfreien Bicontact-Schaftes; Einfluss verschiedener Parameter – ein prospektives Follow-up über 4 Jahre. Z Orthop 141. 283-288 (2003)
- 95 Reiter A, Sabo D, Simank HG, Büchner T, Seidel M, Lukoschek M: Periprothetische Mineralisationsdichte zementfreier Hüftendoprothetik. Z Orthop 135. 499-504 (1997)
- 96 Richmond B, Eberle R, Stulberg B: DEXA versus radiography in determination of bone remodelling changes around uncemented custom femoral prostheses.
   4th Annual International Symposium on Custom Prostheses 1991, San Francisco, California
- 97 Rietbergen B, Huiskes R: Load transfer and stress shielding of the hydroxyapatite-ABG hip: A study of stem length and proximal fixation. J Arthroplasty 16. 55-63 (2001)

- Rodrigues JFD, Lopes H, Melo FQ, Simoes JA:
   Experimental model analysis of a synthetic composite femur.
   Soc Exp Mech 44. 29-32 (2004)
- Rossi P, Sibelli P, Fumero S, Crua E:
   Short-term results of hydroxyapatite-coated primary total hip arthroplasty. Clin Orthop 310. 98-102 (1995)
- 100 Roth A, Richartz G, Sander K, Sachse A, Fuhrmann R, Wagner A, Venbrocks RA: Periprosthetic bone loss after total hip endoprosthesis. Dependence on type of prosthesis und preoperative bone configuration. Orthopäde 34. 334-344 (2005)
- Schmidt R, Hirschfelder H, Freund J, Pitto RP:
   Computertomographisch gestützte Osteodensitometrie des Femur nach zementfreier Hüftprothesenimplantation zur Verlaufsuntersuchung in vivo.
   Orthop Praxis 36. 336-338 (2000)
- Semlitsch M: Stand der Werkstofftechnik des Zweymüller-Hüftprothesensystems nach 10 Jahren klinischer Praxis. In: Zweymüller K (Hrsg): 10 Jahre Zweymüller-Hüftendoprothese. pp. 14-19. Verlag Hans Huber. Bern, Stuttgart, Toronto 1990.
- 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. pp. 124-126. Verlag Hans Huber. Bern, Stuttgart, Toronto 1990.
- 104 Soballe K, Gotfredsen K, Brockstedt-Rasmussen H, Nielsen PT, Rechnagel K: Histologic analysis of retrieved hydroxyapatite-coated femoral prosthesis. Clin Orthop 272. 255-258 (1991)
- Stefansdottir A, Franzen H, Johnsson R, Ornstein E, Sundberg M: Movement pattern of the Exeter femoral stem. Acta Orthop Scand 75. 408-414 (2004)
- Sugiyama H, Whiteside LA, Kaiser AD:
   Examination of rotational fixation of the femoral component in total hip arthroplasty. Clin Orthop Rel Res 249. 122-128 (1989)
- Sumner D, Turner T, Urban R:
   Experimental studies of bone remodelling in total hip arthroplasty.
   Clin Orthop 276. 83-90 (1992)
- Szivek JA, Gealer RL:
   Characterisation of a synthetic foam as a model for human cancellous bone.
   J Appl Biomater 4. 269-272 (1993)

- Theis JC, Beadel G: Changes in proximal femoral bone mineral density around a hydroxyapatite-coated hip joint arthroplasty. J Orthop Surg 11. 48-52 (2003)
- 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. 273-278 (1992)
- 111 Thomas W: Makro- und mikroporöse Oberflächen-Definitionen, Grundlagen, experimentelle Ergebnisse.
  In: Hipp E, Gradinger R, Ascherl R (Hrsg): Die zementlose Hüftendoprothese. pp. 47-48. Demeter. Gräfelfing 1992.
- 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. 379-385 (2002)
- Tonino AJ, Romanini L, Rossi P, Borroni M, Greco F, Garcia-Araujo C, Dihinx L, Murcia-Mazon A, Hein W, Anderson J: Hxdroxyapatite-coated hip prostheses. Clin Orthop 312. 211-225 (1995)
- 114 Traulsen FC, Hassenpflug J, Hahne HJ: Langzeitergebnisse zementfreier Hüftvollprothesen (Zweymüller). Z Orthop 139. 206-211 (2001)
- 115 Turner C: On Wolff's law of trabecular architecture. J Biomech 25. 1-9 (1992)
- Viceconti M, Casali M, Massari B, Cristofolini L, Bassini S, Toni A: The 'standardized femur program'. Proposal for a reference geometry to be used for the creation of finite element models of the femur. J Biomech 29. 525-535 (1996)
- Weissinger M, Helmreich C: Langfristige Resultate mit dem zementfreien Alloclassic-Schaft nach Zweymüller. Z Orthop 139. 200-205 (2001)
- Weller S:
   Fifteen years of experience with the BiCONTACT hip endoprosthesis system the past, the present, the future. What have been achieved?
   Int Orthop 27. S2-S6 (2003)