

UNIVERSITÄTSKLINIKUM HAMBURG-EPPENDORF

Zentrum für Radiologie und Endoskopie,
Klinik und Poliklinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie

Direktor: Prof. Dr. med. G. Adam

**Endoprothesen relevante Anatomie
des proximalen Femur-**

**eine morphometrische Studie an
51 anatomischen Präparaten**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.

vorgelegt von:

Mathias Christian Hock
aus Freiburg i. Br.

Hamburg 2010

Angenommen vom Fachbereich Medizin
der Universität Hamburg am: 22.10.2010

Veröffentlicht mit Genehmigung des Fachbereichs
Medizin der Universität Hamburg

Prüfungsausschuss, die/der Vorsitzende/r: Prof. Dr. Ch. Habermann

Prüfungsausschuss: 2. Gutachter/in: Prof. Dr. G. Adam

Prüfungsausschuss: 3. Gutachter/in: PD Dr. U. Rehder

Für Monika

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1.) Einleitung	5
1.1 Einführung	5
1.2 Die Geschichte der Endoprothetik	6
1.3 Fragestellung	10
2.) Material und Methoden	12
3.) Ergebnisse	16
3.1 Femurlänge bis Höhe Trochantermassiv	16
3.2 Femurlänge bis maximale Höhe des Femurkopfes	17
3.3 Anterioposteriorer Durchmesser des femoralen Halses	18
3.4 Craniocaudaler Durchmesser des femoralen Halses	19
3.5 Anterioposteriorer Durchmesser des Femurkopfes	20
3.6 Mediolateraler Durchmesser des Femurkopfes	20
3.7 Craniocaudaler Durchmesser des Femurkopfes	21
3.8 Anterioposteriorer Schenkelhalskopffoffset	22
3.9 Craniocaudaler Schenkelhalskopffoffset	23
3.10 Mediolaterale Markkanalweite 1,8cm proximal des Trochanter minor	24
3.11 Mediolaterale Markkanalweite auf Höhe des Trochanter minor	25
3.12 Mediolaterale Markkanalweite 1,8cm distal des Trochanter minor	26
3.13 Isthmusweite des Markkanals	27
3.14 Collum- Caput- Diaphysenwinkel	27
3.15 Proximaler Anteversionswinkel	28
4.) Diskussion	29
4.1 Die Länge des Femurschaftes	30
4.2 Der Femur und der Schenkelhals	31
4.3 Der Schenkelhalskopffoffset	33
4.4 Die Markkanal- und Isthmusweite des Femurs	34
4.5 Der Collum-Caput-Diaphysenwinkel (CCD-Winkel) und der Anteversionswinkel des Hüftgelenkes	36
5.) Zusammenfassung	38
6.) Literaturliste	39
7.) Danksagungen	43
8.) Lebenslauf	44
9.) Eidesstattliche Erklärung	45

1) Einleitung

1.1) Einführung

Der junge, körperlich aktive Patient mit fortgeschrittener Coxarthrose und hohem Anspruch an ein schmerzfreies, funktionell gering eingeschränktes Leben, stellt in der Therapie bis heute eine große Herausforderung dar. Die Grenzen der konservativen Therapie (suffiziente Analgesie und antiphlogistische Therapie, krankengymnastische Übungsbehandlungen etc.) sind in der Regel rasch erreicht und führen meist nur zu einer kurzfristigen Linderung der bestehenden Beschwerden. Darüber hinaus können Begleiterscheinungen wie gastrointestinale Nebenwirkungen durch die medikamentöse Therapie zu einem Abbruch der eingeleiteten konservativen Therapie bzw. zu einer nicht ausreichenden Analgesie führen. Durch den zunehmenden Verschleiß des Knorpels und konsekutiv des Knochens sowie die Effekte der Medikation auf die Zellen kann es außerdem zu osteochondralen Veränderungen kommen, welche die spätere endoprothetische Versorgung des Hüftgelenkes erheblich erschweren {Newman, 1985} {Solomon, 1973}.

Osteotomien des Beckens oder des proximalen Femurs haben ihre Indikation in der Behandlung präarthrotischer Deformitäten, sind jedoch bei höhergradiger, fortgeschrittener Arthrose nicht in der Lage, ausreichende Beweglichkeit und besonders Schmerzfreiheit zu erzielen {Hailer, 2005} {McGrory, 1998} {Nakamura, 1998}.

Liegt klinisch und radiologisch eine fortgeschrittene Arthrose vor, so ist mittel- und langfristig bei Versagen der ausgeschöpften konservativen Therapie die endoprothetische Versorgung des Gelenkes als Therapie der Wahl anzusehen. In Deutschland werden im Jahr laut Statistischem Bundesamt ca. 160000 künstliche Hüftgelenke implantiert. Aufgrund der demografischen Entwicklung der Bevölkerungsstruktur ist mit einem weiteren Anstieg dieser Zahl zu rechnen.

Beim älteren Menschen ist meistens sowohl die Verbesserung der postoperativen Beweglichkeit als auch die Reduktion des Schmerzes mit herkömmlichen, im femoralen Schaft verankerten, zementierten oder zementfreien Endoprothesen bis zum Lebensende zu erzielen.

Beim jungen Patienten kann jedoch aufgrund von Adaptationsvorgängen im Rahmen der nicht-physiologischen Kräfteverteilung zwischen Implantat und Knochen, durch mechanischen Abrieb bedingte Osteolysen und Knochensubstanzverlusten im Rahmen der notwendigen Wechseloperationen, eine lebenslange Haltbarkeit und andauernde Zufriedenheit selten gewährleistet werden {Harris, 1992}.

Die bei klassischen Endoprothesen entstehende, unphysiologisch kleine Gelenkgröße (der Durchmesser eines klassischen Kopfes einer Hüftendoprothese ist mit 28 bzw. 32mm Durchmesser deutlich kleiner als anatomisch vorgegeben) führt des Weiteren selbst bei regelrecht eingebrachtem künstlichen Gelenk zu einer lebenslangen Einschränkung der Beweglichkeit und Gelenkinstabilität. Es gilt Luxationen und hieraus entstehende Folgeschäden zu vermeiden. Ältere Menschen können sich mit dieser Einschränkung der Lebensqualität in der Regel deutlich besser arrangieren als der oben geschilderte aktive Patient. Dieser hat unter der Limitierung der Bewegung (keine Hüftbeugung über 90°, Vermeidung von extremer Adduktion oder Innen- bzw. Außenrotation) zu leiden. {Witzleb 2002}

Es gilt also Alternativen zu finden, um auch dem angesprochenen Problempatienten ein schmerzfreies, so wenig wie notwendig eingeschränktes Leben zu ermöglichen. Die Endoprothetik unterliegt somit einem ständigen Wandel.

1.2) Die Geschichte der Endoprothetik

Seit langer Zeit gehören arthroplastische Operationen zu festen Bestandteilen der orthopädischen Chirurgie. Jedoch gestaltete sich der Weg zum suffizienten Ersatz eines Gelenkes äußerst schwierig und mühsam. Vielversprechende Ansätze waren bereits im Vorfeld zum Scheitern verurteilt; verstand man doch die biomechanischen Grundsätze noch nicht und waren sowohl technische als auch hygienische Grundsätze in den Operationsräumen noch nicht ausreichend gewährleistet. Auch die Wahl der richtigen Materialien zum Gelenkersatz beanspruchte einige Zeit.

Ziel war und bleibt die Verbesserung und Wiederherstellung von Funktion, die Reduktion von Schmerzen und Fehlstellungen sowie die Zunahme der Haltbarkeit der implantierten Prothesen.

Mitte des 18. Jahrhunderts begannen Chirurgen mit Resektionsarthroplastiken, um funktionsunfähige Gelenke wiederherzustellen. Nach anfänglich vergeblichen Versuchen flammte im 19. Jahrhundert diese Methode erneut auf, um vor allem in der zweiten Hälfte des 19. Jahrhunderts in der Kriegschirurgie zunehmend an Bedeutung zu gewinnen {v. Langenbeck, 1874}.

Probleme gestalteten sich bei der Festlegung des Ausmaßes der Resektion. Wurde zuviel Knochen reseziert entstanden Schlottergelenke, wurde zu sparsam reseziert, drohte die Gefahr einer erneuten Einsteifung. Um eine Verwachsung zu vermeiden, begann man Gewebe zwischen die Knochen zu lagern, die Interpositionsarthroplastik war geboren {Verneuil 1863}. Lange Zeit versuchte man mit verschiedenen körpereigenen und –fremden Materialien zu experimentieren, musste jedoch einsehen, dass an den großen Gelenken der unteren Extremität die Interpositionsarthroplastik selbst bei gut verträglichen, körpereigenen Interponaten, diese der hohen mechanischen Beanspruchung nicht gewachsen waren. An Gelenken der oberen Extremität ist die Interpositionsarthroplastik jedoch bis zum heutigen Tag eine Alternative zum künstlichen Gelenkersatz geblieben. {Blauth 1979}

Mit Beginn des 20. Jahrhunderts wurden über die ersten Gelenktransplantationen berichtet {Tietze 1897}. 1907 verpflanzte der Freiburger Chirurg Erich Lexer einer 38 jährigen Patientin eine Hälfte des Kniegelenkes, welches er dem Unterschenkel eines Amputierten entnommen hatte. Die Langzeitergebnisse der anfangs vielversprechenden Operationen blieben jedoch deutlich hinter den Erwartungen zurück. Als Folge zunehmender Um- und Abbauerscheinungen an den verwendeten Transplantaten stellten sich Fehlstellungen sowie Instabilitäten ein {Lexer 1908}.

Die Anfänge des künstlichen Gelenkersatzes sind nicht genau zu beziffern. Im Jahre 1890 ließ der Berliner Chirurg Th. Gluck ein Scharniergelenk aus Elfenbein fertigen, welches er einem Patienten implantierte, dessen Kniegelenk durch eine Infektion zerstört worden war {Gluck 1890}. Er musste jedoch mit seiner primär erfolgreichen Operation scheitern, da das gewählte Material ungeeignet war, die Gelenke nicht permanent verankert werden konnten und Infektionen kaum zu verhindern gewesen waren. Viele Jahre wurden nun diverse Versuche unternommen, Gelenke suffizient zu ersetzen. Im Jahr 1947 leiteten die Brüder Judet den Beginn der Ära der Endoprothetik ein. Sie implantierten am Hüftgelenk eine Plexiglasschale,

welche mit einem Stiel im Schenkelhals verbunden war {Judet, 1949}. Schnell fanden sich viele Anhänger dieses Verfahrens, so dass in den nächsten drei Jahren bereits mehrere Hundert dieser Prothesentypen implantiert wurden. Erste Kontrolluntersuchungen zwangen jedoch zur Aufgabe der Methode, da es in zunehmendem Maße zu Lockerungen der Prothesenkomponenten, Kunststoffdeformierungen und Gewebsreaktionen auf das abgeriebene Material kam.

Vielfach wendete man sich nun wieder der herkömmlichen Behandlung arthrotischer Erkrankungen zu, bis der Amerikaner A.R. Moore eine Prothese konzipierte, welche das Modell der Judets ablöste und einen die Misserfolge vergessen ließ. Der Fortschritt dieses neuen Modells bestand darin, dass sowohl Femurkopf als auch Schenkelhals ersetzt wurden und eine diaphysäre Verankerung der Prothese erfolgte. Diese Variante hatte gegenüber des Vorgängermodells erhebliche Vorteile, die massiven Probleme durch Lockerung der Komponenten und Probleme bei der Kraftverteilung konnten jedoch erst durch den Versuch des Engländers Charnley Anfang der Sechziger Jahre gelöst werden. Er ergänzte die Hüftkopfprothese um eine künstliche Gelenkpfanne, da die natürliche Pfanne den Belastungen des künstlichen Hüftkopfes nicht gewachsen war {Charnley 1960}. Zusätzlich verwendete er das in der Zahnmedizin bereits eingesetzte Polymethylmetacrylat als Knochenzement und erreichte hierdurch einen festen Sitz der Totalendoprothese und eine deutlich bessere Verteilung der Kräfte {Charnley 1965}.

In den Folgejahren gab es dann umfassende Modifikationen der diaphysär- verankerten Endoprothese, auf die an dieser Stelle nicht weiter eingegangen werden soll.

In den 70er Jahren des vergangenen Jahrhunderts wandte man sich dann erneut dem Oberflächenersatz des Hüftgelenkes zu. Die verwendeten Materialien basierten auf den gleichen Materialien wie die „konventionellen“, schaftverankerten Endoprothesen. Neben den Implantattypen von Freeman, Furuya und Amstutz wurde im europäischen Raum vor allem die Schalenprothese von Wagner verwendet, welche auf einer Polyethylen-Chrom- Cobalt-Molybdän (CrCoMb)- bzw. Keramik- Paarung basierten. Hauptproblem zu dieser Zeit waren die aseptischen Prothesenlockerungen, welche hauptsächlich die Pfannenkomponente betrafen und mit erheblichen Fremdkörperreaktionen einhergingen. Zusätzlich fiel eine signifikant kurze Standzeit der Prothesen auf, die entweder zu varisch oder deutlich zu valgisch eingebaut worden waren. {Schneider 2002}

Im Jahre 1979 wurde in Genua durch Pipino die erste im Schenkelhals verankerte Kurzschaftprothese implantiert {Pipino 1993}. Im Rahmen dieser knochensparenden

Operationsmethode konnte auf die bewährten und erprobten Vorteile der konventionellen Endoprothetik zurückgegriffen werden. Zahlreiche Modifikationen dieser Prothese (CFP, Mayo, Eska, Metha) sind aktuell weiterhin Bestandteil der endoprothetischen Versorgung des Hüftgelenkes {Gulow 2007, Reinhardt 2007}.

Ende der 80er Jahre erfuhren die Metall- Metall- Paarungen eine Wiederkehr, McMinn begann in Birmingham Oberflächenendoprothesen zu konzipieren, welche auf dieser Tribologie basierten.

Nachdem die ersten veröffentlichten Ergebnisse äußerst vielversprechend waren, wurden in den vergangenen Jahren wieder zunehmend Oberflächenendoprothese des Hüftgelenkes implantiert und haben bis zum heutigen Zeitpunkt ihren Platz in der orthopädischen Chirurgie behalten {McMinn 1996}.

1.3) Fragestellung

Mehrere Studien haben gezeigt, dass im Vergleich zur klassischen Versorgung mittels diaphysär verankerter Prothese das hauptsächliche Problem bei der Versorgung von Patienten mit Hüftkappenendoprothesen die postoperativ auftretende Schenkelhalsfraktur ist {Marker 2007} {Jens 2006}. Die Zahlen in der aktuellen Literatur reichen hier im Nachuntersuchungszeitraum von fünf und weniger Jahren bis zu 5%.

Als hauptsächlicher Grund für die postoperative Schenkelhalsfraktur nach Kappenendoprothetik wird aktuell das relativ neu angewandte Verfahren des Oberflächenersatzes und die damit noch bestehende Lernkurve der Operateure angesehen {Marker 2007} {Hing 2007}.

Darüberhinaus beschreiben andere Studien, dass es Risikofaktoren bei Patienten gibt, welche mit einer erhöhten Inzidenz zum Versagen des Oberflächenersatzes führen. Diese sind z.B. Zysten im Bereich des Femurkopfes, die Körpergröße des Patienten sowie vorangegangene gelenknahe Operationen {Amstutz 2004}.

Außerdem werden als relative Kontraindikationen zur Kappenendoprothese des Hüftgelenkes die fortgeschrittene Arthrose und diverse anatomische Kriterien des proximalen Femurs angesehen. Hierzu zählen u.a. eine geringe Knochendichte sowie das Vorhandensein von randständigen Femurkopffosteophyten. Eine ausgeprägte Beinlängendifferenz (mehr als ein Zentimeter) kann mit einem Oberflächenersatz nicht suffizient ausgeglichen werden {Schmalzried 2005}.

Die eingebrachte Prothese sollte bevorzugt in Valgusstellung eingebracht werden, dies ist jedoch durch den physiologisch vorgegebenen Collum- Caput- Diaphysen- Winkel (CCD-Winkel) nur begrenzt möglich bzw. limitiert. Eine Varusstellung geht nach klinischen Studien mit einem erhöhten Prothesenversagen einher und sollte aus diesem Grunde vermieden werden {Beaulé 2004}.

Ansatz dieser Arbeit ist es, die Anatomie des proximalen Femur aus endoprothetischer Sicht zu beleuchten. Es sollen die anatomischen Gegebenheiten untersucht werden, um das relativ neue Verfahren der Kappenendoprothetik sowie der metaphysär verankerten Prothesen zu verbessern und Fehlerquoten zu reduzieren.

Im Besonderen soll hierbei auf die Frage eingegangen werden, inwiefern zwischen dem Zentrum des femoralen Kopfes und einer Linie durch das Zentrum des Schenkelhalses ein relevanter Abstand (Offset) in anterioposteriorer bzw. craniocaudaler Richtung besteht. Dies könnte, insbesondere bei bestehenden Osteophyten aufgrund der makroskopischen Verzerrung des Zentrums durch nicht symmetrisch anlagernde Osteophyten, mit einem erhöhten Risiko des intraoperativen femoralen Einkerbens mit der Fräse in den Schenkelhals (Notching) {Beaulé 2005} und der ungewollten Erzeugung einer Sollbruchstelle einhergehen.

Die Größen des femoralen Kopfes und Halses als tragende Strukturen des Oberflächenersatzes sollen bestimmt werden.

Zur Komplettierung und Validierung der Daten sowie zur Optimierung der diversen Gelenkersatzverfahren neben der Kappenendoprothetik werden darüber hinaus auch andere, endoprothetisch relevante extraarticulären Strukturen des proximalen Femurs vermessen.

2.) Material und Methodik

Untersucht wurden 51 Femura, welche der Sammlung des anatomischen Institutes der medizinischen Fakultät der Universität zu Köln entliehen wurden. Die Auswahl der Knochen erfolgte randomisiert, ohne Bevorzugung von rechter oder linker Extremität sowie Geschlecht oder Alter des Körperspenders. Knochen, welche Anzeichen von ossärer Pathologie zeigten, wie z.B. vorausgegangenen Frakturen, fortgeschrittener Arthrose, Anzeichen von knöchernen Unregelmäßigkeiten oder dem Vorhandensein von orthopädischen oder unfallchirurgischen Implantaten, wurden von der Studie ausgeschlossen.

Alle Knochen wurden vom Verfasser dieser Arbeit unter Anleitung durch Herrn PD Dr. Christian Habermann zwischen Juni und August 2003 in der radiologischen Abteilung des Universitätsklinikums Hamburg- Eppendorf computertomografisch gescannt. Hierzu wurde ein Somatom Volume Zoom der Firma Siemens AG, Medical Solutions, Siemensstr. 1, 91301 Forchheim, Deutschland verwendet. Es wurde eine primäre Schichtdicke von 1mm gewählt. Der zur Rekonstruktion gewählte Schichtabstand betrug ebenfalls 1mm, so dass eine Verzerrung der Messergebnisse im Rahmen der Rekonstruktion ausgeschlossen werden konnten.

Im Anschluss wurden alle Knochen ausschließlich vom Verfasser dieser Dissertation anhand der angefertigten, computertomografischen Scans vermessen. Dies erfolgte mittels des Programms eFilm (Version 2.1.2) der Firma Merge Healthcare Corporate, 6737 W. Washington Street, Suite 2250, Milwaukee, WI 53214, USA.

Als Grundlage der zu vermessenden Größen und Winkel wurden die Studien von Billings {Billings 1954}, Murphy {Murphy 1987}, Noble {Noble 1988} und Maruyama {Maruyama 2001} verwendet.

Als die zu untersuchenden Größen und Winkel, wurden folgende anatomischen Strukturen festgelegt:

1. Die Länge des Femurs bis zur maximalen Höhe des Trochantermassives- ausgemessen anhand der Linie durch die Achse des Femurschaftes (FA), welche zwischen dem

femorales Kniegelenkszentrum (K) und dem Zentrum der Basis des femoralen Halses (O) definiert ist.

2. Die Länge des Femurs bis zur max. Höhe des Femurkopfes- ausgemessen anhand der Linie durch die Achse des Femurschaftes (FA), welche zwischen dem femoralen Kniegelenkszentrum (K) und dem Zentrum der Basis des femoralen Halses (O) definiert ist.
3. Der anterioposteriore Durchmesser des femoralen Halses- ausgemessen anhand der Linie durch die Achse des Femurhalses (FNA), welche zwischen dem Mittelpunkt des femoralen Kopfes (H) und dem Zentrum der Basis des femoralen Halses (O) definiert ist.
4. Der craniocaudale Durchmesser des femoralen Halses- ausgemessen anhand der Linie durch die Achse des Femurhalses (FNA), welche zwischen dem Mittelpunkt des femoralen Kopfes (H) und dem Zentrum der Basis des femoralen Halses (O) definiert ist.
5. Der anterioposteriore Durchmesser des femoralen Kopfes- welcher wie auch der mediolaterale und craniocaudale Durchmesser des femoralen Kopfes mittels eines eingelegten, bestmöglich passenden Kreises berechnet wurde.
6. Der mediolaterale Durchmesser des femoralen Kopfes.
7. Der craniocaudale Durchmesser des femoralen Kopfes.
8. Der anterioposteriore Schenkelhalskopffoffset- definiert als anteriorer bzw. posteriorer Abstand des Zentrums des Femurkopfes (H) von der Linie durch die Achse des femoralen Halses (FNA).
9. Der craniocaudale Schenkelhalskopffoffset- definiert als cranialer bzw. caudaler Abstand des Zentrums des Femurkopfes (H) von der Linie durch die Achse des femoralen Halses (FNA).
10. Die mediolaterale Weite des femoralen Markkanals 1,8 cm proximal des Trochanter minor Zentrums.
11. Die mediolaterale Weite des Markkanals auf Höhe des Trochanter minor Zentrums.

12. Die mediolaterale Weite des Markkanals 1,8 cm distal des Trochanter minor Zentrums.
13. Die Isthmusweite des Markkanals.
14. Der Collum- Caput- Diaphysenwinkel- ausgemessen zwischen der Linie durch die Achse des Femurschaftes (FA) und die Linie durch die Achse des femoralen Halses (FNA).
15. Der proximale Anteversionswinkel (σ)- definiert als Winkel zwischen der Anteversionsebene (AP) und der Transversalebene (CP). Die Anteversionsebene wird als diejenige Ebene definiert, in der die Linie durch die Achse des femoralen Schaftes (FA) als auch die Linie durch die Achse des femoralen Halses (FNA) liegt. Die Transversalebene bildet diejenige Ebene ab, in der die Linie durch die Achse des femoralen Schaftes (FA) sowie eine parallel verschobene Linie zwischen den posterioren Anteilen der medialen und lateralen Femurkondylen (CA) liegt (Abb. 1).

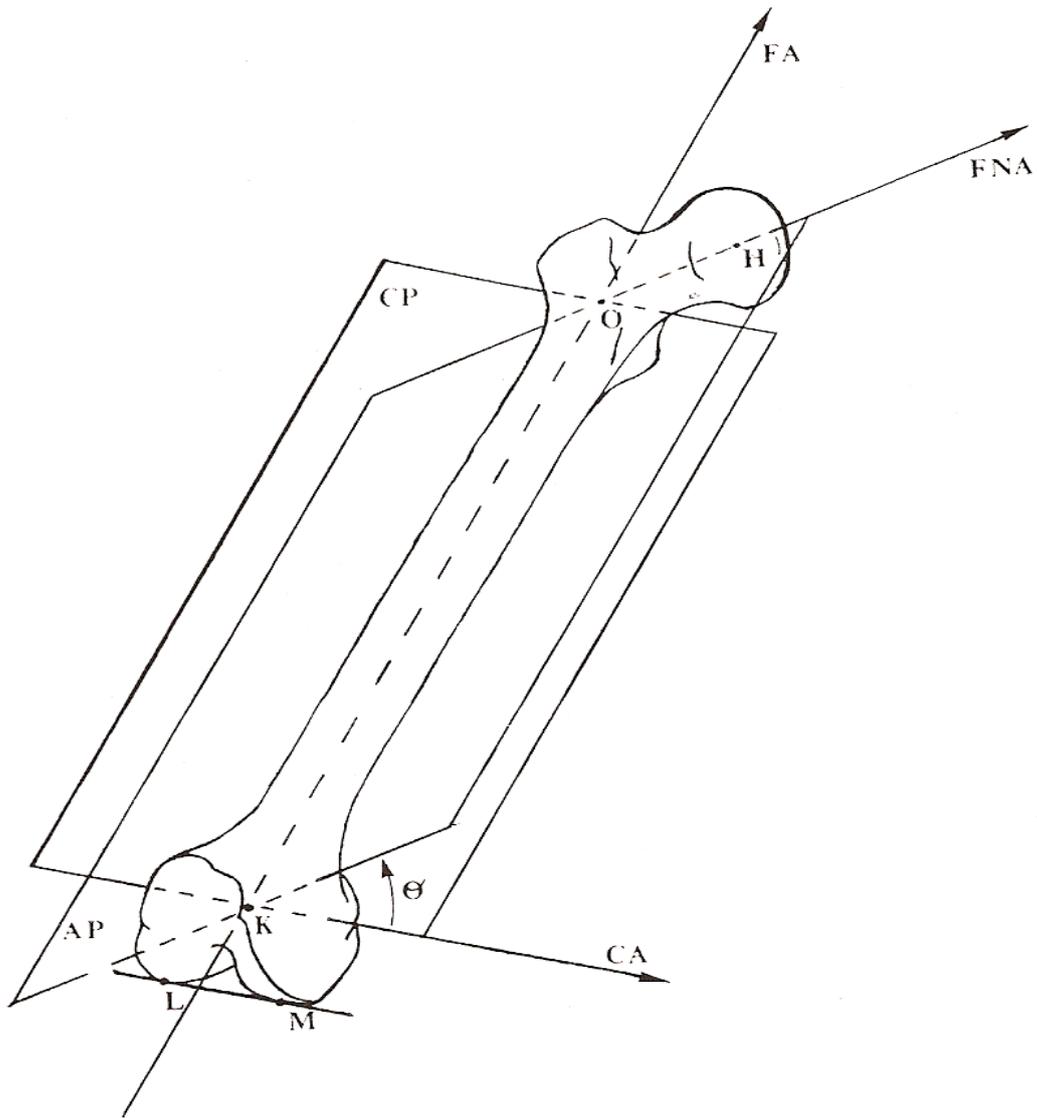


Abb. 1; Quelle: Murphy et al, Femoral Anteversion, The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol 69-A, No. 8, October 1987

Alle Strecken wurden in Zentimetern angegeben, alle Winkel in Grad.

Die statistische Auswertung der Daten erfolgte mit Hilfe der Statistik- und Analyse-Software SPSS (Statistical Product and Service Solutions), Version 10 der SPSS Inc., 233 S. Wacker Drive, 11th floor, Chicago, IL 60606-6307, USA durch den Verfasser dieser Dissertation.

3.) Ergebnisse

3.1) Femurlänge bis Höhe Trochantermassiv



Abb. 2: Topogramm eines Femur

		Statistik	Standardfehler
Mittelwert		43,0163	0,40033
95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	42,2114	
	Obergrenze	43,8213	
5% getrimmtes Mittel		43,0464	
Median		43,0000	
Varianz		7,853	
Standardabweichung		2,80233	
Minimum		37,20	
Maximum		48,20	
Spannweite		11,00	
Interquartilbereich		4,6000	
Schiefe		-0,086	0,340
Kurtosis		-0,823	0,668

Der Mittelwert der Femurlänge vom Zentrum des Kniegelenkes bis zur maximalen Höhe des Trochantermassives beträgt im untersuchten Kollektiv 43,02 cm, wobei sich eine Spannweite von 37,2 cm bis 48,2 cm zeigte.

Die Standardabweichung beträgt 2,80.

3.2) Femurlänge bis maximale Höhe des Femurkopfes

		Statistik	Standardfehler
Mittelwert		44,4204	0,40930
95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	43,5975	
	Obergrenze	45,2434	
5% getrimmtes Mittel		44,4297	
Median		44,4000	
Varianz		8,209	
Standardabweichung		2,86509	
Minimum		38,30	
Maximum		50,00	
Spannweite		11,70	
Interquartilbereich		4,0500	
Schiefe		-0,029	0,340
Kurtosis		-0,729	0,668

Die Länge des Femurs vom dem Zentrum des Kniegelenkes bis zur maximalen Ausdehnung des Femurkopfes auf einer Linie entlang des Femurschaftes beträgt 44,42 cm. Hier liegen Messwerte zwischen 38,3 cm und 50,0 cm vor, bei einer Standardabweichung von 2,87.

Der höchste Punkt des Femurkopfes überragt die Spitze des Trochanter majors im Schnitt demzufolge um 1,4 cm.

3.3) Anterioposteriorer Durchmesser des femoralen Halses

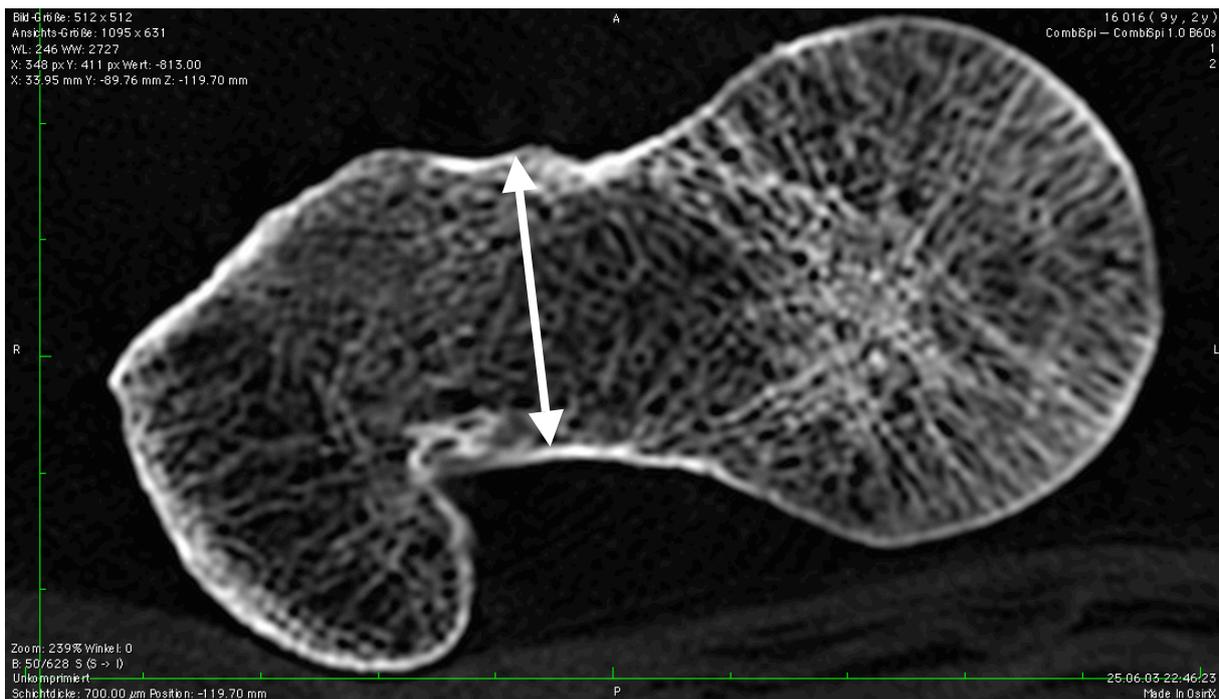


Abb.3 Anterioposteriorer Durchmesser des femoralen Halses

	Statistik	Standardfehler
Mittelwert	2,0837	0,04696
95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze Obergrenze	
	1,9893	
	2,1781	
5% getrimmtes Mittel	2,0730	
Median	2,0000	
Varianz	0,108	
Standardabweichung	0,32873	
Minimum	1,60	
Maximum	2,80	
Spannweite	1,20	
Interquartilbereich	0,5500	
Schiefe	0,602	0,340
Kurtosis	-0,618	0,668

Der anterioposteriore Durchmesser des femoralen Halses konnte im Mittelwert mit 2,08 cm bestimmt werden. Die untersuchten Präparate zeigten eine minimale Ausdehnung von 1,6 cm bis zu einer maximalen Ausdehnung von 2,8 cm. Es findet sich hier eine Standardabweichung von 0,33.

3.4) Craniocaudaler Durchmesser des femoralen Halses

		Statistik	Standardfehler
Mittelwert		3,3163	0,05340
95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	3,2090	
	Obergrenze	3,4237	
5% getrimmtes Mittel		3,2990	
Median		3,3000	
Varianz		0,140	
Standardabweichung		0,37380	
Minimum		2,60	
Maximum		4,40	
Spannweite		1,80	
Interquartilbereich		0,6000	
Schiefe		0,693	0,340
Kurtosis		0,468	0,668

Der Mittelwert des craniocaudalen Durchmessers des femoralen Halses beläuft sich im untersuchten Kollektiv auf 3,32 cm. Der geringste Wert wurde mit 2,6 cm bestimmt, der größte Wert belief sich auf 4,4 cm, die Standardabweichung beläuft sich auf 0,37.

In Zusammenschau der Ergebnisse 3.3 und 3.4 zeigt sich, dass die craniocaudale Ausdehnung des femoralen Halses die anterioposteriore Ausdehnung des Halses im Mittelwert um 1,23 cm übersteigt.

3.5) Anteriposteriorer Durchmesser des Femurkopfes

		Statistik	Standardfehler
Mittelwert		4,4735	0,05623
95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	4,3604	
	Obergrenze	4,5865	
5% getrimmtes Mittel		4,4627	
Median		4,4000	
Varianz		0,155	
Standardabweichung		0,39358	
Minimum		3,90	
Maximum		5,30	
Spannweite		1,40	
Interquartilbereich		0,6000	
Schiefe		0,516	0,340
Kurtosis		-0,768	0,668

Der anterioposteriore Durchmesser des Femurkopfes beträgt bei den untersuchten Präparaten im Mittelwert 4,47 cm. Die Spannweite ist 1,4 cm; von 3,9 cm bis 5,3 cm. Die errechnete Standardabweichung ist 0,39.

3.6) Mediolateraler Durchmesser des Femurkopfes

		Statistik	Standardfehler
Mittelwert		3,5061	0,06484
95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	3,3758	
	Obergrenze	3,6365	
5% getrimmtes Mittel		3,5000	
Median		3,5000	
Varianz		0,206	
Standardabweichung		0,45388	
Minimum		2,70	
Maximum		4,60	
Spannweite		1,90	
Interquartilbereich		0,7500	
Schiefe		0,228	0,340
Kurtosis		-0,654	0,668

Im Mittel beträgt der mediolaterale Durchmesser des Femurkopfes 3,50 cm. Die Spannweite ist 1,90 cm, es zeigen sich Werte zwischen 2,7 cm und 4,6 cm.

Die Standardabweichung ist 0,45.

3.7) Craniocaudaler Durchmesser des Femurkopfes

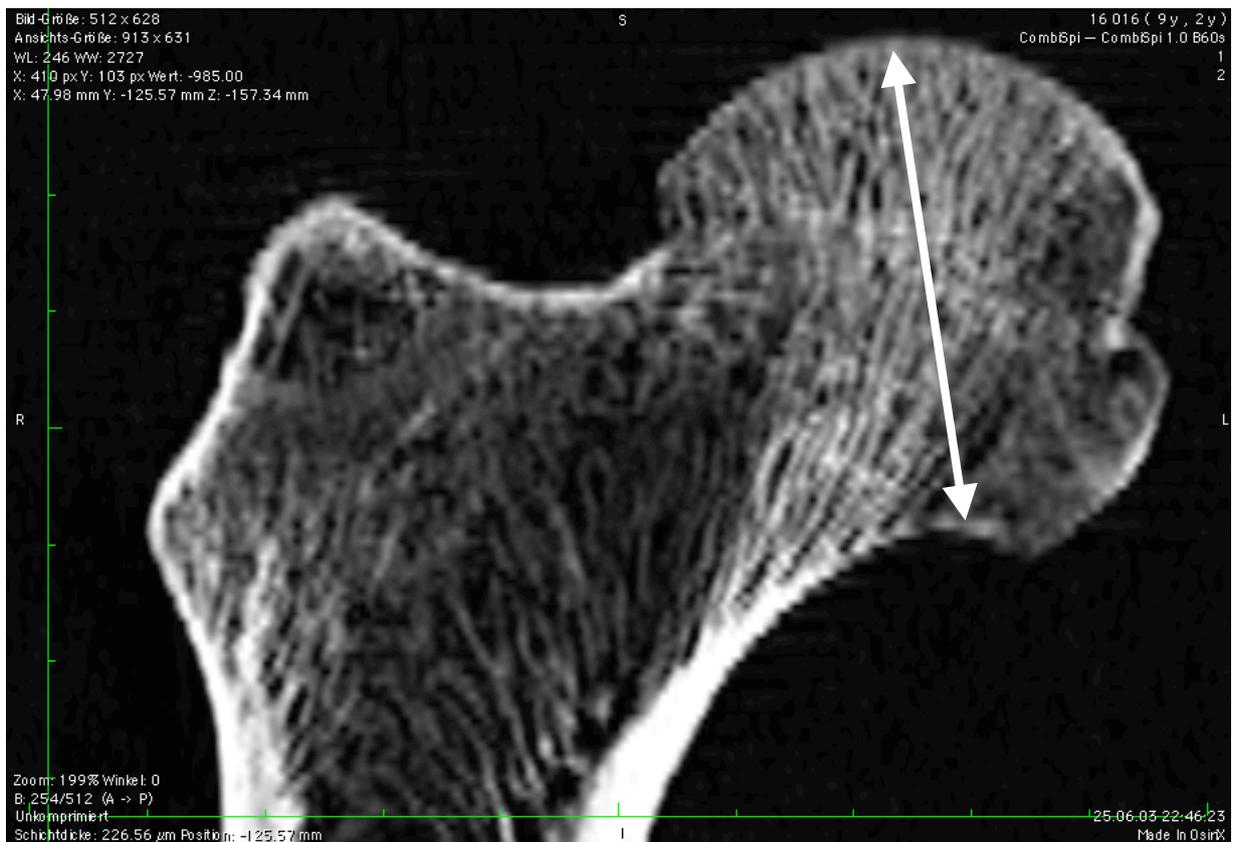


Abb. 4: Craniocaudaler Durchmesser des Femurkopfes

		Statistik	Standardfehler
Mittelwert		4,4408	0,05501
95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	4,3302	
	Obergrenze	4,5514	
5% getrimmtes Mittel		4,4365	
Median		4,4000	
Varianz		0,148	
Standardabweichung		0,38510	
Minimum		3,70	
Maximum		5,20	
Spannweite		1,50	
Interquartilbereich		0,6500	
Schiefe		0,177	0,340
Kurtosis		-0,792	0,668

Die Bestimmung des craniocaudalen Durchmessers des Femurkopfes erbringt einen Mittelwert von 4,44 cm. Hier beläuft sich die Spannweite auf 1,50 cm, gemessen wurden Werte zwischen 3,70 cm und 5,20 cm, bei einer Standardabweichung von 0,39.

Werden die Werte der Ergebnisse 3.5, 3.6 und 3.7 betrachtet, so zeigt sich, dass die Ausdehnung des Femurkopfes nach anterioposterior und craniocaudal nahezu gleich ist. Der mediolaterale Durchmesser fällt jedoch im Vergleich zu den o.g. Durchmessern deutlich ab.

3.8) Anterioposteriorer Schenkelhalskopffset

		Statistik	Standardfehler
Mittelwert		-0,0327	0,03750
95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	-0,1081	
	Obergrenze	0,0427	
5% getrimmtes Mittel		-0,0340	
Median		0,0000	
Varianz		0,069	
Standardabweichung		0,26251	
Minimum		-0,60	
Maximum		0,50	
Spannweite		1,10	
Interquartilbereich		0,4000	
Schiefe		-0,082	0,340
Kurtosis		-0,585	0,668

Hierbei ist zu beachten, dass bei positiven Werten (>0) eine Abweichung des Kopfbzentrums nach anterior im Vergleich zur Achse durch den Schenkelhals vorliegt. Bei negativen Werten (<0) liegt eine posteriore Abweichung des Kopfbzentrums zur Schenkelhalsachse vor.

Im Mittel weicht das Zentrum des Femurkopfes von der Linie durch den Schenkelhals also um 0,3 mm nach posterior ab, wobei der Durchschnittswert sich von Abweichungen von 5 mm nach anterior bis 6 mm nach posterior generiert.

Die errechnete Standardabweichung beträgt 0,26.

3.9) Craniocaudaler Schenkelhalskopffset

		Statistik	Standardfehler
Mittelwert		-0,0082	0,02539
95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	-0,0592	
	Obergrenze	0,0429	
5% getrimmtes Mittel		-0,0068	
Median		0,0000	
Varianz		0,032	
Standardabweichung		0,17776	
Minimum		-0,40	
Maximum		0,30	
Spannweite		0,70	
Interquartilbereich		0,3000	
Schiefe		-0,197	0,340
Kurtosis		-0,678	0,668

Eine Abweichung des Kopfbzentrum cranialwärts zur Achse des Schenkelhalses wird hier mit einem positivem Wert (>0), eine Abweichung des Kopfbzentrums nach caudalwärts zur Schenkelhalsachse mit einem negativen Wert (<0) dargestellt.

Daraus folgert sich, dass es im Mittelwert keine signifikante Abweichung des Femurkopfbzentrums von der Schenkelhalsachse gibt. Der Mittelwert beträgt 0,08 mm. Es zeigen sich jedoch Abweichungen zwischen 3 mm nach cranial und 4 mm nach caudal.

Die Standardabweichung beträgt 0,18.

In Zusammenschau der Ergebnisse 3.9 und 3.10 zeigt sich im Mittel also eine posteriore Abweichung des Femurkopfzentrums zur Schenkelhalsachse von 0,3 mm bei craniocaudal zentraler Lage des Femurkopfzentrums auf der Schenkelhalsachse.

3.10) Mediolaterale Markkanalweite 1,8cm proximal des Trochanter minor

		Statistik	Standardfehler
Mittelwert		4,0082	0,06584
95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	3,8758	
	Obergrenze	4,1406	
5% getrimmtes Mittel		4,0023	
Median		3,9000	
Varianz		0,212	
Standardabweichung		0,46090	
Minimum		3,10	
Maximum		5,00	
Spannweite		1,90	
Interquartilbereich		0,6500	
Schiefte		0,226	0,340
Kurtosis		-0,677	0,668

Die mediolaterale Markkanalweite am Meßpunkt oberhalb des Trochanter majors beträgt im Mittel 4,00 cm, bei Werten zwischen 3,10 cm und 5,00 cm.

Hier beträgt die Standardabweichung 0,46.

3.11) Mediolaterale Markkanalweite auf Höhe des Trochanter minor

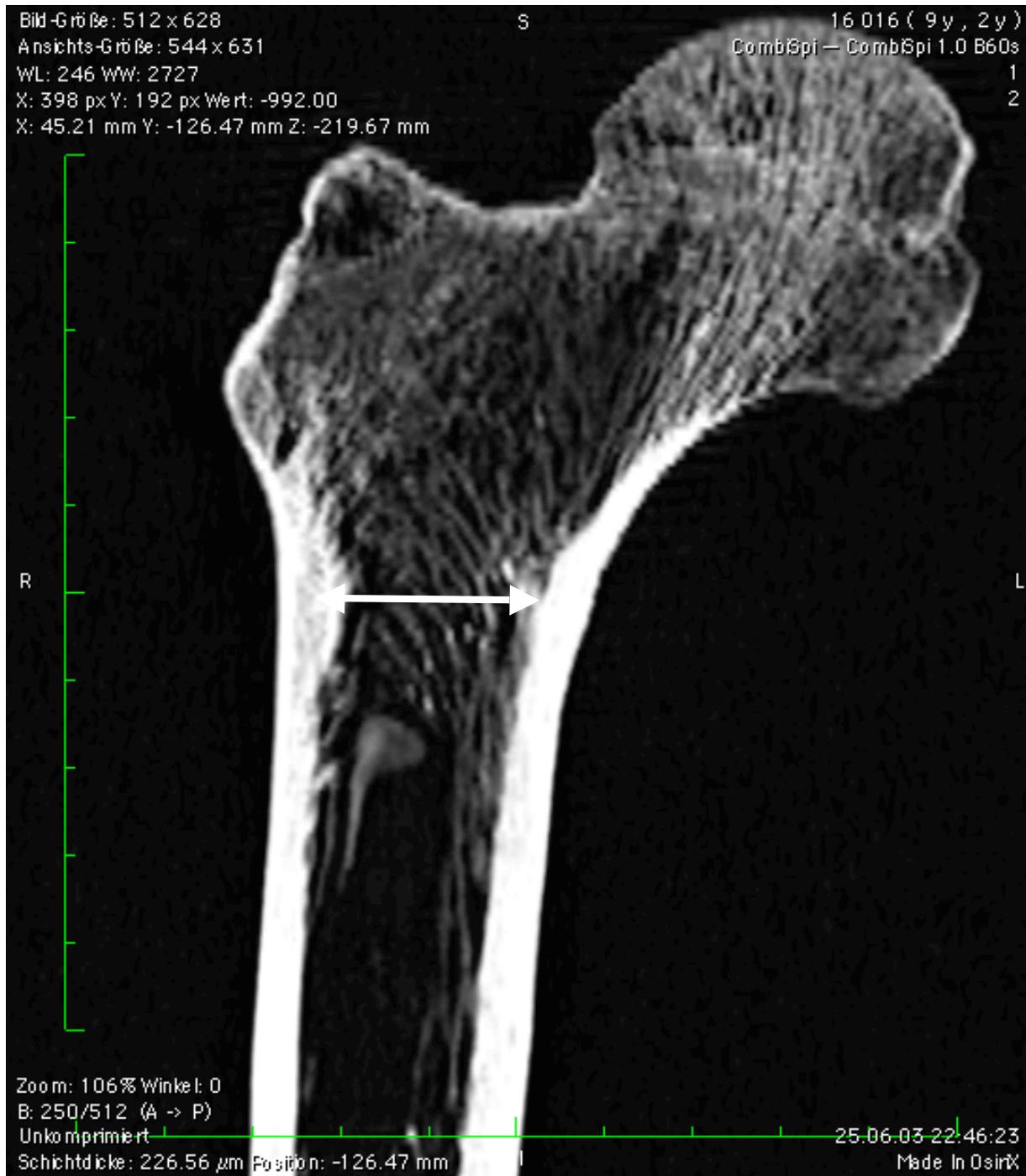


Abb. 5: Markkanalweite des Femurs

		Statistik	Standardfehler
Mittelwert		2,6245	0,04893
95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	2,5261	
	Obergrenze	2,7229	
5% getrimmtes Mittel		2,6149	
Median		2,6000	
Varianz		0,117	
Standardabweichung		0,34250	
Minimum		2,10	
Maximum		3,40	
Spannweite		1,30	
Interquartilbereich		0,5500	
Schiefe		0,224	0,340
Kurtosis		-0,791	0,668

Auf Höhe des Trochanter majors konnten Markkanalweiten zwischen 2,10 cm und 3,40 cm bestimmt werden, im Mittel resultierte eine Weite von 2,62 cm bei einer Standardabweichung von 0,34.

3.12) Mediolaterale Markkanalweite 1,8cm distal des Trochanter minor

		Statistik	Standardfehler
Mittelwert		1,9204	0,03890
95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	1,8422	
	Obergrenze	1,9986	
5% getrimmtes Mittel		1,9159	
Median		1,9000	
Varianz		0,074	
Standardabweichung		0,27232	
Minimum		1,40	
Maximum		2,60	
Spannweite		1,20	
Interquartilbereich		0,4000	
Schiefe		0,286	0,340
Kurtosis		-0,027	0,668

Unterhalb des Trochanter minors beläuft sich der Mittelwert auf 1,92 cm, es fanden sich Werte zwischen 1,40 cm und 2,60 cm. Die Standardabweichung ist 0,27.

3.13) Isthmusweite des Markkanals

		Statistik	Standardfehler
Mittelwert		1,1857	0,03934
95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	1,1066	
	Obergrenze	1,2648	
5% getrimmtes Mittel		1,1864	
Median		1,1000	
Varianz		0,076	
Standardabweichung		0,27538	
Minimum		0,70	
Maximum		1,70	
Spannweite		1,00	
Interquartilbereich		0,4000	
Schiefe		0,080	0,340
Kurtosis		-1,106	0,668

Die Isthmusweite des Markkanals belief sich im Mittel auf 1,18 cm. Der gemessene Maximalwert war 1,70 cm, der Minimalwert 0,70 cm, die Standardabweichung 0,28.

3.14) Collum- Caput- Diaphysenwinkel

		Statistik	Standardfehler
Mittelwert		130,8367	0,94507
95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	128,9365	
	Obergrenze	132,7369	
5% getrimmtes Mittel		130,9320	
Median		130,0000	
Varianz		43,764	
Standardabweichung		6,61547	
Minimum		114,00	
Maximum		143,00	
Spannweite		29,00	
Interquartilbereich		9,0000	
Schiefe		-0,079	0,340
Kurtosis		-0,213	0,668

Der Collum-Caput- Diaphysenwinkel (CCD) beträgt bei den untersuchten Knochen im Mittelwert 130,8°. Es zeigten sich Werte zwischen 114° und 143°. Hier konnte die Standardabweichung mit 6,61 bestimmt werden.

3.15) Proximaler Anteversionswinkel

		Statistik	Standardfehler
Mittelwert		15,8980	1,08923
95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	13,7079	
	Obergrenze	18,0880	
5% getrimmtes Mittel		15,7834	
Median		16,0000	
Varianz		58,135	
Standardabweichung		7,62464	
Minimum		0,00	
Maximum		35,00	
Spannweite		35,00	
Interquartilbereich		11,5000	
Schiefe		0,242	0,340
Kurtosis		-0,059	0,668

Der Winkel zwischen der Anteversions- und der Transversalebene (proximaler Anteversionswinkel) wurde im Mittel mit 15,9° bestimmt, dies generierte sich aus Werten zwischen 0° und 35°.

Die Standardabweichung beträgt 7,62.

4. Diskussion

Kappenendoprothesen und Kurzschaftendoprothesen des Hüftgelenkes sind heutzutage adäquate und etablierte Formen der Endoprothesenversorgung des jungen und aktiven Patientens {McMinn 2004, Witzleb 2002}. In der Literatur werden technische Fehler bei der Erstimplantation sowie generell die Qualität der operativen Versorgung als Hauptursachen der aseptischen Lockerung gesehen {Ahnfeldt 1990, Herberts 1997}.

Die hieraus resultierenden Komplikationen und notwendige Wechseloperationen sind für den jungen Patienten mit einem im Vergleich zur präoperativen Erwartung unzufriedenstellendem Ergebnis verbunden. Dies ist bedingt durch die im Rahmen der Lockerung auftretenden Schmerzen {Wroblewski 1989}, die durch die Entzündungsreaktion der Gelenkkapsel hervorgerufene Bewegungseinschränkung {Willert 1977}, den durch Lockerungsvorgänge und Folgeoperation verursachten Knochensubstanzverlust {Harris 1992} und natürlich den nicht vermeidbaren allgemeinen Risiken einer erneuten Operation und Narkose.

Eigene operative Erfahrungen haben gezeigt, dass der Zugangsweg zum Operationsgebiet sowie die Darstellung der operativen Landmarken mitunter schwierig ist. Limitierende Faktoren hierfür sind die bereits erwähnte „Learning-curve“ der Operateure, jedoch auch die individuellen anatomischen Gegebenheiten des Patienten wie Adipositas, Gelenkkapselkontrakturen oder anatomische Normvarianten des Gelenkes und der umgebenden Strukturen.

Ziel dieser Arbeit war es, die anatomischen Gegebenheiten des proximalen Femurs zu untersuchen, um die Risiken bei der Versorgung der Arthrose des Hüftgelenkes mit einer Kappenendoprothese möglichst weiter zu reduzieren.

Es ist durchaus vorstellbar, dass bei interindividuell unterschiedlichen Abweichungen des Femurkopfzentrums von der Schenkelhalsachse (Schenkelhalskopffoffset) eine Veränderung der Kraftverteilung im Bereich des Hüftgelenkes resultiert. Unterschiedliche Studien haben gezeigt, dass besonders am Hüftgelenk Kräfte entstehen, welche bereits bei scheinbar geringen Belastungen ein Mehrfaches des Körpergewichtes ausmachen {Bergmann 1993}.

Eine biomechanisch suboptimal implantierte Prothese ist somit stark erhöhten Scherkräften ausgesetzt, welche das Risiko einer vorzeitigen Lockerung oder prothesenspezifischen Komplikationen nach sich ziehen.

Neben der Bestimmung der Größenverhältnisse des Femurkopfes als tragende Struktur sowie dem Durchmesser des Schenkelhalses soll somit auf eine mögliche Abweichung des Femurkopfzentrum von der Schenkelhalsachse (Schenkelhalskopffoffset) eingegangen werden.

4.1 Die Länge des Femurschaftes

Bei der Kappenendoprothetik (Oberflächenersatzprothese) handelt es sich um eine knochensparende Methode, welche sich auf das proximale Ende bzw. den epiphysären Teil dieses Knochens beschränkt und als Grundidee den kompletten Erhalt der Epi- und Diaphyse hat {Witzleb 2002}.

Demzufolge spielt die Länge des Femurschaftes für diese Art der endoprothetischen Versorgung des Hüftgelenkes eine untergeordnete bzw. zu vernachlässigende Rolle und soll hier nur gestreift werden.

Bei der langstieligen, schaftgeführten Endoprothese, beim Ersatz des proximalen Femurs bis hin zum kompletten Ersatz des Oberschenkelknochens („totales Femur“) z.B. im Rahmen einer Tumoroperation oder eines komplizierten Wechseleingriffes ist jedoch die individuelle Länge des diaphysären Teils des Oberschenkelknochens von maßgeblicher Bedeutung. Dies erklärt sich durch die Notwendigkeit des möglichst exakten Erhaltes der vorgegebenen anatomischen Strukturen beim Wechsel auf eine Endoprothese. Grund hierfür ist unter anderem die Vermeidung einer Beinlängendifferenz im Vergleich zur Gegenseite aber auch die bestehenden Blutgefäße und Nervenstränge, welche nicht in der Lage sind ein plötzliches Längenwachstum durchzuführen {Poeck, Hacke 2001}.

Von operativer Bedeutung sind hier also die Länge des Femurschaftes bis zur Höhe des Trochanter major sowie die Länge vom Kniegelenk bis zum maximalen Femurkopfausdehnung.

Erstere belief sich im Mittel bei den untersuchten Femura auf 43,02 cm, wobei eine deutliche Schwankung zu verzeichnen war. Der kleinste Oberschenkelknochen war 37,2 cm, der größte Knochen 48,2 cm lang, was einer Spannweite von 11 cm entspricht. Das Gleiche konnte auch

bei der Vermessung der maximalen Ausdehnung des Femurkopfes vom Zentrum des Kniegelenkes an einer Linie entlang des Femurschaftes festgestellt werden. Hier konnten Werte zwischen 38,3 cm und 50,0 cm dem kleinsten und größtem Knochen zugeordnet werden. Die in der Studie gezeigten, großen interindividuellen Unterschiede erfordern auch in der Praxis eine besondere Vorgehensweise. Zur optimierten individuellen Versorgung werden z.B. in der Tumorendoprothetik auf modulare Endoprothesenmodelle zurückgegriffen {Chandrasekar 2009, Balke 2009}. Diese haben den Vorteil, dass sie es ermöglichen, die Länge des jeweiligen Femurs exakt abzubilden.

4.2 Der Femurkopf und der Schenkelhals

Die für die intraoperative Planung wichtigsten Landmarken bei der Versorgung eines Patienten mit einer Hüftkappenprothese sind zum einen der Femurkopf und zum anderen der Schenkelhals. Die Größen dieser anatomischen Strukturen legen die Größe der zu verwendenden Prothese fest und bestimmen mit der vorgegebenen Anatomie die Ausrichtung des Implantates {DePuy}.

Um das Risiko einer intra- und vor allem postoperativen Schenkelhalsfraktur zu minimieren, sollte die Schenkelhalskortikalis beim Präparieren mit der oszillierenden Fräse nicht verletzt werden. Dies bedingt, dass das zu verwendende Implantat (sowie die entsprechende Fräse) einen größeren Durchmesser als der Schenkelhalses vorweisen muss. {DePuy}.

Die in der vorliegenden Arbeit vermessenen Femura hatten an der zu bestimmenden Stelle im Mittelwert einen anterioposterioren Femurhals- Durchmesser von 2,08 cm. Die Spannweite der Werte belief sich auf 1,2 cm bei einem Minimalwert von 1,6 cm und einem Maximalwert von 2,8 cm.

Die Bestimmung des craniocaudalen Femurhalsdurchmessers erbrachte einen Mittelwert von 3,31 cm. Hier belief sich die Spannweite auf 1,8 cm bei einem bestimmten Minimalwert von 2,6 cm und einem Maximalwert von 4,4 cm.

Bei der Vermessung zeigte sich, dass das Femur mit dem geringsten anterioposterioren Durchmesser des Halses jedoch nicht auch absolut den geringsten posterioren Durchmesser vorwies (a.p. (min) 1,6 cm-> c.c. 3,3 cm) und vice versa (c.c. (min) 2,6 -> a.p. 1,9 cm).

Ebenso wie das Femur mit dem größten anterioposterioren Durchmesser nicht den größten Durchmesser in craniocaudaler Messung vor (a.p. (max) 2,8 cm -> c.c. 3,8 cm) und vice versa (c.c. (max) 4,4 cm -> a.p. 2,7 cm).

Der Femurkopf ist bei der Hüftkappenendoprothese die prothesentragende und gröbendefinierende anatomische Struktur. Anhand der Größe des Femurkopfes werden zum einen die Größe der femoralen Prothese, als auch die zugehörige Acetabulumkomponente (Schale) ausgewählt.

Die in dieser Studie bestimmten Mittelwerte betragen in anterioposteriorer Ausdehnung 4,47 cm, in mediolateraler Ausdehnung 3,38 cm und in craniocaudaler Ausdehnung 4,33 cm.

Die jeweiligen Spannweiten betragen anterioposterior 1,4 cm, mediolateral 1,9 cm und craniocaudal 1,5 cm.

Die kleinsten gemessenen Werte beliefen sich anterioposterior auf 3,9 cm, mediolateral auf 2,7 cm und craniocaudal auf 3,7 cm.

Die Maximalwerte waren anterioposterior 5,3 cm, mediolateral 4,6 cm und craniocaudal 5,2 cm.

Ebenso wie bei der Untersuchung des Schenkelhalses ist auch beim Femurkopf zu verzeichnen, dass die jeweiligen Minimal- oder Maximalwerte, nicht auch zwingend die minimale oder maximale Ausdehnung der anderen Werte vorweisen.

Intraoperativ muss zum einen die Verletzung des Femurhalses ausgeschlossen werden und zugleich eine suffiziente Präparation des Femurs erfolgen kann. Bei deutlich bestehenden individuellen Unterschieden der anatomischen Vorgaben des Schenkelhalses und des Femurkopfes obliegt es dem Operateur, entsprechend der vorgegebenen Anatomie die geeignete Größe der Fräse sowie folgend des Implantates auszuwählen.

Hierbei ist zum einen die Größe des Kopfes, aber auch die Limitierung durch den Schenkelhals zu beachten. Sind diese beiden Kriterien durch die operative Versorgung nicht zu erfüllen, so ist zu schließen, dass die Hüftkappenendoprothetik aufgrund der Patientenanatomie für den Einzelfall kein geeignetes Verfahren des Gelenkersatzes darstellt.

Aus dem Geschilderten lässt sich erkennen, dass es interindividuell beim anatomischen Aufbau des Schenkelhalses und des Femurkopfes deutliche Unterschiede gibt. Diese Unterschiede bzw. die individuell nicht hinreichende Beachtung dieser Unterschiede könnten möglicherweise ein Grund für die bereits angeführten intra- oder postoperativen

Komplikationen darstellen. Weitere biomechanische Studien müssen belegen, inwiefern die deutlichen anatomischen Unterschiede eine praktische Relevanz erlangen. Ist dies zu belegen, müssen diese anatomischen Gegebenheiten bei der operativen Planung und gegebenenfalls auch bei der Entwicklung der Prothesen verstärkt Beachtung finden, um ein verbessertes postoperatives Ergebnis erzielen zu können.

4.3 Der Schenkelhalskopffset

In mehreren Studien konnte gezeigt werden, dass die auftretenden Kräfte am Hüftgelenk ein mehrfaches des eigenen Körpergewichtes ausmachen. Alleine beim Einbeinstand resultiert das 2,5- fache des eigenen Körpergewichtes, während beim Sprung das 10- fache des Körpergewichtes auftreten kann {Bergmann 1993, 2001}.

In den genannten Studien konnten beim Gehen auf gerader Fläche mit Geschwindigkeiten zwischen 3 und 5 km/h resultierende Kräfte auf das Hüftgelenk zwischen dem 2,4- und 4,8- fachen des Körpergewichtes gemessen werden.

Bei Treppaufsteigen wurde das 2,5- fache, beim Treppabsteigen das 2,6- fache des Körpergewichtes resultiert.

Betrachtet man diese Werte, so erkennt man, dass der beschriebene junge und körperlich aktive Patient nach endoprothetischer Versorgung des Hüftgelenkes dieses starken bis stärksten Belastungen aussetzen kann.

Findet sich zusätzlich noch eine falsch oder suboptimal implantierte Prothese, so können die auftretenden Kräfte sich weiter erhöhen {Doehring 1996}. Ein mögliches Resultat hieraus wäre eine vorzeitige Implantatlockerung {Rudigier 2006}.

Die intraoperative Ausrichtung der Prothese richtet sich gemäß OP- Anleitung zum einen nach dem Femurkopf, zum anderen in der weiteren Ausrichtung dem Schenkelhals {Fa DePuy}.

Würde sich zwischen dem Zentrum des Femurkopfes und der Achse des Femurhalses ein Versatz (Offset) zeigen, so ist anzunehmen, dass sich bei der oben beschriebenen Ausrichtung möglicherweise das Rotationszentrum des Hüftgelenkes leicht ändert bzw. ein vermehrtes Auftreten von Scherkräften resultieren könnte.

Die durchgeführte Studie ergab für den antero- posterioren Offset des Femurkopfzentrums gegenüber der Schenkelhalsachse einen Mittelwert von 0,03 cm bzw. 0,3mm nach posterior. Die Spannweite der Messungen belief sich auf 1,1 cm bei Streuungen zwischen 5 mm des Kopfzentrums nach anterior bis 6 mm nach posterior.

Bei der Bestimmung des craniocaudalen Offsets belief sich der errechnete Mittelwert auf 0,00 cm. Die Spannweite betrug 0,7 cm bei Abweichungen von 0,3cm nach cranial bis 0,4 cm nach caudal.

Im Mittel weicht also das Femurkopfzentrums zur Schenkelhalsachse um 0,03 cm (0,3mm) nach posterior ab. Hierbei sind ebenfalls interindividuelle Unterschiede zu berücksichtigen.

Die Ergebnisse der vorgelegten Arbeit zeigen, dass ein Offset des Femurkopfes besteht, welches zwar nur wenige Millimeter (0,3-3mm) beträgt, allerdings bei der gezeigten und bereits belegten Belastung des proximalen Femurs von nicht zu unterschätzender Bedeutung sein dürfte. Weitere Studien an Modellen müssen belegen, ob und inwiefern sich die Belastung der femoralen Verankerung durch eine Beachtung dieser anatomischen Gegebenheit reduzieren und somit längere intrakorporale Verweildauern bzw. Schmerzreduktionen erzielen lassen.

4.4 Die Markkanal- und Isthmusweite des Femurs

Die Weiten des Markkanales sind als meta- und diaphysäre Meßgrößen für die epiphysäre Endoprothetik nicht entscheidend.

Sie sind jedoch im Rahmen der endoprothetischen Versorgung mit stielgeführten meta- und diaphysären Prothesen von Bedeutung, da sie hier die relevanten, prothesentragenden und befestigenden Strukturen und Größen darstellen:

Bei Implantation einer stielgeführten Endoprothese kommt es am Femur zu einer Verlagerung der Krafteinleitung nach distal. Diese sollte aus biomechanischen Gründen jedoch möglichst im proximalen Teil des Femurs erfolgen, da hier Studien erwiesen haben, dass dies zu einer Verbesserung der Langzeitprognose der Hüftprothese führt {Layher 2008}.

Die in der vorgelegten Arbeit bestimmten Markkanalsweite der Metaphyse im Bereich des Trochanter minors belaufen sich auf Mittelwerte von 4,00 cm (1,8 cm proximal des Zentrums

des Trochanter minors), 2,62cm auf Höhe des Trochanter minors und 1,92cm (1,8 cm distal des Trochanter minor Zentrums). Der Isthmus des Markkanals belief sich im Mittel auf 1,18 cm. Vergleicht man nun die regelrechte postoperative Lage einer meta- und diaphysär verankerten Prothese mit einer epiphysären Hüftendoprothese, so ergibt sich zwangsläufig die Relevanz dieser Mittelwerte im Rahmen der endoprothetischen Versorgung bzw. Prothesenentwicklung:



Abb. 6: Postoperatives Röntgenbild nach Kappenprothese links und stielgeführter Hüftprothese rechts

4.5 Der Collum- Caput- Diaphysenwinkel (CCD- Winkel) und der Anteversionswinkel des Hüftgelenkes

Mehrere Studien haben gezeigt, dass ein degenerativer Vorgang am Hüftgelenk zu einer Veränderung der anatomischen Strukturen führt.

Beispielsweise führt eine Dysplasioxarthrose zu einer Valgus- Anteversionsstellung des koxalen Femurs {Knecht 2004}.

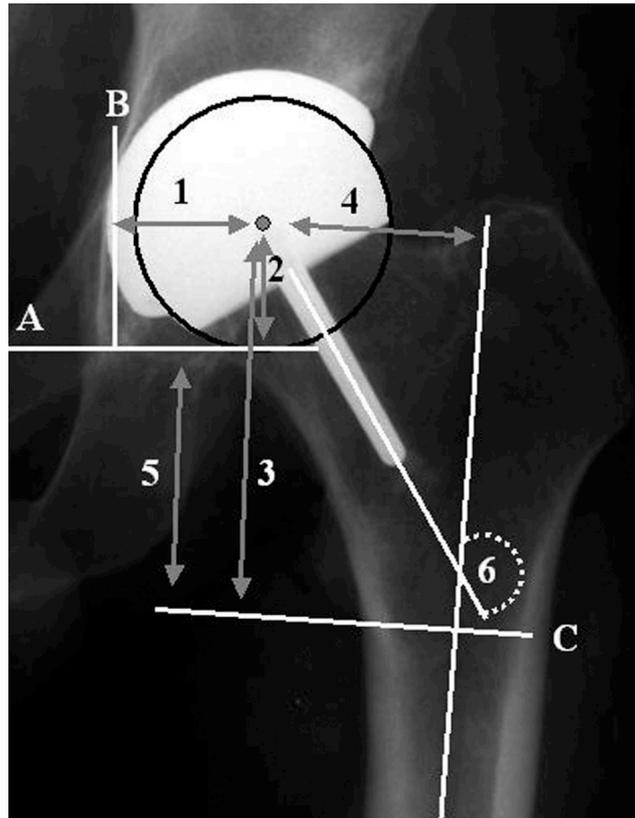


Abb.7; Quelle: Silva M, Lee KH, The Biomechanical Results of Total Hip Resurfacing Arthroplasty, J Bone Joint Surg Am. 2004 Jan;86-A(1):40-6

Ist der Winkel zwischen Prothesenzapfen und Schaft (s. Abb.2, hier mit „6“ markiert) größer als der CCD- Winkel, so spricht man von einem relativen Valgus der femoralen Prothesenkomponente.

Empfohlen wird ein Prothesenzapfen- Schaft- Winkel von 140° , um die Druckkräfte auf den femoralen Kopf und Halses zu optimieren.

Silva et al konnten zeigen, dass bei einer Zunahme der relativen Valgisierung eine Entlastung der tragenden Strukturen resultiert, wobei eine Abnahme der relativen Valgisierung zu einer Verbesserung des Bewegungsausmaßes führt {Silva 2004}.

Hieraus kann gefolgert werden, dass bei einem hohen CCD- Winkel und Implantation der Prothese in 140° zum Schaft möglicherweise mit einem Verlust des Bewegungsausmaßes zu rechnen ist.

Vice versa ist bei niedrigem CCD- Winkel und Implantation der Prothese in 140° zum Schaft mit einem erhöhten Auftreten von Kräften zu rechnen, welche möglicherweise zu einer frühzeitigen Lockerung führen könnten.

Die untersuchten Oberschenkelknochen wiesen im Mittelwert einen CCD- Winkel von $130,8^\circ$ vor. Auch hier zeigten sich interindividuell hohe Unterschiede, so dass Werte zwischen 114° und 143° bestimmt werden konnten.

Hinsichtlich des Anteversionswinkels konnten keine biomechanischen Studien gefunden werden. Jedoch ist auch hier davon auszugehen, dass Unterschiede im Bereich des Anteversionswinkels zu unterschiedlichen Belastungen des Hüftgelenkes führen. Um dies beweisen und mögliche Konsequenzen für die Standzeit und/ oder resultierende Komplikationen von Hüftendoprothesen beurteilen zu können, sind jedoch weitere Studien notwendig.

Die bestimmten Anteversionswinkel lagen zwischen 0° und 35° mit einem Mittelwert von $15,9^\circ$.

Es konnte gezeigt werden, dass erhebliche interindividuelle Unterschiede in allen vermessenen Größen und Winkeln bestehen. Inwiefern diese für die Endoprothetik und im Rahmen einer operativen Versorgung von klinischer Relevanz sind, müssen weitere biomechanische Untersuchungen zeigen.

In jedem Fall ist beim endoprothetischen Ersatz des Hüftgelenkes der interindividuelle Unterschied zu berücksichtigen, um eine möglichst optimale Versorgung des Patienten gewährleisten zu können.

5.) Zusammenfassung

Die endoprothetische Versorgung des Hüftgelenkes steht insbesondere bei der Versorgung von jungen und körperlich aktiven Menschen weiterhin vor großen Herausforderungen. Um dieser gerecht zu werden wurden in den letzten Jahren unterschiedliche neue Prothesentypen entwickelt. Im Rahmen der primärendoprothetischen Versorgung neben der klassischen diaphysären Verankerung zielt dies nun auch auf die prothetische Verankerung im epiphysären und metaphysären Bereich des Femurs ab, was einen knochensparenden Effekt zur Folge hat.

Ziel dieser Arbeit war es die Anatomie des proximalen Femurs unter endoprothetisch relevanten Gesichtspunkten zu untersuchen. Der Focus hierbei lag insbesondere auf den Strukturen, welche für die epiphysäre und metaphysäre endoprothetische Versorgung des Hüftgelenkes relevant erschienen.

Zur Untersuchung gelangten 51 Femurpräparate, welche in randomisierter Art und Weise der Sammlung des anatomischen Institutes der Universität zu Köln entnommen wurden. Femura, welche offensichtliche Pathologien vorwiesen, wurden im Vorfeld von der Studie ausgeschlossen.

Die Knochen wurden vom Verfasser dieser Studie nach computertomografischer Erfassung vermessen. Es wurden insgesamt 15 Größen und Winkel bestimmt, welche in die Betrachtung einfließen.

Es konnte gezeigt werden, dass erhebliche interindividuelle Unterschiede in allen vermessenen Größen und Winkeln bestehen. Inwiefern diese für die Endoprothetik und im Rahmen einer operativen Versorgung von klinischer Relevanz sind, müssen weitere biomechanische Untersuchungen zeigen.

In jedem Fall ist beim endoprothetischen Ersatz des Hüftgelenkes der interindividuelle Unterschied zu berücksichtigen, um eine möglichst optimale Versorgung für den Patienten gewährleisten zu können.

6.) Literaturliste

Ahnfeldt L., Herberts, P.

Prognosis of total hip replacement. A Swedish multicenter study of 4.664 revisions
Acta Orthop. Scand 61 (Suppl.238):1-26 (1990)

Amstutz HC, Beaulé PE, Dorey FJ, et al.

Metal-on-metal hybrid surface arthroplasty: two to six year follow-up.
J Bone Joint Surg [Am] 2004;86(1):28 – 39.

Balke M, Ahrens H

Modular endoprosthetic reconstruction in malignant bone tumors: indications and limits
Recent Results Cancer Res. 2009;179:39-50

Beaulé PE, Lee JL, Le Duff MJ, et al.

Orientation of the femoral

component in surface arthroplasty of the hip: A Biomechanical and clinical analysis.
J Bone Joint Surg 86A:2015–2021, 2004.

Beaulé PE; Campbell P; Hoke R

Femoral Head Vascularity and Notching of the femoral neck during surface arthroplasty of the hip

Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume, Vol 90-B, Issue SUPP_I, 97. 2005

Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, Graichen F:

Hip contact forces and gait patterns from routine activities.

J.Biomech 34:859-871, 2001

Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A:

Hip joint loading during walking and running, measured in two patients.

J.Biomech, 1993 Aug;26(8):969-90

Billing.

The Roentgen Examination of the proximal femur end

Acta Radiol. (1954) Supplementum 110

Blauth W, Donner K.

Notes on the history of arthroplasty

Z Orthop Ihre Grenzgeb. 1979 Dec;117(6):997-1006.

Chandrasekar CR, Grimer RJ

Modular endoprosthetic replacement for tumours of the proximal

J Bone Joint Surg Br 2009 Jan;91(1):108-12

Charnley J.

Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur.

J Bone Joint Surg Br. 1960 Feb;42-B:28-30.

Charnley J.
A biomechanical analysis of the use of cement to anchor the femoral head prosthesis.
J Bone Joint Surg Br. 1965 May;47:354-63.

Fa. DePuy
<http://www.asr-huefte.de/operationstechnik.html>

Doehring TC, Rubash HE
Effect of superior and superolateral relocations of the hip center on hip joint forces. An experimental and analytical analysis.
J Arthroplasty 11:693-703, 1996

Gluck, Th.
Autoplastik, Transplantation, Implantation.
Berl. Klein. Wschr. 19 (1890) 32

Gulow J., Scholz R.,
Kurzschäfte in der Hüftendoprothetik
Orthopäde 4 (2007) 36:353-359

Hailer NP, Soykaner L, Ackermann H, Rittmeister M.
Triple osteotomy of the pelvis for acetabular dysplasia: age at operation and the incidence of nonunions and other complications influence outcome.
J Bone Joint Surg Br. 2005 Dec;87(12):1622-6.

Harris WH.
Will stress shielding limit the longevity of cemented femoral components of total hip replacement?
Clin. Orthop. Relat. Res. 1992 Jan;(274):120-3.

Herberts, P., Malchau, H.
How outcome studies have changed total hip arthroplasty practice in Sweden
Clin.Orthop. 344:44-60 (1997)

Hing CB.
The results of primary Birmingham hip resurfacings at a mean of five years
J Bone Joint Surg Br. 2007 Nov; 89-B(11):1431-38.

Jens JH, Hock M.
Kurzfristige Nachuntersuchungsergebnisse nach Kappenendoprothesen am Hüftgelenk
55. Jahrestagung Norddeutscher Orthopädenkongress 2006

Judet, J, R. Judet
Essais de reconstruction prothetique de la hanche après résection de la tête fémorale.
J. Chir. (Paris) 65 (1949) 17.

Knecht A, Witzleb W.-C.
Funktionelle Behandlungsergebnisse nach Oberflächenersatz am Hüftgelenk: Vergleich zwischen Dysplasie- und idiopathischer Koxarthrosen
Z Orthop 2004; 142: 279-285

Layher F., Roth A.
Biomechanische Einflüsse auf die Veränderung der periprothetischen Knochendichte
Fortbildung Osteologie 2, Springer Verlag

v. Langenbeck, B.
Über die Endresultate der Gelenkresektionen im Kriege.
Arch. Klein. Chir. 16 (1874) 340.

Lexer, E.
Gelenktransplantationen.
Klin. Med. (Wien) 4 (1908) 817.

Marker D.
Femoral Neck fractures after Metall on Metall Total Hip Resurfacing
The Journal of Arthroplasty, Volume 22, Issue 7, Suppl 1, Oct 2007, P 66-71^

Maruyama M, Feinberg J.
Morphologic Features of the Acetabulum and Femur
Clin. Orthop. Relat. Res. 2001 (393) 52-65.

McGrory BJ, Estok DM, Harris WH.
Follow-up of intertrochanteric osteotomy of the hip during a 25-year period.
Orthopedics. 1998 Jun;21(6):651-3.

McMinn D, Treacy R, Lin K, Pynsent P.
Metal on metal surface replacement of the hip. Experience of the McMinn
prosthesis.
Clin. Orthop. Relat. Res. 1996 Aug;(329 Suppl):S89-98.

McMinn D., Daniel J.
Metal-on-metal resurfacing of the hip in patients under the age of 55 years with osteoarthritis
J Bone Joint Surgery [Br] 2004; 86-B:177-84

Murphy S, Simon S.
Femoral Anteversion
J Bone Joint Surg 1987 October (69-A) 1169-1176

Nakamura S, Ninomiya S, Takatori Y, Morimoto S, Umeyama T.
Long-term outcome of rotational acetabular osteotomy: 145 hips followed for 10-23
years.
Acta Orthop Scand. 1998 Jun;69(3):259-65.

Newman NM, Ling RS.
Acetabular bone destruction related to non-steroidal anti-inflammatory drugs.
Lancet. 1985 Jul 6;2(8445):11-4.

Noble P, Alexander J.
The Anatomic Basis of Femoral Component Design
Clin. Orth. Relat. Res. 1988 October (235) 148-165.

- Pipino F.
Femoral neck preservation in total hip replacement
Ital J Orthop Traumatol. 1993; 19 (1) : 5-12
- Poock K, Hacke W
Neurologie
Springer Verlag 2001
- Reinhardt A.
Keep it short and simple: Ergebnisse einer Multicenter- Studie
Orthopäde im Profil 1 (2007) 6-8
- Rudigier J.
Ossäre Integration
Springer Verlag Berlin Heidelberg 2006
- Schmalzried T.
Optimizing Patient Selection and Outcomes with Total Hip Resurfacing
Clin. Orthop. Relat. Res. 2005 Dec (441) 200-204
- Schneider U.
Einfluss der Implantatposition einer Hüftendoprothese auf die Standzeit am Beispiel des CLS-Schaftes
Der Unfallchirurg, Vol. 105, Nr.1 (2002) 31-35
- Silva M, Lee KH
The Biomechanical Results of Total Hip Resurfacing Arthroplasty
J Bone Joint Surg Am. 2004 Jan;86-A(1):40-6
- Solomon L.
Drug-induced arthropathy and necrosis of the femoral head.
J Bone Joint Surg Br. 1973 May;55(2):246-61.
- Tietze, A.
Gelenktransplantationen
Mittlg. aus den Grenzgebieten der Med. u. Chir. 1897, . Supplementband
- Verneuil, A.S.
Affection articulaire genou.
Arch. Med. (1863) 284
- Witzleb, W-C
Hüftgelenks- Oberflächenersatz für den jungen, aktiven Patienten
Z Orthop 2002, 140
- Wroblewski, B.M.
Das Problem der Prothesenlockerung an der Hüfte
Orthopäde 18: 388-396 (1989)

7.) Danksagungen

An dieser Stelle sei all jenen gedankt, die durch Ihre Unterstützung zum Gelingen der Arbeit beigetragen haben. Insbesondere möchte ich dabei folgende Personen erwähnen:

Herrn Prof. Dr. med. G. Adam, der mir freundlicherweise die Gelegenheit gab, diese Dissertation in seiner Abteilung durchzuführen.

Herrn PD Dr. med. Ch. Habermann für seine jahrelange Unterstützung. Mit seiner nie endenden Geduld, seinen Ideen und seinen Anregungen wurde dieses Projekt exzellent betreut!

Herrn Dr. med. J.-M. Strauss für den Anstoß zu dieser Arbeit und eine Fahrt nach Köln.

Herzlichen Dank auch dem Anatomischen Institut der Universität zu Köln, insbesondere Herrn Prof. Dr. J. Koebe, für das zur Verfügung stellen der Oberschenkelknochen für diese Studie.

Meinen Eltern für ihre jahrelange Unterstützung!

Meinem Bruder Sebastian Hock, der mir bei der statistischen Auswertung Hilfestellung geben konnte.

Fr. Dr. med. Nina Kröner für den permanenten Rückhalt sowie den Glauben an die Beendigung dieser Dissertation.

Frau Dr. med. Anna Krützelmann dafür, dass sie mir zeitweise den Internetzugang ermöglichte.

8.) Curriculum vitae

entfällt aus datenschutztechnischen Gründen

9.) Eidesstattliche Erklärung

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht an einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

.....