

CharitéCentrum für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie (CC 9)

Julius Wolff Institut

Direktor: Universitätsprofessor Dr.-Ing. Georg N. Duda

Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie

Direktor: Universitätsprofessor Dr. med. Norbert P. Haas

Habilitationsschrift

Zur Bedeutung der muskuloskelettalen Belastungen beim endoprothetischen Gelenkersatz der Hüfte - Konsequenzen für präklinische Testung und klinische Routine

**Zur Erlangung der Lehrbefähigung
für das Fach Experimentelle Chirurgie**

**Vorgelegt dem Fakultätsrat der Medizinischen Fakultät
Charité ó Universitätsmedizin Berlin**

von

**Dr. biol. hum. Markus Heller
geboren am 20.07.1969 in Zweibrücken**

Eingereicht: Januar 2011
Dekanin: Prof. Dr. A. Grüters-Kieslich
1. Gutachter: Prof. Dr. med. Heiko Reichel
2. Gutachter: Prof. Dr. med. Reinhard Windhager

1	Einleitung	3
1.1	Die endoprothetische Versorgung des Hüftgelenkes	3
1.2	Muskuloskelettale Belastungen des Hüftgelenkes	6
1.2.1	In vivo Messungen der Kräfte am Hüftgelenk	6
1.2.2	Berechnung der muskuloskelettalen Belastungen des Hüftgelenkes	7
1.2.3	Gelenkgeometrie als Modulator der Kräfte am Hüftgelenk	9
1.3	Bedeutung muskuloskelettaler Belastungen in der Hüftendoprothetik	12
1.3.1	Primärstabilität der Hüft-TEP	12
1.3.2	Erhalt des periprothetischen Knochens	13
1.3.3	Gelenkrekonstruktion und Polyethylenabrieb	15
1.3.4	Präoperative Planung	17
1.4	Wissenschaftliche Fragestellungen	19
2	Experimentelle Arbeiten	20
2.1.1	Physiologisch ähnliche Belastungsbedingungen für die präklinische Testung von Hüftendoprothesen	20
2.1.2	Ein neues Fixationssystem zur Übertragung physiologisch ähnlicher muskuloskelettaler Belastungen	22
2.1.3	Analyse der Primärstabilität zementfreier Schäfte unter physiologisch ähnlicher muskuloskelettaler Belastung	24
2.1.4	Bedeutung des chirurgischen Zugangs für die periprothetische Knochenmineraldichte	26
2.1.5	Gelenkmechanik und klinische Langzeitresultate nach Hüft-TEP	28
3	Diskussion	30
3.1.1	Physiologische Belastungsbedingungen	31
3.1.2	In vitro Analyse der Primärstabilität und Gelenkmechanik unter physiologischer Belastung	33
3.1.3	Periprothetische Knochendichte und Polyethylenabrieb unter dem Einfluss muskuloskelettaler Belastungen	35
3.1.4	Muskuloskelettale Belastungen in der präoperativen Planung	38
4	Zusammenfassung	41
5	Literatur	43
6	Anhang	64
6.1	Verzeichnis der Abkürzungen	64
6.2	Danksagung	65
6.3	Eidesstattliche Versicherung	67

1 Einleitung

Erkrankungen und Verletzungen des Bewegungsapparates stellen weltweit die führende Ursache körperlicher Funktionseinschränkungen und des Verlusts an Lebensqualität dar. Diese Erkrankungen verursachen nicht nur Leid, sondern sind auch mit erheblichen sozioökonomischen Folgen für den Einzelnen, das Gesundheitswesen und die Gesellschaft insgesamt verbunden. Dies wird deutlich, wenn man die Zahl der betroffenen Patienten und die Kosten der Behandlung näher betrachtet. Rund drei Viertel aller chronischen Schmerzsyndrome in der Bevölkerung gehen auf eine Erkrankung des Bewegungsapparates zurück (Breivik et al. 2006). Nach Angaben des Statistischen Bundesamtes entstanden im Jahr 2006 in Deutschland alleine für die Prävention, Behandlung, Rehabilitation und Pflege von muskuloskelettalen Erkrankungen Kosten in Höhe von 26,6 Mrd. Euro.

Oft ist die Hüfte älterer Patienten von Erkrankungen und Frakturen betroffen (Burge et al. 2007; Zhang und Jordan 2008). Die Degeneration dieses Gelenks tritt mit zunehmendem Alter bei einem immer größeren Anteil der Bevölkerung auf (Felson et al. 2000; Arden und Nevitt 2006; Zhang und Jordan 2008). Während die symptomatische Arthrose der Hüfte nur bei ca. 1 bis 4 % der über 30-Jährigen auftritt (Felson und Zhang 1998; Garstang und Stitik 2006), erhöht sich die Inzidenz der Erkrankung im Alter von 30 bis 65 Jahren um das zwei- bis zehnfache (Felson et al. 2000). Nach einer Studie von Murphy und Mitarbeitern ist im Alter von 85 Jahren schließlich jeder vierte Mensch von einer symptomatischen Hüftarthrose betroffen (Murphy et al. in press). In einer aktuellen Vorhersage der Bevölkerungsentwicklung geht das Statistische Bundesamt (2008) davon aus, dass im Jahr 2050 bereits die Hälfte der Bevölkerung älter als 48 Jahre und ca. ein Drittel der Menschen 60 Jahre und älter sein wird. Die Zahl der 65-Jährigen und Älteren in Deutschland wird nach dieser Prognose bis zum Jahre 2050 auf insgesamt ca. 23 Millionen Menschen anwachsen. Man geht davon aus, dass die zunehmende Alterung der Bevölkerung auch zu einem erheblichen Anstieg der chirurgischen Eingriffe zur Versorgung von Frakturen (Burge et al. 2007; Dell et al. 2008) und vor allem auch zum deutlichen Anwachsen der Fallzahlen in der Behandlung degenerativer Gelenkserkrankungen führen wird (Kurtz et al. 2007).

1.1 Die endoprothetische Versorgung des Hüftgelenkes

Die Versorgung mit einer Hüft-Totalendoprothese (Hüft-TEP) ist ein sehr erfolgreiches Verfahren zur Behandlung des Arthrose des Hüftgelenkes (Learmonth et al. 2007). Der Eingriff erfolgt dabei mit den Zielen, dem Patienten Schmerzfreiheit und eine den

Anforderungen des Alltags entsprechende Gelenkfunktion zu ermöglichen. Nach der Einführung des sogenannten Low-Friction Konzeptes durch Charnley zu Beginn der sechziger Jahre (Charnley 1995) hat sich der Eingriff zu einem Standardverfahren der Orthopädie und Unfallchirurgie entwickelt, dessen Erfolg im Erreichen der genannten Ziele unbestritten ist. So wurden im Jahr 2008 in Deutschland über 150.000 Eingriffe im Rahmen des primären Gelenkersatzes der Hüfte durchgeführt (BQS-Qualitätsreport 2008). Aufgrund der oben skizzierten demografischen Entwicklung ist mit einer weiteren Zunahme der Implantationen zu rechnen (Kurtz et al. 2007; Sunny 2008). Während genaue Schätzungen für Deutschland nicht vorliegen, vermittelt der z. B. für die USA prognostizierte Zuwachs der Fallzahlen beim primären Gelenkersatz der Hüfte um 174% bis zum Jahr 2030 (Kurtz et al. 2007) einen Eindruck der auch für die europäischen Industrienationen zu erwartenden Entwicklung.

Die Alterung der Bevölkerung mit einem wachsenden Anteil der über 65-Jährigen und Älteren wird jedoch nicht nur mit einer steigenden Zahl an Patienten verbunden, sondern es ist auch damit zu rechnen, dass sich in Zukunft eine steigende Anzahl von Patienten einer Wechseloperation unterziehen müssen (Kurtz et al. 2007). Denn während der künstliche Gelenkersatz der Hüfte auch ein sehr erfolgreiches Verfahren ist, liegt die Lebensdauer einer Hüft-TEP in der Regel deutlich unter 20 Jahren (Kärrholm et al. 2007). Mit steigender Lebenserwartung ist daher damit zu rechnen, dass es auch bei gleichbleibender Versorgungsqualität in Zukunft zu einem Anstieg der Zahl der Wechseloperationen kommt. Neben der bereits skizzierten Veränderung der Altersstruktur der Bevölkerung ist ferner zu beobachten, dass die Menschen zunehmend auch im Alter einen aktiveren Lebensstil pflegen (Yun 2006). In wie weit bei steigenden Ansprüchen an die Funktion des Kunstgelenkes gleichbleibend gute langfristige Resultate der Hüft-TEP auch in Zukunft erzielt werden können, ist unklar (Healy et al. 2008; Wylde et al. 2008).

Die Lebensdauer der Hüft-TEP wird dabei von einer Reihe von Faktoren beeinflusst, darunter patientenbezogene Faktoren wie Alter und Geschlecht (Kärrholm et al. 2007), Qualität und Struktur des Knochens (Broos und Fourneau 2000; Kobayashi et al. 2000), aber auch von Faktoren, die mit dem Operateur verbunden sind wie z. B. chirurgische Technik (Coventry 1992; Ebramzadeh et al. 1994; Berry 2004; Malik und Dorr 2007), und schließlich spielen auch mit der Prothese selbst verknüpfte Einflussgrößen wie Design (Barrack 2000; Kubo et al. 2001) und Material (Ebramzadeh et al. 1994; Bowditch und Villar 2001; Schweizer et al. 2005; Trebse et al. 2005) eine Rolle. Die aseptische Lockerung der Prothese stellt die häufigste Ursache für das Versagen des Kunstgelenks dar (Kärrholm et al. 2007). Die dauerhafte Verankerung der acetabulären Komponente im Becken scheint besonders

schwierig (Silber und Engh 1990; Hirakawa et al. 2001; Perka et al. 2004). Jedoch zeigen die Erfahrungen der letzten Jahre mit zum Teil katastrophalen Ergebnissen, dass auch die langfristige Stabilität der femoralen Komponente ein Problem darstellt (Maric und Karpman 1992; Massoud et al. 1997; Barrack 2000; Sylvain et al. 2001; Trebse et al. 2005; Luites et al. 2006). Aufgrund gelockerter Hüftprothesen werden in der EU mehr als 50.000 Wechseloperationen pro Jahr notwendig (Kiefer 2007). In Deutschland wurden laut BQS-Qualitätsreport allein im Jahr 2007 ca. 22.000 Revisionseingriffe durchgeführt. Diese Eingriffe sind nicht nur mit erheblichen Kosten verbunden, sondern dem Eingriff gehen auch ein Verlust an Funktion und in der Regel erhebliche Schmerzen des Patienten voraus (Gupta et al. 2007; Kärrholm et al. 2007; Parratte und Pagnano 2008; Parvizi et al. 2008). Die Ausgangssituation für eine Wechseloperation ist in der Regel erheblich schwieriger als bei der Erstimplantation (Barrack und Burnett 2005), und die Lebensdauer eines Kunstgelenkes nach einer Wechseloperation oft verkürzt (Malchau et al. 2002). Ein übermäßiger Verschleiß des Polyethylens (Schmalzried et al. 2000; Sakalkale et al. 2001) kann zu einer vermehrten Osteolyse und dem Verlust an periprothetischem Knochen beitragen (Harris 2001; Orishimo et al. 2003a) und so die stabile Fixierung des Revisions-Implantates wesentlich erschweren (Jacobs et al. 1993; Barrack 2000; Dunbar et al. 2001). Die bei einer Revision oft kompromittierten Weichteile können schließlich zu einem erhöhten Risiko einer Luxation und einer reduzierten Gelenkfunktion nach einer Wechseloperation führen (Morrey 1997; Charles et al. 2004; Toms et al. 2006).

Neben der Berücksichtigung der biologischen Faktoren ist eine zentrale Voraussetzung für eine langfristig erfolgreiche endoprothetische Versorgung die genaue Kenntnis der am Hüftgelenk wirkenden muskuloskelettalen Belastungen (Bergmann et al. 1995a; Bergmann et al. 2001; Sakalkale et al. 2001; Bozic et al. 2004; Bergmann et al. 2007) und ihrer Auswirkungen auf das Lastübertragungsverhalten zwischen Implantat und Knochen (Sugiyama et al. 1989; Stolk et al. 2002). Die mechanische Belastung des Hüftgelenkes resultiert aus dem Zusammenwirken von Gewichtskräften, Trägheitskräften und Muskelkräften. Ein Verständnis der grundlegenden Mechanismen der Interaktion zwischen den wesentlichen mechanischen Strukturen und den wirkenden muskuloskelettalen Belastungen und Beanspruchungen ist daher essenzielle Voraussetzung, um das Wesen dieser Interaktion für eine Optimierung der endoprothetischen Versorgung nutzbar zu machen.

1.2 Muskuloskelettale Belastungen des Hüftgelenkes

1870 beschrieb Wolff erstmals einen Zusammenhang zwischen Belastung, Beanspruchung und anatomischen Strukturen, den er später im sogenannten Wolffschen Gesetz manifestierte (Wolff 1892). Die außerordentliche Bedeutung der Muskelkräfte für die Belastung und Beanspruchung des Röhrenknochens wurde jedoch erst später durch die Arbeiten von Pauwels deutlich (Pauwels 1951; Pauwels 1973). Am Beispiel der Abduktoren und des iliotibialen Bandes illustrierte Pauwels, wie die Wirkung der Muskeln die Beanspruchung des Knochens reduziert. Neben Pauwels Ausführungen gibt es bis heute jedoch wenig Arbeiten, die die spezifische Bedeutung aller Oberschenkelmuskeln für die knöcherne Beanspruchung untersuchen. In mathematischen Analysen (Rohlmann et al. 1981; Raftopoulos und Qassem 1987) oder experimentellen Arbeiten (Cristofolini et al. 1995b) werden zumeist nur die Abduktoren, selten auch das iliotibiale Band (Rybicki et al. 1972) berücksichtigt. Duda und Mitarbeiter (1998) konnten jedoch zeigen, dass die Berücksichtigung der Abduktoren und des iliotibialen Bandes alleine nicht genügt, um im Bereich des Femurschaftes eine physiologisch ähnliche Beanspruchungsverteilung zu erhalten. Ihre Untersuchungen lieferten damit einen wichtigen Hinweis auf die Bedeutung des Zusammenwirkens aller Muskeln des Oberschenkels für die Beanspruchung des Femurs.

1.2.1 In vivo Messungen der Kräfte am Hüftgelenk

Messungen der in vivo wirkenden Hüftkontaktkräfte können einen entscheidenden Beitrag zum Verständnis der Mechanik des Hüftgelenkes liefern. Solche Messungen wurden erstmals 1966 berichtet (Rydell 1966). Ein wichtiger Schritt zu einer umfassenden Darstellung der Belastungen war die Entwicklung telemetrischer Messmethoden, die von einer Reihe von Forschergruppen realisiert wurden (Carlson et al. 1974; English und Kilvington 1979; Bergmann et al. 1988; Davy et al. 1988; Mann und Hodge 1990; Graichen und Bergmann 1991; Bergmann et al. 1993; Taylor et al. 1997; Graichen et al. 2007).

Die vollständigste Darstellung der in vivo Kräfte am Hüftgelenk geht auf die Arbeiten von Bergmann und Mitarbeitern zurück (Bergmann et al. 1993; Bergmann et al. 1995a; Bergmann et al. 1995b; Bergmann et al. 1997; Bergmann et al. 2001¹; Bergmann et al. 2004; Bergmann et al. 2007). Wesentliche Ergebnisse aus diesen Messungen waren die Erkenntnis, dass die

¹ Publikationen, an denen ich maßgeblich mitgewirkt habe und Mitautor bin, sind im Folgenden unterstrichen aufgeführt.

Kräfte beim normalen Gehen ca. das 2,4-fache des Körpergewichtes (BW, body weight) betragen und beim Treppensteigen nur geringfügig darüber liegen (Bergmann et al. 2001). Bedeutsam für die Endoprothetik war vor allem auch das Ergebnis, dass das um die Schaftachse der Prothese wirkende Torsionsmoment beim Treppensteigen besonders groß war, und im Einzelfall sogar um mehr als 80% über den Werten beim Gehen lag (Bergmann et al. 1995a; Bergmann et al. 2001). Diese beim Treppensteigen gemessene Torsionsbelastung könnte ein Risiko für die dauerhafte Implantatverankerung darstellen (Bergmann et al. 1995a; Bergmann et al. 2001; Stolk et al. 2002). Dass im Einzelfall wesentlich größere Kontaktkräfte am Hüftgelenk auftreten können, zeigten Messungen beim Stolpern (Bergmann et al. 2004). Obwohl es während dieser zufällig im Labor beobachteten Ereignisse nicht zum Sturz kam, traten am Gelenk Kontaktkräfte von mehr als dem 8-fachen des Körpergewichts auf. Diese Daten verdeutlichten, welche großen inneren Kräfte durch die Aktivität der Muskeln erzeugt werden können.

Die hier kurz skizzierten Arbeiten zu in vivo Messungen muskuloskelettaler Belastungen geben nur einen groben Überblick über die Vielzahl der durchgeführten Untersuchungen. Grundsätzlich beschränken sich die in vivo Messungen jedoch stets auf einige wenige Patienten und die mechanischen Bedingungen am Gelenk selbst. Daher lässt sich aus den vorliegenden Messungen noch kein vollständiges und allgemeingültiges Bild der muskuloskelettalen Belastung ableiten. Auch ist bisher nicht bekannt, inwieweit die in vivo Messungen selbst die berichteten Ergebnisse beeinflusst haben.

1.2.2 Berechnung der muskuloskelettalen Belastungen des Hüftgelenkes

Die Verwendung computerbasierter Berechnungsverfahren stellt einen etablierten Ansatz für die Aufklärung der muskuloskelettalen Interaktionen dar. Zur Analyse des Wechselspiels zwischen äußerer Belastung, Bewegung und inneren Kräften sind prinzipiell zwei verschiedene Herangehensweisen möglich: Einerseits kann mit den Verfahren der sogenannten dynamischen Optimierung ein vorwärts dynamischer Ansatz gewählt werden (Chow und Jacobson 1971), während andererseits die Verfahren der statischen Optimierung einen invers dynamischen Lösungsansatz verwenden (Seireg und Arvikar 1975).

Bei der Verwendung der Vorwärtsdynamik wird das System der Differentialgleichungen der Bewegung durch numerische Integration gelöst (Chow und Jacobson 1971; Hatze 1976; Pandy und Berme 1989; Yamaguchi et al. 1995; Anderson und Pandy 1999; DeWoody et al. 2001; Serpas et al. 2002). Um die Interaktionen zwischen äußeren und inneren Kräften aufzuschlüsseln, müssen die Muskelaktivierungsmuster bekannt sein (Hatze 1976). Über die

Kenntnis der wirkenden Muskelkräfte können die daraus resultierende Bewegung und die äußeren Kräfte errechnet werden. Ein Vorteil dieses Verfahrens ist daher darin zu sehen, dass die Bewegung nicht als bekannt vorausgesetzt wird. Andererseits sind gerade die als Eingabegröße für dieses Analyseverfahren notwendigen Muskelaktivierungsmuster in der Regel unbekannt (Collins 1995). Darüber hinaus ist der Rechenaufwand für die Lösung der Bewegungsgleichungen groß und die Berechnungen für einen Bewegungszyklus können mehrere Stunden bis hin zu Tagen dauern (Anderson et al. 1995; Yamaguchi et al. 1995; Anderson und Pandy 1999; Koh et al. in press), so dass oft nur Modelle mit wenigen Muskeln oder nur ebene Bewegungen betrachtet wurden (Hatze 1976; Bobbert und van Zandwijk 1999).

Um die muskuloskelettalen Belastungen mit dem alternativen Ansatz der inversen Dynamik analytisch beschreiben zu können, müssen die Bewegung und die äußere Belastung des Körpers bekannt sein (Seireg und Arvikar 1975; Crowninshield und Brand 1981). Diese Informationen können im Rahmen einer Ganganalyse, in der die Bewegung der unteren Extremitäten durch auf der Haut angebrachte Marker bestimmt und die am Fuß angreifende Bodenreaktionskraft mit Kraftmessplatten gemessen wird, auch für größere Patientenkollektive gewonnen werden (Andriacchi und Alexander 2000). Die genaue Messung der knöchernen Bewegung durch Hautmarker ist zwar auf Grund der Relativbewegung der Marker zum darunter liegenden Knochen erschwert (Cappozzo et al. 1996; Leardini et al. 2005). In Verbindung mit in unserer Arbeitsgruppe entwickelten robusten Verfahren zur Bestimmung von Gelenkzentren (Ehrig et al. 2006) und Gelenkachsen (Ehrig et al. 2007) scheinen jedoch neue Ansätze zur Kompensation dieser Weichteilartefakte (Taylor et al. 2005) in der Lage, die Bewegung der oberen (Monnet et al. 2007) und unteren Extremitäten (Rozumalski und Schwartz 2008) verlässlich zu beschreiben. Basierend auf individuellen Bewegungs- und äußeren Belastungsmessungen lassen sich mithilfe der inversen Dynamik (Bresler und Frankel 1950; Chao und Rim 1973) die Gelenkbelastungen bestimmen. Diese Gelenklasten sind die Summe aller durch Muskeln bewirkten Kräfte und Momente. Mit Hilfe der sogenannten statischen Optimierungsverfahren lässt sich eine sinnvolle Lösung für die dazu erforderliche Muskelaktivität finden (Seireg und Arvikar 1975; Crowninshield und Brand 1981; Brand et al. 1986; Pedersen et al. 1987). Ein Validieren der mathematischen Analysen anhand von in vivo Messungen ist jedoch zwingend erforderlich, um die Ergebnisse auf Plausibilität zu prüfen (Brand et al. 1994).

Unsere Arbeitsgruppe konnte in einem direkten Vergleich zwischen berechneten und in vivo gemessenen Hüftkontaktkräften ein Verfahren zur Berechnung der inneren Kräfte auf

Grundlage individueller anatomischer Modelle sowie der Daten zur Bewegung und der äußeren Belastung umfassend validieren (Heller et al. 2001a; Heller et al. 2001b). Im Rahmen der Validierungsstudie wurden eine Ganganalyse an vier mit einer telemetrischen Messprothese versorgten Hüft-TEP Patienten durchgeführt (Bergmann et al. 2001). Basierend auf CT-Daten und Röntgenbildern der Patienten wurden individuelle anatomische Modelle erstellt, wobei die jeweilige geometrische Rekonstruktion des Hüftgelenkes am Computermodell genau nachvollzogen wurde. Mithilfe mathematischer Optimierungsverfahren wurden die während des normalen Gehens und Treppensteigens wirkenden Muskel- und Gelenkkontaktkräfte für das ganze Bein berechnet. Die Maxima der so berechneten Hüftkontaktkräfte unterschieden sich von den in vivo gemessenen Werten um durchschnittlich lediglich 12% (Gehen) bzw. 14% (Treppensteigen). Während in der Vergangenheit basierend auf vereinfachten mathematischen und anatomischen Modellen Hüftkontaktkräfte vom 4-fachen bis zum 10-fachen des Körpergewichtes für das normale Gehen und Treppensteigen berechnet wurden (Paul 1966; Seireg und Arvikar 1975; Crowninshield et al. 1978a; Crowninshield et al. 1978b; Brand et al. 1994; Glitsch und Baumann 1997), war es hier unter Berücksichtigung der dreidimensionalen Anatomie und Gelenkrekonstruktion möglich, eine sehr realistische Abschätzung der in vivo wirkenden Belastungen zu geben. Der größte Anteil der Gelenkkontaktkraft, bis zum ca. 2-fachen des Körpergewichtes, war auf die Muskelaktivität beim Gehen und Treppensteigen zurückzuführen. Neben der guten Übereinstimmung der Kraftamplituden war das Modell auch in der Lage, den individuellen Charakter des zeitlichen Verlaufes in der Gelenkbelastung beim Gehen und Treppensteigen vorherzusagen. Diese Ergebnisse legen nahe, dass dieser Ansatz geeignet ist, die muskuloskelettalen Belastungen patientenindividuell zu berechnen und damit zu einem besseren Verständnis der muskuloskelettalen Belastungen beizutragen (Heller et al. 2001b; Stansfield et al. 2003).

1.2.3 Gelenkgeometrie als Modulator der Kräfte am Hüftgelenk

Die dreidimensionale Geometrie des Hüftgelenkes wird durch die femorale Antetorsion, den Caput-Collum-Diaphysen Winkel (CCD-Winkel), die Schenkelhalslänge bzw. das Offset (d.h. der senkrechte Abstand des Hüftkopfzentrums zur Femurschaftachse) sowie die dreidimensionale Position des Hüftgelenkzentrums, die Anteversion und die Inklination der Gelenkpfanne bestimmt. Der Geometrie des rekonstruierten Gelenkes wird dabei eine große Bedeutung für die Funktion (Fackler und Poss 1980; McGrory et al. 1995; Pagnano et al. 1996b; Morrey 1997; Paterno et al. 1997; Mallory et al. 1999; Hirakawa et al. 2001; Levi und

Gebuhr 2001; Masonis und Bourne 2002; Asayama et al. 2005; Argenson und Parratte 2007; Patel et al. 2007) und den langfristigen Erfolg der endoprothetischen Versorgung zugesprochen (Ebramzadeh et al. 1994; Schmalzried et al. 2000; Noble et al. 2003). Es liegt nahe, dass die Geometrie des Gelenkes zunächst einen Einfluss auf die dort wirkenden Belastungen hat, und sich über die Modulation der muskuloskelettalen Belastungen und Beanspruchungen auf das langfristige Resultat der Versorgung auswirkt.

Verschiedene Autoren vermuten, dass die femorale Antetorsion eine wichtige Rolle für die Kräfte am proximalen Femur spielt und somit das Resultat einer Hüft-TEP beeinflussen könnte (Halpern et al. 1979; Reikeras und Bjerkreim 1982; Bergmann et al. 1993). In einer Studie zum Einsatz von Robotern in der Chirurgie zeigten Jerosch und Mitarbeiter (Jerosch et al. 1998), dass die geplanten Antetorsionswinkel und die bei einer manuellen Implantation tatsächlich erzielten Winkel um durchschnittlich $10,8^\circ$ voneinander abwichen. In einer Studie von Schidlo und Mitarbeitern (Schidlo et al. 1999) wurden Abweichungen der postoperativen Antetorsion im Vergleich zum präoperativen Zustand von bis zu 22° festgestellt. Diese Resultate wurden in einer aktuellen Arbeit von Dorr und Mitarbeitern (2009) bestätigt, die in einer CT-kontrollierten Studie an 109 Hüft-TEPs zeigten, dass der vom Operateur angestrebte Antetorsionswinkelbereich in weniger als 50% der Fälle tatsächlich erreicht wurde. Unsere eigenen Untersuchungen ergaben, dass eine Veränderung der Antetorsion zu erheblichen Veränderungen der Kräfte am Gelenk, aber auch der Beanspruchung im gesamten proximalen Femur führt (Heller et al. 2001a). Wenn die Antetorsion um mehr als 15° erhöht wurde, kam es zu einem erheblichen Anstieg der Hüftkontaktkräfte sowie erhöhten Biegebeanspruchungen im proximalen Femur. In einer weiterführenden Untersuchung konnten wir feststellen, dass die Spannungen im Zementmantel eines zementierten Schaftes unter den Torsionsbeanspruchungen beim Treppensteigen möglicherweise kritische Werte annehmen, d.h. dass die Spannungswerte oberhalb der Dauerfestigkeit des Knochenzementes liegen (Kleemann et al. 2003). Die Untersuchungen zeigen demnach, dass eine ungünstige Veränderung der Antetorsion während des Eingriffs zu erhöhten Belastungen und Beanspruchungen führen kann (Kleemann et al. 2003; Speirs et al. 2007b), die während häufig wiederholter Alltagsaktivitäten wie dem Treppensteigen (Morlock et al., 2001) besonders ins Gewicht fallen und letztlich eine frühzeitige Lockerung des Implantats begünstigen (Bergmann et al. 1995a). Wie groß der Einfluss einer Veränderung der femoralen Antetorsion auf die Belastungen ist, hängt jedoch auch von anderen Parametern der Rekonstruktion ab, wie z. B. dem femoralen Offset (Kleemann et al. 2003; Speirs et al. 2007b).

Man geht dabei davon aus, dass eine Vergrößerung des femoralen Offsets zu einer Straffung der Muskulatur und somit zu einer erhöhten Stabilität des Gelenkes führt (Fackler und Poss 1980; Steinberg und Harris 1992; Sakalkale et al. 2001). Man nimmt weiter an, dass die für die Hüfte wichtige Muskelgruppe der Abduktoren in Folge eines erhöhten Offsets auch einen größeren Hebelarm bezüglich des Gelenkes erhält und es so zu einer Verringerung der Kontaktkraft am Hüftgelenk kommt (McGrory et al. 1995; Zahiri et al. 1999; Sakalkale et al. 2001). In einem stark vereinfachten experimentellen Versuchsaufbau fanden Davey und Mitarbeiter (Davey et al. 1993) bei Vergrößerung der Schenkelhalslänge eine deutliche Abnahme der Abduktorenkraft und der Gelenkkontaktkraft. Ergebnisse eigener Untersuchungen auf Grundlage des validierten muskuloskelettalen Modells bestätigen, dass es infolge eines erhöhten Offsets zur Abnahme der Abduktorenkräfte sowie der Gelenkkontaktkräfte kommt (Kleemann et al. 2003; Speirs et al. 2007b). Diese Verminderung der Gelenkkraft wird als positiver Faktor für die Primär- und Langzeitstabilität der Prothese betrachtet. So fanden Sakalkale und Mitarbeiter (Sakalkale et al. 2001) in einer Untersuchung zum Einfluss verschiedener geometrischer Parameter auf das Verschleißverhalten bei Patienten mit bilateralem Gelenkersatz an der Hüfte einen signifikant geringeren Polyethylenabrieb auf der Seite, welche die geringste Veränderung des präoperativen femoralen Offsets aufwies. Während die Autoren der Studie eine verbesserte Biomechanik als Erklärung für den verringerten Abrieb anführten, konnten Sie zu den tatsächlichen Veränderung der Kräfte am Gelenk keine Aussage treffen (Sakalkale et al. 2001).

Neben den geometrischen Parametern des Femurs wird die Biomechanik der Hüftgelenks wesentlich durch die Anatomie des Beckens definiert. Während der Einfluss femoraler Parameter der Gelenkrekonstruktion auf die muskuloskelettalen Belastungen und die Lastübertragung nach endoprothetischer Versorgung bereits im Detail untersucht wurde (Steinberg und Harris 1992; Davey et al. 1993; McGrory et al. 1995; Schidlo et al. 1999; Heller et al. 2001a; Sakalkale et al. 2001; Kleemann et al. 2003; Charles et al. 2004; Speirs et al. 2007b), steht eine detaillierte Analyse entsprechender Parameter der azetabulären Gelenkrekonstruktion aus. Während der Position der Pfanne eine entscheidende Bedeutung für den langfristigen Erfolg des Gelenkersatzes zugesprochen wird (Hirakawa et al. 2001), ist eine anatomische Rekonstruktion des Hüftzentrums z. B. bei Dysplasiehüften erschwert. Basierend auf mathematischen Analysen empfahlen Johnston et al. (Johnston et al. 1979) die Pfanne so weit wie möglich medial, kaudal und anterior zu positionieren, um die an der Hüfte wirkenden Kräfte zu minimieren. Klinische Studien zeigen jedoch keine einheitlichen Resultate bezüglich der kraniokaudalen Position des Hüftzentrums und dem langfristigen

Erfolg des Gelenkersatzes (Callaghan et al. 1985; Russotti und Harris 1991; Schutzer und Harris 1994; Pagnano et al. 1996b; Dearborn und Harris 1999; Perka et al. 2004). Auf Basis validierter muskuloskelettaler Analysen könnte hier eine Aufklärung der wesentlichen Zusammenhänge erfolgen.

Dieser Überblick zur Bedeutung der Gelenkgeometrie verdeutlicht, dass die Art und Weise der Gelenkrekonstruktion die Kräfte am Gelenk maßgeblich bestimmt. Über die Veränderung der Biomechanik des Gelenkes kann die Gelenkrekonstruktion einen wichtigen Einfluss auf die Langzeitstabilität einer Endoprothese nehmen und so über den Erfolg der Behandlung mitentscheiden (Greenwald 1984; Wirtz et al. 1998; Head et al. 2000). Der Erfolg des totalen Gelenkersatzes hängt daher nicht nur vom Geschick des Operateurs bei der Implantation, sondern auch von seiner Fähigkeit, den Einfluss verschiedenster Parameter auf die muskuloskelettale Funktion und die Belastungen der Hüfte richtig zu beurteilen, ab.

1.3 Bedeutung muskuloskelettaler Belastungen in der Hüftendoprothetik

1.3.1 Primärstabilität der Hüft-TEP

Die Primärstabilität ist ein entscheidender Parameter für das langfristige Verhalten des Gelenkersatzes (Mjoberg et al. 1986; Kim und Kim 1993; Freeman und Plante-Bordeneuve 1994; Kobayashi et al. 1997; Claes et al. 2000). Die Primärstabilität hängt ab von der geometrischen Gestaltung des Implantates (Callaghan et al. 1992; Speirs et al. 2000), der Knochenqualität (Wong et al. 2003), aber auch von den Belastungsbedingungen, welchen der Knochen-Implantat-Komplex unterliegt (Bergmann et al. 1995a). So empfahlen Bergmann und Mitarbeiter (2001), gestützt auf ihre in vivo Messungen der Hüftkräfte, der dabei festgestellten besonderen Qualität der Belastung beim Treppensteigen (maximales Torsionsmoment) und aufgrund der Häufigkeit des Gehens und Treppensteigens (Morlock et al. 2001), die Hüftkontaktkräfte für diese beiden wesentlichen Alltagsaktivitäten eines Hüft-TEP Patienten in der präklinischen Testung von Endoprothesen zu berücksichtigen. Zu Beginn der hier vorgestellten eigenen Forschungsarbeiten war jedoch die Bedeutung der bei verschiedenen Aktivitäten herrschenden Belastungsbedingungen für die Primärstabilität kaum untersucht. Während es in der Vergangenheit erhebliche Bemühungen gab, realistische Prüfprotokolle für experimentelle Untersuchungen (Cristofolini et al. 1995b; Britton et al. 2003; Cristofolini et al. 2003) und numerische Analysen (Stolk et al. 2001; Viceconti et al. 2001; Stolk et al. 2002; Stolk et al. 2003) zu entwickeln, existiert bis heute weder ein ISO noch CEN Standard zur Beurteilung der Primärstabilität im Rahmen der präklinischen

Evaluation. In zahlreichen *in vitro* Analysen der Implantatstabilität wurde nur die Hüftkontaktkraft simuliert (Gebauer et al. 1989; Berzins et al. 1993; Bühler et al. 1997b; Claes et al. 2000) Diese Bedingungen stellen jedoch eine erhebliche Vereinfachung der tatsächlich *in vivo* wirkenden Belastungen dar und resultieren in einer verstärkten Biegebelastung des Femurschaftes (Duda et al. 1998; Heller et al. 2001a). Während dies eine kritische Belastung hinsichtlich des Versagens des Schaftes darstellt, ist unklar, ob diese Bedingungen geeignet sind, um die Stabilität der Verankerung des Implantates im Knochen zu überprüfen. Nur wenige Studien zur Primärstabilität haben zusätzlich Muskelkräfte aufgebracht (Burke et al. 1991; Callaghan et al. 1992). In diesen Studien wurden Muskel- und Gelenkkontaktkräfte jedoch als unabhängige Größen betrachtet, und die intrinsische Kopplung zwischen Muskelaktivierung und Gelenkkontaktkräften (Winter 1990) nicht berücksichtigt.

Die muskuloskelettalen Belastungsbedingungen am Hüftgelenk werden durch die Gelenkkontaktkraft und das Zusammenwirken der Kräfte von über 20, das Gelenk überspannenden, Muskeln bestimmt (Pedersen et al. 1997). Die inneren Kräfte und die Beanspruchungen im Bereich des Schaftes der Prothese wiederum werden wesentlich durch die Aktivität der Muskeln definiert (Rohlmann et al. 1981; Duda et al. 1998; Heller et al. 2001a; Bitsakos et al. 2005; Speirs et al. 2007a; Speirs et al. 2007b). Die Berücksichtigung des Beitrags der Muskeln zu den inneren Kräften ist daher entscheidend, um kritische Lastbedingungen für die Verankerung der Prothese zu identifizieren.

Mit dem bereits beschriebenen von uns entwickelten und umfassend gegen *in vivo* Hüftkontaktkräften validierten Modell (Bergmann et al. 2001; Heller et al. 2001a; Heller et al. 2001b) bot sich die Möglichkeit, physiologisch ähnliche muskuloskelettale Belastungsbedingungen zu bestimmen, welche den Zusammenhang zwischen Muskel- und Gelenkkontaktkräften berücksichtigen, und dieses Prinzip so für die *in vitro* Testung nutzbar zu machen. Damit wäre eine wesentliche Voraussetzung zu einer besseren Abschätzung der *in vivo* tatsächlich erreichbaren Primärstabilität für Prothesen mit verschiedenen Verankerungskonzepten geschaffen.

1.3.2 Erhalt des periprothetischen Knochens

Bei der endoprothetischen Versorgung der Hüfte wird neben einer hinreichenden Primärstabilität auch dem langfristigen Erhalt des Knochenstockes eine große Bedeutung beigemessen (Jacobs et al. 1993; Kerner et al. 1999; Barrack 2000; Dunbar et al. 2001; Wilkinson et al. 2003; Bhandari et al. 2005; Mueller et al. 2008). Veränderungen des

periprothetischen Knochens sind auf Standard-Röntgenbildern erkennbar (Smolinski und Rubash 1992; Cristofolini 1997), und können mit Hilfe der Doppel-Energie-Röntgen-Absorptiometrie (engl. Dual-Energy X-ray Absorptiometry, DEXA) quantitativ erfasst werden (Bobyk et al. 1992; Kröger et al. 1996; Ang et al. 1997). Während derzeit nicht geklärt ist, ob bzw. ab welchem Ausmaß ein Verlust an Knochensubstanz oder Knochenmineraldichte längerfristig klinisch relevant wird (Wilkinson et al. 2003), sieht man den weitgehenden Erhalt der Knochensubstanz als wesentlichen Vorteil im Falle einer Revision und daher als erstrebenswertes Ziel der Primärversorgung an (Dunbar et al. 2001; Rosenbaum et al. 2006).

Schritte zum Erhalt des Knochens können die Knochen sparende Implantation sein (Speirs et al. 2007b; Tohtz et al. 2008; Mihalko et al. 2009), aber auch die Schaffung solcher mechanischer Rahmenbedingungen, die den Erhalt des Knochens begünstigen (Thomas et al. 2004). Dass die Strukturen des muskuloskelettalen Systems, und insbesondere der Knochen, über die Fähigkeit zur Anpassung an die wirkenden mechanischen Belastungen und Beanspruchungen verfügen, ist allgemein anerkannt (Wolff 1892; Roux 1895; Pauwels 1951; Lanyon und Rubin 1984; Carter 1987; Rubin und McLeod 1994; Duda et al. 1998; Turner 1998; Claes und Heigele 1999; Karlsson 2001; Frost 2003; Duda et al. 2008; Rittweger und Felsenberg 2009; Zebaze et al. 2010). Durch die Implantation einer Prothese werden die mechanischen Rahmenbedingungen, welche der intakte Knochen erfährt (Duda et al. 1998; Speirs et al. 2007a), verändert, und es kommt häufig zu einem Knochenabbau infolge einer verringerten mechanischen Beanspruchung (šstress shieldingō) (Cheal et al. 1992; Weinans et al. 1994; Kerner et al. 1999; Morrey et al. 2000; Kleemann et al. 2003; Thomas et al. 2004; Speirs et al. 2007b; Tohtz et al. 2008). Welche mechanische Beanspruchung der Knochen nach Implantation einer Prothese erfährt, wird bekanntermaßen durch das Design der Prothese (Barrack 2000; Kubo et al. 2001) und auch das verwendete Material (Ebramzadeh et al. 1994; Bowditch und Villar 2001; Schweizer et al. 2005; Trebse et al. 2005) beeinflusst.

Jedoch können auch veränderte muskuloskelettale Belastungen infolge einer Änderung der Gelenkgeometrie nach Hüft-TEP, wie oben dargestellt, zu einer Modulation der Belastung und Beanspruchung führen, die vor allem auf veränderte Muskelkräfte zurückzuführen ist (Heller et al. 2001a; Kleemann et al. 2003; Speirs et al. 2007b; Tohtz et al. 2008). Verschiedene Studien belegen, dass über die von den Muskeln auf den Knochen ausgeübten mechanischen Kräfte eine enge Kopplung zwischen Skelettmuskel und Knochen besteht. Anhaltspunkte für diese Verbindung wurden beim Heranwachsenden nachgewiesen (Carter et al. 1996; Shefelbine und Carter 2004; Fricke und Schoenau 2007), aber auch beim Erwachsenen

konnte gezeigt werden, dass z. B. eine Veränderung des Aktivitätsniveaus zunächst eine Anpassung des Muskels und, mit einer gewissen Verzögerung, auch eine Anpassung des Knochens zur Folge hat (Karlsson 2001; Karlsson 2004; Rittweger et al. 2005; Suominen 2006; Rittweger und Felsenberg 2009). Diese Studien legen nahe, dass eine Veränderung in der Funktion der Muskulatur, vermittelt über eine Modifikation der muskuloskelettalen Belastungen und Beanspruchungen, auch beim endoprothetischen Gelenkersatz mittelfristig zu einem veränderten Muster des periprothetischen Knochenumbaus führen könnte.

Zahlreiche Studien zeigen, dass beim Hüft-TEP Patienten zum einen altersbedingt (Baumann et al. 2003; Doherty 2003; Lanza et al. 2003; Stevens et al. 2003; Waters et al. 2003; Johnson et al. 2004; Lauretani et al. 2006; Narici und Maganaris 2006; Noirez und Butler-Browne 2006; Reeves et al. 2006; Chen 2008; Samuel und Rowe 2009; Lang et al. 2010), insbesondere aber auch im Zuge der Osteoarthrose (Dekker et al. 1993; Hurwitz et al. 1997; Reardon et al. 2001; Steultjens et al. 2001; Watelain et al. 2001; Arokoski et al. 2002; Eimre et al. 2006; Amaro et al. 2007; Rasch et al. 2007; Suetta et al. 2007; Heller et al. 2008; Grimaldi et al. 2009; Pua et al. 2009; Rasch et al. 2009; van Dijk et al. 2010) mit einer eingeschränkten Funktion der Hüftmuskulatur zu rechnen ist. Eine zusätzliche Schädigung der Muskulatur infolge des chirurgischen Zugangs könnte zu einer weiteren Verminderung der Muskelfunktion führen, und über die Kopplung zwischen Skelettmuskelfunktion und Knochen auch den Erhalt des periprothetischen Knochens nach Hüft-TEP kompromittieren. Während die Diskussion um die sogenannten „minimal-invasiven“ Operationsverfahren die Bedeutung des Muskels für die Wiederherstellung der Funktion nach Hüft-TEP in den Fokus gerückt hat (Berger 2003; Berry et al. 2003; Berger 2004b; Berger 2004a; Berger et al. 2004; Madsen et al. 2004; Mardones et al. 2005; Meneghini et al. 2006; Glaser et al. 2008; Meneghini et al. 2008; Pagnano et al. 2008; Berend et al. 2009; Cohen et al. 2009; Meneghini und Smits 2009; Vail et al. 2009; Klausmeier et al. 2010; Krych et al. 2010; Müller et al. in press-b; Teratani et al. in press), ist die Auswirkung eines muskelschonenden operativen Zugangs auf den periprothetischen Knochen kaum untersucht.

1.3.3 Gelenkrekonstruktion und Polyethylenabrieb

Das späte Versagen einer Hüft-TEP kann das Resultat einer Lockerung, des mechanischen Versagens der Komponente, oder des Verschleißes der artikulierenden Gelenkkomponenten sein. Mit einem Anteil von bis zu 75 % stellt die aseptische Lockerung nach wie vor die bei weitem häufigste langfristige Versagensursache eines künstlichen Hüftgelenkes dar (Malchau et al. 1993; Havelin et al. 1995; Clohisy et al. 2004; Marshall et al. 2008; Ulrich et al. 2008;

Springer et al. 2009). Der Verschleiß des Polyethylens und eine durch die Abriebpartikel induzierte Osteolyse sind dabei wesentliche Faktoren (Dunbar et al. 2001; Harris 2001; Oparaugo et al. 2001; Dumbleton et al. 2002; Saleh et al. 2004; Holt et al. 2007), und zahlreiche Untersuchungen haben die Aufdeckung der Schlüsselfaktoren für einen erhöhten Abrieb zum Gegenstand. Die Ergebnisse dieser Arbeiten zeigen, dass der Polyethylenverschleiß multifaktoriell determiniert ist (Schmalzried et al. 1998; Ries 2003), und neben der Patientenaktivität (Schmalzried et al. 2000; Goldsmith et al. 2001) durch das Geschlecht der Patienten, ihr Gewicht, das Prothesen-Design, die Prothesenkopfgröße, das Material und die Oberflächenbeschaffenheit des Prothesenkopfes, aber auch die Materialeigenschaften und die Behandlung des Polyethylens selbst beeinflusst wird (McKellop et al. 2000; Joshi et al. 2001; Crowther und Lachiewicz 2002; Digas et al. 2003; Hermida et al. 2003; Hopper et al. 2003a; Hopper et al. 2003b; Orishimo et al. 2003a; Orishimo et al. 2003b; Heisel et al. 2004; Hamilton et al. 2005; Heisel et al. 2005; Hallan et al. 2006). Die Entwicklung neuer Materialien stellt einen Ansatz zur Verminderung des Polyethylenabriebs dar (Manley und Sutton 2008), und während aktuelle Polyethylene mit erhöhter Quervernetzung mittelfristig zu einer signifikanten Verringerung des Polyethylenabriebs zu führen scheinen (Digas et al. 2004; Manning et al. 2005; Geerdink et al. 2009; McCalden et al. 2009), steht der Nachweis des positiven Einflusses auf die langfristige Standzeit der Prothesen infolge dieser Veränderungen am Polyethylen und dessen Verarbeitung aus (Manley und Sutton 2008; Marshall et al. 2008).

Auch die Orientierung der Prothesenkomponenten nimmt Einfluss auf das Verschleißverhalten und den Abrieb, und stellt damit einen unmittelbar durch den Operateur bestimmten Einflussfaktor bezüglich der Standzeit der Prothese dar (Del Schutte et al. 1998; D'Lima et al. 2001; Hirakawa et al. 2001; Patil et al. 2003; Charles et al. 2004; Little et al. 2009). Während der Operateur über die Orientierung der Pfanne einerseits die Art und Weise der Übertragung der Belastung bestimmt und über die Verteilung der Spannungen und Dehnungen in den Komponenten Einfluss auf das Abriebverhalten nimmt (Korhonen et al. 2005; Rixrath et al. 2008), so definiert er durch die Rekonstruktion des Gelenkes auch die Gelenkbiomechanik insgesamt und damit auch die Größe und Richtung der an der Hüfte wirkenden Kräfte (Heller et al. 2001a; Sakalkale et al. 2001; Kleemann et al. 2003; Charles et al. 2004; Schröder et al. 2004; Speirs et al. 2007b). Schon relativ wenig erhöhte Gelenkkräfte beim Gehen könnten insbesondere beim aktiven Patienten aufgrund der Vielzahl der Lastzyklen zu einem erhöhten Verschleiß führen (Schmalzried et al. 2000; Silva et al. 2002). Eine quantitative Bewertung der Veränderung der Gelenkkräfte im Rahmen der Hüft-TEP

könnte den Operateur in die Lage versetzen, diese Kräfte und ihre Übertragung planbar zu machen, und so zur Optimierung der Biomechanik und letztlich der Standzeit der Hüft-TEP zu nutzen.

1.3.4 Präoperative Planung

Die präoperative Planung ist eine wesentliche Voraussetzung für das Gelingen der Hüft-TEP (Capello 1986; Müller 1992; Dore und Rubash 1994; Eggli et al. 1998; Blackley et al. 2000; Rösler und Perka 2000; Barrack und Burnett 2005; González Della Valle et al. 2005). Als Ziele der Planung werden die korrekte Bestimmung der Implantatgröße, die Planung der Position und Orientierung der Komponenten, sowie das Bestimmen der Technik zum Ausgleich der Beinlänge genannt (Müller 1992; Eggli et al. 1998; Blackley et al. 2000). Die Planung erfolgt an Röntgenbildern, bisher meist manuell, mit Hilfe von Schablonen. Mit zunehmender Verbreitung digitaler Röntgen- und Bildarchivierungssysteme kommen in den letzten Jahren vermehrt auch digitale Planungssysteme zum Einsatz (Bongini et al. 2000; Rübberdt et al. 2003; González Della Valle et al. 2005; Jolles und Leyvraz 2005; Davila et al. 2006; The et al. 2007; González Della Valle et al. 2008; Crooijmans et al. in press; Iorio et al. in press). Während im Vergleich zwischen konventioneller und digitaler Planung in der Regel nur geringe Unterschiede im Planungsergebnis gefunden werden (The et al. 2007; Iorio et al. in press), geht die Funktionalität der computerbasierten Planungssysteme selten über die Möglichkeiten der manuellen Planung hinaus. Prinzipiell bestehende softwaretechnische Möglichkeiten, den Operateur bei der Planung z. B. durch einen Vorschlag für die Größe der Implantate oder deren Positionierung aktiv zu unterstützen, werden kaum genutzt (Bongini et al. 2000). Die grundlegenden Einschränkungen der röntgenbildbasierten Planung wie z. B. die Fehleranfälligkeit bei der Messung von Längen infolge ungenauer Kalibrierung bleiben aber auch bei den digitalen Planungsverfahren bestehen (González Della Valle et al. 2008). Diese Limitation ist bei aufwendigeren Systemen aufgehoben, welche die knöchernen und z.T. auch die muskuläre Anatomie der Hüfte auf Basis von dreidimensionalen computertomografischen oder kernspintomografischen Bilddaten rekonstruieren, und anstelle von zweidimensionalen Schablonen der Komponenten mit dreidimensionalen Modellen der Komponenten des Kunstgelenkes arbeiten (Handels et al. 2000; Nakamoto et al. 2003; Rübberdt et al. 2003; Viceconti et al. 2003a; Krokos et al. 2005). Die Funktionsweise solcher Systeme beruht meist auf einer Erweiterung der aus der zweidimensionalen Planung bekannten Ansätze auf drei Dimensionen und verspricht dabei eine größere Genauigkeit und Reproduzierbarkeit in der Planung der Position und Orientierung der Komponenten (Viceconti et al. 2003a). Die hierzu

notwendigen Schritte zur Aufbereitung der Bilddaten sind in der Regel jedoch sehr zeitaufwendig, so dass die Anwendung dieser Systeme bisher auf Spezialfälle und experimentelle Studien beschränkt bleibt (Handels et al. 2000; Nakamoto et al. 2003; Krokos et al. 2005; Seel et al. 2006). In einigen beispielhaften Anwendungen konnte aber gezeigt werden, dass bei Berücksichtigung der individuellen dreidimensionalen Anatomie z. B. eine detaillierte Planung zur Optimierung des Bewegungsumfanges des Kunstgelenkes möglich ist (Noble et al. 2003; Seel et al. 2006). Auch eine Vereinfachung der Planung z. B. durch eine automatisierte Positionierung der Komponenten erscheint grundsätzlich gegeben (Nakamoto et al. 2003; Viceconti et al. 2003b). Aktuelle eigene Ergebnisse zeigen, dass die bisher zeitlich aufwendige Gewinnung wesentlicher anatomischer Information aus dreidimensionalen Bilddaten von intelligenten Softwaresystemen vollautomatisch und genau durchgeführt werden kann (Kainmüller et al. 2008; Seim et al. 2008). In den vergangenen Jahren wurden darüber hinaus vielversprechende Verfahren entwickelt, um auf der Basis von konventionellen Röntgenbildern die dreidimensionale Anatomie patientenindividuell zu rekonstruieren (Mitton et al. 2000; Le Bras et al. 2003; Le Bras et al. 2004; Lamecker et al. 2006). Dies ist durch die Verwendung von sogenannten statistischen Formmodellen möglich, welche die anatomische Variabilität der muskuloskelettalen Strukturen, z. B. des Beckens, statistisch beschreiben (Lamecker et al. 2006; Rajamani et al. 2007). Zwar ist für die Erstellung der Formmodelle selbst ein gewisser manueller Aufwand erforderlich (Seim et al. 2008). Sind diese Modelle dann verfügbar, gestatten sie in Verbindung mit optimierten mathematischen Verfahren eine rasche und genaue Rekonstruktion der dreidimensionalen Anatomie auch ohne direkte dreidimensionale Bildgebung (Lamecker et al. 2006; Seim et al. 2008). Damit ist eine wesentliche Voraussetzung für ein in der klinischen Routine nutzbares 3D Planungssystem geschaffen.

Die Integration biomechanischen Wissens um die muskuloskelettalen Belastungen in ein solches Planungssystem könnte einen wesentlichen Zusatznutzen für den Chirurgen darstellen. So könnten computergestützte Analysen der Belastungsbedingungen an der Hüfte dem Operateur in Zukunft helfen, im Rahmen der Planung die Gelenkrekonstruktion zu finden, die nicht nur zu einer optimalen Beweglichkeit und Funktion des Gelenkes führt, sondern auch günstige Belastungs- und Beanspruchungsverhältnisse für Implantat und Knochen schafft.

Zwar wurde in den vergangenen Jahren das Verständnis der mechanischen Belastungen des muskuloskelettalen Systems durch in vivo Messungen der inneren Kräfte (Bergmann et al. 1995a; Bergmann et al. 2001; Bergmann et al. 2004) und Berechnungen mit validierten

Computermodellen (Heller et al. 2001a; Heller et al. 2001b) erheblich erweitert, und der Einfluss wichtiger Modulatoren der muskuloskelettalen Belastungen konnte von unserer Arbeitsgruppe auch quantifiziert werden konnten. Die Möglichkeiten zur Nutzung dieses Wissens zur Verbesserung der endoprothetischen Versorgung waren beim Ausgangspunkt der hier vorgestellten Arbeit jedoch beschränkt.

1.4 Wissenschaftliche Fragestellungen

Die Wiederherstellung der Gelenkfunktion und einer ausgeglichenen Belastung der Strukturen sind wesentliche Ziele chirurgischer Interventionen am muskuloskelettalen Apparat (s.o.). Durch die Identifikation der für die mechanische Belastung der inneren Strukturen entscheidenden Schlüsselfaktoren im Zusammenspiel der aktiven und passiven Elemente des Bewegungsapparates ließen sich neue Konzepte zur detaillierten in vitro Analyse des Lastübertragungsverhalten zwischen Knochen und Implantat oder zwischen verschiedenen Strukturen des nativen Gelenkes unter physiologisch ähnlichen Bedingungen entwickeln. Präzise und effiziente Berechnungsverfahren zur Ermittlung der mechanischen Belastungen der Gelenke könnten einen wesentlichen Beitrag zum Verständnis klinischer Resultate liefern und würden auch dem weniger erfahrenen Operateur eine biomechanisch fundierte Operationsplanung ermöglichen.

Zu Beginn der nachfolgend beschriebenen Arbeiten waren die folgenden Fragen offen oder haben sich im Verlauf der Forschungsarbeiten ergeben, die durch experimentelle und klinische Untersuchungen bearbeitet wurden:

- 1) Wie kann das Wesen des komplexen Zusammenspiels von Muskel- und Gelenkkraften für die in vitro Testung von Hüftendoprothesen verfügbar gemacht werden?
- 2) Wie können in in-vitro Versuchen physiologisch ähnliche muskuloskelettale Belastungen übertragen werden?
- 3) Welche Konsequenzen ergeben sich aus der Anwendung physiologisch ähnlicher Belastungsbedingungen für die präklinische Testung von Hüftendoprothesen?
- 4) Welche mittelfristigen Konsequenzen ergeben sich aus der Manipulation der Muskeln beim Gelenkersatz der Hüfte für den Knochen?
- 5) Welches sind Schlüsselfaktoren der Gelenkrekonstruktion, die eine langfristige Auswirkung für das künstliche Gelenk haben?
- 6) Inwieweit kann die chirurgische Praxis vom Wissen um die wesentlichen Faktoren der mechanischen Belastungen nach Gelenkersatz profitieren?

2 Experimentelle Arbeiten

2.1.1 Physiologisch ähnliche Belastungsbedingungen für die präklinische Testung von Hüftendoprothesen

Ein evidenzbasierter Ansatz zur Markteinführung neuer Endoprothesen mit einer rigorosen präklinischen Überprüfung der Implantate hinsichtlich der wesentlichen Versagensmechanismen wird heute als unabdingbare Voraussetzung für erfolgreiche Innovation in der Endoprothetik angesehen (Huiskes 1993; Walker 2000; Viceconti et al. 2009; Schemitsch et al. 2010). Die in vivo erreichbare Primärstabilität ist ein entscheidender Parameter für das langfristige Verhalten des Gelenkersatzes (Mjoberg et al. 1986; Kim und Kim 1993; Freeman und Plante-Bordeneuve 1994; Kobayashi et al. 1997) und stellt daher ein Schlüsselement der präklinischen Testung dar (Bühler et al. 1997a; Monti et al. 1999; Baleani et al. 2000; Claes et al. 2000; Viceconti et al. 2001; Götze et al. 2002). Während man davon ausgeht, dass die Primärstabilität wesentlich von den in vivo wirkenden Belastungsbedingungen des Knochen-Implantat-Komplexes bestimmt wird (Bergmann et al. 1995a; Bergmann et al. 2001), haben bisherige experimentelle Untersuchungen (Cristofolini et al. 1995b; Britton et al. 2003; Cristofolini et al. 2003) und numerische Analysen (Stolk et al. 2001; Viceconti et al. 2001; Stolk et al. 2002; Stolk et al. 2003) zur Primärstabilität die Muskel- und Gelenkkontaktkräfte als unabhängige Größen betrachtet, und die intrinsische Kopplung zwischen Muskelaktivierung und Gelenkkontaktkräften (Winter 1990) nicht berücksichtigt. Nur wenige Studien zur Primärstabilität haben zusätzlich Muskelkräfte aufgebracht (Burke et al. 1991; Callaghan et al. 1992). Sehr oft wurden die Muskelkräfte sogar völlig vernachlässigt und nur die Hüftkontaktkraft simuliert (Gebauer et al. 1989; Berzins et al. 1993; Bühler et al. 1997b; Claes et al. 2000). Während diese Vereinfachungen auch auf das Bestreben den Versuchsaufbau möglichst einfach zu halten zurückzuführen sind (Gebauer et al. 1989; Baleani et al. 2000; Chareancholvanich et al. 2002; Götze et al. 2002; Decking et al. 2004; Nogler et al. 2004; Park et al. 2008; Fottner et al. 2009), fehlten zu Beginn unserer Untersuchungen valide Daten zu Belastung des proximalen Femurs durch Muskel- und Gelenkkkräfte gänzlich.

Mit dem von uns entwickelten, gegen in vivo gemessene Kräfte validierten Modell zur Bestimmung muskuloskelettaler Belastungsbedingungen der Hüfte (Heller et al. 2001a; Heller et al. 2001b) scheint es dagegen möglich, physiologisch ähnliche muskuloskelettale Belastungsbedingungen zu bestimmen, welche den Zusammenhang zwischen Muskel- und

Gelenkkontaktkräften berücksichtigen (Winter 1990; Pedersen et al. 1997). Während zuvor (Heller et al. 2001b) ein komplexes Modell der Hüftmuskulatur mit über 30 verschiedenen Wirklinien verwendet wurde, verlangen der limitierte Raum und die eingeschränkte, in einem in vitro Versuch realisierbare Komplexität eine Vereinfachung und die Reduktion der Zahl der Muskelwirklinien.

Das Ziel dieser ersten Studie war es daher, ein Belastungsprofil für das proximale Femur zu entwickeln, welches die in vivo Belastungen eines typischen Hüft-TEP Patienten abbildet und dabei die Beziehung zwischen Muskel- und Gelenkkontaktkräften berücksichtigt. In dieser Arbeit wurde das zuvor gegen in vivo Daten validierte Computermodell der unteren Extremitäten verwendet, um das Lastprofil physiologisch ähnlicher Belastungsbedingungen der Hüfte zu entwickeln. Dieses Modell wurde vereinfacht, indem schrittweise Hüftmuskeln mit ähnlicher Funktion zusammengefasst wurden. Die Muskel- und Gelenkkontaktkräfte wurden dann für einen mittleren Datensatz von vier Patienten (štypischer Patientō) für das Gehen und Treppensteigen berechnet. Die berechneten Hüftkontaktkräfte wurden schließlich mit den mittleren, in vivo gemessenen Kräften verglichen.

Heller, M. O., G. Bergmann, J.-P. Kassi, L. Claes, N. P. Haas
und G. N. Duda (2005a).

Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing.
J Biomech **38**(5): 1155-63.

Link zum Dokument: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15797596>

2.1.2 Ein neues Fixationssystem zur Übertragung physiologisch ähnlicher muskuloskelettaler Belastungen

Aus in vivo Messungen von Bergmann und Mitarbeitern und der Gruppe um DøLima sowie eigenen Untersuchungen war bekannt, dass die Knochen und Gelenke der unteren Extremitäten bereits während Alltagsaktivitäten wie dem Gehen und Treppensteigen Gelenkkontaktkräften in Höhe des mehrfachen Körpergewichts unterliegen (Bergmann et al. 2001; Heller et al. 2001a; Heller et al. 2001b; Heller et al. 2003b; Taylor et al. 2004; D'Lima et al. 2005a; D'Lima et al. 2005b; Heller et al. 2007b). In der vorangehenden Arbeit konnten wir weiter zeigen, wie auf Grundlage dieses Wissens und der Verwendung eines validierten Modells physiologisch ähnliche Belastungsprofile für die in vitro Testung abgeleitet werden können (Heller et al. 2005a).

Gerade wenn im Experiment aber keine Kunststoffknochen verwendet werden können und die dort bekannten Techniken zur Kraftübertragung nicht zur Verfügung stehen, stellt die Übertragung physiologisch ähnlicher Muskelkräfte im Rahmen einer biomechanischen in vitro Testung - aufgrund der hohen Kräfte - eine besondere Herausforderung dar. Dies ist vor allem auch für Untersuchungen zum Verständnis des Zusammenspiels der aktiven und passiven Strukturen des Bewegungsapparates am Knie der Fall (Huberti und Hayes 1988; Dürselen et al. 1995; Rudy et al. 1996; Beynnon und Amis 1998; Zavatsky et al. 2004).

Eine Hauptschwierigkeit ist hier die adäquate Verbindung des Muskel-Sehnen-Komplexes zu der mechanischen Komponente des Prüfaufbaus, von der die Muskelkräfte in vitro erzeugt werden. Mit herkömmlichen Fixationsmethoden stellt diese Verbindung meist das schwächste Glied der Kette dar, das in der Regel versagt bevor physiologische Kraftamplituden erreicht werden. Eine weitere Einschränkung besteht darin, dass eine physiologische Krafrichtung aufgrund der oft raumfordernden Verbindungsmechanismen nur schwer zu realisieren ist (Haut Donahue et al. 2002; Robinson et al. 2005), vor allem wenn die Kräfte mehrerer Muskeln gleichzeitig berücksichtigt werden sollen (Farahmand et al. 1998a; Farahmand et al. 1998b; Beck et al. 2005; Ostermeier et al. 2006).

Um diesen Problemen zu begegnen, wurde von unserer Arbeitsgruppe daher eine neue Fixationsmethode entwickelt (Schöttle et al. 2009). Dabei wird eine Extensionshülse so über dem Muskel appliziert und anschließend in einer speziellen Nahttechnik mit dem Muskel-Sehnen-Komplex verbunden, dass eine lineare Verlängerung der Sehne entsteht. Um die Frage zu klären, wie physiologische Kräfte in vitro übertragen werden können, testeten wir in dieser Arbeit nun die Hypothese, dass die neue Fixationsmethode im Rahmen der

biomechanischen Testung in der Lage ist, physiologische Muskelkräfte zu übertragen. Das Ziel der Studie war zu untersuchen, ob die neue Methode physiologisch ähnliche Kräfte zuverlässig über den Muskel-Sehnen-Komplex auf den Knochen und letztlich das Gelenk übertragen kann. Die drei Quadrizepskomponenten von 16 Schafskniegelenken wurden dazu mit vier verschiedenen Fixationstechniken versorgt und bis zum Versagen belastet. Die im Test erreichten Kräfte wurden mit den vom Computermodell errechneten maximalen Kräften, die als Annäherung der physiologischen in vivo Belastungen angesehen wurden, verglichen, um die verschiedenen Techniken zu bewerten.

Schöttle, P. I. Goudakos, N. Rosenstiel, JE Hoffmann, WR Taylor, GN Duda, und MO Heller (2009).

A comparison of techniques for fixation of the quadriceps muscle-tendon complex for in vitro biomechanical testing of the knee joint in sheep.

Med Eng Phys **31**(1): 69-75.

Link zum Dokument: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18539516>

2.1.3 Analyse der Primärstabilität zementfreier Schäfte unter physiologisch ähnlicher muskuloskelettaler Belastung

Nach der Definition physiologisch ähnlicher Belastungsbedingungen für typische Alltagsaktivitäten (Heller et al. 2005a) und der Klärung der Möglichkeiten zur Übertragung solcher Lasten in der biomechanischen in vitro Testung (Schöttle et al. 2009) galt es nun zu analysieren, welches die wesentlichen Lastbedingungen sind, die bei der präklinischen Evaluation von Hüftschäften auf jeden Fall berücksichtigt werden sollten. Da die zementfreie Verankerung femoraler Komponenten beim endoprothetischen Gelenkersatz der Hüfte vor allem beim Primärerersatz in jungen und aktiven Patienten aber auch beim Revisionsersatz zunehmend als Alternative zu den zementierten Fixierungstechniken angesehen wird (Chandler et al. 1981; Perka et al. 2004), sollten Untersuchungen speziell für solche zementfrei eingebrachten Implantate durchgeführt werden.

Gegenstand der im Folgenden beschriebenen Studie war daher, den Einfluss der Aktivität eines Patienten auf die Primärstabilität zementfreier Schäfte zu ermitteln (Kassi et al. 2005; Kassi et al. 2006). Zentrales Element war dabei die aktive Simulation der zuvor bestimmten Muskelkräfte für das Gehen und Treppensteigen (Heller et al. 2005a) im in vitro Prüfaufbau. Zum Vergleich wurde auch ein vereinfachter Lastfall betrachtet, bei dem keine Muskelkräfte berücksichtigt wurden und lediglich die Hüftkontaktkraft beim Treppensteigen direkt am Hüftgelenk appliziert wurde. Dazu wurden CLS Prothesen in 18 Kunstfemora implantiert und zyklisch belastet. Die Interface-Bewegungen für die verschiedenen Belastungsbedingungen wurden mit sieben induktiven Wegaufnehmern aufgezeichnet und verglichen.

Kassi J-P, M Heller, U Stoeckle, C Perka, und G Duda (2005).

Stair climbing is more critical than walking in pre-clinical assessment of primary stability in cementless THA in vitro.

J Biomech **38**:1143-54

Link zum Dokument: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15797595>

Ausgehend von der Erkenntnis, dass eine Instabilität des zementfrei eingebrachten Schaftes den Osteointegrationsprozess gefährden kann, wurden in der Vergangenheit verschiedene Schaftdesigns entwickelt, um die Übertragung der muskuloskelettalen Belastung zwischen Implantat und Knochen zu optimieren, die Relativbewegung am Interface zwischen

Femurschaft und der umgebenden Knochenstruktur zu minimieren, und so eine ausreichende anfängliche Stabilität sicherzustellen (Zweymuller et al. 1988; Spotorno et al. 1993; Bourne und Rorabeck 1998). Während proximal verankerte Schäfte das Ziel haben, die Belastung durch die umgebende Spongiosa in den metaphysären Femur zu übertragen, sollten distal verankerte Schäfte prinzipiell die Belastung von der Schaftspitze auf die Femurdiaphyse übertragen.

Dies führte uns nun zur Frage, wie verschieden die anfänglichen mechanischen Bedingungen unterschiedlicher Schaftdesignkonzepte im Bezug auf die Primärstabilität tatsächlich sind. Die Bestimmung der Größenordnung und der Muster der Interfacebewegungen verschiedener Konzepte der Femurschaftverankerung kann helfen, diese Konzepte zu bewerten und das gegenwärtige Verständnis des Verhältnisses zwischen Belastungsübertragungsmechanismen und knöcherner Integration zu verbessern.

Daraus ergab sich als Ziel der nächsten Untersuchungen, den Einfluss des Verankerungskonzepts auf die anfänglichen Interfacebewegungen und somit auf die Primärstabilität von zementfrei implantierten Femurschäften unter physiologisch ähnlichen Belastungsbedingungen in vitro zu bestimmen (Heller et al. 2005b). In dieser Studie wurde der Einfluss einer metaphysären sowie einer meta-diaphysären Verankerung auf die Primärstabilität zementfreier Schäfte unter angenähert physiologischer Belastung in vitro untersucht. Metaphysär und meta-diaphysär verankernde Schäfte (je n=6) wurden in Kunstfemora implantiert. Die Interface-Bewegungen wurden für das Treppensteigen, den in der vorangegangenen Studie als wesentlich identifizierten Lastfall, mit der dort beschriebenen Technik aufgezeichnet (Kassi et al. 2005; Kassi et al. 2006) und die Primärstabilität verglichen.

Heller, M. O., J. P. Kassi, C. Perka und G. N. Duda (2005).

Cementless stem fixation and primary stability under physiological-like loads in vitro. Biomed Tech (Berl) 50(12): 394-9.

Link zum Dokument: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16429942>

2.1.4 Bedeutung des chirurgischen Zugangs für die periprothetische Knochenmineraldichte

In der Bearbeitung der Fragen, wie das Wesen des Zusammenspiels von Muskel- und Gelenkkraften für die *in vitro* Testung von Hüftendoprothesen verfügbar gemacht werden kann (Heller et al. 2005a; Schöttle et al. 2009), und welche Konsequenzen aus der Anwendung physiologisch ähnlicher Belastungsbedingungen für die präklinische Testung von Hüftendoprothesen resultieren (Heller et al. 2005b; Kassi et al. 2005; Kassi et al. 2006), konnte die Bedeutung der Muskeln und der durch sie erzeugten muskuloskelettalen Belastungen für die Bestimmung der Primärstabilität einer Prothese herausgearbeitet werden.

Neben einer ausreichenden Primärstabilität in der unmittelbar postoperativen Phase spielt aber auch die dauerhaft stabile Integration der Prothese im Knochen eine wesentliche Rolle für den langfristigen Erfolg des Gelenkersatzes (Pilliar et al. 1986; Haddad et al. 1987; Morscher 1987; Maloney et al. 1989; Sugiyama et al. 1989; Nistor et al. 1991; Engh et al. 1992; Soballe et al. 1992; Soballe 1993). Dem Erhalt des periprothetischen Knochens kommt daher eine wesentliche Bedeutung zu. Es ist bekannt, dass die postoperative Knochenmasse von einer Vielzahl an Faktoren wie Geschlecht, Gewicht, aber auch den Designparametern der Prothese wie z.B. Größe (Nishii et al. 1997) und Biegesteifigkeit (Engh und Bobyn 1988; Bobyn et al. 1992; Ang et al. 1997) bestimmt wird. Während Implantat-Design-Parameter nachweislich einen Einfluss auf den Knochenumbau haben, ist der Unterschied im längerfristigen Knochenverlust bei verschiedenen Implantaten weniger stark ausgeprägt als erwartet. Dagegen zeigte sich, dass der Knochenverlust nach Hüft-TEP durch eine erhebliche interindividuelle Variabilität gekennzeichnet ist (Spittlehouse et al. 1998; Yamaguchi et al. 2000). Daher liegt es nahe, dass über das Design des Implantates und das Lastübertragungsverhalten hinaus auch andere Faktoren einen entscheidenden Einfluss auf die Knochenmineraldichte des proximalen Femur nach Hüft-TEP haben.

Es ist lange bekannt, dass mechanische Faktoren die Anpassung der Knochens beeinflussen, und entweder zur Formation oder dem Verlust von Knochen führen können (Wolff 1870; Wolff 1892; Wolff 1899; Jacobs et al. 1993; Claes und Heigele 1999). Vorläufige Analysen der muskuloskelettalen Belastungsverhältnisse legten nahe, dass der chirurgische Zugang aufgrund eines verschiedenen Weichteiltraumas einen Einfluss auf die Kräfte nach Hüft-TEP haben kann (Heller et al. 2003a). Die Abduktoren der Hüfte, die für die Stabilisierung des Gelenkes besonders wichtig sind, können im Rahmen des anterolateralen Zuganges, bei Verwendung adäquater chirurgischer Technik, geschont werden, wohingegen die Muskeln

beim lateralen, transglutealen Zugang geteilt und möglicherweise beschädigt werden (Hardinge 1982; Frndak et al. 1993). Während verschiedene Vor- und Nachteile mit diesen Zugängen assoziiert werden, ist über ihre Auswirkung auf die Belastung der Hüfte und die längerfristige Knochenstruktur wenig bekannt. Insbesondere der Einfluss des chirurgischen Zuganges auf die periprothetische Knochenmineraldichte ist bisher kaum untersucht (Zimmerman et al. 2002).

Es scheint jedoch wahrscheinlich, dass Ort und Ausmaß der Weichteilschädigung durch verschiedene chirurgische Zugänge die postoperativen Belastungsbedingungen der Hüfte beeinflussen. Man kann weiter davon ausgehen, dass eine Veränderung der muskuloskelettalen Belastungsbedingungen den langfristigen Verlauf des Knochenumbaus beeinflussen kann. In einem nächsten Schritt untersuchten wir daher die Hypothese, dass die Verwendung zweier unterschiedliche Zugänge bei der Versorgung mit Hüft-TEP Unterschiede im Verlauf der Knochenumbauprozesse zur Folge hat, die sich in der längerfristigen Entwicklung der Knochenmineraldichte ablesen lassen (Perka et al. 2005). Dazu wurden in einer retrospektiven Studie die klinische Funktion und die periprothetische Knochenmineraldichte für zwei Gruppen mit 35 (Gruppe A: anterolateraler Zugang) bzw. 47 Hüften (Gruppe B: transglutealer Zugang), die alle mit einem zementfreien Zweymüllersystem versorgt wurden, bestimmt.

Perka, C., M. Heller, K. Wilke, W.R. Taylor, N.P. Haas, H. Zippel, und G.N. Duda (2005).

*Surgical Approach Influences Periprosthetic Femoral Bone Density.
Clinical Orthopaedics and Related Research 432:153-9*

Link zum Dokument: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15738816>

2.1.5 Gelenkmechanik und klinische Langzeitresultate nach Hüft-TEP

Die Erkenntnis, dass die Muskeln und die durch sie hervorgerufenen Belastungen eine wichtige Rolle nicht für eine realistische Abschätzung der in vivo erreichbaren Primärstabilität einer Hüftendoprothese einnehmen (Heller et al. 2005a; Heller et al. 2005b; Kassi et al. 2005; Kassi et al. 2006), sondern eine Veränderung des Muskels sich auch, in Abhängigkeit des Ausmaßes des chirurgischen Traumas beim Gelenkersatz, mittelfristig auf die Knochenmineraldichte um das Implantat auswirkt (Perka et al. 2005) führte dann zu der Frage, inwieweit auch das längerfristige Ergebnis des Eingriffes von den durch die Muskeln geprägten mechanischen Belastungen abhängt.

Die auf das Gelenk oder die Prothese einwirkenden Kräfte und die Art und Weise der Übertragung dieser Belastung auf den Knochen spielen für den langfristigen Erfolg des künstlichen Gelenkersatzes (Funktion, Abrieb) eine wesentliche Rolle (Jacobs et al. 1994; Schmalzried und Callaghan 1999; Schmalzried et al. 2000; Harris 2001; Sakalkale et al. 2001; Perka et al. 2004; Bergmann et al. 2007). Da computergestützte Analyseverfahren im Prinzip eine ideale Möglichkeit bieten, Informationen zu Muskel- und Gelenkkraften patientenindividuell verfügbar zu machen (Schröder et al. 2004; Heller et al. 2007b; Heller et al. 2008), stellt die Validierung der Vorhersagen muskuloskelettaler Analysen gegen möglichst umfassende, klinische Daten einen zentralen Schritt dar, um Grundlagenwissen über die muskuloskelettalen Belastungen in der Klinik verfügbar zu machen.

Das Ziel der nächsten Untersuchung war es daher, den Zusammenhang zwischen der Position der Pfanne und den resultierenden muskuloskelettalen Belastungen zu ermitteln und zu überprüfen, inwieweit die an einer kontrollierten Probandengruppe ermittelten biomechanischen Resultate (Heller et al. 2001a; Heller et al. 2001b; Heller et al. 2005a) zum Verständnis des klinischen Ergebnisses einer deutlich größeren Anzahl von Patienten beitragen können. Dies wäre Voraussetzung für die Implementierung biomechanischer Parameter in prä- und intraoperative Planungssysteme. In der Studie zur Klärung, ob diese Anforderungen erfüllt sind, wurde das validierte und zuvor beschriebene muskuloskelettale Model des menschlichen Beines (Heller et al. 2001a; Heller et al. 2001b; Taylor et al. 2004) verwendet, um den Einfluss der Position des Hüftzentrums auf die Hüftkontaktkräfte während des normalen Gehens und Treppensteigens zu untersuchen (Heller et al. 2007c). Im Rahmen der klinischen Studie konnten nach einer mittleren Nachuntersuchungszeit von 9,3 Jahren insgesamt 121 Hüften ausgewertet werden. Die zweidimensionale Penetration des Prothesenkopfes wurde gegenüber der Pfanneneingangsebene gemessen und der

volumetrische Abrieb des Polyethylens nach der Methode von Charnley und Halley (Charnley und Halley 1975) ausgewertet. Die Rekonstruktion eines anatomisch korrekten Hüftzentrums wurde nach der Methode von Ranawat und Mitarbeitern (Ranawat et al. 1980) bewertet. Die klinischen Resultate und das Ausmaß des Verschleißes wurden dann mit den muskuloskelettalen Belastungen der Rekonstruktion verglichen.

Heller, M. O., J. H. Schröder, G. Matziolis, A. Sharenkov, W. R. Taylor, C. Perka und G. N. Duda (2007).

Muskuloskelettale Belastungsanalysen. Biomechanische Erklärung klinischer Resultate . und mehr?

Der Orthopäde **36(3): 188-94.**

Link zum Dokument: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17333071>

3 Diskussion

Der endoprothetische Ersatz des Hüftgelenks ist ein sehr erfolgreiches Verfahren zur Schmerzreduktion und der Wiederherstellung der Funktion für Patienten mit degenerativen Gelenkveränderungen, und wurde daher auch als *die* Operation des 20. Jahrhunderts beschrieben (Learmonth et al. 2007). Vor dem Hintergrund einer weiter steigenden Lebenserwartung und einer gleichzeitigen Zunahme der Ansprüche der Patienten an die Funktion des Kunstgelenkes ist jedoch unklar, inwieweit auch in Zukunft eine gleichbleibende Erfolgsrate und eine hohe Zufriedenheit der Patienten mit dem Verfahren gewährleistet werden können (Kurtz et al. 2007; Healy et al. 2008; Sunny 2008; Wylde et al. 2008). Es stellt sich die Frage, welche Veränderungen im chirurgischen Vorgehen, der Nachbehandlung, aber auch in der Implantatentwicklung am besten dazu geeignet sind, ein optimales Ergebnis des künstlichen Gelenkersatzes der Hüfte auch unter diesen veränderten Bedingungen langfristig zu sichern. Gerade aufgrund des bisher dokumentierten Erfolges des totalen Gelenkersatzes der Hüfte wird für die Einführung neuer Implantate ein rigoroser, wissenschaftlich orientierter Zugang zu deren Entwicklung und präklinischer Testung gefordert (Bulstrode et al. 1993; Barrack 2000; Morscher 2003; Malchau et al. in press). Das Ziel dieser Forderung ist es, ein Implantatversagen aufgrund bekannter Versagensmechanismen bereits im Vorfeld des klinischen Einsatzes neuer Produkte sicher auszuschließen (Huiskes 1993; Walker 2000; Viceconti et al. 2009). Während die Bedeutung der mechanischen Belastungen für die Primärstabilität einer Hüftendoprothese allgemein anerkannt ist (Gheduzzi und Miles 2007), war jedoch das Einbeziehen der Wechselwirkung von Muskel- und Gelenkkontaktkräften (Bergmann und Heller 2010¹) für die präklinische Testung von Hüftendoprothesen auf Grundlage valider, konsistenter Belastungsdaten zu Beginn dieser Untersuchungen nicht möglich. Basis der vorliegenden Arbeit war daher zunächst die These, dass sich durch die Identifikation der für die mechanische Belastung der inneren Strukturen entscheidenden Faktoren neue Konzepte zur detaillierten in vitro Analyse unter physiologisch ähnlichen Bedingungen des Lastübertragungsverhalten zwischen Knochen und Implantat und auch der Lastverteilung im nativen Gelenk entwickeln lassen.

¹ ¹Publikationen, an denen ich maßgeblich mitgewirkt habe und Mitautor bin, sind im Folgenden unterstrichen aufgeführt.

3.1.1 Physiologische Belastungsbedingungen

Ein wesentlicher Beitrag dieser Arbeit für die Analyse des Lastübertragungsverhaltens zwischen Implantat und Knochen war daher die Beschreibung eines methodischen Ansatzes zur Entwicklung eines Lastprofils, um das Wesen des komplexen Zusammenspiels von Muskel- und Gelenkkräften für die in vitro Testung verfügbar zu machen. In der Anwendung auf das Hüftgelenk wurde ausgehend von einem komplexen anatomischen Modell der Hüftmuskulatur zur Berechnung der Muskelkraftverteilung ein Lastprofil entwickelt, welches die in vivo Belastung des Hüftgelenks adäquat abbildet, und dabei so weit vereinfacht, dass eine Applikation der Kräfte im in vitro Prüfaufbau realistisch erscheint. Entscheidende Voraussetzung für die Vereinfachungen war der Bezug zu dem validierten Modell (Heller et al. 2001b) und den in vivo Hüftkontaktkräften (Bergmann et al. 2001), um die Güte der erreichten Approximation sowohl hinsichtlich der Gelenk- als auch der Muskelkräfte quantifizieren und beurteilen zu können.

Eine Besonderheit des hier entwickelten Belastungsprofils der Hüfte ist in der Berücksichtigung der Kräfte für zwei wesentliche Alltagsaktivitäten zu sehen, dem Gehen und Treppensteigen: Während mit dem Gehen die häufigste, dynamische Alltagsaktivität (Morlock et al. 2001) mit in das Lastprofil aufgenommen wurde, sind nun erstmals auch die wesentlichen Muskelkräfte für das Treppensteigen abgebildet und für die präklinische Testung verfügbar. Dies ist bedeutsam, da beim Treppensteigen auf Grund der größeren Hüftbeugung und der verstärkt anterior-posterior wirkenden Muskelkräfte sowohl größere anterior-posterior gerichtete Gelenkkontaktkräfte auf das proximale Femur, vor allem aber auch erhöhte Torsionsmomente um die Femurschaftachse wirken (Bergmann et al. 1995a; Bergmann et al. 2001; Bergmann et al. 2010). Dem Nachweis einer ausreichenden Rotationsstabilität gegen diese Torsionsmomente kommt daher eine zentrale Rolle in der präklinischen Testung neuer Hüftendoprothesen zu (Wroblewski 1979; Burke et al. 1991; Sugiyama et al. 1992; Wirtz et al. 1998; Monti et al. 1999; Baleani et al. 2000; Harrington et al. 2002; Berry 2004; Cristofolini et al. 2007; Cristofolini und Viceconti 2009; Park et al. 2010). Mit einem Fehler von weniger als 10% stehen erstmals verlässliche Daten der maximalen muskuloskelettalen Belastungen für zwei wesentliche Alltagsaktivitäten zur Verfügung. Damit wird durch diese Arbeit die Abschätzung der in vivo erreichbaren Primärstabilität einer Hüftendoprothese unter einer realistischeren Abschätzung der in vivo wirkenden muskuloskelettalen Belastungen ermöglicht.

Dabei ist die Anwendung des hier vorgestellten Lastprofils der Hüfte nicht allein auf in vitro Experimente beschränkt und eine Ausweitung der Anwendung dieser Muskel- und Gelenkkontaktkräfte für ergänzende computergestützte Finite-Elemente-Analysen zur Charakterisierung des Lastübertragungsverhaltens des Knochen-Implantat-Komplexes sinnvoll. Die systematische Analyse der wesentlichen Modulatoren der lokalen mechanischen Bedingungen in Implantat und Knochen sind in solchen Studien aufgrund der genauen Kontrolle der Versuchsbedingungen am Computer besonders einfach möglich. Inzwischen konnten die neuen Belastungsdaten in einer Vielzahl entsprechender Studien angewandt und damit u.a. grundsätzliche Fragen zum Lastübertragungsverhalten und der Analyse der Primärstabilität von Endoprothesen (Abdul-Kadir et al. 2008; Simpson et al. 2009; Zhang et al. 2010), aber auch der Designoptimierung von Schäften (Matsoukas und Kim 2009) wie auch Fragen zum langfristigen Verhalten des Knochen-Implantat-Komplexes (Lennon et al. 2007; Behrens et al. 2009; Ong et al. 2009; Scannell und Prendergast 2009) bearbeitet werden.

Die Applikation dieses auf das Wesentliche beschränkten Belastungsprofils ist vor allem auch immer dann von Vorteil, wenn ein Experiment zeitlich aufwendig oder ressourcenintensiv ist. Dies trifft insbesondere für sogenannte probabilistische Simulationsstudien zu, wo für die rechnergestützte Identifikation der wesentlichen Modulatoren des Lastübertragungsverhaltens von Implantaten eine Vielzahl von Parametern gleichzeitig betrachtet wird und eine große Anzahl von Finite-Elemente-Analysen erforderlich ist (Pérez et al. 2006; Ong et al. 2008; Laz und Browne 2010; Rohlmann et al. 2010a; Rohlmann et al. 2010b). Während bei der Berechnung einiger weniger Finite-Elemente-Analysen die Berücksichtigung aller Muskelkräfte für mehrere Zeitpunkte des Gangzyklus ohne weiteres möglich ist (Duda et al. 1998; Duda et al. 2001; Duda et al. 2002; Kleemann et al. 2003; Speirs et al. 2007a; Speirs et al. 2007b), erlaubt das in seiner Komplexität reduzierte, physiologische Lastprofil aufeinander abgestimmte Muskel- und Gelenkkräfte beim Gehen und Treppensteigen auch in probabilistischen Analysen zum Studium des Lastübertragungsverhaltens bei 1000 und mehr Finite-Elemente-Analysen zu berücksichtigen (Viceconti et al. 2006).

Während verschiedene Autoren das auf der Grundlage von Hüftendoprothesenpatienten entwickelte Lastprofil mangels spezifischer Daten für die muskuloskelettalen Belastungsbedingungen nach Fraktur auch für die Analyse von Osteosynthesen am Femur verwenden (Mahaisavariya et al. 2006; Eberle et al. 2010; Montanini und Filardi 2010), bleibt es weiteren Studien vorbehalten zu klären, inwieweit die Belastungsbedingungen nach Fraktur tatsächlich mit denjenigen eines Hüft-TEP Patienten vergleichbar sind. Aufgrund der

Eingangs skizzierten demografischen Entwicklung und der Zunahme altersbedingter Frakturen der Hüfte kommt der Charakterisierung der wesentlichen Einflussfaktoren der muskuloskelettalen Belastungen nach Fraktur sicherlich eine herausragende Bedeutung für die Alterstraumatologie und die Entwicklung neuer, regenerativer Therapien zu (Duda et al. 2008).

3.1.2 In vitro Analyse der Primärstabilität und Gelenkmechanik unter physiologischer Belastung

Die Primärstabilität ist ein wesentlicher Prädiktor des klinischen Erfolges einer Endoprothese (Kim und Kim 1993; Freeman und Plante-Bordeneuve 1994; Kobayashi et al. 1997) und die Quantifizierung der Stabilität im in vitro Versuch stellt ein zentrales Element der präklinischen Evaluation neuer Implantate dar (Bühler et al. 1997a; Monti et al. 1999; Viceconti et al. 2009). Auf Basis des physiologischen Belastungsprofils (Heller et al. 2005a) konnte nun ein Prüfaufbau entwickelt werden, in dem erstmals der aktive Beitrag der Muskeln zur Belastung des proximalen Femurs im in vitro Testaufbau realisiert wird (Kassi et al. 2005; Kassi et al. 2006).

Während die besondere Bedeutung der Belastungen für die Evaluation der Primärstabilität von vielen Autoren erkannt und eine Reihe verschiedenster Belastungsbedingungen in vitro realisiert wurde (Gebauer et al. 1989; Berzins et al. 1993; Cristofolini et al. 1995a; Bühler et al. 1997a; Baleani et al. 2000; Maher und Prendergast 2002; Cristofolini et al. 2003; Viceconti et al. 2006; Cristofolini et al. 2007), wird bei dem neuen Prüfverfahren das Knochen-Implantatkonstrukt reproduzierbar mit einer Gesamtbelastung entsprechend der in in vivo ermittelten typischen Kräfte eines Hüft-TEP Patienten beaufschlagt (Bergmann et al. 2001; Heller et al. 2001b; Heller et al. 2005a; Bergmann et al. 2010). Die Messung der plastischen (Migration) und elastischen Bewegungen (Mikrobewegung) der Prothese im Knochen infolge der aktiven Muskelkräfte erlaubt so eine detaillierte Beurteilung des Lastübertragungsverhaltens und der Primärstabilität einer Prothese unter typischen Alltagsbelastungen.

Durch die so erstmalig realisierte aktive Applikation der Muskelkräfte beim Gehen und Treppensteigen wird nicht nur das Wesen der in vivo wirkenden Interaktion von Muskel- und Gelenkkräften für die in vitro Testung nutzbar gemacht, sondern es wird auch der aktive Beitrag der Muskelkräfte zur Reduktion der Biegemomente im proximalen Femur realisiert (Duda et al. 1998; Kleemann et al. 2003; Speirs et al. 2007a; Speirs et al. 2007b; Tohtz et al. 2008). Im Vergleich der Aktivitäten ergaben sich für das Treppensteigen deutlich größere

Mikrobewegungen, charakterisiert durch eine Bewegung der Prothese in vornehmlich axialer Richtung und Retrotorsion. Die auf Grund der Belastung am Interface zwischen Prothese und Knochen induzierte Instabilität war jedoch nicht nur beim Treppensteigen deutlich größer als beim Gehen, sondern war vor allem auch bei Berücksichtigung der Muskelaktivität erheblich größer als bei alleiniger Wirkung der Hüftkontaktkraft. Ein Grund für diesen Unterschied könnte sein, dass bei Berücksichtigung der Muskelkräfte die Prothese sich weniger im knöchernen Lager verklemmt als bei Belastung durch die Kontaktkraft am Gelenk alleine. Dies könnte erklären, warum die physiologischere Belastung *in vitro* zu größeren Mikrobewegungen führt, die besser mit den *in vivo* ermittelten Daten vergleichbar sind als die Resultate ohne Berücksichtigung der Muskeln.

Im Vergleich der Resultate des Schaftes mit metaphysärer Verankerung (CLS Spotorno) mit denjenigen des meta-diaphysär verankernden Zweymüller Alloclassic Schaftes fanden sich zwar den unterschiedlichen Verankerungskonzepten folgend ein etwas variierendes Muster und Ausmaß der Interfacebewegungen (Heller et al. 2005a). Die Mikrobewegungen bleiben jedoch selbst unter den anspruchsvollen Belastungsbedingungen des Treppensteigens stets deutlich unterhalb des als kritisch für die ossäre Integration berichteten Schwellwertes von 150 μm (Pilliar et al. 1986) und stehen somit im Einklang mit dem klinischen Erfolg beider Implantate (Siebold et al. 2001; Garcia-Cimbrelo et al. 2003; Perka et al. 2004; Grübl et al. 2006; Reigstad et al. 2008; Aldinger et al. 2009a; Aldinger et al. 2009b; Bhalodiya und Singh 2009; Suckel et al. 2009; Merle et al. 2010; Biemond et al. in press). So stehen nun sowohl ein Protokoll als auch Benchmarkdaten für zwei klinische erfolgreiche Implantate unterschiedlicher Designphilosophien zur Verfügung (Heller et al. 2005a; Heller et al. 2005b; Kassi et al. 2005; Kassi et al. 2006), gegen welche nun eine kritische Evaluation der *in vivo* erreichbaren Primärstabilität neuer Prothesen mit verschiedenen Verankerungskonzepten möglich ist.

Das hier beschriebene grundsätzliche Vorgehen zur Analyse der Muskel- und Gelenkkräfte und der Identifikation wesentlicher mechanischer Interaktionen insbesondere auch bei funktionell anspruchsvolleren Aktivitäten ist dabei nicht auf die Anwendung an der Hüfte beschränkt, und wurde bereits erfolgreich auf das Kniegelenk übertragen (Goudakos et al. 2009; Goudakos et al. 2010). In einer vergleichenden Untersuchung zur Eignung verschiedener Fixationsverfahren zur Übertragung der zuvor numerisch ermittelten Muskelkräfte konnte hier zudem ein neues Verfahren zur Übertragung auch größerer Lasten auf den Muskel-Sehnen Komplex etabliert werden (Schöttle et al. 2009). Die zunächst am Tiermodell ermittelten positiven Eigenschaften des auf einer Extensions-Hülse basierten

Verfahrens konnten in der in vitro Testung am menschlichen Knie bestätigt werden. Hier zeigt sich, dass mit der neuen Extensions-Hülsen-Technik zuverlässig Muskelkräfte von insgesamt weit über 3000 N auf das Patellofemoralgelenk übertragen werden können. Diese auf einem industriellen Produkt basierte Technik erwies sich damit als nicht nur kostengünstig, sondern sie bietet aufgrund der geringen Abmessungen ideale Voraussetzungen neben den physiologischen Kraftbeträgen auch die Krafrichtungen der verschiedenen Komponenten des M. Quadriceps Femoris auch bei eingeschränktem Platzverhältnissen im in vitro Experiment genau einzustellen. Unter diesen Voraussetzungen war es möglich, neben der bekannten Abhängigkeit der Kinematik des Tibiofemoralgelenkes von den wirkenden Muskelkräften (Heller et al. 2007a) auch die Bedeutung der Muskulatur für die Modulation der Kontaktmechanik des Patellofemoralgelenkes nachzuweisen (Goudakos et al. 2009) und erstmals auch die physiologischen Grenzen der Vergrößerung der Kontaktfläche als Mechanismus zur Regulierung der Gelenkdruckes aufzuzeigen (Goudakos et al. 2010). Damit stellt die neue Technik eine bessere Alternative zu den bisher bekannten Verfahren zur Übertragung physiologischer Belastungen auf den Muskel-Sehnen-Komplex in der in vitro Analyse der Gelenkbiomechanik dar (Nagamine et al. 1995; Sakai et al. 1996; Farahmand et al. 1998b; Farahmand et al. 2004). Zusammen zeigen diese Arbeiten nun wie mit einem komplementären Ansatz aus numerischen Analysen zum Verständnis der muskuloskelettalen Belastungen und neuen Verfahren zur in vitro Untersuchung der lokalen mechanischen Bedingungen ein neues, integratives Konzept zur Analyse der Gelenkmechanik unter physiologisch ähnlichen Belastungsbedingungen realisiert werden kann.

3.1.3 Periprothetische Knochendichte und Polyethylenabrieb unter dem Einfluss muskuloskelettaler Belastungen

In den bisher diskutierten Arbeiten standen experimentelle Analysen zum grundsätzlichen Verständnis des Lastübertragungsverhaltens nach endoprothetischer Versorgung der Hüfte unter einer physiologischen Belastung durch Muskel- und Gelenkkontaktkräfte im Vordergrund. Diese zielten somit vor allem auf die Entwicklung und die präklinische Testung neuer Prothesen ab. Die Bedeutung der Veränderung der Belastungsbedingungen infolge unmittelbar durch den Chirurgen zu beeinflussender Faktoren wie dem chirurgischen Zugang und des dadurch bedingten operativen Muskeltraumas sowie der Art und Weise der Gelenkrekonstruktion und deren mittelfristige Auswirkung standen im Zentrum der klinisch orientierten Studien (Perka et al. 2005; Heller et al. 2007c).

Wenn auch dem langfristigen Erhalt des periprothetischen Knochens eine große Bedeutung beigemessen wird (Jacobs et al. 1993; Kerner et al. 1999; Barrack 2000; Dunbar et al. 2001; Wilkinson et al. 2003; Bhandari et al. 2005; Mueller et al. 2008), und darüber hinaus wohl bekannt ist, dass über die von den Muskeln auf den Knochen ausgeübten mechanischen Kräfte eine enge Kopplung zwischen Skelettmuskel und dem Knochen besteht (Wolff 1892; Roux 1895; Pauwels 1951; Lanyon und Rubin 1984; Carter 1987; Rubin und McLeod 1994; Duda et al. 1998; Turner 1998; Claes und Heigele 1999; Karlsson 2001; Frost 2003; Duda et al. 2008; Rittweger und Felsenberg 2009; Zebaze et al. 2010), war die Auswirkung des operativen Zugangs und einer daraus folgenden Beeinträchtigung der Muskulatur auf den periprothetischen Knochen bisher kaum untersucht.

In der vergleichenden Studie zur Knochenmineraldichte nach mehr als 5 Jahren nach Implantation eines Zweymüllerschaftes konnte ein signifikanter Unterschied sowohl in den proximo-lateralen als auch in den proximo-medialen Grün-Zonen dokumentiert und somit die wesentliche Bedeutung des Erhaltes der Funktion der Muskulatur für den Erhalt des Knochens nach Hüft-TEP nachgewiesen werden (Perka et al. 2005). Neben den bereits bekannten Faktoren wie dem Geschlecht der Patienten (Buckland et al. 2010) sowie dem Verankerungskonzept und dem Prothesendesign (Kröger et al. 1998; Meneghini et al. 2010; Smolders et al. 2010) konnte mit dem operativen Zugangsweg nun ein neuer Einflussfaktor für die periprothetische Knochendichte identifiziert werden. Im Kontext der Entwicklung neuer knochenparender Implantate (Speirs et al. 2007b; Tohtz et al. 2008; Chen et al. 2009; Mihalko et al. 2009) weisen unsere Ergebnisse darauf hin, dass ein langfristiger Erhalt des Knochens vor allem von Prothesen, die eine weichteilschonende Implantation ermöglichen, erwartet werden kann. Eine Analyse der Gelenkmechanik konnte weiter zeigen, dass es infolge einer Beeinträchtigung der Abduktoren zu einer Veränderung der Verteilung aller Muskelkräfte am Hüftgelenk kommt (Heller et al. 2003a). Somit kann für die Tatsache, dass die Knochenmineraldichte nach transglutealem Zugang nicht nur lateral ó im direkten Bereich des Zugangs ó sondern auch medial signifikant reduziert war, eine biomechanische Erklärung gefunden werden. Da es bei Patienten mit geringer Knochenmineraldichte generell zu einem verstärkten Verlust an Knochendichte im postoperativen Verlauf kommt (Buckland et al. 2010; Smolders et al. 2010), könnten vor allem Frauen mit bereits präoperativ geschwächter Muskulatur und geringer Ausgangsknochendichte von einem weichteilschonenden Zugang für den Erhalt der Muskel- und Gelenkfunktion sowie des periprothetischen Knochens profitieren (Heller et al. 2008).

Während bisherige klinische Studien zum Einfluss des chirurgischen Zugangs vornehmlich auf die Dislokation als wichtige Frühkomplikationen der Hüftendoprothetik fokussiert haben (Vicar und Coleman 1984; Mallory et al. 1999; Ritter et al. 2001; Masonis und Bourne 2002; Berend et al. 2010) und vor allem kurzfristige Effekte der minimalinvasiven Endoprothetik wie z. B. eine schnellere Erholung der Funktion (DiGioia et al. 2003; Sculco et al. 2004; Inaba et al. 2005; Sculco und Boettner 2006; Dorr et al. 2007; Fink et al. 2010) und ein verkürzter Krankenhausaufenthalt (Dorr et al. 2007; Duwelius et al. in press) beschrieben wurden, zeigen die Ergebnisse unserer Studie nun, dass das Management der Weichteile über den Einfluss der Muskulatur auf die Knochenmineraldichte auch längerfristige Konsequenzen haben kann.

Dass mit klinischen Scores in der Regel keine länger anhaltenden funktionellen Effekte der minimalinvasiven Technik gefunden wurden, könnte neben einem womöglich gering ausgeprägten Effekt insbesondere bei Patienten mit eher guter Funktion aber auch in einem Ceiling-Effekt der klinischen Scores begründet sein (Marx et al. 2005; Garbuz et al. 2006; Domzalski et al. 2010). Während auch im Rahmen detaillierter ganganalytischer Untersuchungen bisher vor allem kurzfristige und keine längerfristigen funktionellen Vorteile des weichteilschonenden Vorgehens nachgewiesen wurden (Mayr et al. 2009; Foucher et al. in press), ist hier kritisch anzumerken, dass dabei funktionell anspruchsvollere Aktivitäten d.h. Aktivitäten bei welchen funktionelle Unterschiede deutlicher hervortreten könnten, wie z. B. das Aufstehen von einem tiefen Stuhl oder das Treppensteigen (Heller et al. 2001b; Foucher et al. 2008; Goudakos et al. 2009; Goudakos et al. 2010; König et al. 2010; Singh et al. 2010; Lamontagne et al. in press), nicht untersucht wurden. Mit der RSA Methode als sensitivem Verfahren zur Analyse der Migration konnten dagegen in einer Untersuchung der Arbeitsgruppe aus Oxford zum Einfluss des chirurgischen Zugangs auf das in vivo Verhalten zementierter Schäfte signifikante Unterschiede in der Migration über einen Zeitraum von 24 Monaten hinweg beobachtet werden, welche die Autoren auf die zugangsabhängig veränderten muskuloskelettalen Belastungen zurückführten (Glyn-Jones et al. 2006). Aktuelle, MRT-basierte klinische Studien konnten ferner einen direkter Einfluss des chirurgischen Zugangsweges auf die Hüftmuskulatur selbst nachweisen (Müller et al. 2010; Müller et al. in press-a). Es ist daher nicht auszuschließen, dass es bei anspruchsvolleren Alltagsaktivitäten der Patienten auch zu messbaren Funktionsunterschieden kommt. Neue Verfahren zur Ganganalyse, die Weichteilartefakte reduzieren und die Gelenkzentren und Gelenkachsen auch bei Patienten mit eingeschränktem Bewegungsumfang genau und zuverlässig bestimmen (Taylor et al. 2005; Ehrig et al. 2006; Ehrig et al. 2007; Kornaropoulos

et al. 2010; Taylor et al. 2010), könnten auch weniger stark ausgeprägte Unterschiede in der Kinematik und Kinetik zuverlässig zu detektieren und wesentliche Voraussetzung dafür sein, zu klären, inwieweit sich ein weichteilschonendes Operieren auch positiv auf die Funktion der Patienten bei anspruchsvolleren Alltagsaktivitäten auswirkt. Auf Basis eines mit solch präziseren Methoden gewonnenen Verständnis der wesentlichen, die Funktion charakterisierenden Parameter, könnten in Zukunft neue Tests entwickelt werden, um sensitive Merkmale muskuloskelettaler Kompetenz auch im Rahmen der klinischen Routine zu erfassen (Singh et al. 2010).

3.1.4 Muskuloskelettale Belastungen in der präoperativen Planung

Die Erkenntnis, dass die Muskeln und die durch sie hervorgerufenen Belastungen eine wichtige Rolle nicht nur für die realistische Abschätzung der in vivo erreichbaren Primärstabilität einer Hüftendoprothese einnehmen (Heller et al. 2005a; Heller et al. 2005b; Kassi et al. 2005; Kassi et al. 2006), sondern dass die Funktion des Muskels in Abhängigkeit der Ausmaße des chirurgischen Traumas beim Gelenkersatz sich auch mittelfristig auf die Knochenmineraldichte um das Implantat auswirkt (Perka et al. 2005) führte dann zu der Frage, welches die weiteren, durch den Operateur bestimmbar modulierten der mechanischen Belastungen am Hüftgelenk sind, die den langfristigen Erhalt des Gelenkersatzes wesentlich beeinflussen.

Durch die Verbindung einer klinischen Untersuchung an 121 Hüften mit einer biomechanischen Analyse zum Zusammenhang zwischen der Position der Pfanne und den resultierenden muskuloskelettalen Belastungen konnten wir zeigen, dass der Polyethylenabrieb nach einer mittleren Nachuntersuchungszeit von 9,3 Jahren in besonderem Maße von der medio-lateralen Position des Gelenkzentrums beeinflusst wird (Heller et al. 2007c). So wies die Gruppe der Patienten mit medialisiertem Hüftzentrum einerseits eine deutliche Verminderung der Hüftkontaktkräfte auf, zeigte aber andererseits auch einen signifikant verringerten Polyethylenabrieb. Während in 27 % der Fälle das operativ rekonstruierte Hüftzentrum höher als das anatomisch normale lag (Ranawat et al. 1980), hatte dies weder einen entscheidenden Einfluss auf die Gelenkkontaktkräfte noch auf das längerfristige klinische Ergebnis. Zwar wird in der Literatur diskutiert, dass ein kranialisiertes Hüftzentrum zu ungünstigen Belastungsbedingungen am Hüftgelenk führt (Johnston et al. 1979) und mit einem ungünstigeren langfristigen klinischen Ergebnis verbunden ist (Callaghan et al. 1985; Pagnano et al. 1996a). Die guten Ergebnisse unserer Studie stimmen jedoch mit den Resultaten anderer Autoren überein, die ebenfalls gute längerfristige

Ergebnisse für Patienten mit einem weiter kranial rekonstruierten Hüftzentrum berichten (Russotti und Harris 1991; Schutzer und Harris 1994; Dearborn und Harris 1999). Die Besonderheit unserer Studie war es, dass hier erstmals ein validiertes Modell der unteren Extremitäten eingesetzt wurde, um den Zusammenhang zwischen der Position des Hüftzentrums und den auf das Gelenk einwirkenden Hüftkontaktkräften zu untersuchen.

Durch den Vergleich der mit einem validierten muskuloskelettalen Modell ermittelten biomechanischen Parameter mit den langfristigen Ergebnissen des Polyethylenabriebs offenbarte sich, dass bei einer Verschiebung des Hüftzentrums nach kranial keine wesentliche Erhöhung der Belastung der Hüfte auftritt und auch der Polyethylenabrieb nach über 9 Jahren im Vergleich zur anatomischen Gelenkrekonstruktion nicht messbar erhöht ist. Dagegen wurde eine wesentlich ausgeprägte Abhängigkeit der Muskel- und Hüftgelenkkontaktkräfte von der medio-lateralen Position des Hüftzentrums gefunden. Eine solche Erhöhung der Hüftkontaktkraft führt zu einer Zunahme des Abriebs (Schmalzried et al. 2000). Die klinische Funktion der hier untersuchten jungen und eher aktiven Patienten war dabei nicht von der Rekonstruktion des Gelenkzentrums abhängig, so dass ein eindeutiger Zusammenhang zwischen den berechneten Kräften bei unterschiedlicher Positionierung der Pfanne und dem in der klinischen Studie bestimmten Abrieb besteht. Während die langfristigen Ergebnisse des totalen Gelenkersatzes der Hüfte von einer Vielzahl an Faktoren abhängt (Perka et al. 2005), wurde hier nun die Rekonstruktion oder Medialisierung des Hüftzentrums als wesentlicher Faktor zur Minimierung der auf die Pfanne einwirkenden Belastungen und des daraus resultierenden Polyethylenabriebs identifiziert. Somit ist der Nachweis erbracht, dass unsere Analysen der muskuloskelettalen Belastungsbedingungen (Heller et al. 2001a; Heller et al. 2001b; Heller et al. 2005a) zum Verständnis des klinischen Ergebnisses einer deutlich größeren Anzahl von Patienten beitragen. Damit ist eine wesentliche Voraussetzung erfüllt, um die entsprechenden biomechanischen Parameter erfolgreich in prä- und intraoperative Planungssysteme zu integrieren und Grundlagenwissen über die muskuloskelettalen Belastungen in der Klinik verfügbar zu machen.

Perspektive: muskuloskelettale Belastungsanalysen in der klinischen Praxis?

Während die hier vorgestellten Ergebnisse zeigen, dass Wissen über die muskuloskelettalen Belastungen für die erfolgreiche endoprothetische Versorgung der Hüfte entscheidend ist, wird seine breite Anwendung in Planungssystemen in der klinischen Praxis nur dann möglich sein, so diese - wenn überhaupt - nur möglichst geringe Anforderungen an die erforderliche Bildgebung, die Rechenleistung und den vom Operateur zu leistenden Zeitaufwand stellen.

Während komplexere Analysen der Lastverteilung zwischen Prothese und Implantat mittels Finite-Elemente-Analysen (Kleemann et al. 2003; Speirs et al. 2007a; Speirs et al. 2007b; Tohtz et al. 2008) aufgrund der mathematischen Komplexität und des Rechenaufwandes derzeit nicht in der klinischen Routine denkbar sind, können Analysen muskuloskelettaler Belastungen z. B. im Rahmen der präoperativen Planung der Gelenkrekonstruktion auch heute schnell und technisch einfach durchgeführt werden (Schröder et al. 2004). Aktuelle Ergebnisse zeigen, dass sich durch die Kombination von a priori Wissen um die anatomische Variabilität, verfügbar z. B. in sogenannten statistischen Formmodellen, mit nur einer Röntgenaufnahme (Beckenübersicht) individuelle, dreidimensionale anatomische Modelle des Beckens errechnet werden können, die für eine Abschätzung der Biomechanik des Beckens genügen (Lamecker et al. 2006). Selbst die Identifikation wichtiger knöcherner Landmarken am Becken kann heute vollautomatisch und ohne zusätzliche Interaktion des Operateurs mit einer Genauigkeit erfolgen, die genügt um z. B. auch geringe, möglicherweise funktionell aber relevante Geschlechtsunterschiede in der Beckenanatomie zu erfassen (Seim et al. 2008; Seim et al. 2009; Tohtz et al. 2010). Intraoperativ können diese Daten durch Navigationssysteme heute bereits errechnet werden (Südhoff et al. 2009). Dadurch ist es nicht nur möglich präzise zu navigieren (im Sinne der Positionierung), sondern auch das biomechanische Ergebnis der gewählten Technik darzustellen. In Zukunft wird der routinemäßige Einsatz validierter muskuloskelettaler Belastungsanalysen eine Ergänzung präoperativer oder intraoperativer Operationsplanungen darstellen.

4 Zusammenfassung

Vor dem Hintergrund einer weiter steigenden Lebenserwartung und einer gleichzeitigen Zunahme der Ansprüche der Patienten an die Funktion einer Hüftendoprothese ist unklar, inwieweit auch in Zukunft eine zumindest gleichbleibende Erfolgsrate und eine hohe Zufriedenheit der Patienten mit dem bisher sehr erfolgreichen Verfahren gewährleistet werden können. Es stellte sich die Frage, wie das Verständnis um die muskuloskelettalen Belastungsbedingungen der Hüfte mit dazu beitragen kann, ein optimales langfristiges Ergebnis des künstlichen Gelenkersatzes der Hüfte auch unter diesen veränderten Bedingungen zu sichern.

Ein wesentlicher Beitrag dieser Arbeit war die Beschreibung eines methodischen Ansatzes zur Entwicklung eines Lastprofils, um das Wesen des komplexen Zusammenspiels von Muskel- und Gelenkkraften für die *in vitro* Testung verfügbar zu machen. Mit einem neuen Prüfverfahren wird erstmalig die aktive Applikation der Muskelkräfte beim Gehen und Treppensteigen realisiert. Somit wird das Knochen-Implantatkonstrukt reproduzierbar mit einer Gesamtbelastung entsprechend der *in vivo* ermittelten typischen Kräfte eines Hüft-TEP Patienten beaufschlagt und das Wesen der *in vivo* wirkenden Interaktion von Muskel- und Gelenkkraften für die *in vitro* Testung nutzbar gemacht. In der Anwendung des Protokolls zur Analyse zweier klinisch erfolgreicher Schaftsysteme konnte die besondere Bedeutung der gewählten Belastungsbedingungen für die Evaluation der Primärstabilität demonstriert werden. Aufgrund der Resultate dieser Studien ist die Berücksichtigung der Belastungen beim Treppensteigen, die als kritisch hinsichtlich der Torsionsstabilität zu sehen sind, als wesentliches Element der Überprüfung der Primärstabilität einer Hüftendoprothese zu fordern. Zusammen zeigen diese experimentellen Arbeiten wie mit einem komplementären Ansatz aus numerischen Analysen zum Verständnis der muskuloskelettalen Belastungen und neuen Verfahren zur *in vitro* Untersuchung der lokalen mechanischen Bedingungen ein neues, integratives Konzept zur Analyse der Gelenkmechanik unter physiologisch ähnlichen Belastungsbedingungen realisiert werden kann. Von diesem Ansatz sind in Zukunft nicht nur entscheidende Impulse für die Entwicklung neuer Konzepte für die im Vergleich zur femoralen Seite immer noch kritischere endoprothetische Versorgung des Azetabulums zu erwarten, sondern auch wichtige Impulse für die Entwicklung regenerativer Therapieansätze zur gelenkerhaltenden Behandlung von Verletzungen und Erkrankungen der Gelenke.

Durch die Verbindung einer klinischen Untersuchung mit einer biomechanischen Analyse zum Zusammenhang zwischen der Position der Pfanne und den resultierenden

muskuloskelettalen Belastungen konnten wir zeigen, dass der langfristige Polyethylenabrieb in besonderem Maße von der medio-lateralen Position des Gelenkzentrums beeinflusst wird und erstmals ein validiertes Modell der unteren Extremitäten einsetzten, um den Zusammenhang zwischen der Rekonstruktion des Gelenkes, den auf das Gelenk einwirkenden Hüftkontaktkräften, und dem Langzeiterfolg der Hüft-TEP darzustellen. In Zukunft könnte der routinemäßige Einsatz validierter muskuloskelettaler Belastungsanalysen im Rahmen standardisierter präoperativer Planung und intraoperativer navigationsgestützter Umsetzung signifikant die Langzeitfunktion durch Reduktion des Abriebs der Endoprothese und Optimierung der muskulären Funktionsparameter des Gelenks verbessern. Durch die Implementierung dieser Technologien in präoperative Planungs- und intraoperative Navigationssysteme eröffnet sich die Möglichkeit, den Operateur bei seinem Vorgehen durch Vorhersagen der patientenspezifischen postoperativen Biomechanik zu unterstützen. Wir gehen davon aus, dass durch eine auf diese Weise optimierte Biomechanik auch die Funktionsparameter des künstlichen Gelenks entscheidend verbessert werden können.

5 Literatur

Eigene Literatur

- Bergmann, G., G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss und G. N. Duda (2001). "Hip contact forces and gait patterns from routine activities." J Biomech **34**(7): 859-71.
- Bergmann, G., F. Graichen, A. Rohlmann, A. Bender, B. Heinlein, G. N. Duda, M. O. Heller und M. M. Morlock (2010). "Realistic loads for testing hip implants." Bio-Medical Materials and Engineering **20**(2): 65-75.
- Bergmann, G. und M. O. Heller (2010). "Re: The Effect of Running Shoes on Lower Extremity Joint Torques." PM&R **2**(4): 310-311.
- Duda, G. N., M. Heller, J. Albinger, O. Schulz, E. Schneider und L. Claes (1998). "Influence of muscle forces on femoral strain distribution." J Biomech **31**(9): 841-6.
- Duda, G. N., F. Mandruzzato, M. Heller, J. Goldhahn, R. Moser, M. Hehli, L. Claes und N. P. Haas (2001). "Mechanical boundary conditions of fracture healing: borderline indications in the treatment of unreamed tibial nailing." J Biomech **34**(5): 639-50.
- Duda, G. N., F. Mandruzzato, M. Heller, J.-P. Kassi, C. Khodadadyan und N. P. Haas (2002). "Mechanical conditions in the internal stabilization of proximal tibial defects." Clin Biomech **17**(1): 64-72.
- Duda, G. N., W. R. Taylor, T. Winkler, G. Matziolis, M. O. Heller, N. P. Haas, C. Perka und K. D. Schaser (2008). "Biomechanical, microvascular, and cellular factors promote muscle and bone regeneration." Exerc Sport Sci Rev **36**(2): 64-70.
- Ehrig, R., W. R. Taylor, G. N. Duda und M. O. Heller (2006). "A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints." J Biomech **39**(15): 2798-2809.
- Ehrig, R. M., W. R. Taylor, G. N. Duda und M. O. Heller (2007). "A survey of formal methods for determining functional joint axes." J Biomech **40**(10): 2150-2157.
- Goudakos, I. G., C. König, P. B. Schöttle, W. R. Taylor, J. E. Hoffmann, B. M. Pöppel, N. B. Singh, G. N. Duda und M. O. Heller (2010). "Regulation of the patellofemoral contact area: An essential mechanism in patellofemoral joint mechanics?" J Biomech **43**(16): 3237-3239.
- Goudakos, I. G., C. König, P. B. Schöttle, W. R. Taylor, N. B. Singh, I. Roberts, F. Streitparth, G. N. Duda und M. O. Heller (2009). "Stair climbing results in more challenging patellofemoral contact mechanics and kinematics than walking at early knee flexion under physiological-like quadriceps loading." J Biomech **42**(15): 2590-2596
- Heller, M. O., G. Bergmann, G. Deuretzbacher, L. Claes, N. P. Haas und G. N. Duda (2001a). "Influence of femoral anteversion on proximal femoral loading: measurement and simulation in four patients." Clin Biomech **16**(8): 644-9.
- Heller, M. O., G. Bergmann, G. Deuretzbacher, L. Dürselen, M. Pohl, L. Claes, N. P. Haas und G. N. Duda (2001b). "Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing." J Biomech **34**(7): 883-93.
- Heller, M. O., G. Bergmann, J.-P. Kassi, L. Claes, N. P. Haas und G. N. Duda (2005a). "Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing." J Biomech **38**(5): 1155-63.
- Heller, M. O., T. Hartwig, A. Sharenkov, W. R. Taylor, C. Perka, G. N. Duda und J. H. Schröder (2008). "Relation between joint anatomy, contact forces and muscle volume 10 years post unilateral THR." J Biomech **41**(S 1): 7.
- Heller, M. O., J. P. Kassi, C. Perka und G. N. Duda (2005b). "Cementless stem fixation and primary stability under physiological-like loads in vitro." Biomed Tech (Berl) **50**(12): 394-9.
- Heller, M. O., C. König, H. Graichen, S. Hinterwimmer, R. M. Ehrig, G. N. Duda und W. R. Taylor (2007a). "A new model to predict in vivo human knee kinematics under physiological-like muscle activation." J Biomech **40**(S1): 45-53.

- Heller, M. O., G. Matziolis, C. König, W. R. Taylor, S. Hinterwimmer, H. Graichen, H.-C. Hege, G. Bergmann, C. Perka und G. N. Duda (2007b). "Muskuloskeletale Biomechanik des Kniegelenkes. Grundlagen für die präoperative Planung von Umstellung und Gelenkersatz." Orthopäde **36**(7): 628-634.
- Heller, M. O., C. Perka, K. Wilke, N. P. Haas, H. Zippel und G. N. Duda (2003a). Surgical approach in total hip arthroplasty causes long term differences in periprosthetic femoral bone densities. Trans Orthop Res Soc.
- Heller, M. O., J. H. Schröder, G. Matziolis, A. Sharenkov, W. R. Taylor, C. Perka und G. N. Duda (2007c). "Muskuloskeletale Belastungsanalysen. Biomechanische Erklärung klinischer Resultate ó und mehr?" Orthopäde **36**(3): 188-194.
- Heller, M. O., W. R. Taylor, C. Perka und G. N. Duda (2003b). "The influence of alignment on the musculo-skeletal loading conditions at the knee." Langenbecks Arch Surg(388): 291-97.
- Kainmüller, D., H. Lamecker, S. Zachow, M. Heller und H.-C. Hege (2008). Multi-object Segmentation with Coupled Deformable Models. Proc. Medical Image Understanding and Analysis (MIUA).
- Kassi, J.-P., M. Heller, U. Stoeckle, C. Perka und G. Duda (2005). "Stair climbing is more critical than walking in pre-clinical assessment of primary stability in cementless THA in vitro." J Biomech **38**(5): 1143-1154.
- Kassi, J. P., M. O. Heller, U. Stoeckle, C. Perka und G. N. Duda (2006). "Response to: "Stair climbing is more critical than walking in pre-clinical assessment of primary stability in cementless THA in vitro": [J. Biomech. 2005;38: 1143-1154]." J Biomech **39**(16): 3087-3090.
- Kleemann, R. U., M. O. Heller, U. Stoeckle, W. R. Taylor und G. N. Duda (2003). "THA loading arising from increased femoral anteversion and offset may lead to critical cement stresses." J Orthop Res **21**(5): 767-774.
- König, C., A. Sharenkov, G. Matziolis, W. R. Taylor, C. Perka, G. N. Duda und M. O. Heller (2010). "Joint line elevation in revision TKA leads to increased patellofemoral contact forces." J Orthop Res **28**(1): 1-5.
- Kornaropoulos, E. I., W. R. Taylor, G. N. Duda, R. M. Ehrig, G. Matziolis, M. Müller, G. Wassilew, P. Asbach, C. Perka und M. O. Heller (2010). "Frontal plane alignment: An imageless method to predict the mechanical femoral-tibial angle (mFTA) based on the functional determination of joint centers and axes." Gait & Posture **31**(2): 204-208
- Lamecker, H., T. H. Wenckebach, H.-C. Hege, G. N. Duda und M. O. Heller (2006). Atlas-basierte 3D-Rekonstruktion des Beckens aus 2D-Projektionsbildern. Bildverarbeitung für die Medizin 2006. Algorithmen - Systeme - Anwendungen, Hamburg, Springer.
- Mihalko, W. M., K. J. Saleh, M. O. Heller, B. Mollard, C. König und S. Kammerzell (2009). "Femoral neck cut level affects positioning of modular short-stem implant." Orthopedics **32**(10 Suppl): 18-21.
- Perka, C., M. Heller, K. Wilke, W. R. Taylor, N. P. Haas, H. Zippel und G. N. Duda (2005). "Surgical Approach Influences Periprosthetic Femoral Bone Density." Clin Orthop **43**(432): 153-159.
- Schöttle, P., I. Goudakos, N. Rosenstiel, J.-E. Hoffmann, W. R. Taylor, G. N. Duda und M. O. Heller (2009). "A comparison of techniques for fixation of the quadriceps muscle-tendon complex for in vitro biomechanical testing of the knee joint in sheep." Med Eng Phys **31**(1): 69-75
- Schröder, J. H., M. O. Heller, G. Matziolis, W. R. Taylor, A. Sharenkov, P. Wulsch, G. N. Duda und C. Perka (2004). "Belastungsoptimierte Operationsplanung von Hüftendoprothesen." Z Orthop Ihre Grenzgeb **142**(5): 515-516.
- Seim, H., D. Kainmueller, M. Heller, H. Lamecker, S. Zachow und H.-C. Hege (2008). Automatic Segmentation of the Pelvic Bones from CT Data Based on a Statistical Shape Model. Eurographics Workshop on Visual Computing for Biomedicine (VCBM), Delft.
- Seim, H., D. Kainmueller, M. Heller, S. Zachow und H. C. Hege (2009). Automatic extraction of anatomical landmarks from medical image data: An evaluation of different methods. Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2009. ISBI '09. IEEE International Symposium.
- Speirs, A. D., M. O. Heller, G. N. Duda und W. R. Taylor (2007a). "Physiologically-based boundary conditions in finite element modelling." J Biomech **40**(10): 2318-2323.

- Speirs, A. D., M. O. Heller, W. R. Taylor, G. N. Duda und C. Perka (2007b). "Influence of changes in stem positioning on femoral loading after THR using a short-stemmed hip implant." Clin Biomech **22**(4): 431-439.
- Südhoff, I., C. König, B. Mollard, A. Sharenkov, O. Hasart und M. O. Heller (2009). Navigated Ultrasound in Total Hip Arthroplasty. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany. O. Dössel und W. C. Schlegel. Munich, Springer Berlin Heidelberg. **25/6**: 63-66.
- Taylor, W. R., R. M. Ehrig, G. N. Duda, H. Schell, P. Klein und M. O. Heller (2005). "On the influence of soft tissue coverage in the determination of bone kinematics using skin markers." J Orthop Res **23**(4): 726-34.
- Taylor, W. R., M. O. Heller, G. Bergmann und G. N. Duda (2004). "Tibio-femoral loading during human gait and stair-climbing." J Orthop Res **22**(3): 625-632.
- Taylor, W. R., E. I. Kornaropoulos, G. N. Duda, S. Kratzstein, R. M. Ehrig, A. Arampatzis und M. O. Heller (2010). "Repeatability and reproducibility of OSSCA, a functional approach for assessing the kinematics of the lower limb." Gait & Posture **32**(2): 231-236.
- Tohtz, S. W., M. O. Heller, W. R. Taylor, C. Perka und G. N. Duda (2008). "Zur Biomechanik der Hüfte. Relevanz der Schafttorsion für Hüftkontaktkraft und Krafteinleitung bei Kurzschaftprothesen." Orthopäde **37**(9): 923-929.

Sonstige Literatur

- Qualität sichtbar machen. BQS-Qualitätsreport 2008. C. Veit, J. Bauer, K. Döbler und B. Fischer, BQS Bundesgeschäftsstelle Qualitätssicherung gGmbH.
- Abdul-Kadir, M. R., U. Hansen, R. Klabunde, D. Lucas und A. Amis (2008). "Finite element modelling of primary hip stem stability: The effect of interference fit." Journal of Biomechanics **41**(3): 587-594.
- Aldinger, P. R., A. W. Jung, S. J. Breusch, V. Ewerbeck und D. Parsch (2009a). "Survival of the cementless Spotorno stem in the second decade." Clin Orthop Relat Res **467**(9): 2297-304.
- Aldinger, P. R., A. W. Jung, M. Pritsch, S. Breusch, M. Thomsen, V. Ewerbeck und D. Parsch (2009b). "Uncemented Grit-Blasted Straight Tapered Titanium Stems in Patients Younger than Fifty-five Years of Age. Fifteen to Twenty-Year Results." J Bone Joint Surg Am **91**(6): 1432-1439.
- Amaro, A., F. Amado, J. A. Duarte und H. J. Appell (2007). "Gluteus Medius Muscle Atrophy is Related to Contralateral and Ipsilateral Hip Joint Osteoarthritis." Int J Sports Med.
- Anderson, F. C. und M. G. Pandy (1999). "A Dynamic Optimization Solution for Vertical Jumping in Three Dimensions." Comput Methods Biomech Biomed Engin **2**(3): 201-231.
- Anderson, F. C., J. M. Ziegler, M. G. Pandy und R. T. Whalen (1995). "Application of high-performance computing to numerical simulation of human movement." J Biomech Eng **117**(1): 155-7.
- Andriacchi, T. P. und E. J. Alexander (2000). "Studies of human locomotion: past, present and future." J Biomech **33**(10): 1217-24.
- Ang, K. C., S. Das De, J. C. Goh, S. L. Low und K. Bose (1997). "Periprosthetic bone remodelling after cementless total hip replacement. A prospective comparison of two different implant designs." J Bone Joint Surg Br **79**(4): 675-9.
- Arden, N. und M. C. Nevitt (2006). "Osteoarthritis: Epidemiology." Osteoarthritis **20**(1): 3-25.
- Argenson, J.-N. A. und S. Parratte (2007). "Validation and Usefulness of a Computer-Assisted Cup-Positioning System in Total Hip Arthroplasty J.-N.A. Argenson and S. Parratte reply." Journal of Bone and Joint Surgery **89**(8): 1869-a.
- Arokoski, M. H., J. P. Arokoski, M. Haara, M. Kankaanpää, M. Vesterinen, L. H. Niemitukia und H. J. Helminen (2002). "Hip muscle strength and muscle cross sectional area in men with and without hip osteoarthritis." J Rheumatol **29**(10): 2185-95.
- Asayama, I., S. Chamnongkitch, K. J. Simpson, T. L. Kinsey und O. M. Mahoney (2005). "Reconstructed Hip Joint Position and Abductor Muscle Strength After Total Hip Arthroplasty." The Journal of Arthroplasty **20**(4): 414-420.

- Baleani, M., L. Cristofolini und A. Toni (2000). "Initial stability of a new hybrid fixation hip stem: experimental measurement of implant-bone micromotion under torsional load in comparison with cemented and cementless stems." J Biomed Mater Res **50**(4): 605-15.
- Barrack, R. L. (2000). "Early failure of modern cemented stems." The Journal of Arthroplasty **15**(8): 1036-1050.
- Barrack, R. L. und R. S. J. Burnett (2005). "Preoperative Planning for Revision Total Hip Arthroplasty." Journal of Bone and Joint Surgery **87**(12): 2800-2811.
- Baumann, A. P., C. Ibebunjo, W. A. Grasser und V. M. Paralkar (2003). "Myostatin expression in age and denervation-induced skeletal muscle atrophy." J Musculoskelet Neuronal Interact **3**(1): 8-16.
- Beck, P. R., A. L. Thomas, J. Farr, P. B. Lewis und B. J. Cole (2005). "Trochlear contact pressures after anteromedialization of the tibial tubercle." Am J Sports Med **33**(11): 1710-5.
- Behrens, B.-A., I. Nolte, P. Wefstaedt, C. Stukenborg-Colsman und A. Bougoucha (2009). "Numerical investigations on the strain-adaptive bone remodelling in the periprosthetic femur: Influence of the boundary conditions." BioMedical Engineering OnLine **8**(1): 7.
- Berend, K. R., A. V. Lombardi, Jr., B. E. Seng und J. B. Adams (2009). "Enhanced Early Outcomes with the Anterior Supine Intermuscular Approach in Primary Total Hip Arthroplasty." J Bone Joint Surg Am **91**(Supplement_6): 107-120.
- Berend, K. R., S. M. Sporer, R. J. Sierra, A. H. Glassman und M. J. Morris (2010). "Achieving Stability and Lower-Limb Length in Total Hip Arthroplasty." J Bone Joint Surg Am **92**(16): 2737-2752.
- Berger, R. A. (2003). "Total hip arthroplasty using the minimally invasive two-incision approach." Clin Orthop Relat Res(417): 232-41.
- Berger, R. A. (2004a). "Mini-incision total hip replacement using an anterolateral approach: technique and results." Orthop Clin North Am **35**(2): 143-51.
- Berger, R. A. (2004b). "The technique of minimally invasive total hip arthroplasty using the two-incision approach." Instr Course Lect **53**: 149-55.
- Berger, R. A., J. J. Jacobs, R. M. Meneghini, C. Della Valle, W. Paprosky und A. G. Rosenberg (2004). "Rapid rehabilitation and recovery with minimally invasive total hip arthroplasty." Clin Orthop Relat Res(429): 239-47.
- Bergmann, G., F. Graichen und A. Rohlmann (1993). "Hip joint loading during walking and running, measured in two patients." J Biomech **26**: 969-990.
- Bergmann, G., F. Graichen und A. Rohlmann (1995a). "Is staircase walking a risk for the fixation of hip implants?" J Biomech **28**(5): 535-53.
- Bergmann, G., F. Graichen und A. Rohlmann (2004). "Hip joint contact forces during stumbling." Langenbecks Arch Surg **389**(1): 53-9.
- Bergmann, G., F. Graichen, A. Rohlmann und H. Linke (1997). "Hip joint forces during load carrying." Clin Orthop Relat Res(335): 190-201.
- Bergmann, G., F. Graichen, A. Rohlmann, P. Westerhoff, A. Bender, U. Gabel und B. Heinlein (2007). "Die Belastung orthopädischer Implantate. Messungen und praktische Anwendungen." Der Orthopäde **36**(3): 195-204.
- Bergmann, G., F. Graichen, J. Siraky, H. Jendrzynski und A. Rohlmann (1988). "Multichannel strain gauge telemetry for orthopaedic implants." J Biomech **21**(2): 169-76.
- Bergmann, G., H. Kniggenndorf, F. Graichen und A. Rohlmann (1995b). "Influence of shoes and heel strike on the loading of the hip joint." J Biomech **28**(7): 817-27.
- Berry, D. J. (2004). "Cemented femoral stems: What matters most." The Journal of Arthroplasty **19**(4, S1): 83-84.
- Berry, D. J., R. A. Berger, J. J. Callaghan, L. D. Dorr, P. J. Duwelius, M. A. Hartzband, J. R. Lieberman und D. C. Mears (2003). "Symposium: Minimally Invasive Total Hip Arthroplasty. Development, Early Results, and a Critical Analysis." J Bone Joint Surg Am **85**(11): 2235-2246.
- Berzins, A., D. R. Sumner, T. P. Andriacchi und J. O. Galante (1993). "Stem curvature and load angle influence the initial relative bone-implant motion of cementless femoral stems." J Orthop Res **11**(5): 758-69.
- Beynon, B. D. und A. A. Amis (1998). "In vitro testing protocols for the cruciate ligaments and ligament reconstructions." Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc **6 Suppl 1**: S70-6.
- Bhalodiya, H. P. und S. P. Singh (2009). "Results With the Cementless Spotorno Stem in Total Hip Arthroplasty." The Journal of Arthroplasty **24**(8): 1188-1192.

- Bhandari, M., S. Bajammal, G. H. Guyatt, L. Griffith, J. W. Busse, H. Schunemann und T. A. Einhorn (2005). "Effect of bisphosphonates on periprosthetic bone mineral density after total joint arthroplasty. A meta-analysis." J Bone Joint Surg Am **87**(2): 293-301.
- Biemond, J. E., D. F. M. Pakvis, G. G. van Hellemond und P. Buma (in press). "Long-Term Survivorship Analysis of the Cementless Spotorno Femoral Component in Patients Less Than 50 Years of Age." The Journal of Arthroplasty.
- Bitsakos, C., J. Kerner, I. Fisher und A. A. Amis (2005). "The effect of muscle loading on the simulation of bone remodelling in the proximal femur." Journal of Biomechanics **38**(1): 133-139.
- Blackley, H. R., G. E. Howell und C. H. Rorabeck (2000). "Planning and management of the difficult primary hip replacement: preoperative planning and technical considerations." Instr Course Lect **49**: 3-11.
- Bobbert, M. F. und J. P. van Zandwijk (1999). "Sensitivity of vertical jumping performance to changes in muscle stimulation onset times: a simulation study." Biol Cybern **81**(2): 101-8.
- Bobyn, J. D., E. S. Mortimer, A. H. Glassman, C. A. Engh, J. E. Miller und C. E. Brooks (1992). "Producing and avoiding stress shielding. Laboratory and clinical observations of noncemented total hip arthroplasty." Clin Orthop(274): 79-96.
- Bongini, D., M. Carfagni und L. Governi (2000). "Hippin: a semiautomatic computer program for selecting hip prosthesis femoral components." Comput Methods Programs Biomed **63**(2): 105-15.
- Bourne, R. B. und C. H. Rorabeck (1998). "A critical look at cementless stems. Taper designs and when to use alternatives." Clin Orthop(355): 212-23.
- Bowditch, M. und R. Villar (2001). "Is titanium so bad?: Medium-term outcome of cemented titanium stems." J Bone Joint Surg Br **83-B**(5): 680-685.
- Bozic, K. J., A. A. Freiberg und W. H. Harris (2004). "The high hip center." Clin Orthop(420): 101-5.
- Brand, R. A., D. R. Pedersen, D. T. Davy, G. M. Kotzar, K. G. Heiple und V. M. Goldberg (1994). "Comparison of hip force calculations and measurements in the same patient." J Arthroplasty **9**(1): 45-51.
- Brand, R. A., D. R. Pedersen und J. A. Friederich (1986). "The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic cross-sectional area." J Biomech **19**(8): 589-96.
- Breivik, H., B. Collett, V. Ventafridda, R. Cohen und D. Gallacher (2006). "Survey of chronic pain in Europe: Prevalence, impact on daily life, and treatment." European Journal of Pain **10**(4): 287-333.
- Bresler, B. und J. P. Frankel (1950). "The forces and moments in the leg during level walking." Transactions of the American Society of Mechanical Engineering **72**: 27-36.
- Britton, J. R., L. A. Walsh und P. J. Prendergast (2003). "Mechanical simulation of muscle loading on the proximal femur: analysis of cemented femoral component migration with and without muscle loading." Clinical Biomechanics **18**(7): 637-646.
- Broos, P. und I. Fourneau (2000). "Host factors that affect outcome of total hip arthroplasty." The Lancet **355**(9214): 1479-1480.
- Buckland, A. J., M. M. Dowsey, J. D. Stoney, A. J. Hardidge, K. W. Ng und P. F. M. Choong (2010). "Periprosthetic Bone Remodeling Using a Triple-Taper Polished Cemented Stem in Total Hip Arthroplasty." The Journal of Arthroplasty **25**(7): 1083-1090.
- Bühler, D. W., U. Berlemann, K. Lippuner, P. Jaeger und L. P. Nolte (1997a). "Three-dimensional primary stability of cementless femoral stems." Clinical Biomechanics **12**(2): 75-86.
- Bühler, D. W., T. R. Oxland und L. P. Nolte (1997b). "Design and evaluation of a device for measuring three-dimensional micromotions of press-fit femoral stem prostheses." Med Eng Phys **19**(2): 187-99.
- Bulstrode, C. J., D. W. Murray, A. J. Carr, P. B. Pynsent und S. R. Carter (1993). "Designer hips." Bmj **306**(6880): 732-3.
- Burge, R., B. Dawson-Hughes, D. H. Solomon, J. B. Wong, A. King und A. Tosteson (2007). "Incidence and Economic Burden of Osteoporosis-Related Fractures in the United States, 2005-2025." Journal of Bone and Mineral Research **22**(3): 465-475.
- Burke, D. W., D. O. O'Connor, E. B. Zalenski, M. Jasty und W. H. Harris (1991). "Micromotion of cemented and uncemented femoral components." J Bone Joint Surg Br **73**(1): 33-7.
- Callaghan, J. J., C. S. Fulghum, R. R. Glisson und S. K. Stranne (1992). "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**(6): 839-48.

- Callaghan, J. J., E. A. Salvati, P. M. Pellicci, P. D. Wilson, Jr. und C. S. Ranawat (1985). "Results of revision for mechanical failure after cemented total hip replacement, 1979 to 1982. A two to five-year follow-up." J Bone Joint Surg Am **67**(7): 1074-85.
- Capello, W. N. (1986). "Preoperative planning of total hip arthroplasty." Instr Course Lect **35**: 249-57.
- Cappozzo, A., F. Catani, A. Leardini, M. G. Benedetti und U. D. Croce (1996). "Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts." Clinical Biomechanics **11**(2): 90-100.
- Carlson, C. E., R. W. Mann und W. H. Harris (1974). "A radio telemetry device for monitoring cartilage surface pressures in the human hip." IEEE Trans Biomed Eng **21**(4): 257-264.
- Carter, D. R. (1987). "Mechanical loading history and skeletal biology." J Biomech **20**(11-12): 1095-109.
- Carter, D. R., M. C. Van Der Meulen und G. S. Beaupre (1996). "Mechanical factors in bone growth and development." Bone **18**(1 Suppl): 5S-10S.
- Chandler, H. P., F. T. Reineck, R. L. Wixson und J. C. McCarthy (1981). "Total hip replacement in patients younger than thirty years old. A five-year follow-up study." J Bone Joint Surg Am **63**(9): 1426-34.
- Chao, E. Y. und K. Rim (1973). "Application of optimization principles in determining the applied moments in human leg joints during gait." J Biomech **6**(5): 497-510.
- Chareancholvanich, K., C. A. Bourgeault, A. H. Schmidt, R. B. Gustilo und W. D. Lew (2002). "In vitro stability of cemented and cementless femoral stems with compaction." Clin Orthop(394): 290-302.
- Charles, M. N., R. B. Bourne, J. R. Davey, A. S. Greenwald, B. F. Morrey und C. H. Rorabeck (2004). "Soft-Tissue Balancing of the Hip. The Role of Femoral Offset Restoration." J Bone Joint Surg Am **86**(5): 1078-1088.
- Charnley, J. (1995). "The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention. 1972." Clin Orthop(319): 4-15.
- Charnley, J. und D. K. Halley (1975). "Rate of wear in total hip replacement." Clin Orthop Relat Res(112): 170-9.
- Cheal, E. J., M. Spector und W. C. Hayes (1992). "Role of loads and prosthesis material properties on the mechanics of the proximal femur after total hip arthroplasty." J Orthop Res **10**(3): 405-22.
- Chen, C. J. (2008). Quantification of muscular demands in the elderly: Electromyography vs. joint moments. Department of Human Physiology. Oregon, University of Oregon. Thesis.
- Chen, H.-H., B. F. Morrey, K.-N. An und Z.-P. Luo (2009). "Bone Remodeling Characteristics of a Short-Stemmed Total Hip Replacement." **24**(6): 945-950.
- Chow, C. K. und D. H. Jacobson (1971). "Studies of human locomotion via optimal programming." Mathematical Biosciences **10**(3-4): 239-306.
- Claes, L., S. Fiedler, M. Ohnmacht und G. N. Duda (2000). "Initial stability of fully and partially cemented femoral stems." Clinical Biomechanics **15**(10): 750-755.
- Claes, L. E. und C. A. Heigele (1999). "Magnitudes of local stress and strain along bony surfaces predict the course and type of fracture healing." J Biomech **32**(3): 255-66.
- Clohisy, J. C., G. Calvert, F. Tull, D. McDonald und W. J. Maloney (2004). "Reasons for revision hip surgery: a retrospective review." Clin Orthop Relat Res(429): 188-92.
- Cohen, R., J. Katz und N. Skrepnik (2009). "The Relationship Between Skeletal Muscle Serum Markers and Primary THA: A Pilot Study." Clinical Orthopaedics and Related Research **467**(7): 1747-1752.
- Collins, J. J. (1995). "The redundant nature of locomotor optimization laws." J Biomech **28**(3): 251-67.
- Coventry, M. B. (1992). "Lessons learned in 30 years of total hip arthroplasty." Clin Orthop(274): 22-9.
- Cristofolini, L. (1997). "A critical analysis of stress shielding evaluation of hip prostheses." Crit Rev Biomed Eng **25**(4-5): 409-83.
- Cristofolini, L., A. Teutonico, P. Savigni, P. Erani und M. Viceconti (2007). "Preclinical assessment of the long-term endurance of cemented hip stems. Part 1: Effect of daily activities - a comparison of two load histories." Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine **221**(6): 569-584.

- Cristofolini, L., A. S. Teutonico, L. Monti, A. Cappello und A. Toni (2003). "Comparative in vitro study on the long term performance of cemented hip stems: validation of a protocol to discriminate between "good" and "bad" designs." Journal of Biomechanics **36**(11): 1603-1615.
- Cristofolini, L. und M. Viceconti (2009). "Comments on "In Vitro Analysis of Exeter Stem Torsional Stability" by Bell CG, Weinrauch P, Pearcy M, Crawford R, Published on J Arthroplasty. 2007 Oct;22(7):1024-30." The Journal of Arthroplasty **24**(4): 657-659.
- Cristofolini, L., M. Viceconti, A. Toni und A. Giunti (1995a). "Influence of thigh muscles on the axial strains in a proximal femur during early stance in gait." Journal of Biomechanics **28**(5): 617-624.
- Cristofolini, L., M. Viceconti, A. Toni und A. Giunti (1995b). "Influence of thigh muscles on the axial strains in a proximal femur during early stance in gait." J Biomech **28**(5): 617-24.
- Crooijmans, H., A. Laumen, C. van Pul und J. van Mourik (in press). "A New Digital Preoperative Planning Method for Total Hip Arthroplasties." Clinical Orthopaedics and Related Research.
- Crowninshield, R., R. Brand und R. Johnston (1978a). "The Effects of Walking Velocity and Age on Hip Kinematics and Kinetics." Clinical Orthopaedics & Related Research. **132**: 140-144.
- Crowninshield, R. D. und R. A. Brand (1981). "A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion." J Biomech **14**: 793-801.
- Crowninshield, R. D., R. C. Johnston, J. G. Andrews und R. A. Brand (1978b). "A biomechanical investigation of the human hip." **11**(1-2): 75-77.
- Crowther, J. D. und P. F. Lachiewicz (2002). "Survival and polyethylene wear of porous-coated acetabular components in patients less than fifty years old: results at nine to fourteen years." J Bone Joint Surg Am **84-A**(5): 729-35.
- D'Lima, D. D., P. C. Chen und C. W. Colwell, Jr. (2001). "Optimizing Acetabular Component Position to Minimize Impingement and Reduce Contact Stress." J Bone Joint Surg Am **83**(2_suppl_2): S87-91.
- D'Lima, D. D., S. Patil, N. Steklov, J. E. Slamin und C. W. Colwell, Jr. (2005a). "The Chitranjan Ranawat Award: in vivo knee forces after total knee arthroplasty." Clin Orthop Relat Res **440**: 45-9.
- D'Lima, D. D., C. P. Townsend, S. W. Arms, B. A. Morris und J. Colwell, Clifford W. (2005b). "An implantable telemetry device to measure intra-articular tibial forces." Journal of Biomechanics **38**(2): 299-304.
- Davey, J. R., D. O. O'Connor, D. W. Burke und W. H. Harris (1993). "Femoral component offset. Its effect on strain in bone-cement." J Arthroplasty **8**(1): 23-6.
- Davila, J. A., M. J. Kransdorf und G. P. Duffy (2006). "Surgical planning of total hip arthroplasty: accuracy of computer-assisted EndoMap software in predicting component size." Skeletal Radiol **35**(6): 390-3.
- Davy, D. T., G. M. Kotzar, R. H. Brown, V. M. Goldberg, K. G. Heiple, J. Berilla und A. H. Burstein (1988). "Telemetric force measurement across the hip after total hip arthroplasty." J Bone Joint Surg Am **70-A**: 45-50.
- Dearborn, J. T. und W. H. Harris (1999). "High Placement of an Acetabular Component Inserted without Cement in a Revision Total Hip Arthroplasty. Results After a Mean of Ten Years." J Bone Joint Surg Am **81**(4): 469-80.
- Decking, J., A. Gerber, J. Kranzlein, A. Meurer, B. Böhm und W. Plitz (2004). "Die Primarstabilität von manuell und roboterassistiert implantierten Huftendoprothesenstielen: eine biomechanische Untersuchung an Kunstfemora." Z Orthop Ihre Grenzgeb **142**(3): 309-13.
- Dekker, J., P. Tola, G. Aufdemkampe und M. Winckers (1993). "Negative affect, pain and disability in osteoarthritis patients: the mediating role of muscle weakness." Behaviour Research and Therapy **31**(2): 203-206.
- Del Schutte, J. H., A. J. Lipman, S. M. Bannar, J. T. Livermore, D. Ilstrup und B. F. Morrey (1998). "Effects of acetabular abduction on cup wear rates in total hip arthroplasty." The Journal of Arthroplasty **13**(6): 621-626.
- Dell, R., D. Greene, S. R. Schelkun und K. Williams (2008). "Osteoporosis disease management: the role of the orthopaedic surgeon." J Bone Joint Surg Am **90 Suppl 4**: 188-94.
- DeWoody, Y., C. Martin und L. Schovanec (2001). "A Forward Dynamic Model of Gait with Application to Stress Analysis of Bone." Mathematical and Computer Modelling **33**: 121-143.
- Digas, G., J. Karrholm, J. Thanner, H. Malchau und P. Herberts (2004). "The Otto Aufranc Award. Highly cross-linked polyethylene in total hip arthroplasty: randomized evaluation of penetration

- rate in cemented and uncemented sockets using radiostereometric analysis." Clin Orthop Relat Res(429): 6-16.
- Digas, G., J. Thanner, B. Nivbrant, S. Rohrl, H. Strom und J. Karrholm (2003). "Increase in early polyethylene wear after sterilization with ethylene oxide: radiostereometric analyses of 201 total hips." Acta Orthop Scand **74**(5): 531-41.
- DiGioia, A. M., 3rd, A. Y. Plakseychuk, T. J. Levison und B. Jaramaz (2003). "Mini-incision technique for total hip arthroplasty with navigation." J Arthroplasty **18**(2): 123-8.
- Doherty, T. J. (2003). "Invited Review: Aging and sarcopenia." J Appl Physiol **95**(4): 1717-1727.
- Domzalski, T., C. Cook, D. E. Attarian, S. S. Kelley, M. P. Bolognesi und T. P. Vail (2010). "Activity Scale for Arthroplasty Patients After Total Hip Arthroplasty." The Journal of Arthroplasty **25**(1): 152-157.
- Dore, D. D. und H. E. Rubash (1994). "Primary total hip arthroplasty in the older patient: optimizing the results." Instr Course Lect **43**: 347-57.
- Dorr, L. D., A. V. Maheshwari, W. T. Long, Z. Wan und L. E. Sirianni (2007). "Early Pain Relief and Function After Posterior Minimally Invasive and Conventional Total Hip Arthroplasty. A Prospective, Randomized, Blinded Study." Journal of Bone and Joint Surgery **89**(6): 1153-1160.
- Dorr, L. D., Z. Wan, A. Malik, J. Zhu, M. Dastane und P. Deshmane (2009). "A Comparison of Surgeon Estimation and Computed Tomographic Measurement of Femoral Component Anteversion in Cementless Total Hip Arthroplasty." J Bone Joint Surg Am **91**(11): 2598-2604.
- Dumbleton, J. H., M. T. Manley und A. A. Edidin (2002). "A literature review of the association between wear rate and osteolysis in total hip arthroplasty." The Journal of Arthroplasty **17**(5): 649-661.
- Dunbar, M. J., H. R. Blackley und R. B. Bourne (2001). "Osteolysis of the femur: principles of management." Instr Course Lect **50**: 197-209.
- Dürselen, L., L. Claes und H. Kiefer (1995). "The influence of muscle forces and external loads on cruciate ligament strain." Am J Sports Med **23**(1): 129-36.
- Duwelius, P. J., H. S. Moller, R. L. Burkhart, F. Waller, Y. Wu und G. L. Grunkemeier (in press). "The Economic Impact of Minimally Invasive Total Hip Arthroplasty." The Journal of Arthroplasty.
- Eberle, S., C. Gerber, G. von Oldenburg, F. Högel und P. Augat (2010). "A biomechanical evaluation of orthopaedic implants for hip fractures by finite element analysis and in-vitro tests." Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine **224**(10): 1141-1152.
- Ebramzadeh, E., A. Sarmiento, H. A. McKellop, A. Llinas und W. Gogan (1994). "The cement mantle in total hip arthroplasty. Analysis of long-term radiographic results." J Bone Joint Surg Am **76**(1): 77-87.
- Eggl, S., M. Pisan und M. E. Muller (1998). "The value of preoperative planning for total hip arthroplasty." J Bone Joint Surg Br **80**(3): 382-90.
- Eimre, M., R. Puhke, K. Alev, E. Seppet, A. Sikkut, N. Peet, L. Kadaja, A. Lenzner, T. Haviko, T. Seene, V. A. Saks und E. K. Seppet (2006). "Altered mitochondrial apparent affinity for ADP and impaired function of mitochondrial creatine kinase in gluteus medius of patients with hip osteoarthritis." Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol **290**(5): R1271-1275.
- Engl, C. A. und J. D. Bobyn (1988). "The influence of stem size and extent of porous coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty." Clin Orthop Relat Res(231): 7-28.
- Engl, C. A., D. O'Connor, M. Jasty, T. F. McGovern, J. D. Bobyn und W. H. Harris (1992). "Quantification of implant micromotion, strain shielding, and bone resorption with porous-coated anatomic medullary locking femoral prostheses." Clin Orthop(285): 13-29.
- English, T. A. und M. Kilvington (1979). "In vivo records of hip loads using a femoral implant with telemetric output (A preliminary report)." J Biomed Eng **1**: 111-115.
- Fackler, C. D. und R. Poss (1980). "Dislocation in total hip arthroplasties." Clin Orthop(151): 169-78.
- Farahmand, F., M. Naghi Tahmasbi und A. Amis (2004). "The contribution of the medial retinaculum and quadriceps muscles to patellar lateral stability--an in-vitro study." The Knee **11**(2): 89-94.
- Farahmand, F., W. Senavongse und A. A. Amis (1998a). "Quantitative study of the quadriceps muscles and trochlear groove geometry related to instability of the patellofemoral joint." J Orthop Res **16**(1): 136-43.

- Farahmand, F., M. N. Tahmasbi und A. A. Amis (1998b). "Lateral force-displacement behaviour of the human patella and its variation with knee flexion--a biomechanical study in vitro." J Biomech **31**(12): 1147-52.
- Felson, D. T., R. C. Lawrence, P. A. Dieppe, R. Hirsch, C. G. Helmick, J. M. Jordan, R. S. Kington, N. E. Lane, M. C. Nevitt, Y. Zhang, M. Sowers, T. McAlindon, T. D. Spector, A. R. Poole, S. Z. Yanovski, G. Ateshian, L. Sharma, J. A. Buckwalter, K. D. Brandt und J. F. Fries (2000). "Osteoarthritis: new insights. Part 1: the disease and its risk factors." Ann Intern Med **133**(8): 635-46.
- Felson, D. T. und Y. Zhang (1998). "An update on the epidemiology of knee and hip osteoarthritis with a view to prevention." Arthritis Rheum **41**(8): 1343-55.
- Fink, B., A. Mittelstaedt, M. Schulz, P. Sebens und J. Singer (2010). "Comparison of a minimally invasive posterior approach and the standard posterior approach for total hip arthroplasty A prospective and comparative study." Journal of Orthopaedic Surgery and Research **5**(1): 46.
- Fottner, A., M. Schmid, C. Birkenmaier, F. Mazoochian, W. Plitz und J. Volkmar (2009). "Biomechanical evaluation of two types of short-stemmed hip prostheses compared to the trust plate prosthesis by three-dimensional measurement of micromotions." Clin Biomech (Bristol, Avon) **24**(5): 429-34.
- Foucher, K. C., D. E. Hurwitz und M. A. Wimmer (2008). "Do gait adaptations during stair climbing result in changes in implant forces in subjects with total hip replacements compared to normal subjects?" Clinical Biomechanics **23**(6): 754-761.
- Foucher, K. C., M. A. Wimmer, K. C. Moio, M. Hildebrand, M. C. Berli, M. R. Walker, R. A. Berger und J. O. Galante (in press). "Time course and extent of functional recovery during the first postoperative year after minimally invasive total hip arthroplasty with two different surgical approaches--a randomized controlled trial." Journal of Biomechanics.
- Freeman, M. A. und P. Plante-Bordeneuve (1994). "Early migration and late aseptic failure of proximal femoral prostheses." J Bone Joint Surg Br **76**(3): 432-8.
- Fricke, O. und E. Schoenau (2007). "The 'Functional Muscle-Bone Unit': Probing the relevance of mechanical signals for bone development in children and adolescents." Growth Hormone & IGF Research **17**(1): 1-9.
- Frndak, P. A., T. H. Mallory und A. V. Lombardi, Jr. (1993). "Translateral surgical approach to the hip. The abductor muscle "split"." Clin Orthop(295): 135-41.
- Frost, H. M. (2003). "Bone's mechanostat: a 2003 update." Anat Rec **275A**(2): 1081-101.
- Garbuz, D. S., M. Xu und E. C. Sayre (2006). "Patients' outcome after total hip arthroplasty: a comparison between the Western Ontario and McMaster Universities index and the Oxford 12-item hip score." J Arthroplasty **21**(7): 998-1004.
- Garcia-Cimbrelo, E., A. Cruz-Pardos, R. Madero und M. Ortega-Andreu (2003). "Total hip arthroplasty with use of the cementless Zweymuller Alloclassic system. A ten to thirteen-year follow-up study." J Bone Joint Surg Am **85-A**(2): 296-303.
- Garstang, S. V. und T. P. Stitik (2006). "Osteoarthritis: epidemiology, risk factors, and pathophysiology." Am J Phys Med Rehabil **85**(11 Suppl): S2-11; quiz S12-4.
- Gebauer, D., H. J. Refior und M. Haake (1989). "Micromotions in the primary fixation of cementless femoral stem prostheses." Arch Orthop Trauma Surg **108**(5): 300-7.
- Geerdink, C., B. Grimm, W. Vencken, I. Heyligers und A. Tonino (2009). "Cross-linked Compared with Historical Polyethylene in THA: An 8-year Clinical Study." Clinical Orthopaedics and Related Research **467**(4): 979-984.
- Gheduzzi, S. und A. W. Miles (2007). "A review of pre-clinical testing of femoral stem subsidence and comparison with clinical data." Proc Inst Mech Eng H **221**(1): 39-46.
- Glaser, D., D. A. Dennis, R. D. Komistek und T. M. Miner (2008). "Clinical biomechanics award 2007: In vivo comparison of hip mechanics for minimally invasive versus traditional total hip arthroplasty." Clinical Biomechanics **23**(2): 127-134.
- Glitsch, U. und W. Baumann (1997). "The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity." J Biomech **30**(11-12): 1123-31.
- Glyn-Jones, S., J. Alfaro-Adrian, D. W. Murray und H. S. Gill (2006). "The influence of surgical approach on cemented stem stability: an RSA study." Clin Orthop Relat Res **448**: 87-91.

- Goldsmith, A. A. J., D. Dowson, B. M. Wroblewski, P. D. Siney, P. A. Fleming und J. M. Lane (2001). "The effect of activity levels of total hip arthroplasty patients on socket penetration." The Journal of Arthroplasty **16**(5): 620-627.
- González Della Valle, A., F. Comba, N. Taveras und E. Salvati (2008). "The utility and precision of analogue and digital preoperative planning for total hip arthroplasty." International Orthopaedics **32**(3): 289-294.
- González Della Valle, A., G. Slullitel, F. Piccaluga und E. A. Salvati (2005). "The precision and usefulness of preoperative planning for cemented and hybrid primary total hip arthroplasty." The Journal of Arthroplasty **20**(1): 51-58.
- Götze, C., W. Steens, V. Vieth, C. Poremba, L. Claes und J. Steinbeck (2002). "Primary stability in cementless femoral stems: custom-made versus conventional femoral prosthesis." Clin Biomech (Bristol, Avon) **17**(4): 267-73.
- Graichen, F., R. Arnold, A. Rohlmann und G. Bergmann (2007). "Implantable 9-Channel Telemetry System for In Vivo Load Measurements With Orthopedic Implants." Biomedical Engineering, IEEE Transactions on **54**(2): 253-261.
- Graichen, F. und G. Bergmann (1991). "Four-channel telemetry system for in vivo measurement of hip joint forces." J Biomed Eng **13**(5): 370-4.
- Greenwald, A. S. (1984). "Biomechanical considerations in revision arthroplasty." Hip: 254-70.
- Grimaldi, A., C. Richardson, G. Durbridge, W. Donnelly, R. Darnell und J. Hides (2009). "The association between degenerative hip joint pathology and size of the gluteus maximus and tensor fascia lata muscles." Manual Therapy **14**(6): 611-617.
- Grübl, A., C. Chiari, A. Giurea, M. Gruber, A. Kaider, M. Marker, H. Zehetgruber und F. Gottsauner-Wolf (2006). "Cementless Total Hip Arthroplasty with the Rectangular Titanium Zweymüller Stem. A Concise Follow-up, at a Minimum of Fifteen Years, of a Previous Report." Journal of Bone and Joint Surgery **88**(10): 2210-2215.
- Gupta, S. K., A. Chu, A. S. Ranawat, J. Slamin und C. S. Ranawat (2007). "Osteolysis After Total Knee Arthroplasty." The Journal of Arthroplasty **22**(6): 787-799.
- Haddad, R. J., Jr., S. D. Cook und K. A. Thomas (1987). "Biological fixation of porous-coated implants." J Bone Joint Surg Am **69**(9): 1459-66.
- Hallan, G., S. A. Lie und L. I. Havelin (2006). "High wear rates and extensive osteolysis in 3 types of uncemented total hip arthroplasty: A review of the PCA, the Harris Galante and the Profile/Tri-Lock Plus arthroplasties with a minimum of 12 years median follow-up in 96 hips." Acta Orthopaedica **77**(4): 575-584.
- Halpern, A. A., J. Tanner und L. Rinsky (1979). "Does persistent fetal femoral anteversion contribute to osteoarthritis?: a preliminary report." Clin Orthop(145): 213-6.
- Hamilton, W. G., J. R. H. Hopper, S. D. Ginn, N. P. Hammell, J. C. A. Engh und C. A. Engh (2005). "The Effect of Total Hip Arthroplasty Cup Design on Polyethylene Wear Rate." The Journal of Arthroplasty **20**(Supplement 3): 63-72.
- Handels, H., J. Ehrhardt, W. Plotz und S. J. Poppl (2000). "Virtual planning of hip operations and individual adaption of endoprostheses in orthopaedic surgery." Int J Med Inf **58-59**: 21-8.
- Hardinge, K. (1982). "The direct lateral approach to the hip." J Bone Joint Surg Br **64**(1): 17-9.
- Harrington, M. A., Jr., D. O. O'Connor, A. J. Lozynsky, I. Kovach und W. H. Harris (2002). "Effects of femoral neck length, stem size, and body weight on strains in the proximal cement mantle." J Bone Joint Surg Am **84-A**(4): 573-9.
- Harris, W. H. (2001). "Wear and periprosthetic osteolysis: the problem." Clin Orthop(393): 66-70.
- Hatze, H. (1976). "The complete optimization of a human motion." Mathematical Biosciences **28**(1-2): 99-135.
- Haut Donahue, T. L., S. M. Howell, M. L. Hull und C. Gregersen (2002). "A biomechanical evaluation of anterior and posterior tibialis tendons as suitable single-loop anterior cruciate ligament grafts." Arthroscopy **18**(6): 589-97.
- Havelin, L. I., B. Espehaug, S. E. Vollset und L. B. Engesaeter (1995). "Early aseptic loosening of uncemented femoral components in primary total hip replacement. A review based on the Norwegian Arthroplasty Register." J Bone Joint Surg Br **77**(1): 11-7.
- Head, W. C., T. I. Malinin, R. H. Emerson, Jr. und T. H. Mallory (2000). "Restoration of bone stock in revision surgery of the femur." Int Orthop **24**(1): 9-14.

- Healy, W. L., S. Sharma, B. Schwartz und R. Iorio (2008). "Athletic Activity After Total Joint Arthroplasty." J Bone Joint Surg Am **90**(10): 2245-2252.
- Heisel, C., M. Silva, M. A. dela Rosa und T. P. Schmalzried (2004). "Short-Term in Vivo Wear of Cross-Linked Polyethylene." J Bone Joint Surg Am **86**(4): 748-751.
- Heisel, C., M. Silva und T. Schmalzried (2005). "In vivo wear of bilateral total hip replacements: conventional versus crosslinked polyethylene." Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery **125**(8): 555-557.
- Hermida, J. C., A. Bergula, P. Chen, C. W. Colwell, Jr. und D. D. D'Lima (2003). "Comparison of the Wear Rates of Twenty-eight and Thirty-two-Millimeter Femoral Heads on Cross-Linked Polyethylene Acetabular Cups in a Wear Simulator." J Bone Joint Surg Am **85**(12): 2325-2331.
- Hirakawa, K., N. Mitsugi, T. Koshino, T. Saito, Y. Hirasawa und T. Kubo (2001). "Effect of acetabular cup position and orientation in cemented total hip arthroplasty." Clin Orthop **388**: 135-42.
- Holt, G. M., C. M. Murnaghan, J. Reilly und R. M. D. M. F. Meek (2007). "The Biology of Aseptic Osteolysis." Clinical Orthopaedics and Related Research **460**: 240-252.
- Hopper, J., Robert H., A. M. Young, K. F. Orishimo und J. P. McAuley (2003a). "Correlation between early and late wear rates in total hip arthroplasty with application to the performance of marathon cross-linked polyethylene liners." The Journal of Arthroplasty **18 SU - 1**: 60-67.
- Hopper, R. H., Jr., A. M. Young, K. F. Orishimo und C. A. Engh, Jr. (2003b). "Effect of Terminal Sterilization with Gas Plasma or Gamma Radiation on Wear of Polyethylene Liners." J Bone Joint Surg Am **85**(3): 464-468.
- Huberti, H. H. und W. C. Hayes (1988). "Contact pressures in chondromalacia patellae and the effects of capsular reconstructive procedures." J Orthop Res **6**(4): 499-508.
- Huiskes, R. (1993). "Failed innovation in total hip replacement. Diagnosis and proposals for a cure." Acta Orthop Scand **64**(6): 699-716.
- Hurwitz, D. E., C. H. Hulet, T. P. Andriacchi, A. G. Rosenberg und J. O. Galante (1997). "Gait compensations in patients with osteoarthritis of the hip and their relationship to pain and passive hip motion." J Orthop Res **15**(4): 629-35.
- Inaba, Y., L. D. Dorr, Z. Wan, L. Sirianni und M. Boutary (2005). "Operative and patient care techniques for posterior mini-incision total hip arthroplasty." Clin Orthop Relat Res **441**: 104-14.
- Iorio, R., J. Siegel, L. M. Specht, J. F. Tilzey, A. Hartman und W. L. Healy (in press). "A Comparison of Acetate vs Digital Templating for Preoperative Planning of Total Hip Arthroplasty: Is Digital Templating Accurate and Safe?"
- Jacobs, J. J., A. Shanbhag, T. T. Glant, J. Black und J. O. Galante (1994). "Wear Debris in Total Joint Replacements." J Am Acad Orthop Surg **2**(4): 212-220.
- Jacobs, J. J., D. R. Sumner und J. O. Galante (1993). "Mechanisms of bone loss associated with total hip replacement." Orthop Clin North Am **24**(4): 583-90.
- Jerosch, J., C. von Hasselbach, T. Filler, E. Peuker, M. Rahgozar und A. Lahmer (1998). "Qualitätssteigerung in der präoperativen Planung und intraoperativen Umsetzung durch die Verwendung von computerassistierten Systemen und Operationsrobotern - eine experimentelle Untersuchung." Chirurg **69**(9): 973-6.
- Johnson, M. E., M. L. Mille, K. M. Martinez, G. Crombie und M. W. Rogers (2004). "Age-related changes in hip abductor and adductor joint torques." Arch Phys Med Rehabil **85**(4): 593-7.
- Johnston, R. C., R. A. Brand und R. D. Crowninshield (1979). "Reconstruction of the hip. A mathematical approach to determine optimum geometric relationships." J Bone Joint Surg Am **61**(5): 639-52.
- Jolles, B. M. und P. F. Leyvraz (2005). "Computer-assisted two-dimensional preoperative planning for total hip arthroplasty: clinical evaluation." Orthopedics **28**(11): 1356-9.
- Joshi, A., T. Ilchmann und L. Markovic (2001). "Socket wear in bilateral simultaneous total hip arthroplasty." The Journal of Arthroplasty **16**(1): 117-120.
- Karlsson, M. (2004). "Has exercise an antifracture efficacy in women?" Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports **14**(1): 2-15.
- Karlsson, M. K. (2001). "Skeletal effects of exercise in men." Calcified Tissue International **69**(4): 196-199.
- Kärrholm, J., G. Garellick und P. Herberts (2007). Swedish Hip Arthroplasty Register. Annual Report 2006.

- Kerner, J., R. Huiskes, G. H. van Lenthe, H. Weinans, B. van Rietbergen, C. A. Engh und A. A. Amis (1999). "Correlation between pre-operative periprosthetic bone density and post-operative bone loss in THA can be explained by strain-adaptive remodelling." J Biomech **32**(7): 695-703.
- Kiefer, H. (2007). Current Trends in Total Hip Arthroplasty in Europe and Experiences with the Bicontact Hip System. Treatment of Osteoarthritic Change in the Hip. M. Sofue und N. Endo: 205-210.
- Kim, Y. H. und V. E. Kim (1993). "Early migration of uncemented porous coated anatomic femoral component related to aseptic loosening." Clin Orthop(295): 146-55.
- Klausmeier, V., V. Lugade, B. Jewett, D. Collis und L.-S. Chou (2010). "Is There Faster Recovery With an Anterior or Anterolateral THA? A Pilot Study." Clinical Orthopaedics and Related Research **468**(2): 533-541.
- Kobayashi, A., W. J. Donnelly, G. Scott und M. A. Freeman (1997). "Early radiological observations may predict the long-term survival of femoral hip prostheses." J Bone Joint Surg Br **79**(4): 583-9.
- Kobayashi, S., N. Saito, H. Horiuchi, R. Iorio und K. Takaoka (2000). "Poor bone quality or hip structure as risk factors affecting survival of total-hip arthroplasty." The Lancet **355**(9214): 1499-1504.
- Koh, B.-I., J. A. Reinbolt, A. D. George, R. T. Haftka und B. J. Fregly (in press). "Limitations of parallel global optimization for large-scale human movement problems." Medical Engineering & Physics.
- Korhonen, R., A. Koistinen, Y. Konttinen, S. Santavirta und R. Lappalainen (2005). "The effect of geometry and abduction angle on the stresses in cemented UHMWPE acetabular cups - finite element simulations and experimental tests." BioMedical Engineering OnLine **4**(1): 32.
- Kröger, H., H. Miettinen, I. Arnala, E. Koski, N. Rushton und O. Suomalainen (1996). "Evaluation of periprosthetic bone using dual-energy X-ray absorptiometry: Precision of the method and effect of operation on bone mineral density." Journal of Bone and Mineral Research **11**(10): 1526-1530.
- Kröger, H., P. Venesmaa, J. Jurvelin, H. Miettinen, O. Suomalainen und E. Alhava (1998). "Bone density at the proximal femur after total hip arthroplasty." Clin Orthop Relat Res(352): 66-74.
- Krokos, M., D. Podgorelec, G. J. Clapworthy, R. H. Liang, D. Testi und M. Viceconti (2005). Patient-specific muscle models for surgical planning. Proceedings of the Third International Conference on Medical Information Visualisation - Biomedical Visualisation (MediVis).
- Krych, A., M. Pagnano, K. Wood, R. Meneghini und K. Kaufmann (2010). "No Benefit of the Two-incision THA over Mini-posterior THA: A Pilot Study of Strength and Gait." Clinical Orthopaedics and Related Research **468**: 565-570.
- Kubo, T., S. Inoue, T. Maeda, Y. Arai, K. Hirakawa, Y. Wu, H. Suehara, T. Ogura und Y. Hirasawa (2001). "Cementless Lord total hip arthroplasty: cup loosening common after minimum 10-year follow-up of 103 hips." Acta Orthop Scand **72**(6): 585-90.
- Kurtz, S., K. Ong, E. Lau, F. Mowat und M. Halpern (2007). "Projections of Primary and Revision Hip and Knee Arthroplasty in the United States from 2005 to 2030." Journal of Bone and Joint Surgery **89**(4): 780-785.
- Lamontagne, M., M. L. Beaulieu und P. E. Beulé (in press). "Comparison of joint mechanics of both lower limbs of the patients with healthy participants during stair ascent and descent." Journal of Orthopaedic Research.
- Lang, T., T. Streeper, P. Cawthon, K. Baldwin, D. Taaffe und T. Harris (2010). "Sarcopenia: etiology, clinical consequences, intervention, and assessment." Osteoporosis International **21**(4): 543-559.
- Lanyon, L. E. und C. T. Rubin (1984). "Static vs dynamic loads as an influence on bone remodelling." J Biomech **17**(12): 897-905.
- Lanza, I. R., T. F. Towse, G. E. Caldwell, D. M. Wigmore und J. A. Kent-Braun (2003). "Effects of age on human muscle torque, velocity, and power in two muscle groups." J Appl Physiol **95**(6): 2361-2369.
- Lauretani, F., S. Bandinelli, B. Bartali, A. D. Iorio, V. Giacomini, A. M. Corsi, J. M. Guralnik und L. Ferrucci (2006). "Axonal degeneration affects muscle density in older men and women." Neurobiology of Aging **27**(8): 1145-1154.
- Laz, P. J. und M. Browne (2010). "A review of probabilistic analysis in orthopaedic biomechanics." Proc Inst Mech Eng H **224**(8): 927-43.

- Le Bras, A., S. Laporte, V. Bousson, D. Mitton, J. A. De Guise, J. D. Laredo und W. Skalli (2003). "Personalised 3D reconstruction of proximal femur from low-dose digital biplanar radiographs." International Congress Series **1256**: 214-219.
- Le Bras, A., S. Laporte, V. Bousson, D. Mitton, J. A. De Guise, J. D. Laredo und W. Skalli (2004). "3D reconstruction of the proximal femur with low-dose digital stereoradiography." Computer Aided Surgery **9**(3): 51-7.
- Leardini, A., L. Chiari, U. D. Croce und A. Cappozzo (2005). "Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation." Gait & Posture **21**(2): 212-225.
- Learmonth, I. D., C. Young und C. Rorabeck (2007). "The operation of the century: total hip replacement." The Lancet **370**(9597): 1508-1519.
- Lennon, A. B., J. R. Britton, R. F. MacNiocaill, D. P. Byrne, P. J. Kenny und P. J. Prendergast (2007). "Predicting revision risk for aseptic loosening of femoral components in total hip arthroplasty in individual patients - A finite element study." Journal of Orthopaedic Research.
- Levi, N. und P. Gebuhr (2001). "Early dislocation after total hip arthroplasty." Eur J Orthop Surg Traumatol **11**(1): 47-9.
- Little, N., C. Busch, J. Gallagher, C. Rorabeck und R. Bourne (2009). "Acetabular Polyethylene Wear and Acetabular Inclination and Femoral Offset." Clinical Orthopaedics and Related Research **467**(11): 2895-2900.
- Luites, J. W., M. Spruit, G. G. Hellemond, W. G. Horstmann und E. R. Valstar (2006). "Failure of the uncoated titanium ProxiLock femoral hip prosthesis." Clin Orthop Relat Res **448**: 79-86.
- Madsen, M. S., M. A. Ritter, H. H. Morris, J. B. Meding, M. E. Berend, P. M. Faris und V. G. Vardaxis (2004). "The effect of total hip arthroplasty surgical approach on gait." Journal of Orthopaedic Research **22**(1): 44-50.
- Mahaisavariya, B., K. Sittiseripratip und J. Suwanprateeb (2006). "Finite element study of the proximal femur with retained trochanteric gamma nail and after removal of nail." Injury **37**(8): 778-785.
- Maher, S. A. und P. J. Prendergast (2002). "Discriminating the loosening behaviour of cemented hip prostheses using measurements of migration and inducible displacement." J Biomech **35**(2): 257-65.
- Malchau, H., C. R. Bragdon und O. K. Muratoglu (in press). "The Stepwise Introduction of Innovation into Orthopedic Surgery: The Next Level of Dilemmas." The Journal of Arthroplasty.
- Malchau, H., P. Herberts und L. Ahnfelt (1993). "Prognosis of total hip replacement in Sweden. Follow-up of 92,675 operations performed 1978-1990." Acta Orthop Scand **64**(5): 497-506.
- Malchau, H., P. Herberts, G. Garellick, P. Söderman und T. Eisler (2002). Prognosis of total hip replacement. Updates of results and risk-ratio analysis for revision an re-revision from the swedish national hip arthroplasty register 1979-2000, Department of Orthopaedics, Göteborg University, Sweden.
- Malik, A. und L. D. Dorr (2007). "The science of minimally invasive total hip arthroplasty." Clin Orthop Relat Res **463**: 74-84.
- Mallory, T. H., A. V. Lombardi, Jr., R. A. Fada, S. M. Herrington und R. W. Eberle (1999). "Dislocation after total hip arthroplasty using the anterolateral abductor split approach." Clin Orthop(358): 166-72.
- Maloney, W. J., M. Jasty, D. W. Burke, D. O. O'Connor, E. B. Zalenski, C. Bragdon und W. H. Harris (1989). "Biomechanical and histologic investigation of cemented total hip arthroplasties. A study of autopsy-retrieved femurs after in vivo cycling." Clin Orthop Relat Res(249): 129-40.
- Manley, M. T. und K. Sutton (2008). "Bearings of the Future for Total Hip Arthroplasty." The Journal of Arthroplasty **23**(7, Supplement 1): 47-50.e1.
- Mann, R. W. und W. A. Hodge (1990). In vivo pressures on acetabular cartilage following endoprosthesis surgery, during recovery and rehabilitation, and in the activities of daily living. Implantable telemetry in orthopaedics. G. Bergmann, F. Graichen und A. Rohlmann. Berlin, Freie Universität Berlin: 181-204.
- Manning, D. W., P. P. Chiang, J. M. Martell, J. O. Galante und W. H. Harris (2005). "In Vivo Comparative Wear Study of Traditional and Highly Cross-linked Polyethylene in Total Hip Arthroplasty." The Journal of Arthroplasty **20**(7): 880-886.

- Mardones, R., M. W. Pagnano, J. P. Nemanich und R. T. Trousdale (2005). "The Frank Stinchfield Award: muscle damage after total hip arthroplasty done with the two-incision and mini-posterior techniques." Clin Orthop Relat Res **441**: 63-7.
- Maric, Z. und R. R. Karpman (1992). "Early failure of noncemented porous coated anatomic total hip arthroplasty." Clin Orthop(278): 116-20.
- Marshall, A., M. D. Ries und W. Paprosky (2008). "How prevalent are implant wear and osteolysis, and how has the scope of osteolysis changed since 2000?" J Am Acad Orthop Surg **16**(Suppl 1): S1-6.
- Marx, R. G., E. C. Jones, N. C. Atwan, R. F. Closkey, E. A. Salvati und T. P. Sculco (2005). "Measuring improvement following total hip and knee arthroplasty using patient-based measures of outcome." J Bone Joint Surg Am **87**(9): 1999-2005.
- Masonis, J. L. und R. B. Bourne (2002). "Surgical approach, abductor function, and total hip arthroplasty dislocation." Clin Orthop Relat Res(405): 46-53.
- Massoud, S. N., J. B. Hunter, B. J. Holdsworth, W. A. Wallace und R. Juliusson (1997). "Early femoral loosening in one design of cemented hip replacement." J Bone Joint Surg Br **79**(4): 603-8.
- Matsoukas, G. und I. Y. Kim (2009). "Design Optimization of a Total Hip Prosthesis for Wear Reduction." Journal of Biomechanical Engineering **131**(5): 051003-12.
- Mayr, E., M. Nogler, M.-G. Benedetti, O. Kessler, A. Reinthaler, M. Krismer und A. Leardini (2009). "A prospective randomized assessment of earlier functional recovery in THA patients treated by minimally invasive direct anterior approach: A gait analysis study." Clinical Biomechanics **24**(10): 812-818.
- McCalden, R. W., S. J. MacDonald, C. H. Rorabeck, R. B. Bourne, D. G. Chess und K. D. Charron (2009). "Wear Rate of Highly Cross-Linked Polyethylene in Total Hip Arthroplasty. A Randomized Controlled Trial." J Bone Joint Surg Am **91**(4): 773-782.
- McGrory, B. J., B. F. Morrey, T. D. Cahalan, K. N. An und M. E. Cabanela (1995). "Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty." J Bone Joint Surg Br **77**(6): 865-9.
- McKellop, H., F.-w. Shen, B. Lu, P. Campbell und R. Salovey (2000). "Effect of Sterilization Method and Other Modifications on the Wear Resistance of Acetabular Cups Made of Ultra-High Molecular Weight Polyethylene : A Hip-Simulator Study." J Bone Joint Surg Am **82**(12): 1708-.
- Meneghini, R. und S. Smits (2009). "Early Discharge and Recovery with Three Minimally Invasive Total Hip Arthroplasty Approaches: A Preliminary Study." Clinical Orthopaedics and Related Research **467**(6): 1431-1437.
- Meneghini, R. M., K. S. Ford, C. H. McCollough, A. D. Hanssen und D. G. Lewallen (2010). "Bone Remodeling Around Porous Metal Cementless Acetabular Components." The Journal of Arthroplasty **25**(5): 741-747.
- Meneghini, R. M., M. W. Pagnano, R. T. Trousdale und W. J. Hozack (2006). "Muscle damage during MIS total hip arthroplasty: Smith-Petersen versus posterior approach." Clin Orthop Relat Res **453**: 293-8.
- Meneghini, R. M., S. Smits und R. E. Bahamonde (2008). "A Randomized, Prospective Study of Three MIS Surgical Approaches in THA: Comprehensive Gait Analysis." The Journal of Arthroplasty **23**(2): 322.
- Merle, C., M. Clarius und P. R. Aldinger (2010). "Langzeitergebnisse zementfreier Hüftendoprothesenschäfte." Der Orthopäde **39**(1): 80-86.
- Mitton, D., C. Landry, S. Veron, W. Skalli, F. Lavaste und J. A. De Guise (2000). "3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes." Med Biol Eng Comput **38**(2): 133-9.
- Mjoberg, B., G. Selvik, L. I. Hansson, R. Rosenqvist und R. Onnerfalt (1986). "Mechanical loosening of total hip prostheses. A radiographic and roentgen stereophotogrammetric study." J Bone Joint Surg Br **68**(5): 770-4.
- Monnet, T., E. Desailly, M. Begon, C. Vallee und P. Lacouture (2007). "Comparison of the SCoRE and HA methods for locating in vivo the glenohumeral joint centre." Journal of Biomechanics **40**(15): 3487-3492.
- Montanini, R. und V. Filardi (2010). "In vitro biomechanical evaluation of antegrade femoral nailing at early and late postoperative stages." Medical Engineering & Physics **32**(8): 889-897.

- Monti, L., L. Cristofolini und M. Viceconti (1999). "Methods for quantitative analysis of the primary stability in uncemented hip prostheses." Artif Organs **23**(9): 851-9.
- Morlock, M., E. Schneider, A. Bluhm, M. Vollmer, G. Bergmann, V. Müller und M. Honl (2001). "Duration and frequency of every day activities in total hip patients." J Biomech **34**(7): 873-81.
- Morrey, B. F. (1997). "Difficult complications after hip joint replacement. Dislocation." Clin Orthop(344): 179-87.
- Morrey, B. F., R. A. Adams und M. Kessler (2000). "A conservative femoral replacement for total hip arthroplasty. A prospective study." J Bone Joint Surg Br **82**(7): 952-8.
- Morscher, E. (1987). "Erfahrungen, Anforderungen und Entwicklung von zementfreien Hüftendoprothesen." Orthopäde **16**(3): 185-96.
- Morscher, E. W. (2003). "Failures and successes in total hip replacement--why good ideas may not work." Scand J Surg **92**(2): 113-20.
- Mueller, L. A., R. Schmidt, C. Ehrmann, T. E. Nowak, A. Kress, R. Forst und D. Pfander (2008). "Modes of periacetabular load transfer to cortical and cancellous bone after cemented versus uncemented total hip arthroplasty: A prospective study using computed tomography-assisted osteodensitometry." J Orthop Res.
- Müller, M., S. Tohtz, M. Dewey, I. Springer und C. Perka (2010). "Evidence of Reduced Muscle Trauma Through a Minimally Invasive Anterolateral Approach by Means of MRI." Clinical Orthopaedics and Related Research **468**(12): 3192-3200.
- Müller, M., S. Tohtz, I. Springer, M. Dewey und C. Perka (in press-a). "Randomized controlled trial of abductor muscle damage in relation to the surgical approach for primary total hip replacement: minimally invasive anterolateral versus modified direct lateral approach." Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery.
- Müller, M., S. Tohtz, T. Winkler, M. Dewey, I. Springer und C. Perka (in press-b). "MRI findings of gluteus minimus muscle damage in primary total hip arthroplasty and the influence on clinical outcome." Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery.
- Müller, M. E. (1992). "Lessons of 30 years of total hip arthroplasty." Clin Orthop Relat Res(274): 12-21.
- Murphy, L. B., C. G. Helmick, T. A. Schwartz, J. B. Renner, G. Tudor, G. G. Koch, A. D. Dragomir, W. D. Kalsbeek, G. Luta und J. M. Jordan (in press). "One in four people may develop symptomatic hip osteoarthritis in his or her lifetime." Osteoarthritis and Cartilage.
- Nagamine, R., T. Otani, S. E. White, D. S. McCarthy und L. A. Whiteside (1995). "Patellar tracking measurement in the normal knee." J Orthop Res **13**(1): 115-122.
- Nakamoto, M., Y. Sato, N. Sugano, T. Sasama, T. Nishii, P. Sik Pak, K. Akazawa, Y. Tada, H. Yoshikawa und S. Tamura (2003). "Automated CT-based 3D surgical planning for total hip replacement: a pilot study." International Congress Series **1256**: 389-394.
- Narici, M. V. und C. N. Maganaris (2006). "Adaptability of elderly human muscles and tendons to increased loading." Journal of Anatomy **208**(4): 433-443.
- Nishii, T., N. Sugano, K. Masuhara, T. Shibuya, T. Ochi und S. Tamura (1997). "Longitudinal evaluation of time related bone remodeling after cementless total hip arthroplasty." Clin Orthop Relat Res(339): 121-31.
- Nistor, L., J. D. Blaha, U. Kjellstrom und G. Selvik (1991). "In vivo measurements of relative motion between an uncemented femoral total hip component and the femur by roentgen stereophotogrammetric analysis." Clin Orthop(269): 220-7.
- Noble, P. C., N. Sugano, J. D. Johnston, M. T. Thompson, M. A. Conditt, C. A. Engh, Sr., K. B. Mathis, H. Kagaya, M. Sharma, R. Kobetic und E. B. Marsolais (2003). "Computer simulation: how can it help the surgeon optimize implant position?" Clin Orthop **77**(417): 242-52.
- Nogler, M., A. Polikeit, C. Wimmer, A. Bruckner, S. J. Ferguson und M. Krismer (2004). "Primary stability of a robodoc implanted anatomical stem versus manual implantation." Clin Biomech (Bristol, Avon) **19**(2): 123-9.
- Noirez, P. und G. Butler-Browne (2006). Slowing down age-related muscle loss and sarcopenia. Prevention and Treatment of Age-related Diseases: 71-85.
- Ong, K. L., J. S. Day, S. M. Kurtz, R. E. Field und M. T. Manley (2009). "Role of Surgical Position on Interface Stress and Initial Bone Remodeling Stimulus around Hip Resurfacing Arthroplasty." The Journal of Arthroplasty **24**(7): 1137-1142.

- Ong, K. L., T. J. Santner und D. L. Bartel (2008). "Robust design for acetabular cup stability accounting for patient and surgical variability." J Biomech Eng **130**(3): 031001.
- Oparaugo, P. C., I. C. Clarke, H. Malchau und P. Herberts (2001). "Correlation of wear debris-induced osteolysis and revision with volumetric wear-rates of polyethylene: A survey of 8 reports in the literature." Acta Orthopaedica **72**(1): 22-28.
- Orishimo, K. F., A. M. Claus, C. J. Sychterz und C. A. Engh (2003a). "Relationship between polyethylene wear and osteolysis in hips with a second-generation porous-coated cementless cup after seven years of follow-up." J Bone Joint Surg Am **85-A**(6): 1095-9.
- Orishimo, K. F., C. J. Sychterz, R. H. Hopper und C. A. Engh (2003b). "Can component and patient factors account for the variance in wear rates among bilateral total hip arthroplasty patients?" The Journal of Arthroplasty **18**(2): 154-160.
- Ostermeier, S., C. Hurschler, H. Windhagen und C. Stukenborg-Colsman (2006). "In vitro investigation of the influence of tibial slope on quadriceps extension force after total knee arthroplasty." Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy **14**(10): 934-939.
- Pagnano, M. W., A. D. Hanssen, D. G. Lewallen und W. J. Shaughnessy (1996a). "The Effect of Superior Placement of the Acetabular Component on the Rate of Loosening after Total Hip Arthroplasty. Long-Term Results in Patients Who Have Crowe Type-II Congenital Dysplasia of the Hip." J Bone Joint Surg Am **78**(7): 1004-14.
- Pagnano, M. W., R. T. Trousdale, R. M. Meneghini und A. D. Hanssen (2008). "Slower Recovery After Two-Incision Than Mini-Posterior-Incision Total Hip Arthroplasty. A Randomized Clinical Trial." J Bone Joint Surg Am **90**(5): 1000-1006.
- Pagnano, W., A. D. Hanssen, D. G. Lewallen und W. J. Shaughnessy (1996b). "The effect of superior placement of the acetabular component on the rate of loosening after total hip arthroplasty." J Bone Joint Surg Am **78**(7): 1004-14.
- Pandy, M. G. und N. Berme (1989). "Quantitative assessment of gait determinants during single stance via a three-dimensional model--Part 1. Normal gait." J Biomech **22**(6-7): 717-24.
- Park, Y., C. Albert, Y.-S. Yoon, G. Fernlund, H. Frei und T. Oxland (2010). "The effect of abductor muscle and anterior-posterior hip contact load simulation on the in-vitro primary stability of a cementless hip stem." Journal of Orthopaedic Surgery and Research **5**(1): 40.
- Park, Y., H. Shin, D. Choi, C. Albert und Y. S. Yoon (2008). "Primary stability of cementless stem in THA improved with reduced interfacial gaps." J Biomech Eng **130**(2): 021008.
- Parratte, S. und M. W. Pagnano (2008). "Instability After Total Knee Arthroplasty." J Bone Joint Surg Am **90**(1): 184-194.
- Parvizi, J., E. Picinic und P. F. Sharkey (2008). "Revision Total Hip Arthroplasty for Instability: Surgical Techniques and Principles." J Bone Joint Surg Am **90**(5): 1134-1142.
- Patel, P. D., A. Potts und M. I. Froimson (2007). "The Dislocating Hip Arthroplasty: Prevention and Treatment." **22**(4, Supplement 1): 86-90.
- Paterno, S. A., P. F. Lachiewicz und S. S. Kelley (1997). "The influence of patient-related factors and the position of the acetabular component on the rate of dislocation after total hip replacement." J Bone Joint Surg Am **79**(8): 1202-10.
- Patil, S., A. Bergula, P. C. Chen, C. W. Colwell, Jr. und D. D. D'Lima (2003). "Polyethylene Wear and Acetabular Component Orientation." J Bone Joint Surg Am **85**(Suppl 4): 56-63.
- Paul, J. P. (1966). "Biomechanics. The biomechanics of the hip-joint and its clinical relevance." Proc R Soc Med **59**(10): 943-8.
- Pauwels, F. (1951). "Über die Bedeutung der Bauprinzipien des Stütz- und Bewegungsapparates für die Beanspruchung des Röhrenknochens." Acta Anat **12**: 207-227.
- Pauwels, F. (1973). Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte, Springer Verlag, Berlin.
- Pedersen, D. R., R. A. Brand, C. Cheng und J. S. Arora (1987). "Direct comparison of muscle force predictions using linear and nonlinear programming." J Biomech Eng **109**(3): 192-9.
- Pedersen, D. R., R. A. Brand und D. T. Davy (1997). "Pelvic muscle and acetabular contact forces during gait." J Biomech **30**(9): 959-65.
- Pérez, M. A., J. Grasa, J. M. García-Aznar, J. A. Bea und M. Doblaré (2006). "Probabilistic analysis of the influence of the bonding degree of the stem-cement interface in the performance of cemented hip prostheses." Journal of Biomechanics **39**(10): 1859-1872.

- Perka, C., U. Fischer, W. R. Taylor und G. Matziolis (2004). "Developmental Hip Dysplasia Treated with Total Hip Arthroplasty with a Straight Stem and a Threaded Cup." J Bone Joint Surg Am **86**(2): 312-319.
- Pilliar, R. M., J. M. Lee und C. Maniopoulos (1986). "Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants." Clin Orthop Relat Res(208): 108-13.
- Pua, Y.-H., T. V. Wrigley, M. Collins, S. M. Cowan und K. L. Bennell (2009). "Association of physical performance with muscle strength and hip range of motion in hip osteoarthritis." Arthritis Care & Research **61**(4): 442-450.
- Raftopoulos, D. D. und W. Qassem (1987). "Three-dimensional curved beam stress analysis of the human femur." J Biomed Eng **9**(4): 356-66.
- Rajamani, K. T., M. A. Styner, H. Talib, G. Zheng, L. P. Nolte und M. A. G. Ballester (2007). "Statistical deformable bone models for robust 3D surface extrapolation from sparse data." Medical Image Analysis **11**(2): 99-109.
- Ranawat, C. S., L. D. Dorr und A. E. Inglis (1980). "Total hip arthroplasty in protrusio acetabuli of rheumatoid arthritis." J Bone Joint Surg Am **62**(7): 1059-65.
- Rasch, A., A. H. Byström, N. Dalen und H. E. Berg (2007). "Reduced muscle radiological density, cross-sectional area, and strength of major hip and knee muscles in 22 patients with hip osteoarthritis." Acta Orthopaedica **78**(4): 505 - 510.
- Rasch, A., A. H. Bystrom, N. Dalen, N. Martinez-Carranza und H. E. Berg (2009). "Persisting muscle atrophy two years after replacement of the hip." J Bone Joint Surg Br **91-B**(5): 583-588.
- Reardon, K., M. Galea, X. Dennett, P. Choong und E. Byrne (2001). "Quadriceps muscle wasting persists 5 months after total hip arthroplasty for osteoarthritis of the hip: a pilot study." Internal Medicine Journal **31**(1): 7-14.
- Reeves, N. D., M. V. Narici und C. N. Maganaris (2006). "Myotendinous plasticity to ageing and resistance exercise in humans." Exp Physiol **91**(3): 483-498.
- Reigstad, O., P. Siewers, M. RÅkkum und B. Espehaug (2008). "Excellent long-term survival of an uncemented press-fit stem and screw cup in young patients: Follow-up of 75 hips for 15 to 18 years." Acta Orthopaedica **79**(2): 194-202.
- Reikeras, O. und I. Bjerkreim (1982). "Idiopathic increased anteversion of the femoral neck. Radiological and clinical study in non-operated and operated patients." Acta Orthop Scand **53**(6): 839-45.
- Ries, M. (2003). "Complications in primary total hip arthroplasty: avoidance and management: wear." Instr Course Lect **52**: 257-265.
- Ritter, M. A., L. D. Harty, M. E. Keating, P. M. Faris und J. B. Meding (2001). "A clinical comparison of the anterolateral and posterolateral approaches to the hip." Clin Orthop(385): 95-9.
- Rittweger, J. und D. Felsenberg (2009). "Recovery of muscle atrophy and bone loss from 90 days bed rest: Results from a one-year follow-up." Bone **44**(2): 214-224.
- Rittweger, J., H. M. Frost, H. Schiessl, H. Ohshima, B. Alkner, P. Tesch und D. Felsenberg (2005). "Muscle atrophy and bone loss after 90 days' bed rest and the effects of flywheel resistive exercise and pamidronate: Results from the LTBR study." Bone **36**(6): 1019-1029.
- Rixrath, E., S. Wendling-Mansuy, X. Flecher, P. Chabrand und J. N. Argenson (2008). "Design parameters dependences on contact stress distribution in gait and jogging phases after total hip arthroplasty." Journal of Biomechanics **41**(5): 1137-1142.
- Robinson, J. R., A. M. J. Bull und A. A. Amis (2005). "Structural properties of the medial collateral ligament complex of the human knee." Journal of Biomechanics **38**(5): 1067-1074.
- Rohlmann, A., G. Bergmann und R. Kölbl (1981). "Die Beanspruchung des Femur. II. Einfluß des Tractus iliotibialis." Z Orthop **119**(2): 163-6.
- Rohlmann, A., H. N. Boustani, G. Bergmann und T. Zander (2010a). "A probabilistic finite element analysis of the stresses in the augmented vertebral body after vertebroplasty." Eur Spine J **19**(9): 1585-95.
- Rohlmann, A., H. Nabil Boustani, G. Bergmann und T. Zander (2010b). "Effect of a pedicle-screw-based motion preservation system on lumbar spine biomechanics: A probabilistic finite element study with subsequent sensitivity analysis." J Biomech **43**(15): 2963-9.
- Rosenbaum, T. G., R. D. Bloebaum, S. Ashrafi und D. K. Lester (2006). "Ambulatory activities maintain cortical bone after total hip arthroplasty." Clin Orthop Relat Res **450**: 129-37.

- Rösler, J. und C. Perka (2000). "The effect of anatomical positional relationships on kinetic parameters after total hip replacement." *Int Orthop* **24**(1): 23-7.
- Roux, W. (1895). *Gesammelte Abhandlungen*. Vol. 1, Engelmann, Leipzig
- Rozumalski, A. und M. H. Schwartz (2008). "A comparison of two functional methods for calculating joint centers and axes in a clinical setting." *Gait & Posture* **28**(Supplement 2): S74-S75.
- Rübberdt, A., M. Wich und S. Mutze (2003). "Digitale präoperative Planung von Hüftgelenkendoprothesen." *Trauma und Berufskrankheit* **5**(3): 315-21.
- Rubin, C. T. und K. J. McLeod (1994). "Promotion of bony ingrowth by frequency-specific, low-amplitude mechanical strain." *Clin Orthop Relat Res*(298): 165-74.
- Rudy, T. W., G. A. Livesay, S. L.-Y. Woo und F. H. Fu (1996). "A combined robotic/universal force sensor approach to determine in situ forces of knee ligaments." *Journal of Biomechanics* **29**(10): 1357-1360.
- Russotti, G. M. und W. H. Harris (1991). "Proximal placement of the acetabular component in total hip arthroplasty. A long-term follow-up study." *J Bone Joint Surg Am* **73**(4): 587-92.
- Rybicki, E. F., F. A. Simonen und E. B. Weis, Jr. (1972). "On the mathematical analysis of stress in the human femur." *J Biomech* **5**(2): 203-15.
- Rydell, N. W. (1966). "Forces acting in the femoral head-prosthesis." *Acta Orthop Scand* **37, Suppl 88**: 1-132.
- Sakai, N., Z.-P. Luo, J. A. Rand und K.-N. An (1996). "Quadriceps forces and patellar motion in the anatomical model of the patellofemoral joint." *The Knee* **3**(1-2): 1-7.
- Sakalkale, D. P., P. F. Sharkey, K. Eng, W. J. Hozack und R. H. Rothman (2001). "Effect of femoral component offset on polyethylene wear in total hip arthroplasty." *Clin Orthop* **388**: 125-34.
- Saleh, K. J., I. Thongtrangan und E. M. Schwarz (2004). "Osteolysis: medical and surgical approaches." *Clin Orthop Relat Res*(427): 138-47.
- Samuel, D. und P. J. Rowe (2009). "Effect of Ageing on Isometric Strength through Joint Range at Knee and Hip Joints in Three Age Groups of Older Adults." *Gerontology*.
- Scannell, P. T. und P. J. Prendergast (2009). "Cortical and interfacial bone changes around a non-cemented hip implant: Simulations using a combined strain/damage remodelling algorithm." *Finite Element Modelling of Medical Devices* **31**(4): 477-488.
- Schemitsch, E. H., M. Bhandari, S. D. Boden, R. B. Bourne, K. J. Bozic, J. J. Jacobs und R. Zdero (2010). "The Evidence-Based Approach in Bringing New Orthopaedic Devices to Market." *J Bone Joint Surg Am* **92**(4): 1030-1037.
- Schidlo, C., C. Becker, V. Jansson und J. Refior (1999). "Änderung des CCD-Winkels sowie des femoralen Antetorsionswinkels durch Hüftprothesenimplantation." *Z Orthop Ihre Grenzgeb* **137**(3): 259-64.
- Schmalzried, T. P. und J. J. Callaghan (1999). "Current Concepts Review - Wear in Total Hip and Knee Replacements." *J Bone Joint Surg Am* **81**(1): 115-136.
- Schmalzried, T. P., F. J. Dorey und H. McKellop (1998). "The multifactorial nature of polyethylene wear in vivo." *J Bone Joint Surg Am* **80**(8): 1234-42; discussion 1242-3.
- Schmalzried, T. P., E. F. Shepherd, F. J. Dorey, W. O. Jackson, M. dela Rosa, F. Fa'vae, H. A. McKellop, C. D. McClung, J. Martell, J. R. Moreland und H. C. Amstutz (2000). "The John Charnley Award. Wear is a function of use, not time." *Clin Orthop*(381): 36-46.
- Schutzer, S. F. und W. H. Harris (1994). "High placement of porous-coated acetabular components in complex total hip arthroplasty." *J Arthroplasty* **9**(4): 359-67.
- Schweizer, A., M. Lüem, U. Riede, P. Lindenlaub und P. E. Ochsner (2005). "Five-year results of two cemented hip stem models each made of two different alloys." *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* **125**(2): 80-86.
- Sculco, T. P. und F. Boettner (2006). "Minimally invasive total hip arthroplasty: the posterior approach." *Instr Course Lect* **55**: 205-14.
- Sculco, T. P., L. C. Jordan und W. L. Walter (2004). "Minimally invasive total hip arthroplasty: the Hospital for Special Surgery experience." *Orthop Clin North Am* **35**(2): 137-42.
- Seel, M. J., M. A. Hafez, K. Eckman, B. Jaramaz, D. Davidson und A. M. DiGioia, 3rd (2006). "Three-dimensional planning and virtual radiographs in revision total hip arthroplasty for instability." *Clin Orthop Relat Res* **442**: 35-8.
- Seireg, a. und Arvikar (1975). "The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking." *J Biomech* **8**(2): 89-102.

- Serpas, F., T. Yanagawa und M. Pandey (2002). "Forward-dynamics simulation of anterior cruciate ligament forces developed during isokinetic dynamometry." Comput Methods Biomech Biomed Engin **5**(1): 33-43.
- Shelfelbine, S. J. und D. R. Carter (2004). "Mechanobiological predictions of femoral anteversion in cerebral palsy." Ann Biomed Eng **32**(2): 297-305.
- Siebold, R., G. Scheller, U. Schreiner und L. Jani (2001). "Langzeitergebnisse mit dem zementfreien CLS-Schaft von Spotorno." Orthopäde **30**(5): 317-22.
- Silber, D. A. und C. A. Engh (1990). "Cementless total hip arthroplasty with femoral head bone grafting for hip dysplasia." J Arthroplasty **5**(3): 231-40.
- Silva, M., E. F. Shepherd, W. O. Jackson, F. J. Dorey und T. P. Schmalzried (2002). "Average patient walking activity approaches 2 million cycles per year." The Journal of Arthroplasty **17**(6): 693-697.
- Simpson, D. J., J. P. Little, H. Gray, D. W. Murray und H. S. Gill (2009). "Effect of modular neck variation on bone and cement mantle mechanics around a total hip arthroplasty stem." Clinical Biomechanics **24**(3): 274-285.
- Smolders, J. M. H., A. Hol, T. Rijnders und J. L. C. van Susante (2010). "Changes in bone mineral density in the proximal femur after hip resurfacing and uncemented total hip replacement: A PROSPECTIVE RANDOMISED CONTROLLED STUDY." Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume **92-B**(11): 1509-1514.
- Smolinski, P. und H. E. Rubash (1992). "Bone remodeling around total hip implants." Crit Rev Biomed Eng **20**(5-6): 461-83.
- Soballe, K. (1993). "Hydroxyapatite ceramic coating for bone implant fixation. Mechanical and histological studies in dogs." Acta Orthop Scand Suppl **255**: 1-58.
- Soballe, K., E. S. Hansen, B. R. H. P. H. Jorgensen und C. Bunker (1992). "Tissue ingrowth into titanium and hydroxyapatite-coated implants during stable and unstable mechanical conditions." J Orthop Res **10**(2): 285-99.
- Speirs, A. D., M. A. Slomczykowski, T. E. Orr, K. Siebenrock und L. P. Nolte (2000). "Three-dimensional measurement of cemented femoral stem stability: an in vitro cadaver study." Clin Biomech **15**(4): 248-55.
- Spittlehouse, A. J., T. W. Smith und R. Eastell (1998). "Bone loss around 2 different types of hip prostheses." J Arthroplasty **13**(4): 422-7.
- Spotorno, L., S. Romagnoli, N. Ivaldo, G. Grappiolo, E. Bibbiani, D. J. Blaha und T. A. Guen (1993). "The CLS system. Theoretical concept and results." Acta Orthop Belg **59 Suppl 1**: 144-8.
- Springer, B., T. Fehring, W. Griffin, S. Odum und J. Masonis (2009). "Why Revision Total Hip Arthroplasty Fails." Clinical Orthopaedics and Related Research **467**(1): 166-173.
- Stansfield, B. W., A. C. Nicol, J. P. Paul, I. G. Kelly, F. Graichen und G. Bergmann (2003). "Direct comparison of calculated hip joint contact forces with those measured using instrumented implants. An evaluation of a three-dimensional mathematical model of the lower limb." Journal of Biomechanics **36**(7): 929-936.
- Steinberg, B. und W. Harris (1992). "The "Offset" Problem in Total Hip Arthroplasty." Contemporary Orthopaedics **24**(5): 556-562.
- Stultjens, M., J. Dekker, M. van Baar, R. Oostendorp und J. Bijlsma (2001). "Muscle strength, pain and disability in patients with osteoarthritis." Clinical Rehabilitation **15**(3): 331-341.
- Stevens, J. E., S. K. Stackhouse, S. A. Binder-Macleod und L. Snyder-Mackler (2003). "Are voluntary muscle activation deficits in older adults meaningful?" Muscle and Nerve **27**(1): 99-101.
- Stolk, J., S. A. Maher, N. Verdonschot, P. J. Prendergast und R. Huiskes (2003). "Can Finite Element Models Detect Clinically Inferior Cemented Hip Implants?" Clin Orthop **409**: 138-150.
- Stolk, J., N. Verdonschot und R. Huiskes (2001). "Hip-joint and abductor-muscle forces adequately represent in vivo loading of a cemented total hip reconstruction." J Biomech **34**(7): 917-26.
- Stolk, J., N. Verdonschot und R. Huiskes (2002). "Stair Climbing is More Detrimental to the Cement in Hip Replacement than Walking." Clin Orthop **405**: 294-305.
- Suckel, A., F. Geiger, L. Kinzl, N. Wulker und M. Garbrecht (2009). "Long-term Results for the Uncemented Zweymuller/Alloclassic Hip Endoprosthesis: A 15-Year Minimum Follow-Up of 320 Hip Operations." The Journal of Arthroplasty **24**(6): 846-853.
- Suetta, C., P. Aagaard, S. P. Magnusson, L. L. Andersen, S. Sipila, A. Rosted, A. K. Jakobsen, B. Duss und M. Kjaer (2007). "Muscle size, neuromuscular activation, and rapid force characteristics

- in elderly men and women: effects of unilateral long-term disuse due to hip-osteoarthritis." Journal of Applied Physiology **102**(3): 942-948.
- Sugiyama, H., L. A. Whiteside und C. A. Engh (1992). "Torsional fixation of the femoral component in total hip arthroplasty. The effect of surgical press-fit technique." Clin Orthop(275): 187-93.
- Sugiyama, H., L. A. Whiteside und A. D. Kaiser (1989). "Examination of rotational fixation of the femoral component in total hip arthroplasty. A mechanical study of micromovement and acoustic emission." Clin Orthop Relat Res(249): 122-8.
- Sunny, K. (2008). "Changes in surgical loads and economic burden of hip and knee replacements in the US: 1997-2004." Arthritis Care & Research **59**(4): 481-488.
- Suominen, H. (2006). "Muscle training for bone strength." Aging Clin Exp Res **18**(2): 85-93.
- Sylvain, G. M., S. Kassab, R. Coutts und R. Santore (2001). "Early failure of a roughened surface, precoated femoral component in total hip arthroplasty." J Arthroplasty **16**(2): 141-8.
- Taylor, S. J., J. S. Perry, J. M. Meswania, N. Donaldson, P. S. Walker und S. R. Cannon (1997). "Telemetry of forces from proximal femoral replacements and relevance to fixation." J Biomech **30**(3): 225-34.
- Teratani, T., M. Naito und K. Shiramizu (in press). "Intraoperative Muscle Damage in Total Hip Arthroplasty." The Journal of Arthroplasty.
- The, B., N. Verdonshot, J. R. van Horn, P. M. A. van Ooijen und R. L. Diercks (2007). "Digital Versus Analogue Preoperative Planning of Total Hip Arthroplasties: A Randomized Clinical Trial of 210 Total Hip Arthroplasties." The Journal of Arthroplasty **22**(6): 866-70.
- Thomas, W., L. Lucente, N. Mantegna und H. Grundei (2004). "Die ESKA- (CUT-)Endoprothese." Orthopäde **33**(11): 1243-8.
- Tohtz, S. W., D. Sassy, G. Matziolis, B. Preininger, C. Perka und O. Hasart (2010). "CT evaluation of native acetabular orientation and localization: Sex-specific data comparison on 336 hip joints." Technology and Health Care **18**(2): 129-136.
- Toms, A., N. Greidanus, D. Garbuz, B. A. Masri und C. P. Duncan (2006). "Optimally invasive exposure in revision total hip arthroplasty: a guide to selection and technique." Instr Course Lect **55**: 245-55.
- Trebse, R., I. Milosev, S. Kovac, M. Mikek und V. Pisot (2005). "Poor results from the isoelastic total hip replacement: 14-17-year follow-up of 149 cementless prostheses." Acta Orthop **76**(2): 169-76.
- Turner, C. H. (1998). "Three rules for bone adaptation to mechanical stimuli." Bone **23**(5): 399-407.
- Ulrich, S., T. Seyler, D. Bennett, R. Delanois, K. Saleh, I. Thongtrangan, M. Kuskowski, E. Cheng, P. Sharkey, J. Parvizi, J. Stiehl und M. Mont (2008). "Total hip arthroplasties: What are the reasons for revision?" International Orthopaedics **32**(5): 597-604.
- Vail, T. P., E. M. Mariani, M. H. Bourne, R. A. Berger und R. M. Meneghini (2009). "Approaches in Primary Total Hip Arthroplasty." J Bone Joint Surg Am **91**(Supplement_5): 10-12.
- van Dijk, G. M., C. Veenhof, P. Spreeuwenberg, N. Coene, B. J. Burger, D. van Schaardenburg, C. H. van den Ende, G. J. Lankhorst und J. Dekker (2010). "Prognosis of Limitations in Activities in Osteoarthritis of the Hip or Knee: A 3-Year Cohort Study." Archives of Physical Medicine and Rehabilitation **91**(1): 58-66.
- Vicar, A. J. und C. R. Coleman (1984). "A comparison of the anterolateral, transtrochanteric, and posterior surgical approaches in primary total hip arthroplasty." Clin Orthop(188): 152-9.
- Viceconti, M., S. Affatato, M. Baleani, B. Bordini, L. Cristofolini und F. Taddei (2009). "Pre-clinical validation of joint prostheses: a systematic approach." J Mech Behav Biomed Mater **2**(1): 120-7.
- Viceconti, M., G. Brusi, A. Pancanti und L. Cristofolini (2006). "Primary stability of an anatomical cementless hip stem: A statistical analysis." Journal of Biomechanics **39**(7): 1169-1179.
- Viceconti, M., L. Cristofolini, M. Baleani und A. Toni (2001). "Pre-clinical validation of a new partially cemented femoral prosthesis by synergetic use of numerical and experimental methods." Journal of Biomechanics **34**(6): 723-731.
- Viceconti, M., R. Lattanzi, B. Antonietti, S. Paderni, R. Olmi, A. Sudanese und A. Toni (2003a). "CT-based surgical planning software improves the accuracy of total hip replacement preoperative planning." Medical Engineering & Physics **25**(5): 371-377.
- Viceconti, M., D. Testi, M. Simeoni und C. Zannoni (2003b). "An automated method to position prosthetic components within multiple anatomical spaces." Computer Methods and Programs in Biomedicine **70**(2): 121-127.

- Walker, P. S. (2000). "Innovation in Total Hip Replacement-When is New Better?" Clinical Orthopaedics and Related Research **381**: 9-25.
- Watelain, E., F. Dujardin, F. Babier, D. Dubois und P. Allard (2001). "Pelvic and lower limb compensatory actions of subjects in an early stage of hip osteoarthritis." **82**(12): 1705-1711.
- Waters, D. L., W. M. Brooks, C. R. Qualls und R. N. Baumgartner (2003). "Skeletal muscle mitochondrial function and lean body mass in healthy exercising elderly." Mechanisms of Ageing and Development **124**(3): 301-309.
- Weinans, H., R. Huiskes und H. J. Grootenboer (1994). "Effects of fit and bonding characteristics of femoral stems on adaptive bone remodeling." J Biomech Eng **116**(4): 393-400.
- Wilkinson, J. M., A. J. Hamer, A. Rogers, I. Stockley und R. Eastell (2003). "Bone mineral density and biochemical markers of bone turnover in aseptic loosening after total hip arthroplasty." Journal of Orthopaedic Research **21**(4): 691-696.
- Winter, D. A. (1990). Biomechanics and Motor Control of Human Movement. New York, John Wiley & Sons, Inc.
- Wirtz, D. C., K. D. Heller und F. U. Niethard (1998). "Biomechanische Aspekte der Belastungsfähigkeit nach totalendoprothetischem Ersatz des Hüftgelenkes. Eine Auswertung des derzeitigen Kenntnisstandes im Literaturüberblick." Z Orthop Ihre Grenzgeb **136**(4): 310-6.
- Wolff, J. (1870). "Ueber die innere Architectur der Knochen und ihre Bedeutung für die Frage vom Knochenwachstum." Archiv für pathologische Anatomie und Physiologie und für klinische Medicin **50**(3): 389-450.
- Wolff, J. (1892). Das Gesetz der Transformation der Knochen, A. Hirschwald, Berlin.
- Wolff, J. (1899). "Die Lehre von der functionellen Knochengestalt." Virchows Archiv **155**(2): 256-315.
- Wong, A. S., I. Graham, A. M. R. New und M. Taylor (2003). Influence of bone quality on the initial stability of cementless hip stem in total hip arthroplasty. Summer Bioengineering Conference (SBC), Key Biscane, Florida, American Society of Mechanical Engineers (ASME).
- Wroblewski, B. M. (1979). "The mechanism of fracture of the femoral prosthesis in total hip replacement." Int Orthop **3**(2): 137-9.
- Wylde, V., A. Blom, P. Dieppe, S. Hewlett und I. Learmonth (2008). "Return to sport after joint replacement." J Bone Joint Surg Br **90-B**(7): 920-923.
- Yamaguchi, G. T., D. W. Moran und J. Si (1995). "A computationally efficient method for solving the redundant problem in biomechanics." J Biomech **28**(8): 999-1005.
- Yamaguchi, K., K. Masuhara, K. Ohzono, N. Sugano, T. Nishii und T. Ochi (2000). "Evaluation of periprosthetic bone-remodeling after cementless total hip arthroplasty. The influence of the extent of porous coating." J Bone Joint Surg Am **82-A**(10): 1426-31.
- Yun, A. G. (2006). "Sports after total hip replacement." Clin Sports Med **25**(2): 359-64, xi.
- Zahiri, C. A., T. P. Schmalzried, E. Ebramzadeh, E. S. Szuszczewicz, D. Salib, C. Kim und H. C. Amstutz (1999). "Lessons learned from loosening of the McKee-Farrar metal-on-metal total hip replacement." J Arthroplasty **14**(3): 326-32.
- Zavatsky, A. B., P. T. Oppold und A. J. Price (2004). "Simultaneous in vitro measurement of patellofemoral kinematics and forces." J Biomech Eng **126**(3): 351-6.
- Zebaze, R. M. D., A. Ghasem-Zadeh, A. Bohte, S. Iuliano-Burns, M. Mirams, R. I. Price, E. J. Mackie und E. Seeman (2010). "Intracortical remodelling and porosity in the distal radius and post-mortem femurs of women: a cross-sectional study." The Lancet **375**(9727): 1729-1736.
- Zhang, Q.-H., J.-Y. Wang, C. Lupton, P. Heaton-Adegbile, Z.-X. Guo, Q. Liu und J. Tong (2010). "A subject-specific pelvic bone model and its application to cemented acetabular replacements." Journal of Biomechanics **43**(14): 2722-2727.
- Zhang, Y. und J. M. Jordan (2008). "Epidemiology of osteoarthritis." Rheum Dis Clin North Am **34**(3): 515-29.
- Zimmerman, S., W. G. Hawkes, J. I. Hudson, J. Magaziner, J. Richard Hebel, T. Towheed, J. Gardner, G. Provenzano und J. E. Kenzora (2002). "Outcomes of surgical management of total HIP replacement in patients aged 65 years and older: cemented versus cementless femoral components and lateral or anterolateral versus posterior anatomical approach." Journal of Orthopaedic Research **20**(2): 182-191.
- Zweymuller, K. A., F. K. Lintner und M. F. Semlitsch (1988). "Biologic fixation of a press-fit titanium hip joint endoprosthesis." Clin Orthop(235): 195-206.

6 Anhang

6.1 Verzeichnis der Abkürzungen

3D	drei-dimensional
BW	B ody w eight, Körpergewicht
CCD-Winkel	C aput- C ollum- D iaphysen-Winkel
CT	C omputer- T omographie
DEXA	D ual E nergy X - R ay A bsorptiometry, Doppel-Energie-Röntgen-Absorptiometrie
MRT	M agnet- R esonanz- T omografie
TEP	T otalendoprothese
RSA	R oentgen S tereophotogrammetric A nalysis, Röntgen-Stereophotogrammetrische Analyse

6.2 Danksagung

Während meiner gesamten wissenschaftlichen Arbeit habe ich sehr viel wertvolle Unterstützung erfahren, für die ich mich hier herzlich bedanken möchte.

Mein besonderer Dank gilt meinem Chef, Herrn Prof. Dr.-Ing. Georg Duda für das mir gewährte Vertrauen und die Freiräume, ohne die meine wissenschaftliche Entwicklung, die ich als Doktorand im Rahmen eines EU-Projektes unter seiner Betreuung begann und die mich nun selbst in die Rolle des Koordinators eines EU-Projektes führte, nicht denkbar gewesen wäre.

Ohne die enge, uneigennütige Zusammenarbeit mit Prof. Dr. Georg Bergmann wäre die Durchführung und Entwicklung meiner eigenen Forschung nicht möglich gewesen. In ihm habe ich nicht nur einen exzellenten Wissenschaftler an meiner Seite, sondern vor allem auch einen stets neugierigen und kritikfreudigen Ansprechpartner gefunden, dem die Sache und das Bestreben die Forschung weiterzubringen das Wichtigste war.

Der Bezug zur klinischen Praxis ist mir sehr wichtig, und es ist vor allem der Unterstützung durch Prof. Dr. Norbert Haas und Prof. Dr. Carsten Perka zu danken, dass ich die Möglichkeit hatte, diese Realität kennenzulernen und den Zugang zur Klinik als Basis für meine Forschung nutzen konnte. Die erfolgreiche Bearbeitung meiner Fragestellung zur Endoprothetik der Hüfte wurde entscheidend von dem Enthusiasmus von Prof. Perka, sich in die Bearbeitung biomechanischer Aspekte einzubringen und stets als konstruktiv kritisches, klinisches Korrektiv zur Verfügung zu stehen, ungemein befördert.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. Jean-Pierre Kassi, denn durch die enge, kollegiale Zusammenarbeit mit ihm ist die intensive Bearbeitung des Themas bis hin zur präklinischen in vitro Testung nicht nur befördert, sondern überhaupt erst ermöglicht worden.

Ein besonderer Dank gilt den ehemaligen und noch tätigen Diplomanden und Doktoranden und wissenschaftlichen Mitarbeitern meines Teams: Herrn Dipl.-Ing. Christian König, Herrn Dr.-Ing. Ralf Kleemann, Herrn Dipl.-Ing. Dong-Yoeng Kim, Herrn Dipl.-Ing. Evgenios Kornaropoulos, Herrn Dr.-Ing. Manav Mehta, Herrn Dr.-Ing. Alexey Sharenkov, Herrn Dipl.-Ing. Andrews Speirs, Herrn Adam Trepczyński, sowie Herrn Alexander Wurl deren besonderes Engagement bei der Bearbeitung und Durchführung der experimentellen Studien wesentliche Voraussetzung zur umfassenden Bearbeitung des Themas war.

Ebenso danke ich den klinischen Kollegen aus dem Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie der Charité, Herrn PD Dr. Georg Matziolis, Herrn Dr. Olaf Hasart, Herrn Dr. Michael Müller,

Herrn Dr. Jörg Schröder, Herrn Dr. Stefan Tohtz und Herrn Dr. Georgi Wassilew für ihre Bereitschaft, ihre Erfahrung und ihre Zeit in die Planung, Durchführung und Diskussion der experimentellen und klinischen Studien mit einzubringen.

Die an der Hüfte entwickelten Ansätze und Prinzipien weiterzuentwickeln und für die Erforschung der Biomechanik des patellofemorales Gelenkes zu nutzen, war nur durch die tatkräftige Unterstützung von Herrn PD Dr. Andreas Weiler, Herrn PD Dr. Philip Schöttle, Herrn PD Dr. Sven Scheffler, Frau Dipl.-Ing. Maria Nau, Herrn Dipl.-Ing. Lars Fielhauer, und den besonderen Einsatz von Ioannis Goudakos, Herrn Nikolaus Rosenstiel und Herrn Ian Roberts möglich, denen ich hierfür an dieser Stelle herzlich danken möchte.

Herrn Dipl.-Ing. Jan Hoffmann danke ich für seine tatkräftige Zusammenarbeit und die allzeit gewährte kompetente Unterstützung in der Entwicklung und Realisierung der Prüfaufbauten sowie in der praktischen Durchführung der in vitro Experimente.

Mein spezieller Dank gilt meinem Freund Dr. William Taylor, der durch seine uneigennützig Unterstützung, nicht zuletzt auch in der kritischen und offenen Diskussion einen wesentlichen Anteil an den gemeinsam errungenen wissenschaftlichen Erfolgen trägt, und durch seine Persönlichkeit auch entscheidend dazu beiträgt, auch schwierige Phasen in der Forschung zu meistern. Seine vielfältige, kollegiale Unterstützung ist für mich bis heute einzigartig.

Ohne die finanzielle Unterstützung durch die Deutsche Forschungsgemeinschaft, das Bundesinstitut für Arzneimittel und Medizinprodukte, die Europäische Union, und die Zimmer GmbH, Winterthur, wäre die Durchführung der Experimente nicht möglich gewesen. Hierfür möchte ich mich herzlich bedanken.

6.3 Eidesstattliche Versicherung

ERKLÄRUNG

§ 4 Abs. 3 (k) der HabOMed der Charité

Hiermit erkläre ich, dass

- weder früher noch gleichzeitig ein Habilitationsverfahren durchgeführt oder angemeldet wird bzw. wurde.
- die vorgelegte Habilitationsschrift ohne fremde Hilfe verfasst, die beschriebenen Ergebnisse selbst gewonnen sowie die verwendeten Hilfsmittel, die Zusammenarbeit mit anderen Wissenschaftlern/Wissenschaftlerinnen und mit technischen Hilfskräften sowie die verwendete Literatur vollständig in der Habilitationsschrift angegeben wurden.
- mir die geltende Habilitationsordnung bekannt ist.

Datum

Unterschrift