

Orthopädische Abteilung, Krankenhaus der Barmherzigen Brüder
Akademisches Lehrkrankenhaus der Technischen Universität München
(Chefarzt: apl. Prof. W. R. Plötz)

Der Einfluss der Hüftgelenksgeometrie
auf die subjektive Patientenzufriedenheit
nach Versorgung mit einer
Hüftgelenktotalendoprothese bei Coxarthrose

Jochen Knies

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen
Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktors der Medizin

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.- Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation:

1. apl. Prof. Dr. W. R. Plötz
2. Univ.- Prof. Dr. R. Gradinger

Die Dissertation wurde am 18.10.2004 bei der Technischen Universität
München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 15.12.2004
angenommen.

W I D M U N G

Meinen Eltern Dr. ing. Horst Knies und Helga Knies.

INHALTSVERZEICHNIS

1.	EINFÜHRUNG	9
1.1.	Einführung	9
1.2.	Zielsetzung	13
2.	METHODEN	15
2.1.	Anlage der Studie, Einschlusskriterien und Intervention	15
2.2.	Erhebung des WOMAC	16
2.3.	Erhebung des Harris Hip Score	18
2.4.	Vermessung der Röntgenaufnahmen	19
2.5.	Kalkulation des Rotationszentrums bei beidseitiger Hüftgelenksdeformität	23
2.6.	Kalkulation der Hebelverhältnisse, des Arbeitsweges und der Auswirkungen auf die Kraft der Abduktoren des Hüftgelenkes	23
2.7.	Statistische Analyse	26
2.8.	Anwendung der Charnley Klassifikation auf das Patientenkollektiv	26

3.	ERGEBNISSE	29
3.1.	Charakterisierung der Patientenkollektives und Ergebnisse des präoperativen WOMAC Fragebogens	29
3.2.	Ergebnisse des postoperativen WOMAC Fragebogens	35
3.3.	Präoperative Hüftgelenksgeometrie	46
3.4.	Postoperative Hüftgelenksgeometrie	58
3.5.	Prüfung des Zusammenhanges zwischen postoperativer Gelenkgeometrie und postoperativen WOMAC	70
4.	DISKUSSION	79
4.1.	Die Entwicklung von Ergebnismessungen der Therapie der Coxarthrose	79
4.2.	Die Anwendung des WOMAC-Fragebogens zur Ergebnismessung bei Coxarthrose	83
4.3.	Die radiologische Veränderungen der Hüftgelenksgeometrie bei Coxarthrose und ihre operative Korrektur	86
4.4.	Biomechanik des Hüftgelenkes	91
4.5.	Funktionelle Auswirkungen der Hüftgelenksgeometrie	97

5.	ZUSAMMENFASSUNG	101
6.	LITERATURVERZEICHNIS	105
7.	ANHANG	119
7.1.	Erhebungsbogen der Deutschen Version des Western Ontario and McMasters Universities Osteoarthritis Index (WOMAC)	119
7.2.	Erhebungsbogen des Harris Hip Scores	122
7.3.	Liste der verwendeten Implantate	124
7.4.	Lebenslauf	125
7.5.	Danksagung	127

1. EINFÜHRUNG

1.1. Einführung

Die Coxarthrose ist eine nichtentzündliche degenerative Erkrankung des Hüftgelenkes. Die Prävalenzrate der Coxarthrose beträgt bis zu 25% in Abhängigkeit von der untersuchten Population. In Ländern mit kaukasischer Bevölkerung (Europa, Nordamerika) ist ein deutlich häufigerer Befall zu finden als unter Schwarzafrikanern und Asiaten (Sun et al. 1997, 187). Die genetische Komponente der Ätiologie wird auch durch den häufigeren gleichzeitigen Befall von Geschwisterpaaren gestützt (Lanyon et al. 2000, 1181). Der andere wesentliche Faktor bei der Entwicklung der Coxarthrose ist das Vorliegen einer präarthrotischen Deformität, die über mechanische Faktoren zur Entwicklung der als sekundär klassifizierten Coxarthrose führt. In der Ulmer Osteoarthrosestudie wird bei 41 Prozent von 420 Patienten mit fortgeschrittener Coxarthrose, die mit einer Hüfttotalendoprothese versorgt werden sollten, die Coxarthrose als sekundär klassifiziert. 25% der Coxarthrosen entwickeln sich aufgrund einer Dysplasie, 7% aufgrund eines Zustandes nach Epiphyseolysis capitis femoris. (Günther et al. 1999, 471). Die Angaben zum Vorliegen einer sekundären Coxarthrose reichen von 30 bis 70%. Eine tabellarische Übersicht zu den Studien findet sich bei Günther (Günther 2004, 309).

Bei der Arthrose kommt es zu einer Verminderung der Chondrozyten und der Syntheseleistung der extrazellulären Matrix. Die Wasserbindungsfähigkeit des Knorpels nimmt ab und die Kollagenfibrillen demaskieren sich an der Oberfläche. Es treten Risse und Fissuren auf, schließlich ist der Knorpel ganz abgerieben und der

subchondrale Knochen wird eröffnet. Aus dem Markraum proliferiert Granulationsgewebe, welches Faserknorpel bilden kann (Plötz 2003, 611) (Hardingham 1990, 12-33). Als ursächlich wird eine Imbalance zwischen den dynamisch reparativen und den katabolischen Prozessen im Knorpelgewebe angenommen. Zytokine und Wachstumsfaktoren steuern die Produktion der extrazellulären Matrix. (Goldring 2000, 1920)

Radiologisch zeigt sich die Koxarthrose an der Sklerosierung des subchondralen Knochens, der Gelenkspaltverminderung, Geröllzysten und Osteophyten. Bestimmte radiologische Zeichen weisen auf die zugrunde liegende Ätiologie bei sekundärer Coxarthrose hin: Eine steile flache Pfanne auf eine Dysplasie, ein zirkulärer Osteophytenkranz um den Schenkelhals verbunden mit dem Überschreiten der Linea terminalis auf eine Protrusio acetabuli, die „Zitronenform“ des Hüftkopfes auf eine Coxa vara epiphysarea, die pilzkopffartige Deformierung bei großem Hüftkopf auf einen abgelaufenen M. Perthes und die konzentrische Gelenkspaltverschmälerung ohne Formveränderungen aber mit gelenknaher Osteoporose auf eine postarthritische Arthrose (Plötz 2003, 613-14). Bei den primären Arthrosen werden neben dem indifferenten zwei spezifische Migrationsmuster des Hüftkopfes beobachtet. Das Superior-laterale häufiger bei Männern, das Medial-zentrale häufiger bei Frauen (Lanyon 2004, 260).

Bei der Koxarthrose treten belastungsabhängige Schmerzen, Anlauf- und Bewegungsschmerzen auf: Dieser Schmerz kann lokalisiert sein in der Leiste, der Glutealregion, dem Trochanter major und Traktusbereich oder im Bereich des Kreuzdarmbeingelenkes. Die Bewegungseinschränkung entwickelt sich im Sinne des Kapselmusters mit Einschränkungen bei Innenrotation, der Abduktion und der Hüftextension (Frisch 2003, 266) . Später kommt es zu der als Schonhaltung

bezeichneten Fehlhaltung in Flexion, Außenrotation und Adduktion des Beines im Hüftgelenk und Fixierung der Fehlhaltung durch adaptive Verkürzung von Bändern und Muskeln.

Die Folgen der Coxarthrose manifestieren sich auf organischer, individueller und sozialer Ebene. Der in dieser Arbeit verwendete WOMAC (Western Ontario und McMaster Universities) Arthroseindex ist ein erprobter Patientenfragebogen zur Erfassung der Symptome und der individuellen physischen Funktionseinschränkungen im Alltag (Bellamy et al. 1988, 1833-40). Die deutsche Adaption, die Testung der metrischen Eigenschaften, der Test-Retestzuverlässigkeit und der Gültigkeit ist bei Patienten mit Gon- oder Coxarthrose erfolgt (Stucki et al. 1996, 40-9). Der WOMAC wird von verschiedenen internationalen Fachgesellschaften für die Ergebnisevaluation nach Hüfttotalendoprothesenversorgung empfohlen (Laupacis et al. 1993, 1624).

Die konservative Therapie der Coxarthrose besteht in physikalischen und krankengymnastischen Anwendungen und der Gabe von NSAR. Bei jüngeren Patienten werden teilweise Umstellungsosteotomien des Femurs und des Beckens vorgenommen. Eine weitere Therapieoption, vor allem ab dem 60. Lebensjahr, besteht bei entsprechender klinischer Symptomatik in der Totalendoprothesenimplantation. Die Anzahl der primären Hüfttotalendoprothesenoperationen beträgt in der Bundesrepublik jährlich mehr als 184000 an 1900 Kliniken (Schunck et al. 2002, 200). Etwa zwei Wochen verbleibt der Patient auf der operativen Station, danach schließt sich meist eine dreiwöchige Rehabilitationsbehandlung an, aus der er in seine häusliche Umgebung entlassen wird.

Die Gelenkgeometrie des Hüftgelenkes ist durch die Erkrankung verändert. Die präoperative Planung versucht die physiologischen Verhältnisse wiederherzustellen durch Orientierung an der Gelenkgeometrie der gesunden gegenseitigen Hüfte und die Wahl einer geeigneten Prothesengröße und eventuell auch eines speziellen Prothesentyps. Durch die Implantation einer Standardprothese kann die physiologische Hüftgelenksgeometrie in den meisten Fällen nur annähernd wiederhergestellt werden (Starker et al. 2000, 627-35) (Jerosch et al. 2003, 226-233) (Schidlo et al. 1999, 259-64). Abweichungen der in dieser Arbeit vermessenen Lage des Rotationszentrums der Hüfte (X, Y) und des Offsets (O) und der Länge (L) des Femurs führen zu einer Änderung des Arbeitsweges der Muskulatur und der Hebelverhältnisse am Hüftgelenk. Auswirkungen der Hüftgelenksgeometrie nach Endoprothesenimplantation auf die Kraft und das Gangbild sind beschrieben (Gore et al. 1977, 948-53) (McGrory et al. 1995, 865-9) (Rösler et al. 2000, 23-7).

Eine Verbesserung der präoperative Planung durch eine dreidimensionale Planung an computertomographischen Schnittbildern des Beckens und des Femurs ist technisch möglich. Ebenso kann durch Fräsroboter oder Navigationshilfen bei der Operation eine Unterstützung der Umsetzung der dreidimensionalen Planung erfolgen. Die Verfahren sind allerdings teuer und zeitaufwendig und in ihrem klinischen Nutzen umstritten.

1.2. Zielsetzung

Ob der Patient Abweichungen der Hüftgelenksgeometrie des mit einer Totalendoprothese versorgten Hüftgelenkes (im nachfolgenden Implantationsgeometrie genannt) von der individuellen physiologischen Hüftgelenksgeometrie subjektiv bemerkt, ist bisher nicht untersucht worden. Durch diese Arbeit soll „der Einfluss der Hüftgelenksgeometrie auf die subjektive Patientenzufriedenheit nach Versorgung mit einer Hüfttotalendoprothese bei Coxarthrose“ untersucht werden.

Die in diese Studie aufgenommenen Patienten werden nach der Charnley Klassifikationen eingeteilt (Charnley 1972, 62-63). In die Gruppe A kommen die Patienten mit unilateraler Coxarthrose, in die Gruppe B Patienten mit bilateraler Koxarthrose und in Gruppe C Patienten mit generalisierter Erkrankung oder Erkrankungen mit Gehstörungen (Sodermann 2000, 22).

Zur Beurteilung der Implantationsgeometrie wird das gesunde gegenseitige Hüftgelenk herangezogen. Als gesund werden die radiologischen Arthrosegrade 0 und 1 von Tönnis bewertet (Busse et al. 1972, 1-9) (Tschauner 2004, 34). Bei Patienten mit bilateraler Coxarthrose (ab Arthrosegrade 2 nach Tönnis am gegenseitigen nicht operierten Hüftgelenk) soll versucht werden, diese über ein kalkuliertes physiologisches Rotationszentrum (Pierchon et al. 1993, 281-4) in die Untersuchung miteinzubeziehen.

2. M E T H O D E N

2.1. Anlage der Studie, Einschlusskriterien und Intervention

Die Studie wird prospektiv angelegt. Statuserhebungen werden vor Therapiebeginn bei der Aufnahme in die Klinik und mit dem Verschicken des WOMAC Fragebogens an die Patienten im fünften postoperativen Monat vorgenommen. Die Vermessung der Hüftgelenksgeometrie erfolgt an einer tief eingestellten postoperativen Beckenübersichtsaufnahme. Einziges Einschlusskriterium ist die Aufnahme zur Versorgung mit einer Hüfttotalendoprothese aufgrund einer Coxarthrose in der orthopädischen Abteilung des Krankenhauses der Barmherzigen Brüder in München oder in den Kliniken Harthausen in Bad Aibling.

Im Zeitraum der Untersuchung von Januar 2001 bis Januar 2002 wird die Erhebung des prä- und postoperativen WOMAC und eine postoperative Beckenübersichtsaufnahme bei 81 Patienten durchgeführt. Die Gründe für die lange Patientenaufnahmephase liegen in einer unregelmäßigen Verteilung des Fragebogens in München und in dem nicht routinemäßigen Anfertigen von Beckenübersichtsaufnahmen in Bad Aibling. Dort wird die Kontrolle mit einer Hüftgelenkaufnahme mit Oberschenkel a.-p. und einer seitlichen Aufnahme angefertigt. Beides geschah unabhängig vom Verfasser der Promotion.

Die präoperative Planung der Operation erfolgt mit den jeweiligen prothesenspezifischen Schablonen für den Schaft unter Berücksichtigung des zu erreichenden Rotationszentrums. Am Krankenhaus der Barmherzigen Brüder wird

auch die Pfannengröße in eine Skizze eingezeichnet, deren Lage nach der Methode nach Ranawat bestimmt wird (Ranawat et al. 1980, 1060). Es werden neun unterschiedliche Implantate verwendet, die im Anhang (7.3 Liste der verwendeten Implantate) im Einzelnen aufgeführt werden. In Bad Aibling wird der transgluteale Zugang nach Bauer benutzt, in München zum überwiegenden Teil (83%) der Zugang nach Watson-Jones im Intervall zwischen kleinen Glutaeen und Muskulus tensor fasciae latae. Die Patienten verbleiben etwa 13,5 Tage auf der operativen Station und werden dort täglich einzelkrankengymnastisch mobilisiert. Die anschließende Rehabilitationsbehandlung mit Krankengymnastik, Gehschule, Gruppengymnastik, Bewegungsbädern und Lymphdrainage oder Teilmassagen erfolgt in Bad Aibling hausintern, aus München werden die Patienten in Rehabilitationskliniken im Umland verlegt. Die Rehabilitationsbehandlung ist aufgrund der Anforderungen der Kostenträger weitgehend standardisiert. Durchschnittlich 5 Wochen nach der Operation werden die Patienten in die häusliche Umgebung entlassen.

2.2. Erhebung des WOMAC

Der Western Ontario and McMaster Universities (WOMAC) Arthroseindex ist ein erprobter Patientenfragebogen zur Erfassung der Symptome und der physischen Funktionseinschränkungen im Alltag bei Coxarthrose und Gonarthrose (Stucki et al. 1996, 40-9). Das Beantworten der 24 Fragen benötigt nur wenige Minuten. Fünf Fragen beziehen sich auf Schmerzen (beim Gehen, beim Treppe gehen, bei der Nachtruhe, beim Sitzen und beim Stehen), zwei Fragen auf Steifigkeit (nach dem Erwachen morgens und nach dem Ausruhen am Tag) und siebzehn Fragen beziehen sich auf Schwierigkeiten bei Tätigkeiten (Treppauf gehen, Treppab gehen, Aufstehen

vom Sitzen, Stehen, sich zum Boden bücken, Gehen auf ebenem Boden, Ein- und Aussteigen aus dem Auto, Einkaufen gehen, Socken anziehen, Aufstehen aus dem Bett, Socken ausziehen, Liegen im Bett, in die Badwanne oder Dusche hinein- oder heraussteigen, Sitzen, auf die Toilette gehen, anstrengende Hausarbeiten, leichte Hausarbeiten). Der Test kann mit einer visuellen Analogskala mit 11 Feldern oder mit der Likert Skala mit 5 Kategorien (kein, leicht, mittelstark, stark, sehr stark) durchgeführt werden. Die WOMAC Skalen zeigen bei Patienten mit Gonarthrose oder Coxarthrose eine deutliche zweigipflige Verteilung und einen gewissen Deckeneffekt. Ein Decken- oder auch Bodeneffekt bedeutet, dass bei der Auswertung eines Fragebogens das beste oder schlechteste Ergebnis erreicht wird (Dunbar 2001, 4). Die Auswertung des WOMAC Fragebogens soll mit nichtparametrischen Testverfahren erfolgen (Stucki et al. 1996, 48).

In dieser Arbeit wird die visuelle Analogskala verwendet.

Zusammengenommen können im Bereich Schmerz maximal 50 Punkte, im Bereich Steifigkeit 20 Punkte und im Tätigkeitsbereich 170 Punkte erreicht werden. Die Maximalpunktzahl von 240 Punkten wird bei stärksten Beschwerden erreicht. Die erreichte Gesamtpunktzahl wird umgerechnet auf eine Skala von 0 bis 100, indem sie durch den Faktor 2,4 geteilt wird. Die Umrechnung erfolgt, da der WOMAC sowohl mit einer visuellen Analogskala als auch mit einer Likert Skala erhoben werden kann. Durch die Umrechnung auf eine Maximalpunktzahl von 100 ist der Vergleich des WOMAC Ergebnisses unabhängig von der Erhebungsmethode möglich, siehe (Stucki et al. 1996, 43).

Der WOMAC Arthroseindex gehört zu den wenigen Scores, die auf Validität, Reliabilität and Änderungssensitivität getestet sind und von denen Übersetzungen in verschiedene Sprachen existieren, siehe (Garellick et al. 1999, 1024-9). Die Übersetzung erfolgte nach internationalen Kriterien (Stucki et al. 1996, 40-9) .

Der WOMAC Fragebogen wird bei der stationären Aufnahme durch den Arzt oder eine Schwester dem Patienten ausgehändigt. Eine kurze Anleitung erklärt dem Patienten das Ausfüllen des Fragebogens, der im Anhang abgebildet ist (7.1 Erhebungsbogen der Deutschen Version des Western Ontario and McMasters Universities Osteoarthritis Index (WOMAC)). Der postoperative Fragebogen wird zusammen mit einem kurzen Anschreiben dem Patienten nach Hause zugeschickt. Die Erhebung erfolgt im Mittel nach 5,4 Monaten.

2.3. Erhebung des Harris Hip Score

Der Harris Hip Score ist ein Hüftindex, der vom Arzt erhoben wird (Harris 1969, 738-42). Eine ausführliche deutsche Übersetzung ist nicht bekannt, deswegen wird eine eigene Übersetzung zur Bestimmung des Harris Hip Scores erstellt, die im Anhang (7.2. Erhebungsbogen des Harris Hip Score) abgebildet ist. Es kann eine Punktzahl von 0 bis 100 Punkten erreicht werden, wobei die Maximalpunktzahl von 100 einem gesundem Hüftgelenk entspricht. Der Harris Hip Score wird bei der stationären Aufnahme des Patienten zur Operation durch den Stationsarzt erhoben.

2.4. Vermessung der Röntgenaufnahmen

Die Anfertigung der Röntgenaufnahme erfolgt als tief eingestellte Beckenübersichtsaufnahme. Der obere Kassettenrand wird auf Höhe der Spina iliaca anterior superior eingestellt. Die Beine werden in 10° Innenrotation gelagert, sodass die Patella nach ventral zeigt. Auf der postoperativen Aufnahme wird der Vergrößerungsfaktor anhand des 28mm im Durchmesser großen Kopfes der Hüftprothese bestimmt. Alle gemessenen Strecken der präoperativen und der postoperativen Beckenübersichtsaufnahme werden damit auf die reellen Größen umgerechnet bevor eine weitere Verarbeitung der Daten erfolgt.

Die Vermessung der Röntgenaufnahmen wird schematisch in Zeichnung 1 dargestellt. An der Beckenübersichtsaufnahme wird an beiden Hüften der kraniale Gelenkspalt ausgemessen und der Deformitätsgrad bestimmt. Die beste Reproduzierbarkeit bei der radiologischen Beurteilung einer Coxarthrose zeigt sich bei den Parametern des kranialen Gelenkspaltes und der Deformität des Hüftkopfes (Günther et al. 1997, 6). Die kraniale Gelenkspaltweite wird in dieser Arbeit in mm ausgemessen und soll alters- und geschlechtsunabhängig bei nicht vorliegender Coxarthrose größer als 3 mm betragen (Freyschmidt 2001, 776). Die Einteilung der Deformität des Hüftkopfes wird in Anlehnung an die Arthrosegrade 0 bis 3 von Tönnis vorgenommen (Busse et al. 1972, 1-9) (Tschauner 2004, 34): Grad 0 entspricht einem normalen runden Hüftkopf, Grad 1 zeigt eine leichte Verschiebung des Rotationszentrums durch die Gelenkspaltverschmälerung, Grad 2 zeigt eine mäßige Kopfentrundung (Ovalität) mit verschobenem Rotationszentrum, der Arthrosegrad 3 nach Tönnis wird für die Studie weiter unterteilt in Grad 3 mit einer starken Kopfentrundung und in Grad 4, bei der der Schenkelhals in die Deformierung miteinbezogen ist.

Die Rundung des Hüftkopfes wird durch Bleistiftzeichnung halbkreisförmig nachvollzogen und danach mittels Anlage von konzentrischen Kreisen der Hüftkopfmittelpunkt bestimmt, der bei einer Hüftkopfdeformierung Grad 0 und 1 mit dem Rotationszentrum gleichgesetzt wird. Bei stärkerer Deformierung des Hüftkopfes wird das Rotationszentrum „visuell stimmig“ eingezeichnet.

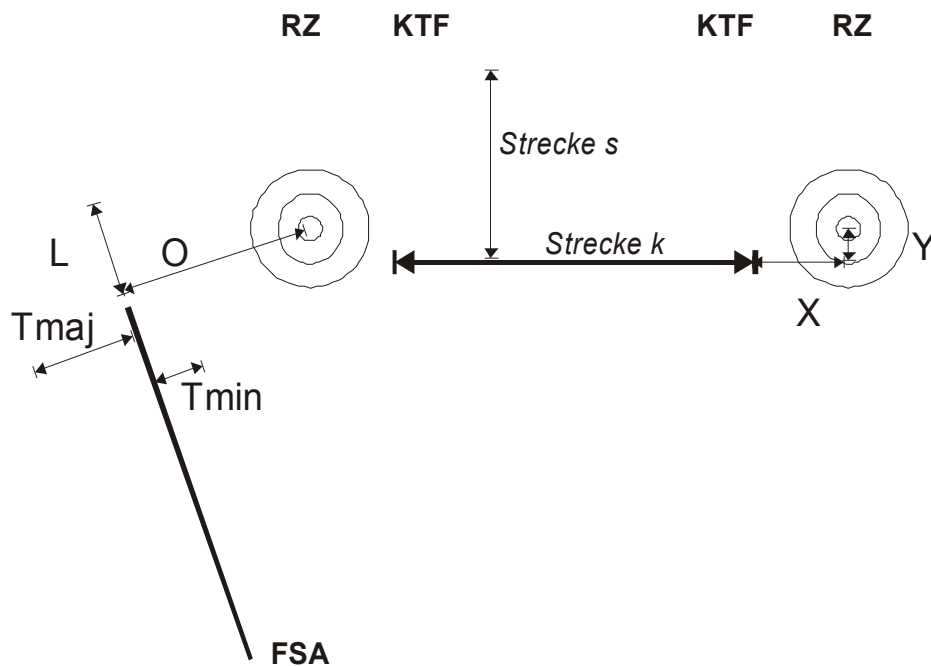
Der Bezugspunkt des Rotationszentrums (RZ) zum Becken sind die beiden Köhlerschen Tränenfiguren (KTF), deren untere Kontur durch die Strecke k verbunden werden. Hierdurch kann jetzt die Lage des Rotationszentrums zum Becken in der Frontalebene bestimmt werden. Abstand X bezeichnet die Strecke auf der Verlängerung der Strecke k in der Frontalebene zwischen der Köhlerschen Tränenfigur und der Senkrechten zur Strecke k. Diese Senkrechte verläuft durch das Rotationszentrum. Abstand Y bezeichnet die Strecke auf dieser Senkrechten zwischen dem Rotationszentrum und der Strecke k. Aus dem Vergleich der operierten und der nicht operierten Seite ergeben sich die errechneten Werte „Differenz Höhe Rotationszentrum (mm)“ und „Differenz Lateralisation Rotationszentrum (mm)“. Mit einem positiven Vorzeichen ist die Veränderung des Rotationszentrums der operierten Hüfte in Bezug auf die nicht operierte in kranialer bzw. lateraler Richtung bezeichnet. Mit einem negativen Vorzeichen ist die Veränderung des Rotationszentrums der operierten Hüfte in Bezug auf die nicht operierte Hüfte in kaudaler, bzw. lateraler Richtung bezeichnet.

Die Femurschaftachse (FSA) wird durch den Mittelpunkt des Schaftes unterhalb des Trochanter minors und 7 cm weiter distal festgelegt. Ist die Abbildung des Schaftes auf der Beckenübersichtsaufnahme nicht ausreichend, wird der distale Mittelpunkt sowohl auf der prä-, als auch auf der postoperativen Beckenübersichtsaufnahme, soweit notwendig, proximaler eingezeichnet. Auf einer von der Femurschaftachse

ausgehenden Senkrechten zum Rotationszentrum wird das Offset (O) des Femurs bestimmt. Der Abstand auf der Femurschaftachse von der Senkrechten O bis zur kranialen Begrenzung des Trochanter majors bestimmt die Länge des Femurs (L). Aus dem Vergleich der operierten und der nicht operierten Seite ergeben sich die errechneten Werte „Differenz Offset Femur (mm)“ und „Differenz Länge Femur (mm)“. Mit einem positiven Vorzeichen ist eine Vergrößerung des Offsets bzw. eine Verlängerung des Femurs bezeichnet. Mit einem negativen Vorzeichen ist eine Verkleinerung des Offsets bzw. ein Verkürzung des Femurs bezeichnet.

Senkrecht von der Femurschaftachse ausgehend wird der Abstand zur medialen Begrenzung des Trochanter minors und zur lateralen des Trochanter majors bestimmt. Die beiden Parameter dienen zum Vergleich der Rotation der Femora, die Anwendung als radiologisches Ausschlusskriterium findet. Der Wert „Abstand zum Trochanter major“ geht in die Berechnung der Hebelarmverhältnisse der Hüfte mit ein.

Zeichnung 1: Schematische Darstellung der Vermessung der Hüftgelenksgeometrie



- RZ Rotationszentrum (Bestimmung durch konzentrische Kreise)
- KTF Köhlersche Tränenfigur
- Strecke k Abstand der Köhlerschen Tränenfiguren
- Strecke s Senkrechte auf der Linie k zur unteren Begrenzung des ISG
- FSA Femurschaftachse

X, Y, L, O, Tmaj, Tmin siehe Methoden 2.4 Vermessung der Röntgenaufnahmen

2.5. Kalkulation des Rotationszentrums bei beidseitiger Hüftgelenksdeformität

Pierchon et al. zeigen mittels der radiologischen Vermessung von 98 normalen Hüftgelenken (54 Patienten), dass die Lage des Hüftkopfmittelpunktes anhand der Strecke k und der Strecke s, siehe Zeichnung 1, geschlechtsspezifisch bestimmt werden kann (Pierchon et al. 1993, 281-4). Sie finden folgende Verhältnismäßigkeiten für die Bestimmung des Abstandes X und Y des Rotationszentrums ausgehend von der Köhlerschen Tränenfigur:

$$\begin{array}{l} \text{Männer:} \\ \quad Y = 0,2*s \\ \quad X = 0,3*k \end{array}$$

$$\begin{array}{l} \text{Frauen:} \\ \quad Y = 0,18*s \\ \quad X = 0,25*k \end{array}$$

In dieser Arbeit wird hierdurch das Rotationszentrum bei vorliegender beidseitiger Hüftkopfdeformität bestimmt.

2.6. Kalkulation der Hebelverhältnisse, des Arbeitsweges und der Auswirkungen auf die Kraft der Abduktoren des Hüftgelenkes

Die biomechanischen Grundlagen, auf die sich die Kalkulation der Hebelverhältnisse, des Arbeitsweges und der Auswirkungen auf die Kraft der

Abduktoren des Hüftgelenkes bezieht, werden im Kapitel 4.4 Biomechanik des Hüftgelenkes erörtert.

Die biomechanischen und funktionellen Auswirkungen der vermessenen Hüftgelenksgeometrie können durch die Veränderung der Hebelverhältnisse am Hüftgelenk im einseitigen Stand und über die Veränderung der Arbeitswege der hüftgelenkübergreifenden Muskulatur und hier insbesondere der Abduktoren des Hüftgelenkes beschrieben werden. Deswegen wird durch Verrechnung der erhobenen Parameter der Hüftgelenksgeometrie versucht, die Auswirkungen auf diese beiden biomechanischen Parameter folgendermaßen zu kalkulieren.

Der Wert „Differenz muskulärer Arbeitsweg in mm“ ergibt sich, indem die „Differenz der Höhe des Rotationszentrums in mm“ von der „Differenz der Länge des Femurs in mm“ subtrahiert wird. Die Veränderung des Arbeitsweges betreffen insbesondere die Abduktoren des Hüftgelenkes

Eine Veränderung des Verhältnisses von körpernahen zu körperfernen Hebelarm kann sich durch die Implantation einer Hüfttotalendoprothese ergeben. Durch die Pfannenimplantation kann das Rotationszentrum im Vergleich zur gesunden Gegenseite lateralisiert oder medialisiert werden. Durch die Schaftimplantation kann das Offset des Femurs vergrößert oder verkleinert werden.

Um die Veränderung zu berechnen, wird der körpernahe Hebelarm gleichgesetzt mit $\frac{2}{3}$ des Abstandes der Rotationszentren, um das Einwirken des Körperschwerpunktes im Einbeinstand nachzuvollziehen. Der körperferne Hebelarm wird gleichgesetzt mit dem Abstand des Rotationszentrums bis zur äußeren

Begrenzung des Trochanter majors, an dem die abduktorische Muskulatur ansetzt, die das Becken stabilisiert.

Zur Berechnung des körpernahen und körperfernen Hebelarmes werden die in Zeichnung 1 dargestellten Abstände verwendet. Der physiologische Abstand der Rotationszentren ergibt sich aus der Summe der Strecke k und dem Doppelten des Abstandes X_{no} (Suffix no für nicht operiert). Der Abstand der Rotationszentren für die operierte Seite ergibt sich aus der Summe der Strecke k , dem Abstand X_{no} und dem Abstand X_{op} (Suffix op für operiert). Der körperferne Hebelarm wird gleichgesetzt mit der Summe des Abstandes Rotationszentrum zur Femurschaftachse (0) und Femurschaftachse zur lateralen Begrenzung des Trochanter majors (T_{maj}) gemessen am gesunden nicht operierten Hüftgelenk oder am operierten mit einer Endoprothese versorgten Hüftgelenk.

Um die Hebelverhältnisse der operierten Hüfte im Vergleich zur physiologischen gegenseitigen Gelenkgeometrie zu beurteilen wird das Hebelverhältnis der nicht operierten Seite ($hebel_{no}$) durch das der operierten Seite ($hebel_{op}$) geteilt und als Faktor H ausgedrückt. Die Kraft der Abduktoren kann mit dem Faktor H multipliziert werden. Ein Faktor H über 1 ergibt eine Verbesserung, ein Faktor H unter 1 eine Verschlechterung der individuellen Kraft der Abduktoren.

2.6. Statistische Analyse

Die Festlegung der statistischen Auswertungsverfahren wird in Bezug auf die Empfehlungen von Bortz getroffen (Bortz et al. 1998). Die Datenanalyse wird durchgeführt mit SPSS 11.0 for Students der SPSS Inc.. Die technische Anleitungen zur Durchführung der Tests werden von Brosius übernommen (Brosius 1998).

Der Test auf Signifikanz des Unterschiedes zwischen prä- und postoperativen WOMAC wird mit dem nichtparametrischen Wilcoxon Test für abhängige Stichproben durchgeführt. Der nichtparametrische Mann-Whitney-U Test wird für die Testung von unabhängigen Stichproben, z.B. präoperativer WOMAC versus Geschlecht und postoperativer WOMAC versus klinische Kofaktoren verwendet. Der nichtparametrische Korrelationskoeffizient rho nach Spearman dient zur Prüfung eines Zusammenhanges zwischen den einzelnen Parametern der Gelenkgeometrie und dem Ergebnis des postoperativen WOMAC.

2.7. Anwendung der Charnley Klassifikation auf das Patientenkollektiv

Die kompletten Unterlagen der bis Januar 2002 in die Studie aufgenommenen 81 Patienten wurde in Hinblick auf die Charnley Klassifikation (Charnley 1972, 62-63) geprüft.

Das Kriterium der Charnley Klassifikation A, definiert durch eine einseitige Coxarthrose liegt bei 63 Patienten vor. Nur für die Berechnung von Parametern, die vom Offset des Femurs abhängig sind, werden von diesen 63 Patienten weitere 9

ausgeschlossen, die an der postoperativen Beckenübersicht im Seitenvergleich ein Abweichen des Abstandes der Femurschaftachse zur äußeren Begrenzung des Trochanter majors von mehr als 10% zeigen. Die Berechnungen und Grafiken sind mit der verminderten Anzahl der Patienten (n=54) gekennzeichnet. An diesen 63 (Offset 54) Patienten wird die Hypothese geprüft, ob es einen Einfluss der postoperativen Hüftgelenksgeometrie nach Versorgung mit einer Hüftgelenktotalendoprothese auf die subjektive Patientenzufriedenheit gibt.

In die Charnley Klassifikation B können 8 Patienten eingeordnet werden. Bei dieser liegt eine bilaterale Coxarthrose mit einem Arthrosegrad 2 oder 3 nach Tönnis vor. Die Patienten sollten durch die Kalkulation des Rotationszentrums in die Studie miteinbezogen werden. Da sich die Abweichungen der Geometrie nach Implantation einer Prothese zur physiologischen Geometrie und der kalkulierten Geometrie zur physiologischen Geometrie ähneln, können diese 8 Patienten nicht in die Studie miteinbezogen werden. Die Ergebnisse der Kalkulation werden dargestellt, weil gerade in letzter Zeit verschiedene Untersuchungen zur Kalkulation des Rotationszentrums veröffentlicht wurden, die eine geschlechtsunabhängige Kalkulation des Rotationszentrums bevorzugen (Hilgert 2003, 69-75) im Gegensatz zu der hier verwendeten Methode nach Pierchon..

In die Charnley Klassifikation C, die definiert ist durch das Vorliegen einer generalisierten Erkrankung oder einer Erkrankung mit Gehstörungen (Sodermann 2000, 22), können 10 Patienten eingeordnet werden. Bei vier Patienten liegt gleichzeitig eine bilaterale Coxarthrose vor. Die Einordnung erfolgt durch Prüfen des Aufnahme- und Entlassungsberichtes, der Anästhesievorbereitung, des Operationberichtes, und der Röntgenunterlagen. Bei den 6 Patienten mit unilateraler Coxarthrose liegen folgende klinische Kofaktoren vor: chronische Lumbalgie,

chronische Cervikalgie, chron. Schmerzsyndrom Unterschenkel, schwere chronische Polyarthrit, Trochanter major Absprengung mit Revision, V.a. Demenzerkrankung). Die 5 Patienten können als chronisch Schmerzserkrankte in Anlehnung an die Definition von Gerbershagen (Krämer 1999 , 42-44) bezeichnet werden. Bei den 4 Patienten mit bilaterale Koxarthrose liegen folgende klinische Kofaktoren vor (zweimal chronische Lumbalgie, schwere chronische Polyarthrit, V.a. Demenzerkrankung). Das Vorliegen der klinischen Kofaktoren zeigt einen sehr starken Einfluss auf das postoperative WOMAC Ergebnis. Deswegen werden diese Patienten im Ergebnissteil gesondert dargestellt.

3. E R G E B N I S S E

3.1. Charakterisierung des Patientenkollektives und Ergebnisse des präoperativen WOMAC Fragebogens

In die Untersuchung werden 63 Patienten eingeschlossen. Die Patienten haben ein mittleres Alter von 67 Jahren bei einer Standardabweichung von 11,0 und einer Spanne von 39 bis 90 Jahren (Grafik 1).

31 Operationen werden an den Kliniken Harthausen in Bad Aibling vorgenommen, 32 Operationen am Krankenhaus der Barmherzigen Brüder in München. Alle erhobenen Parameter werden auf Unterschiede zwischen den in Bad Aibling und den in München operierten Patienten getestet. Es ergab sich kein signifikanter Unterschied des prä- und postoperativen WOMAC und der Parameter der Hüftgelenksgeometrie.

Insgesamt wurden 9 verschiedene Implantate verwendet. Auch hier wurden alle Parameter implantatabhängig überprüft. Statistisch signifikante Unterschiede ergaben sich mit der zur Verfügung stehenden Anzahl der einzelnen Prothesentypen nicht.

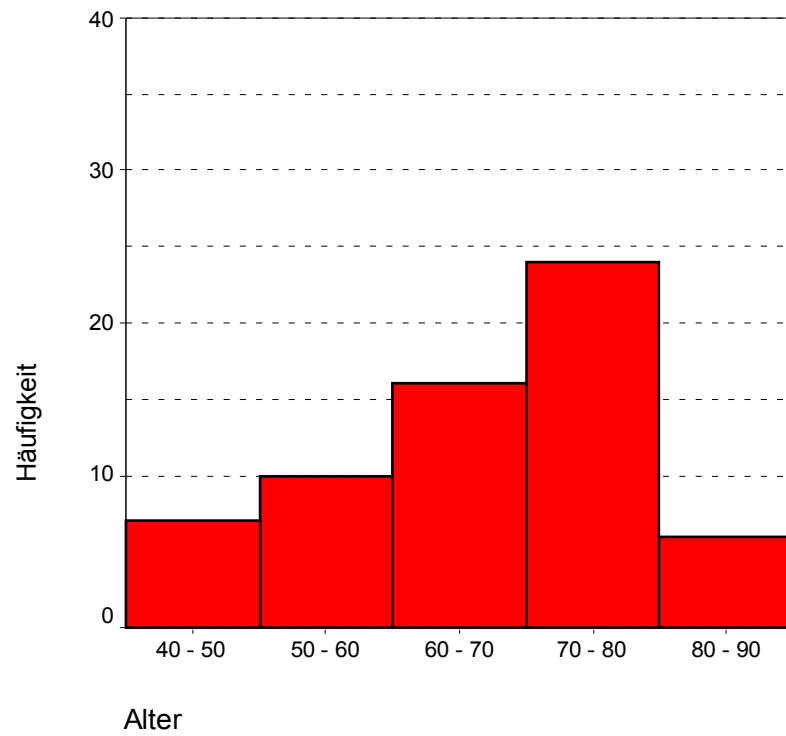
Der präoperative Harris Hip Score wird bei 51 von 63 Patienten erhoben und beträgt im Mittel 53,5 bei einer Standardabweichung von 15,3 (Grafik 2). Er zeigt eine starke Korrelation zum präoperativen WOMAC mit einem rho nach Spearman von $-0,607$ bei einer Signifikanz von 0,000. Die negative Korrelation erklärt sich daraus,

dass die Beschwerdefreiheit beim WOMAC mit 0 Punkten und beim Harris Hip Score mit 100 Punkten klassifiziert wird.

Die Ergebnisse des präoperativen WOMAC Fragebogens zeigten einen Mittelwert von 54,7 bei einer Standardabweichung von 22,9. In der histogrammischen Darstellung zeigt sich präoperative die breite Verteilung mit 3 kleinen Gipfeln in den Gruppen mit 30 – 40, 50 – 60 und 70 – 80 Punkten (Grafik 3). Der Test nach Kolmogorov-Smirnov ergibt aber eine Normalverteilung.

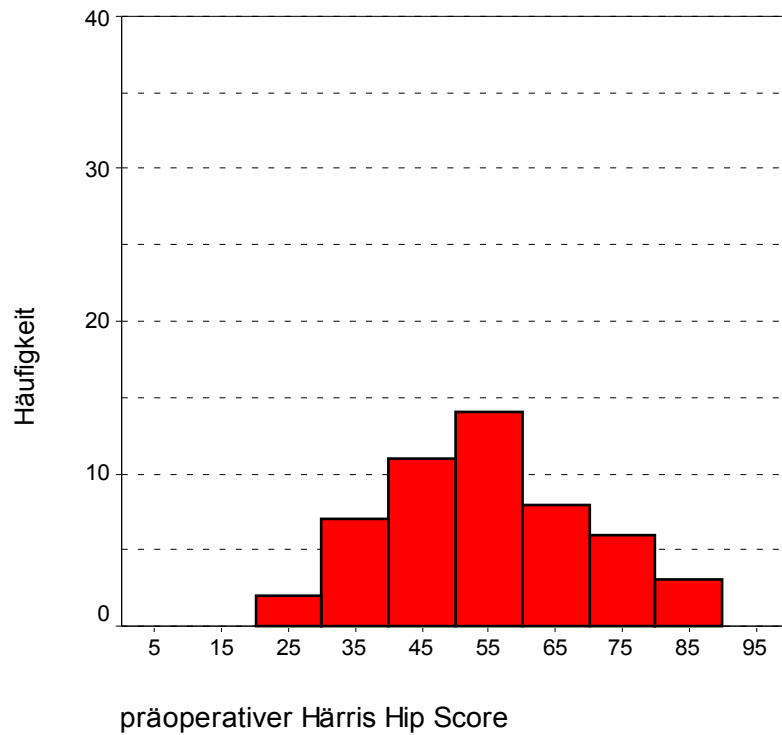
Das Ergebnis des präoperativen WOMAC ist abhängig vom Geschlecht signifikant unterschiedlich, siehe Tabelle 1 für die Mittelwerte und Standardabweichungen. Im Mann-Whitney U Test zeigt sich ein Z-Wert von $-2,908$ bei einer zweiseitigen Signifikanz von 0,004. Ein Zusammenhang des präoperativen WOMAC Ergebnisses mit dem Alter zeigt sich nicht.

Grafik 1: Histogramm zur Darstellung der Altersverteilung der Patienten (n=63)



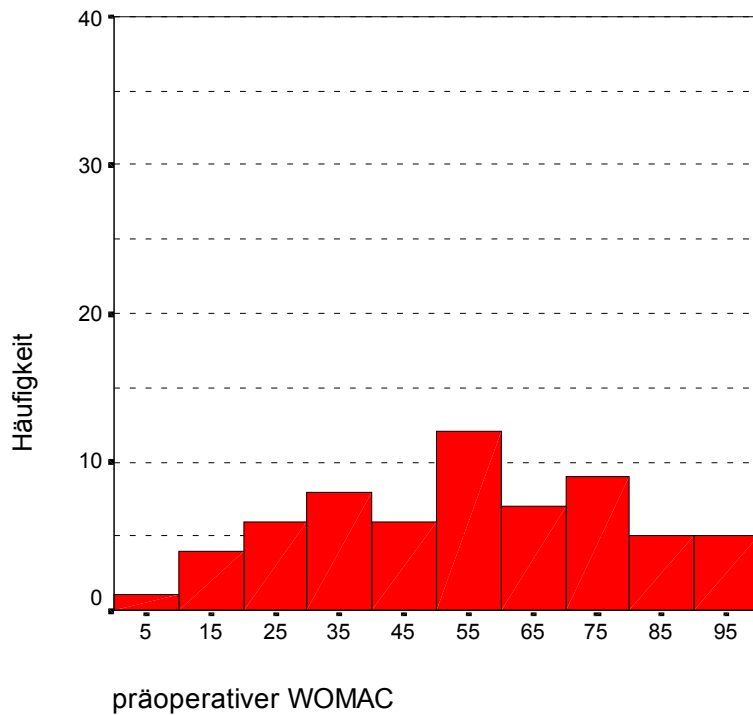
Das Histogramm zur Altersverteilung stellt die Anzahl der Patienten in Altersgruppen von jeweils 10 Jahren da.

Grafik 2: Histogramm des präoperativen Harris Hip Scores der Patienten (n=51)



Ein präoperativer Harris Hip Score von 35 bezeichnet die Gruppe der Patienten, deren Ergebnis zwischen 30 und 40 Punkten liegt; genauso bei den anderen Gruppen. Eine klinische Beschwerdefreiheit besteht bei einem Score von 100 Punkten.

Grafik 3: Histogramm des präoperativen WOMAC der Patienten (n=63)



Der präoperativ erhobene Womac Score zeigt eine breitflächige Normalverteilung. Ein präoperativer WOMAC Score von 35 bezeichnet die Gruppe der Patienten, deren Ergebnis zwischen 30 und 40 Punkten liegt. Genauso bei den anderen Gruppen. Eine klinische Beschwerdefreiheit besteht bei einem Score von 0 Punkten.

Tabelle 1: Vergleich des präoperativen und postoperativen WOMAC in Abhängigkeit vom Geschlecht

	<i>Weibliche Patienten (n=38)</i>	<i>Männliche Patienten (n=25)</i>
<i>Mittelwert präoperativer WOMAC</i>	61,6	44,2
<i>Standardabweichung</i>	22,6	17,6
<i>Mittelwert postoperativer WOMAC</i>	17,0	16,5
<i>Standardabweichung</i>	14,0	21,8

Die Ergebnisse des präoperativen WOMAC sind abhängig vom Geschlecht signifikant unterschiedlich. Frauen zeigen einen schlechteren Wert. Die Ergebnisse des postoperativen WOMAC sind nicht unterschiedlich.

3.2. Ergebnisse des postoperativen WOMAC Fragebogens

Der postoperative WOMAC (Grafik 4) zeigt einen Mittelwert von 16,6 (n=63) bei einer Standardabweichung von 14,6. Der Test nach Kolmogorov-Smirnov ergibt keine Normalverteilung. Postoperativ zeigen 47,6% der Patienten (n=30) einen WOMAC mit 10 – 20 Punkten und 28,6% (n=18) einen WOMAC mit 0 – 10 Punkten. Die Werte sind in Grafik 4 dargestellt.

Die postoperative Erhebung des WOMAC erfolgt im Mittel am 163 Tag (5,4 Monate postoperativ), mit einer Standardabweichung von 64,8. Der postoperative WOMAC in Abhängigkeit vom Erhebungszeitpunkt wird in Grafik 5 als Streudiagramm dargestellt. Die Untersuchung auf eine mögliche Korrelation mit dem Ergebnis des postoperativen WOMAC erbringt keinen Zusammenhang mit einem Korrelationskoeffizienten rho nach Spearman von 0,112 bei einer zweiseitigen Signifikanz von 0,384.

Ebenfalls untersucht wird eine mögliche Korrelation des postoperativen WOMAC zum Alter der Patienten. Hier ergibt sich mit einem Korrelationskoeffizienten rho nach Spearman von -0,077 bei einer zweiseitigen Signifikanz von 0,546 kein Zusammenhang.

Einzelfragen des postoperativen WOMAC:

Die insgesamt 24 Fragen des postoperativen WOMAC wurden auch einzeln ausgewertet. Wenn die Fragen aufgeteilt werden in eine Gruppe, die besser als der Mittelwert des Gesamtscores abschneidet (Tabelle 2) und eine die schlechter abschneidet (Tabelle 3), zeigt sich, dass gangbezogene Fragen gleichmäßig auf beide

Gruppen verteilt sind. Schlechtere Bewertungen als der Mittelwert ergeben sich tendenziell bei Fragen, die sich auf länger andauernden Tätigkeiten, Steifigkeit oder Beschwerden nach Ruhephasen und Einschränkungen bei der Beweglichkeit beziehen. Bei den Einzelfragen, die einen besseren Mittelwert als der Gesamt WOMAC zeigen, erreichen viele der Patienten annähernd die Maximalpunktzahl. Dadurch wird die statistische Auswertung auf Unterschiede zwischen einzelnen Untergruppen erschwert.

Statistisch kann allerdings kein signifikanter Unterschied zwischen der Frage Funktion 17 mit dem schlechtesten Mittelwert von 28 und einer Standardabweichung von 27,9 und der Frage Funktion 12 mit einem Mittelwert von 9 und einer Standardabweichung von 13,9 durch den Wilcoxon Rangtest festgestellt werden.

Der postoperative WOMAC bei Patienten der Charnely Klassifikation C

Das postoperative WOMAC Ergebnis der Patientengruppe mit klinischen Kofaktoren (Charnley C) ist signifikant schlechter als das Ergebnis der Patientengruppe ohne klinische Kofaktoren (Charnley A und B). Grafik 6 zeigt den Boxplot des postoperativen WOMAC in Abhängigkeit des Vorliegens klinischer Ausschlussgründe. Präoperativ besteht im WOMAC Ergebnis zwischen den beiden Gruppen kein Unterschied. Der Mann-Whitney U Test zeigt im postoperativen WOMAC zwischen den Gruppen mit und ohne vorliegende klinische Ausschlussgründe einen signifikanten Unterschied mit einem Z-Wert von $-4,089$ bei einer zweiseitigen Signifikanz von $0,000$. In Tabelle 4 sind die Einzelergebnisse der Patienten der Charnley Klassifikation A, B und C wiedergegeben.

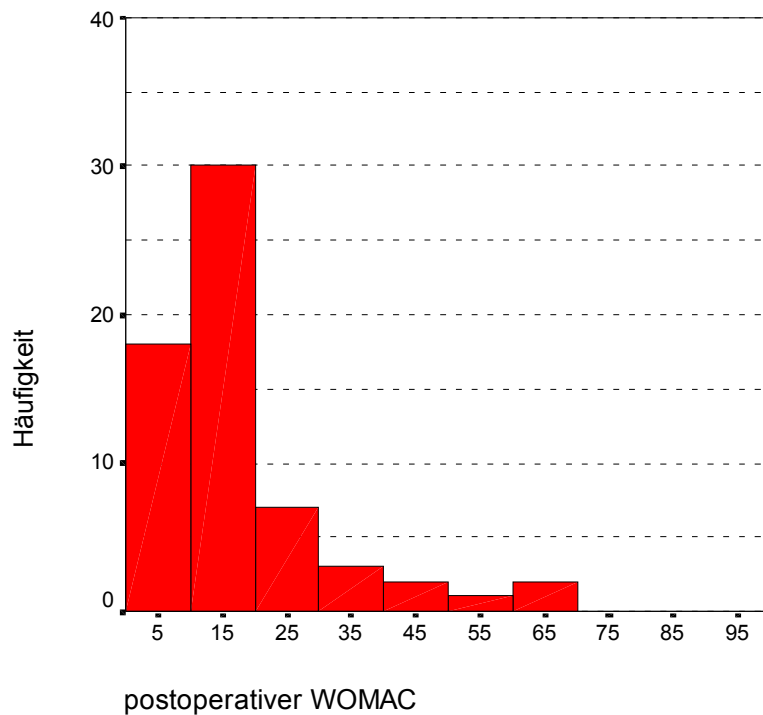
Differenz des präoperativen zum postoperativen WOMAC:

Es zeigt sich zwischen präoperativen und postoperativen WOMAC eine hochsignifikante Verbesserung des Mittelwertes von 54,7 auf 16,6. Im Wilcoxon Rang Test ergibt sich ein Z-Wert von $-6,637$ bei einer zweiseitigen Signifikanz von 0,000.

Zwischen der „Differenz präoperativer und postoperativer WOMAC“ und dem „präoperativen WOMAC“ zeigt sich eine sehr starke Korrelation, wie in Grafik 7 im Streudiagramm dargestellt. Die Korrelation der „Differenz präoperativer und postoperativer WOMAC“ zum postoperativen WOMAC ist mittelstark ausgeprägt, siehe Tabelle 5.

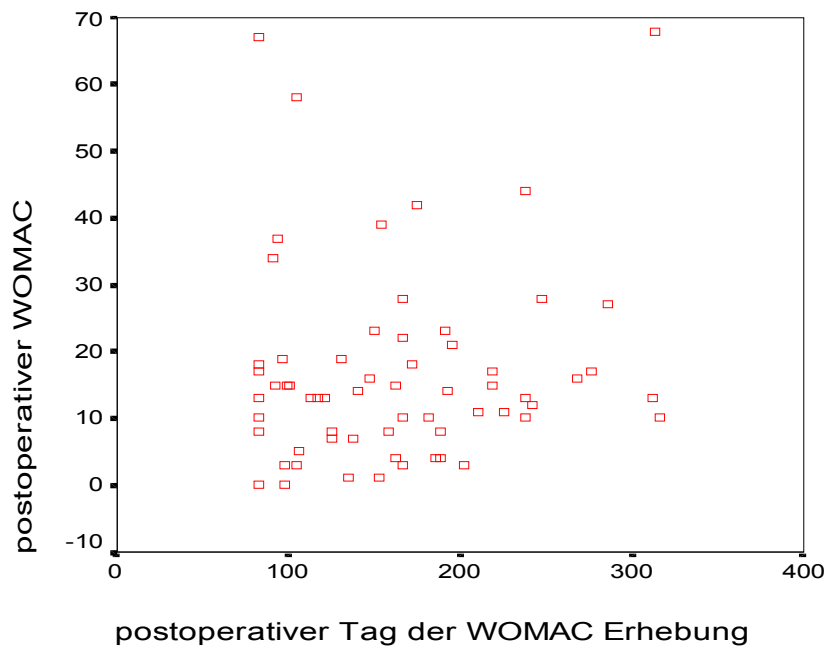
Die mögliche Verbesserung des WOMAC ist also vom präoperativen Ausgangsniveau abhängig. Deswegen kann nicht die „Differenz präoperativer zu postoperativen WOMAC“ auf einen Zusammenhang mit der Hüftgelenksgeometrie geprüft werden. Anstatt dessen wird der Zusammenhang der Hüftgelenksgeometrie mit dem „postoperativen WOMAC“ untersucht.

Grafik 4: Histogramm des postoperativen WOMAC der Patienten (n=63)



Der postoperative WOMAC Score zeigt eine starke Besserung der Befindlichkeit der Patienten. Ein postoperativer WOMAC Score von 35 bezeichnet die Gruppe der Patienten, deren Ergebnis zwischen 30 und 40 Punkten liegt. Genauso bei den anderen Gruppen. Eine klinische Beschwerdefreiheit besteht bei einem Score von 0 Punkten.

Grafik 5: Streudiagramm postoperativer WOMAC versus Erhebungszeitpunkt (n=63)



Das Streudiagramm zeigt den postoperativen Tag der WOMAC Erhebung und den dabei erreichten postoperativen WOMAC Wert. Bei einem Wert von 0 besteht Beschwerdefreiheit, bei einem Wert von 100 bestehen maximale Beschwerden.

Tabelle 2: Einzelfragen, die einen schlechteren Mittelwert als den der Gesamtauswertung des postoperativen WOMAC von 17 zeigen

<i>Inhalt der Frage</i>	<i>Frage N°</i>	<i>Mittelwert</i>
Anstrengende Hausarbeiten	Funktion 16	28
Socken ausziehen	Funktion 9	27
Bücken	Funktion 5	25
Steifigkeit nach dem Ausruhen	Steifigkeit 2	24
Socken anziehen	Funktion 11	24
Steifigkeit morgens	Steifigkeit 1	22
Treppe hinaufgehen	Funktion 2	21
Aufstehen vom Sitzen	Funktion 3	21
Schmerz Treppe gehen	Schmerz 2	18
Einkaufen	Funktion 8	18
Einsteigen in das Auto	Funktion 7	17

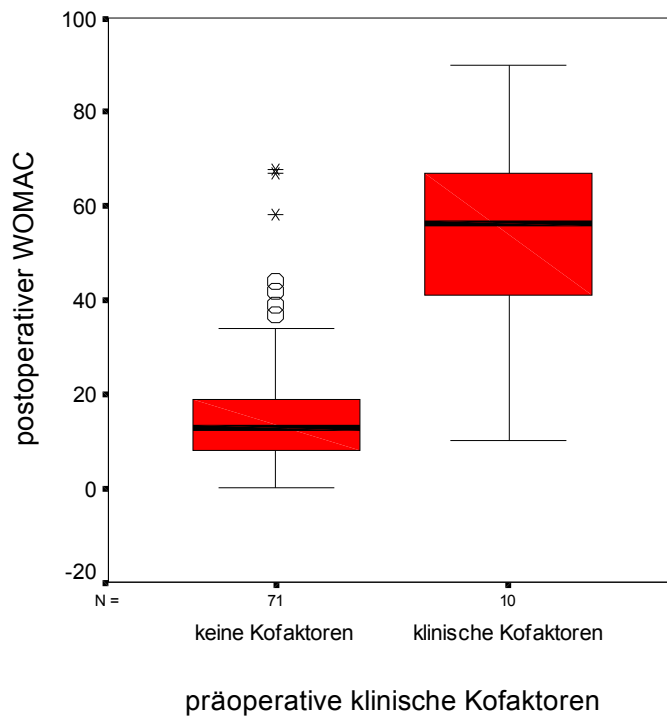
Einzelfragen, die einen schlechteren Mittelwert als den der Gesamtauswertung des postoperativen WOMAC von 17 zeigen, neigen weniger zu einem Deckeneffekt (ceiling effect). Ohne Deckeneffekt wird die statistische Auswertung erleichtert.

Tabelle 3: Einzelfragen, die einen besseren Mittelwert als den der Gesamtauswertung des postoperativen WOMAC von 17 zeigen

<i>Inhalt der Frage</i>	<i>Frage N°</i>	<i>Mittelwert</i>
Badewanne	Funktion 13	15
Stehen	Funktion 4	15
Treppe herunter	Funktion 1	15
Aufstehen aus dem Bett	Funktion 10	13
Schmerz Gehen	Schmerz 1	13
Gehen	Funktion 6	12
Schmerz stehend	Schmerz 5	12
Toilettengang	Funktion 15	12
Schmerz sitzend	Schmerz 4	11
Sitzen	Funktion 14	11
Schmerz liegend	Schmerz 3	10
Leichte Hausarbeiten	Funktion 17	10
Liegen	Funktion 12	9

Einzelfragen, die einen besseren Mittelwert als den der Gesamtauswertung des postoperativen WOMAC von 17 zeigen, neigen zu einem Deckeneffekt (ceiling effect), der die statistische Auswertung erschwert.

Grafik 6: Darstellung des postoperativen WOMAC in Abhängigkeit von präoperativ vorliegenden klinischen Kofaktoren als Boxplott (n=81)



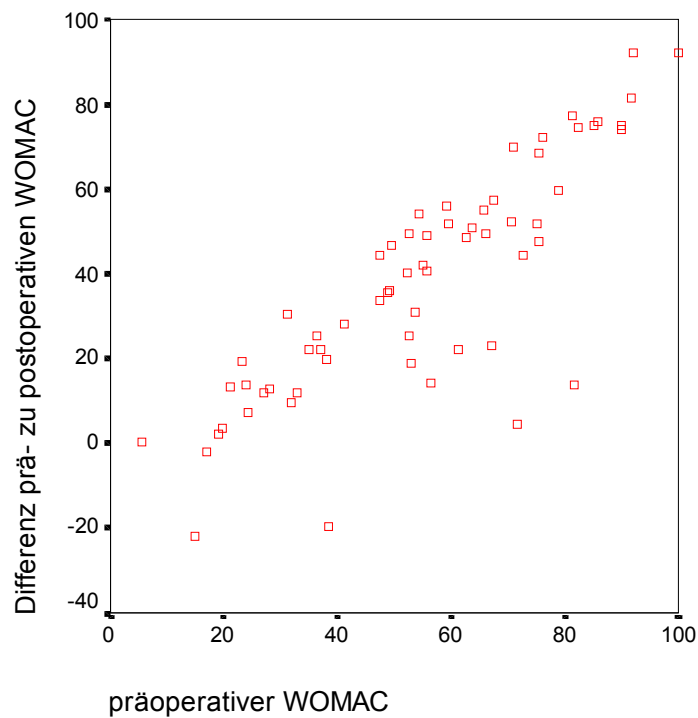
Die Grafik zeigt den deutlichen Unterschied im postoperativen WOMAC in Abhängigkeit des Vorliegens klinischer Kofaktoren. Innerhalb der Box liegen die Werte zwischen dem 25% und dem 75% Perzentil, der Median ist durch einen Balken gekennzeichnet. Extreme Werte (O) liegen im Bereich des 1,5 bis 3 fachen der Boxengröße, Ausreisser (*) über dem 3 fachen der Boxengröße. Die Patienten ohne klinische Kofaktoren entsprechen der Charnley Klassifikation A und B, die Patienten mit klinischen Kofaktoren entsprechen der Charnley Klassifikation C.

Tabelle 4: Vergleich des präoperativen und postoperativen WOMAC in Abhängigkeit von der Charnley Klassifikation der Patienten

	<i>Charnley A</i> (n=63)	<i>Charnley B</i> (n=8)	<i>Charnley C</i> (n=10)
präoperativer WOMAC Mittelwert (Standardabweichung)	54,7 (22,9)	45,1 (18,9)	67,0 (17,6)
postoperativer WOMAC Mittelwert (Standardabweichung)	16,8 (14,6)	13,0 (7,6)	54,5 (21,8)

Das postoperative WOMAC Ergebnis der Patientengruppe mit klinischen Ausschlussgründen (Charnley C) ist signifikant schlechter als das Ergebnis der Patientengruppe ohne klinische Auschlussgründe (Charnley A und B). Präoperativ besteht im WOMAC Ergebnis zwischen den beiden Gruppen kein Unterschied.

Grafik 7: Streudiagramm des „präoperativer WOMAC“ versus „Differenz des präoperativen zu postoperativen WOMAC“ (n=63)



Die „Differenz des prä- zum postoperativen WOMAC“ zeigt bis auf 3 Patienten (negative Werte) eine Verbesserung des im WOMAC wiederspiegelten subjektiven Befindens des Patienten. Die Grafik illustriert die starke Korrelation der Verbesserung im WOMAC Score zum präoperativen Ausgangswert im WOMAC. Deswegen kann, wie im Text erläutert, der Unterschied zwischen prä- und postoperativen WOMAC nicht zum Vergleich mit der Hüftgelenksgeometrie herangezogen werden.

Tabelle 5: Korrelation der “Differenz zwischen präoperativen zu postoperativen WOMAC“ zu „präoperativen WOMAC“ und „postoperativen WOMAC“

	<i>Korrelationskoeffizient rho nach Spearman</i>	<i>Signifikanz, 2-seitig</i>	<i>Anzahl der Patienten</i>
<i>Präoperativer WOMAC</i>	0,828	0,000	63
<i>Postoperativer WOMAC</i>	-0,516	0,000	63

3.4. Präoperative Hüftgelenksgeometrie

Präoperative Veränderungen am erkrankten Hüftgelenk

Es liegen 36 präoperative Beckenübersichten (57,1% aller Patienten) zur Untersuchung der präoperativen Hüftgelenksgeometrie vor. Die geringe Zahl von 12 präoperativen Beckenübersichtsaufnahmen bei 31 Patienten aus Bad Aibling erklärt sich dadurch, dass zur präoperativen Planung an den Kliniken Harthausen in Bad Aibling die linke und rechte Hüfte a.-p verwendet wird und die zusätzliche Anfertigung einer tief eingestellten Beckenübersichtsaufnahme nur bei einem Teil der Patienten erfolgte. In München können 24 präoperativen Beckenübersichtsaufnahmen von 32 Patienten vermessen werden.

Die kraniale Gelenkspaltweite, des zur Operation vorgesehenen Hüftgelenkes liegt nur in einem Fall bei 4 mm bei gleichzeitiger Deformität des Hüftkopfes Grad 2. Die größte Gruppe hat einen völlig aufgebrauchten kranialen Gelenkspalt (n=30). In vier Fällen liegt der kraniale Gelenkspalt bei 1 mm und bei einem Patienten bei 2 mm. Es zeigt sich in allen Fällen ein Hüftkopfdeformität. Bei acht Patienten liegt sie bei Grad 1, bei neun Patienten bei Grad 2, bei zwölf Patienten bei Grad 3 und bei sieben Patienten bei Grad 4. Durch die Deformität Grad 2 bis 4 des Hüftkopfes ist die Bestimmung des Rotationszentrums ungenau, da konzentrische Kreise zur Festlegung nicht verwendet werden können.

Die Veränderungen der Hüftgelenksgeometrie des zur Operation vorgesehenen Hüftgelenkes im Vergleich zur gesunden Gegenseite (n=36) sind die folgenden: Es zeigt sich eine Medialisation des Rotationszentrums von 3 mm bei einer

Standardabweichung von 3,7, eine Kranialisierung des Rotationszentrums um 3 mm bei einer Standardabweichung von 4,0, eine Vergrößerung des Offsets des Femurs von 2mm bei einer Standardabweichung von 6,1 und eine Längendifferenz von -1 mm bei einer Standardabweichung von 4,5.

Die Korrelation des präoperativen WOMAC zu radiologischen Veränderungen und Hüftgelenksgeometrie wird geprüft. Der Korrelationskoeffizient rho für den präoperativen WOMAC versus Weite des kranialen Gelenkspaltes beträgt $-0,087$ bei einer zweiseitigen Signifikanz von 0,614. Der Korrelationskoeffizient rho für den präoperativen WOMAC versus Deformität des Hüftkopfes beträgt $-0,289$ bei einer zweiseitigen Signifikanz von 0,087. Es zeigt sich eine mittlere Korrelation des präoperativen WOMAC zum Parameter „Differenz der Höhe des Rotationszentrums der nichtoperierten Seite (RZno) und der zu operierenden Seite (RZop)“ mit einem rho von $-0,450$ bei einer zweiseitigen Signifikanz von 0,010 (Grafik 8). Die anderen Parameter der Abweichung der Hüftgelenksgeometrie der nicht operierten versus die zu operierende Hüfte zeigen keinen Zusammenhang mit dem präoperativen WOMAC.

Veränderung der präoperativen zur postoperativen Hüftgelenksgeometrie

Die Veränderungen der Hüftgelenksgeometrie des operierten Gelenkes im Vergleich präoperativ zu postoperativ (n=36) zeigen im Mittel folgende Änderungen (Grafik 9 und 10): Es kommt zu einer Lateralisierung des Rotationszentrums um 7 mm bei einer Standardabweichung von 5,1, einer Kranialisierung des Rotationszentrums um 1 mm bei einer Standardabweichung von 6,0, eine Verkleinerung des Offsets des Femurs um 1 mm bei einer Standardabweichung von 8,3 und eine Längenzunahme des Femurs um 11 mm bei einer Standardabweichung von 6,1. Eine Korrelation dieser Veränderungen mit dem postoperativen WOMAC

besteht nicht. Der Korrelationskoeffizient ρ liegt zwischen -0,143 und 0,045 bei einer zweiseitigen Signifikanz von 0,406 bis 0,801.

Beurteilung von durch Lageänderung des Patienten verursachten
Meßungenauigkeiten bei dem Vergleich der präoperativen zur postoperativen
Beckenübersichtsaufnahme

Bei dem Vergleich der präoperativen mit der postoperativen Beckenübersicht muss die mögliche Lageänderung des Beckens zwischen den beiden Aufnahmen berücksichtigt werden. Die Streudiagramme der Grafik 11 und 12 zeigen beim Vergleich der horizontalen Strecke k zwischen der prä- und postoperativen Beckenübersichtsaufnahme eine sehr hohe Korrelation mit einem ρ von 0,910 bei einer zweiseitigen Signifikanz von 0,000. Beim Vergleich der vertikale Strecke s zwischen der prä- und postoperativen Beckenübersichtsaufnahme zeigt sich eine starke Korrelation mit einem ρ von 0,720 bei einer zweiseitigen Signifikanz von 0,000.

Für den Vergleich der Messungen des Offsets des operierten Hüftgelenkes an der prä- und postoperativen Beckenübersichtsaufnahme wird die Korrelation der femurrotationsabhängigen Strecke T_{maj} bestimmt. Es zeigt sich eine sehr starke Korrelation mit einem ρ von 0,910 bei einer zweiseitigen Signifikanz von 0,000. Dies entspricht in etwa der Korrelation der Femurrotation ($n=54$) auf der postoperativen Beckenübersicht zwischen nicht operiertem und operiertem Hüftgelenk, die ein ρ von 0,847 bei einer zweiseitigen Signifikanz von 0,000 zeigt.

Ergebnisse der Kalkulation des Rotationszentrums bei beidseitiger Deformität

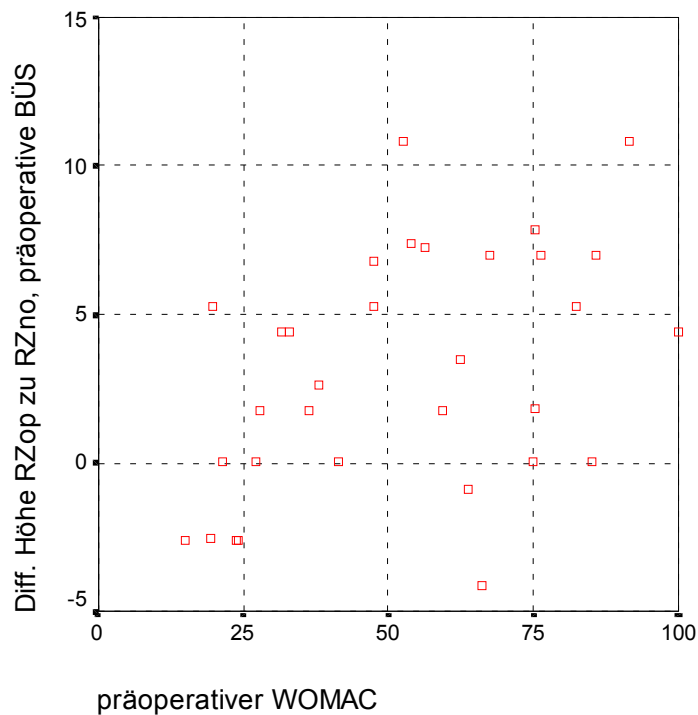
Bei der Planung der Arbeit wird die Möglichkeit erwogen, bei beidseitiger Deformität der Hüften mit einer daraus folgenden Verschiebung des Rotationszentrums einen aus den Beckenmaßen kalkulierten Wert zur Lage des Rotationszentrums heranzuziehen. Hierzu wird die Methode nach Pierchon verwendet (siehe auch Methodik 2.5 und Diskussion 4.3). Um die Eignung der Methode zu prüfen wird sie auf alle nicht operierten Hüftgelenke, außer denen die eine Deformation des Hüftkopfes größer Grad 2 oder eine Verkleinerung des kranialen Gelenkspaltes kleiner 3 mm zeigen, angewendet. Die Berechnung des Rotationszentrums wird mit den tatsächlich gemessenen Werten der nicht operierten und in ihrer Geometrie nicht veränderten Hüftgelenke (n=69) verglichen. Die Ergebnisse sind in der Grafik 13 für den Abstand X und in der Grafik 14 für den Abstand Y dargestellt. Die Abstände X und Y beschreiben die Lage des Rotationszentrums ausgehend von der Köhlerschen Tränenfigur.

Mit dem Test auf Korrelation nach Spearman wird der Zusammenhang zwischen den kalkulierten und den gemessenen Abständen X und Y getestet. Es ergibt sich ein Koeffizienten rho für die Abstände Y von 0,366 mit einer Signifikanz von 0,002 und ein rho von 0,468 für die Abstände X mit einer Signifikanz von 0,000. Es zeigt sich somit eine schwache Korrelation für den Abstand X und eine mittelstarke Korrelation für den Abstand Y. Außerhalb eines Bereiches von 5 mm um den gemessenen Abstand X liegen 20,3 % der Werte (Grafik 13). Außerhalb eines Bereiches von 5 mm um den gemessenen Abstand Y liegen 13,0 % der Werte (Grafik 14).

Die kalkulierten Werte hätten bei 8 Patienten zur Anwendung kommen sollen, die in die Charnley Klassifikation B (bilaterale Coxarthrose) fallen. Bei diesen Patienten liegt eine Veränderung der Hüftgeometrie der gegenseitigen nicht operierten Hüfte vor, so dass diese nicht zur Definition der physiologischen Gelenkgeometrie herangezogen werden kann.

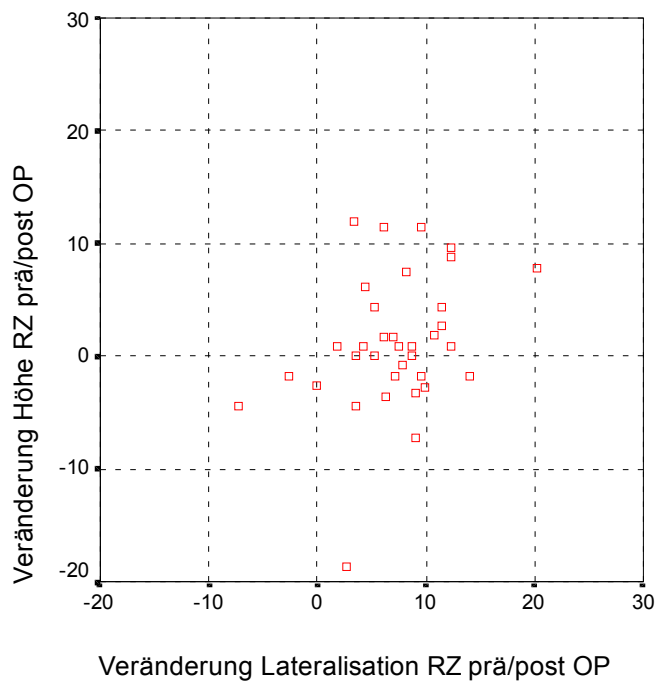
Da insbesondere die mittlere Abweichung des kalkulierten Abstandes X mit 1,8 mm halb so groß war wie die tatsächlich beobachtete Abweichung der Implantationsgeometrie von der physiologischen Geometrie auf der X Achse von 3,3 mm wurden die 8 Patienten nicht in die Untersuchung miteinbezogen, um die Datenbasis für die Beurteilung des Einflusses der Hüftgelenksgeometrie auf die subjektive Patientenzufriedenheit nicht zu verschlechtern. Die mittlere Abweichung des Abstandes Y lag bei -1,2 mm.

Grafik 8: Streudiagramm „präoperativer WOMAC“ versus „Differenz der Höhe des Rotationszentrums der nichtoperierten Seite (RZno) und der zu operierenden Seite (RZop)“ auf der präoperativen Beckenübersichtsaufnahme (n=36)



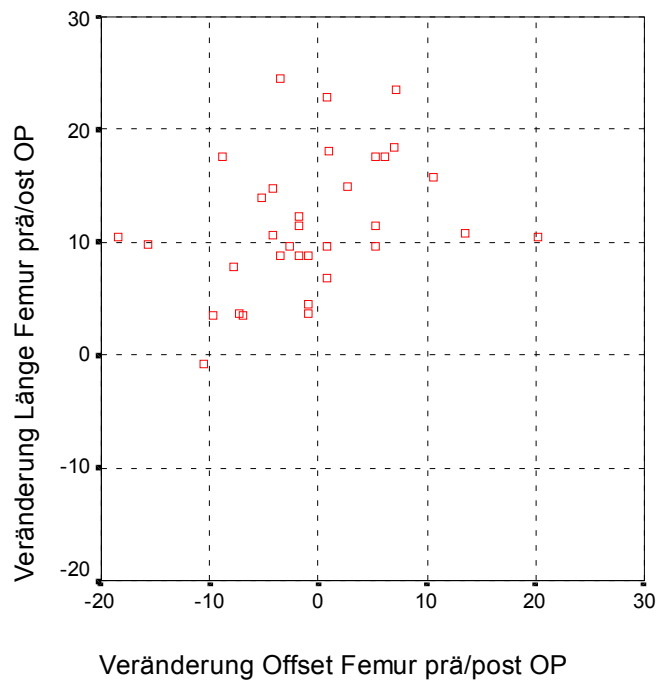
Durch die Erkrankung des Hüftgelenkes wird die Lage des Rotationszentrums in der vertikalen Achse durch Verminderung der kranialen Gelenkspaltweite und die deformierende Abflachung des Hüftkopfes verändert. Der Parameter „Differenz der Höhe des Rotationszentrums der nichtoperierten Seite (RZno) und der zu operierenden Seite (Rzop)“ drückt diese Veränderung in mm aus. Die Grafik illustriert die mittlere Korrelation der Veränderung der vertikalen Lage des Rotationszentrums zum präoperativen WOMAC.

Grafik 9: Streudiagramm zur Veränderung der Lage des Rotationszentrums präoperativ zu postoperativ (n=36)



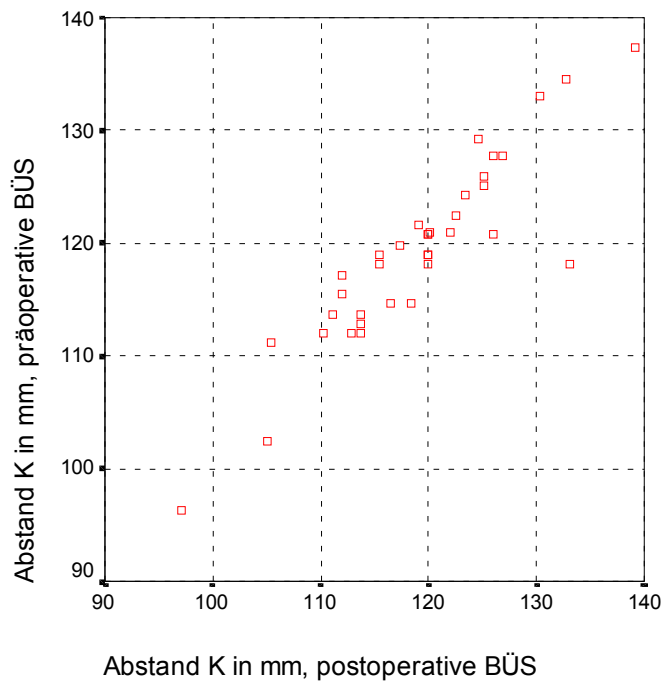
Ausgehend von der präoperativen Hüftgeometrie wird die durch die Operation herbeigeführte Änderung der Höhe und der Lateralisation des Rotationszentrums in mm dargestellt.

Grafik 10: Streudiagramme zur Veränderung der Femurparameter präoperativ zu postoperativ (n=36)



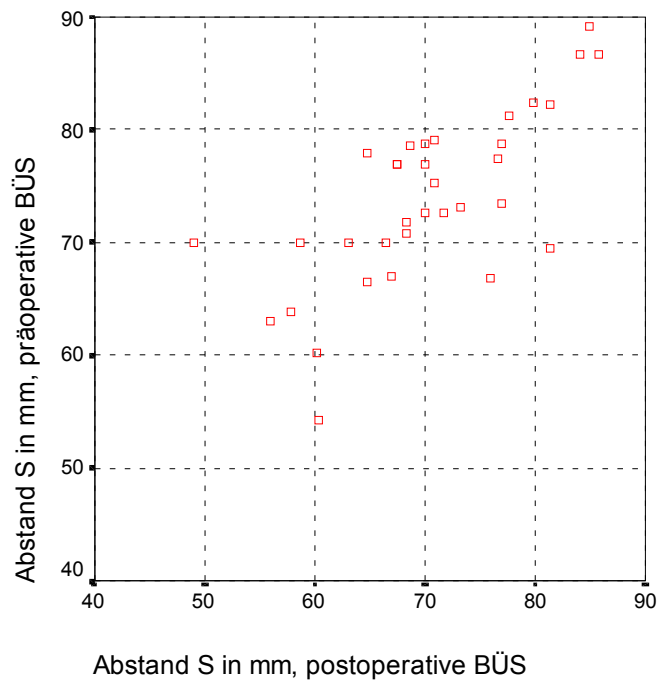
Ausgehend von der präoperativen Hüftgeometrie wird die durch die Operation herbeigeführte Änderung der Länge und des Offsets des Femurs in mm dargestellt.

Grafik 11: Streudiagramm der Messung des Abstandes K auf der präoperativen versus der postoperativen Beckenübersicht (n=36)



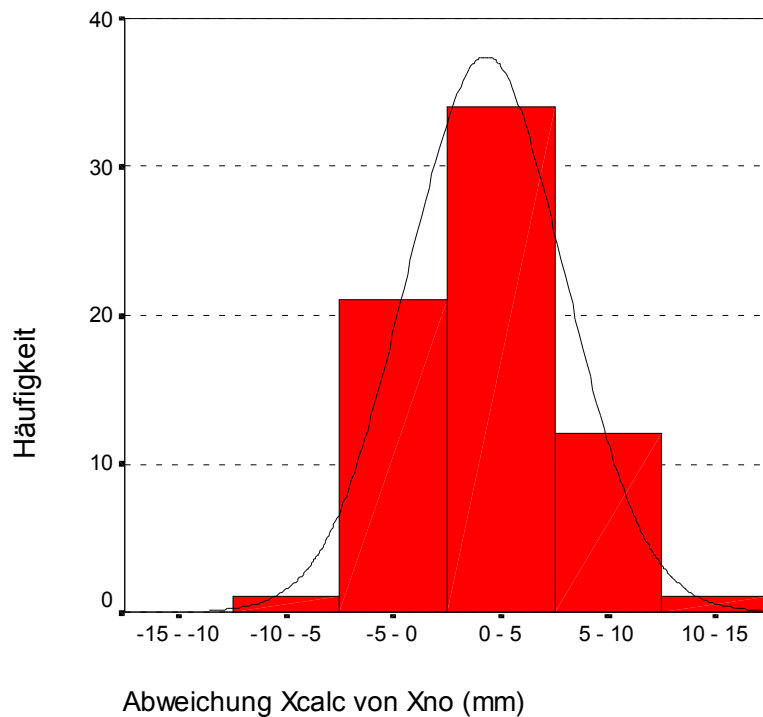
Das Streudiagramm zeigt den Vergleich der Messungen des Abstandes K zwischen den Köhlerschen Tränenfiguren auf der präoperativen und postoperativen Beckenaufnahme des gleichen Patienten in mm. Die Messungen zeigen eine sehr starke Korrelation in der horizontalen Ebene.

Grafik 12: Streudiagramm der Messung des Abstandes S auf der präoperativen versus der postoperativen Beckenübersicht (n=36)



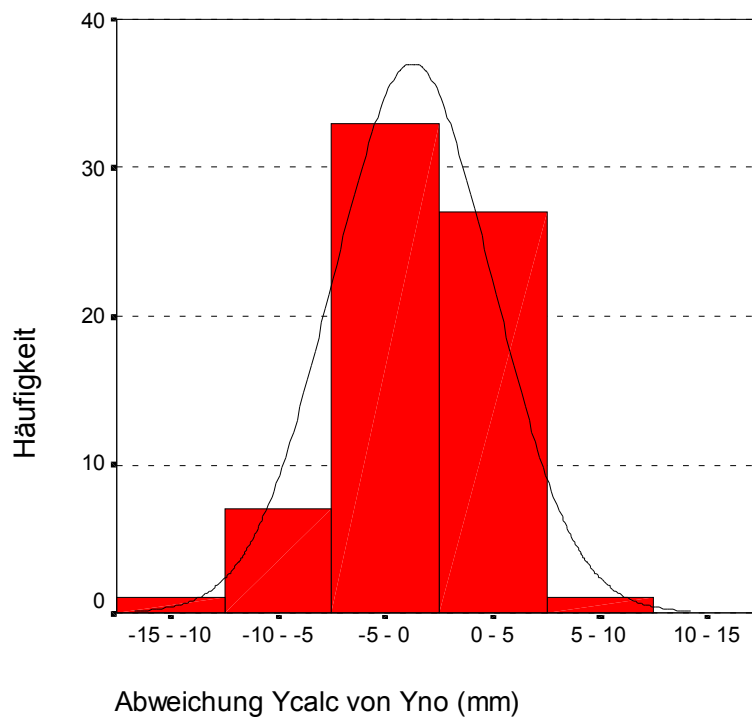
Das Streudiagramm zeigt den Vergleich der Messungen des Abstandes S zwischen der Verbindungslinie der Köhlerschen Tränenfiguren und der unteren Begrenzung der Sakroiliakalfuge auf der präoperativen und postoperativen Beckenaufnahme des gleichen Patienten in mm. Die Messungen zeigen eine starke Korrelation in der vertikalen Ebene.

Grafik 13: Histogramm der Abweichung des kalkulierten Abstandes X_{calc} von dem gemessenen Abstand der nicht operierten Seite X_{no} in mm (n=69)



Das Histogramm zeigt die Abweichung der 69 kalkulierten Abstände X von den gemessenen Abständen X an den gesunden Hüftgelenken der nicht operierten Seite. 14 kalkulierte Werte liegen außerhalb eines Bereiches von ± 5 mm um die tatsächliche Lage des Rotationszentrums auf der X Achse. Die mittlere Abweichung liegt bei 1,8 mm.

Grafik 14: Histogramm der Abweichung des kalkulierten Abstandes Y_{calc} von dem gemessenen Abstand der nicht operierten Seite Y_{no} in mm (n=69)



Das Histogramm zeigt die Abweichung der 69 kalkulierten Abstände Y von den gemessenen Abständen Y an den gesunden Hüftgelenken der nicht operierten Seite. 9 kalkuliert Werte liegen außerhalb eines Bereiches von ± 5 mm um die tatsächliche Lage des Rotationszentrums auf der Y Achse. Die mittlere Abweichung liegt bei -1,2 mm.

3.4. Postoperative Hüftgelenksgeometrie

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Vermessungen an der postoperativen Beckenübersichtsaufnahme in Bezug auf den Unterschied des operierten (Implantationsgeometrie) zum nicht operierten Hüftgelenk (physiologische Geometrie) dargestellt.

Es kann eine Lateralisation des Rotationszentrums (Grafik 15) von im Mittel 3,3 mm bei einer Standardabweichung von 4,4 beobachtet werden. Die meisten Patienten (n=39) zeigen eine Abweichung von +/- 5 mm vom geplanten Rotationszentrum. Die nächstgrößte Gruppe (n=22) zeigt eine Lateralisation von 5 bis 15 mm. Je einmalig zeigt sich eine Lateralisation von 16 mm bzw. eine Medialisation von 7 mm.

Es kann eine Kranialisation des Rotationszentrums (Grafik 16) von im Mittel 4,9 mm bei einer Standardabweichung von 5,2 beobachtet werden. Die meisten Patienten (n=33) zeigen eine Kranialisation von 5 bis 15 mm. Die nächstgrößte Gruppe (n=28) zeigt eine Abweichung von +/- 5 mm im Vergleich zu der Lage des Rotationszentrums der Gegenseite. Zwei Patienten zeigen ein Kaudalisierung des Rotationszentrums von 8 mm bzw. 10 mm.

Es kann eine Vergrößerung des Offsets (n=54) des Femurs (Grafik 17) von im Mittel 0,2 mm bei einer Standardabweichung von 6,5 beobachtet werden. Die größte Gruppe (n=31) zeigt eine Änderung im Bereich von +/- 5 mm. Je 11 Patienten zeigen ein Abweichung von -15 bis -5 mm oder von +5 bis +15 mm. Bei einem Patienten verändert sich das Offset um + 22 mm.

Es kommt im Mittel zu einer Verlängerung des Femurs im Vergleich zur Gegenseite (Grafik 18) von 11 mm bei einer Standardabweichung von 6,4. Die größte Gruppe der Patienten (n=46) zeigt eine Verlängerung von 5 bis 15 mm. 15 Patienten zeigen eine Verlängerung von 15 bis 25 mm und ein Patient von 26 mm. Bei einem Patienten kommt es zu einer Verkürzung von 6 mm. 10 Patienten zeigen eine Verlängerung von 0 bis 5 mm.

Bei der Darstellung der Veränderungen am Rotationszentrum (n=63) im Streudiagramm (Grafik 19) liegen 30,2 % (n= 19) der Patienten im Bereich einer geringen Abweichung von -5 mm bis +5 mm in vertikaler und horizontaler Ebene.

Bei der Darstellung der Veränderungen am Femur (n=54) im Streudiagramm (Grafik 20) liegen 9,3% (n=5) der Patienten im Bereich einer geringen Abweichung von -5 mm bis +5 mm in vertikaler oder horizontaler Ebene.

Der muskuläre Arbeitsweg und die Hebelverhältnisse der Hüftgelenke im Vergleich der physiologischen zur Implantationsgeometrie

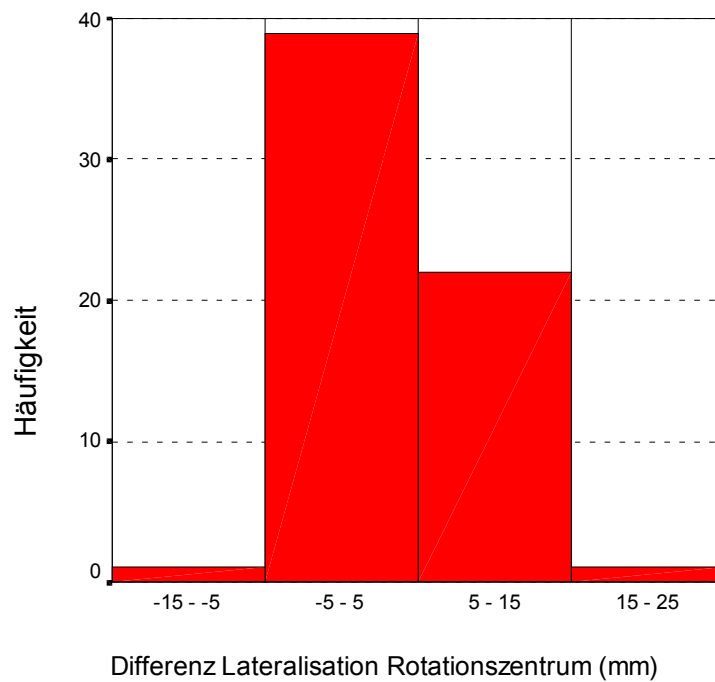
Zur Berechnung der „Differenz des muskulären Arbeitsweges“ wird die Kranialisierung des Rotationszentrums mit der Längenänderung des Femurs verrechnet. Es ergibt sich ein Wert der klinisch der postoperativ gemessenen Beinverlängerung und biomechanisch der Veränderung des Arbeitsweges der Abduktoren entspricht, siehe Grafik 21. Er zeigt im Mittel eine Verlängerung von 6,0 mm bei einer Standardabweichung von 6,25. Die größte Gruppe der Patienten (n=29) erfährt eine Verlängerung von +5 mm bis +15 mm. Bei 25 Patienten zeigt sich eine

geringe Änderung von -5 mm bis +5 mm. Bei 4 Patienten eine Verkürzung von -10 mm bis -5 mm und bei 5 Patienten eine Verlängerung von +15 bis +22 mm.

Die Differenz des Hebelarmes (Faktor H), gibt einen Anhalt, ob mehr oder weniger Kraft für die Abduktion im Einbeinstand benötigt wird, siehe Grafik 22 (n=54). Zur Berechnung des Faktors H siehe Methoden (2.6. Kalkulation der Hebelverhältnisse, des Arbeitsweges und der Auswirkungen auf die Kraft der Abduktoren des Hüftgelenkes). Es zeigt sich, dass es bei 15 Patienten zu einer Verschlechterung des Faktors H von 10% und bei 2 Patienten von etwa 20% kommt. Bei allen anderen sind die Hebelverhältnisse nach der Operation im Vergleich zur Gegenseite unverändert (n=15) oder bessern sich um 10% (n=19) bzw. ca. 20% (n=3). Der Mittelwert des Faktors H bleibt mit 1,01 gleich bei einer Standardabweichung von 0,1.

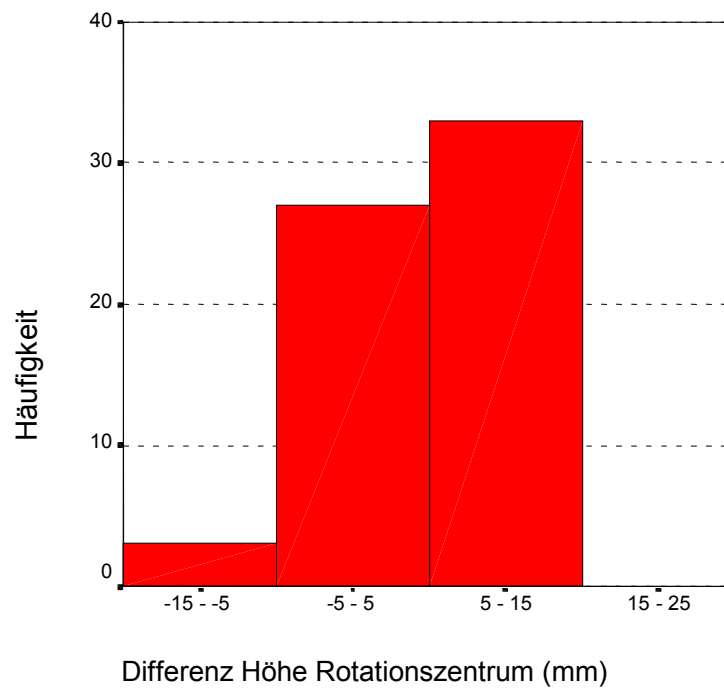
Bei der Betrachtung der für die biomechanische Funktion wichtigen Parameter „Differenz des muskulärer Arbeitsweges“ und „Differenz Hebelarm (Faktor H)“ (n=54) zeigt sich im Streudiagramm (Grafik 23), daß 79,6% (n=43) der Werte im Bereich von 0,9 bis 1,2 des Faktors H und einer Veränderung der muskulären Arbeitsweges von -5 mm bis +15 mm liegen.

Grafik 15: Histogramm zur Lateralisation des Rotationszentrums des operierten im Vergleich zum nicht operierten Hüftgelenkes (n=63)



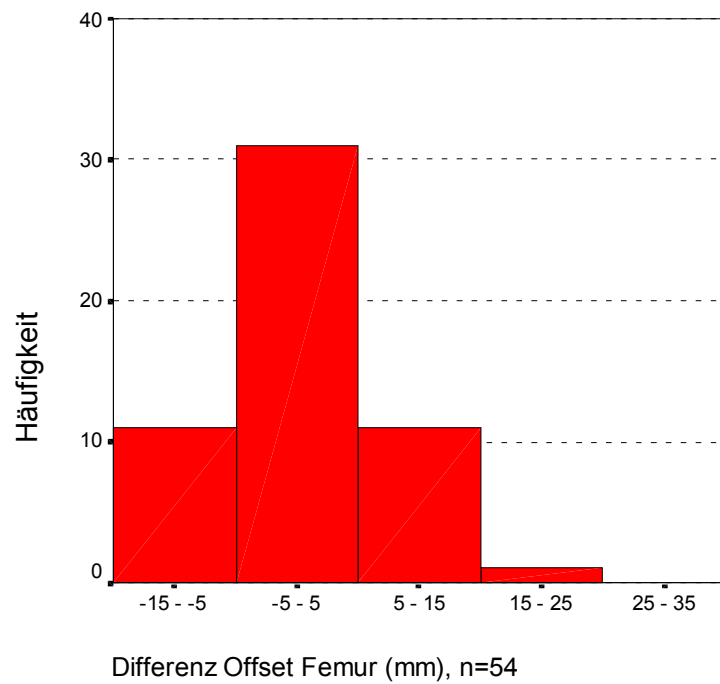
Die Grafik illustriert die Häufigkeit der Lateralisation des Rotationszentrums des operierten Hüftgelenkes im Vergleich zum nicht operierten Hüftgelenk in mm mit einem Mittelwert von 3,3 mm.

Grafik 16: Histogramm zur Höhe des Rotationszentrums des operierten im Vergleich zum nicht operierten Hüftgelenk (n=63)



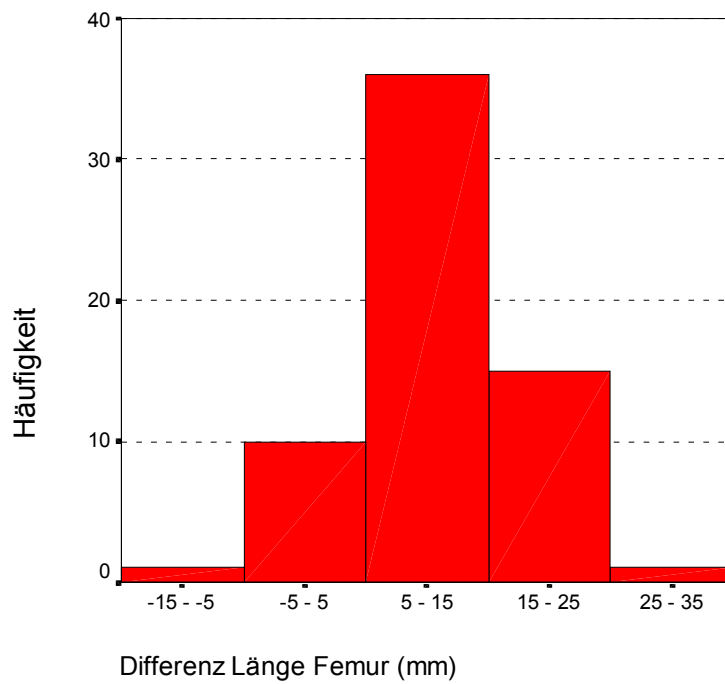
Die Grafik illustriert die Häufigkeit der Kranialisation des Rotationszentrums des operierten Hüftgelenkes im Vergleich zum nicht operierten Hüftgelenk in mm mit einem Mittelwert von 4,9 mm.

Grafik 17: Histogramm zur Veränderung des Offsets der Hüftprothese im Vergleich zum nicht operierten Hüftgelenk (n=54)



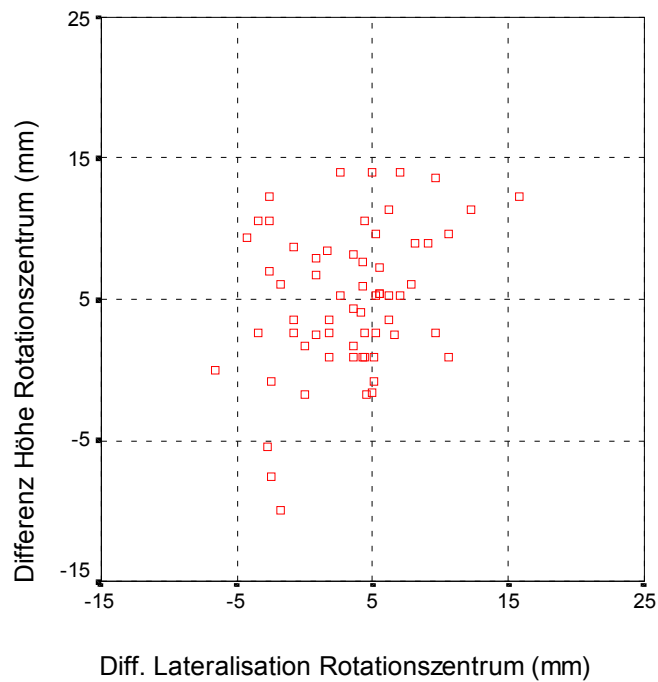
Die Grafik illustriert die Häufigkeit der Vergrößerung des Offsets des Femurs des operierten Hüftgelenkes im Vergleich zum nicht operierten Hüftgelenk in mm mit einem Mittelwert von 0,2 mm.

Grafik 18: Histogramm zur Veränderung der Länge des Femurs im Vergleich zum nicht operiertem Hüftgelenk (n=63)



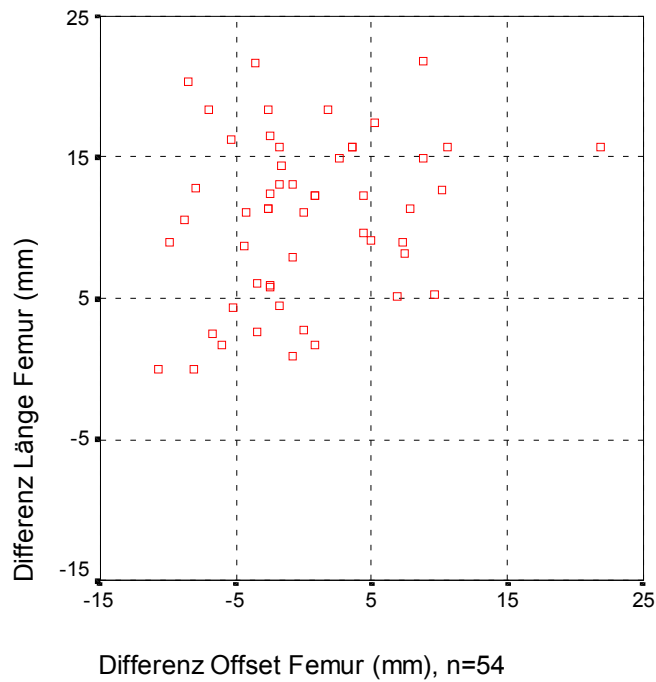
Die Grafik illustriert die Häufigkeit einer Verlängerung des Femur des operierten Hüftgelenkes im Vergleich zum nicht operierten Hüftgelenk in mm mit einem Mittelwert von 12 mm.

Grafik 19: Streudiagramm zur Lageänderung des Rotationszentrums des operierten im Vergleich zum nicht operierten Hüftgelenk (n=63)



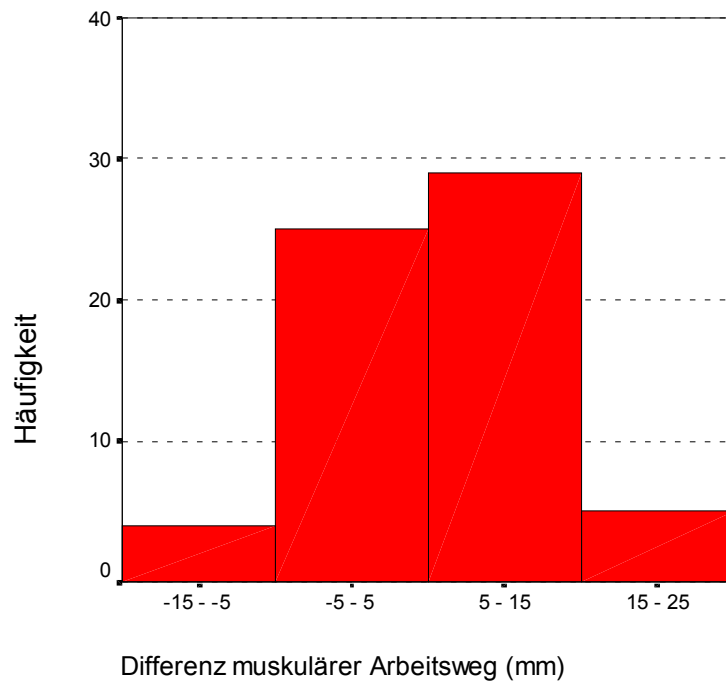
Bei der Darstellung der Veränderungen am Rotationszentrum (n=63) im Streudiagramm liegen 30,2 % (n= 19) der Patienten im Bereich einer geringen Abweichung von -5 mm bis +5 mm in vertikaler und horizontaler Ebene.

Grafik 20: Streudiagramm zur Lageänderung der Parameter des Femurs des operierten im Vergleich zum nicht operierten Hüftgelenk (n=54)



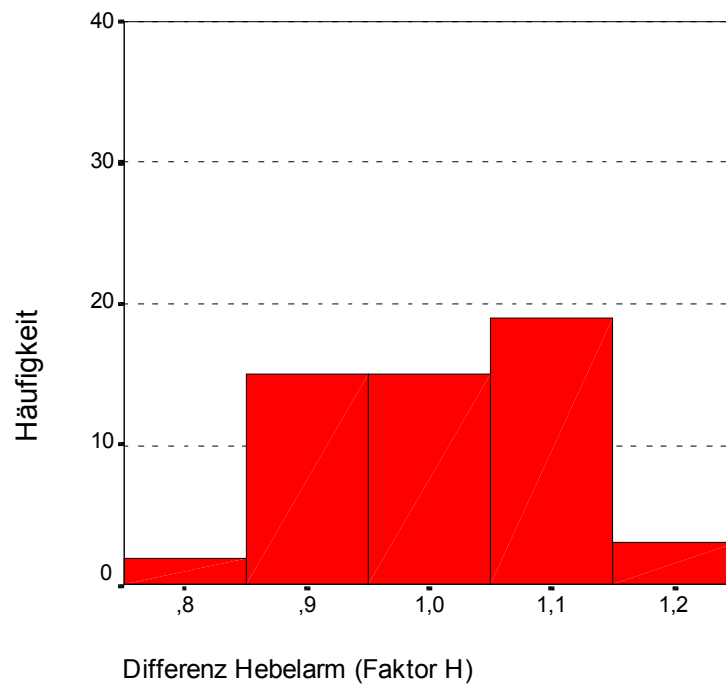
Bei der Darstellung der Veränderungen am Femur (n=54) im Streudiagramm liegen 9,3% (n=5) der Patienten im Bereich einer geringen Abweichung von -5 mm bis $+5$ mm in vertikaler oder horizontaler Ebene.

Grafik 21: Histogramme zur Differenz des muskulären Arbeitsweges (n=63)



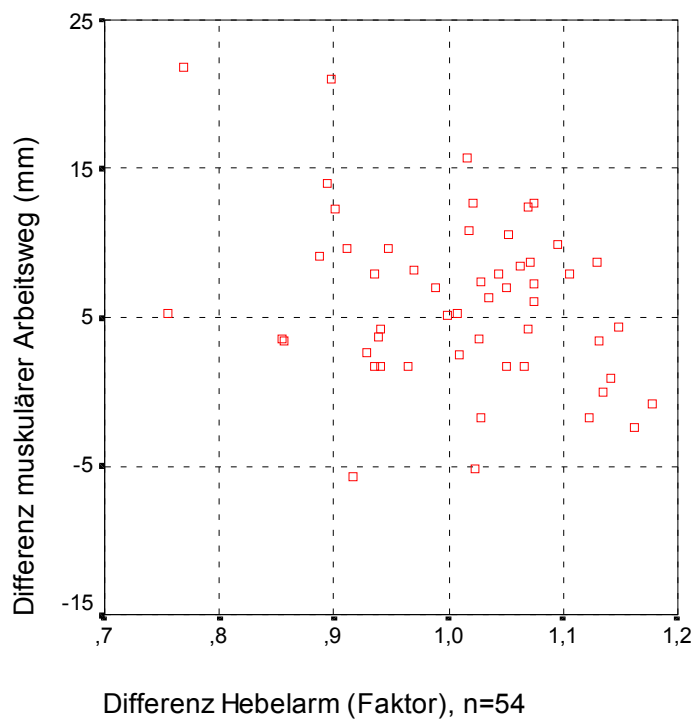
Zur Bestimmung der Veränderung des muskulären Arbeitsweges der hüftgelenksübergreifenden Muskulatur wird die Kranialisierung des Rotationszentrums durch die Pfannenimplantation mit der Femurverlängerung durch die Schaftimplantation verrechnet. Die Grafik illustriert die Häufigkeit einer Veränderung des muskulären Arbeitsweges in 4 Gruppen: Verkürzung um -15 bis -5 mm, gleichbleibend mit +/-5 mm, Verlängerung um 5 bis 15 mm und Verlängerung um 15 bis 25 mm.

Grafik 22: Histogramm zur Veränderung der Differenz des Hebelarmes (Faktor H), n=54



Die Differenz des Hebelarmes (Faktor H) beschreibt, ob mehr oder weniger Kraft für die Abduktion im Einbeinstand benötigt wird. Bei einem Faktor über 1 wird weniger Kraft benötigt, um den Einbeinstand zu halten. Bei einem Faktor von 0,9 wird etwa 10% mehr Kraft benötigt, um den Einbeinstand zu halten.

Grafik 23: Streudiagramm der Differenz Hebelarm (Faktor H) versus Differenz muskulärer Arbeitsweg (mm) im Vergleich zum nicht operierten Hüftgelenk (n=54).



Die Patienten, die im linken oberen Quadranten des Streudiagrammes liegen und unter biomechanisch Gesichtspunkten die stärksten Abweichungen zeigen, werden in der Grafik 29 im Einzelnen dargestellt und ihr postoperatives WOMAC Ergebnis angegeben.

3.5. Prüfung des Zusammenhanges zwischen postoperativer Gelenkgeometrie und WOMAC

Zur Feststellung einer Beeinflussung des postoperativen WOMAC Ergebnisses durch die festgestellten Abweichungen der Hüftgelenksgeometrie wird der Korrelationskoeffizient rho nach Spearman berechnet. In der Tabelle 6 sind die Ergebnisse im Überblick dargestellt. Es zeigt sich, daß kein Zusammenhang besteht. Alle berechneten Korrelationskoeffizienten nach Spearman liegen zwischen 0,0 und 0,2. Graphisch kann dies auch in den Streudiagrammen der einzelnen Abweichungen der Hüftgelenksgeometrie gegenüber dem postoperativen WOMAC (Grafik 24 bis 29) nachvollzogen werden.

Ebenfalls getestet wird die Korrelation bestimmter Einzelfragen des WOMAC zur Hüftgeometrie, da vermutet wird, dass Fragen, die sich auf längere und anstrengendere Tätigkeiten beziehen, weniger zum Deckeneffekt tendieren und damit die angenommenen Unterschiede durch die Hüftgeometrie besser differenzieren können. Es ergab sich aber ebenfalls keine Korrelation zu den Einzelparametern der Hüftgeometrie und den errechneten Parametern Arbeitsweg und Hebelarm.

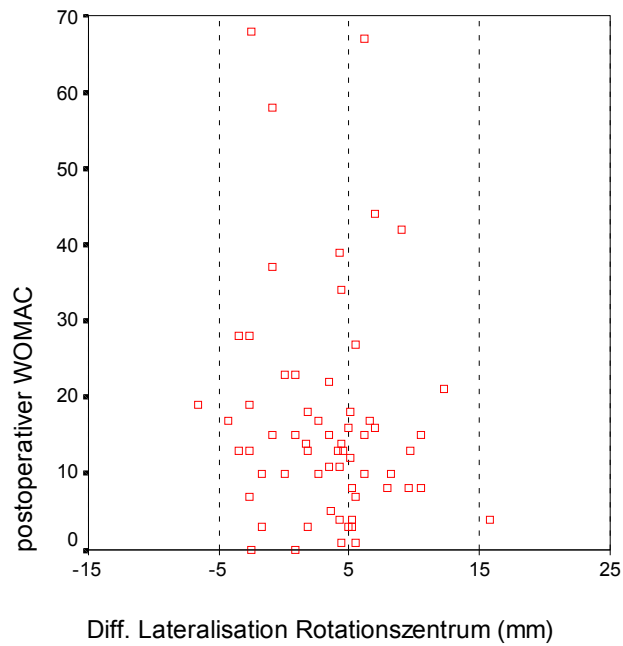
Gesondert betrachtet werden Patienten, die in den kalkulierten biomechanischen Parametern „Differenz des muskulärer Arbeitsweges“ und „Differenz Hebelarm (Faktor H)“ (n=54) (siehe Grafik 23) die stärksten Abweichungen zeigen. Diese sind in der Grafik 30 im Einzelnen dargestellt. Diese Patienten hatten folgende postoperative WOMAC Werte: N°10 = 18, N°25 = 15, N°33 = 13, N°34 = 19, N°35 = 0, N°57 = 68, N°73 = 14. Bis auf einen Ausreißerwert mit 68 Punkten im postoperativen WOMAC Wert lagen alle innerhalb der einfachen Standardabweichung

von 14,6 um den postoperativen WOMAC Mittelwert von 16,6 oder zeigten wie Patient N°35 das optimale WOMAC Ergebnis mit 0 Punkten. Ein signifikanter Unterschied dieser Gruppe von Patienten zu den restlichen Patienten mit den „besseren“ biomechanischen Parametern ergibt sich im Mann Whitney U Test nicht.

Tabelle 6: Korrelation der Ergebnisse des postoperativen WOMAC Scores mit den Differenzen der Hüftgeometrie mittels des Koeffizienten rho nach Spearman

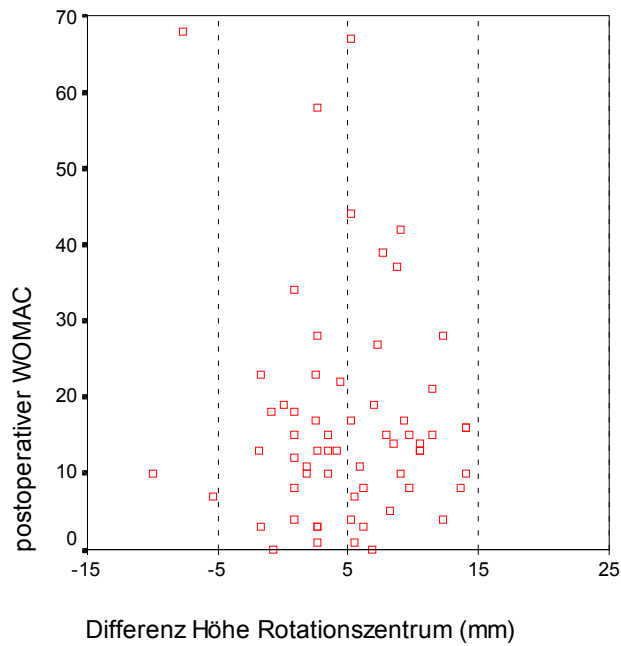
	<i>Korrelationskoeffizient</i>	<i>Signifikanz,</i>	<i>Anzahl</i>
	<i>rho nach Spearman</i>	<i>2-seitig</i>	<i>der Patienten</i>
<i>Differenz</i>			
<i>Lateralisation</i>	- 0,134	0,296	63
<i>Rotationszentrum</i> <i>Differenz</i>			
<i>Höhe</i>	0,053	0,682	63
<i>Rotationszentrum</i> <i>Differenz</i>			
<i>Offset</i>	0,014	0,921	54
<i>Femur</i> <i>Differenz</i>			
<i>Länge</i>	0,102	0,426	63
<i>Femur</i> <i>Differenz</i>			
<i>muskulärer</i>	0,046	0,791	63
<i>Arbeitsweg</i> <i>Differenz</i>			
<i>Hebelarm</i>	- 0,023	0,871	54

Grafik 24: Streudiagramm postoperatives WOMAC Ergebnis versus Lateralisation des Rotationszentrum (n=63)



Die Veränderung der horizontalen Positionierung des Rotationszentrums nach der Implantation zeigt keine Korrelation zum postoperativen WOMAC Ergebnis.

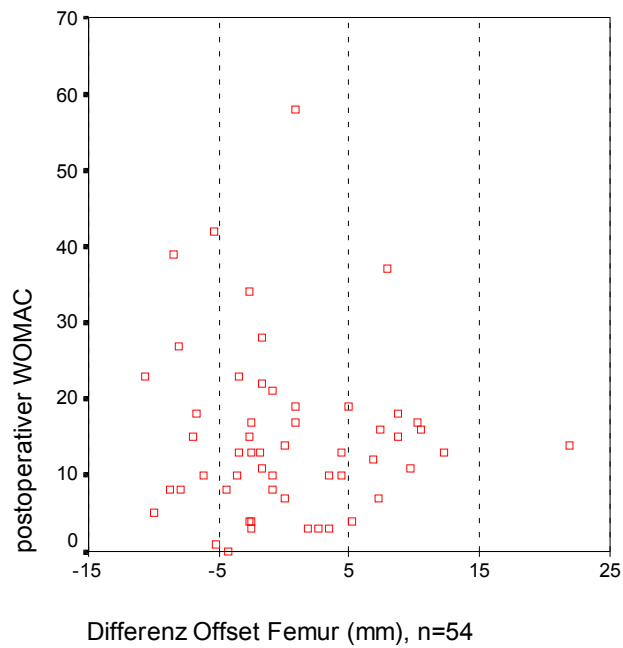
Grafik 25: Streudiagramme postoperatives WOMAC Ergebnis versus Differenz der Höhe des Rotationszentrums (n=63)



Die Veränderung der vertikalen Positionierung des Rotationszentrums nach der Implantation zeigt keine Korrelation zum postoperativen WOMAC Ergebnis.

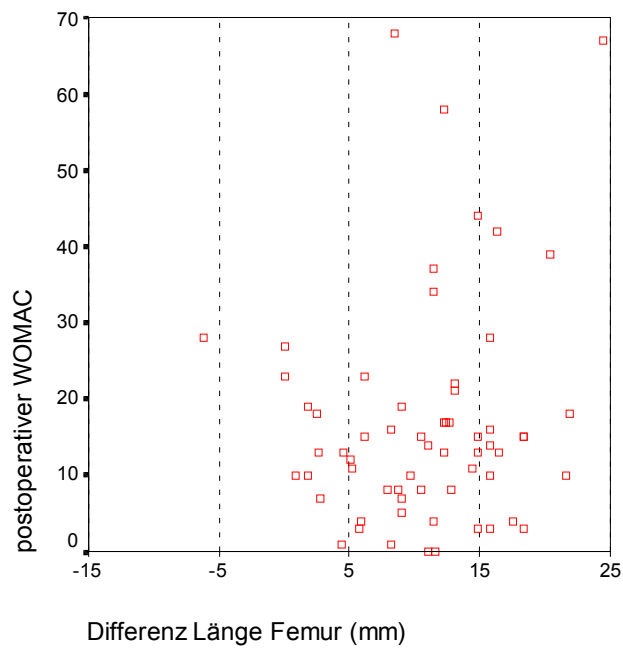
Grafik 26: Streudiagramm postoperatives WOMAC Ergebnis versus Differenz

Offset des Femurs (n=54)



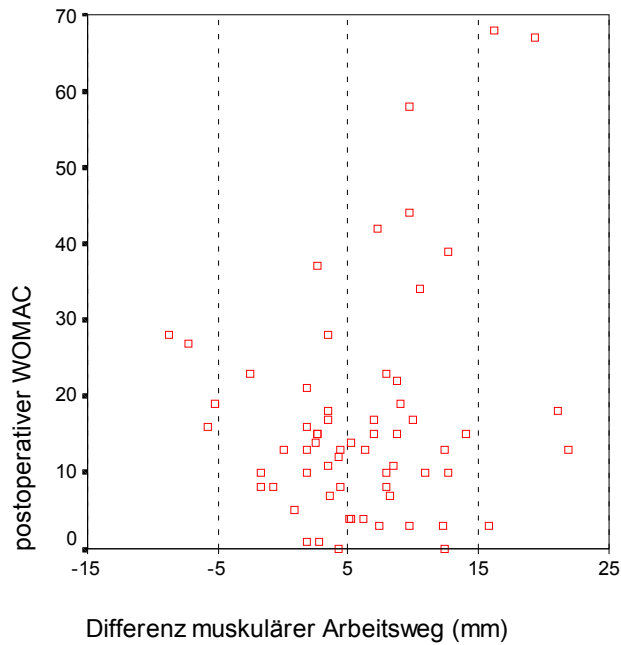
Die Veränderung des Offsets des Femurs nach der Implantation zeigt keine Korrelation zum postoperativen WOMAC Ergebnis.

Grafik 27: Streudiagramm postoperatives WOMAC Ergebnis versus Differenz der Länge des Femurs (n=63)



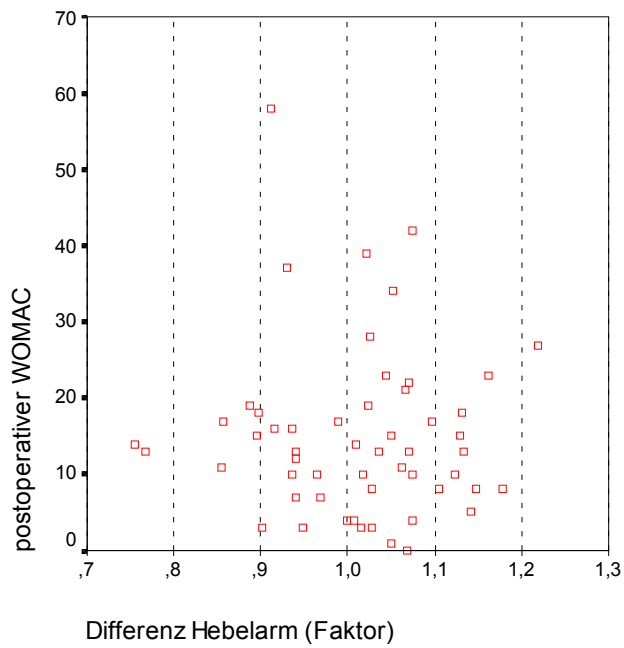
Die Veränderung der Länge des Femurs nach der Implantation zeigt keine Korrelation zum postoperativen WOMAC Ergebnis.

Grafik 28: Streudiagramm postoperatives WOMAC Ergebnis versus Differenz des kalkulierten Parametera muskulärer Arbeitsweg (n=63)



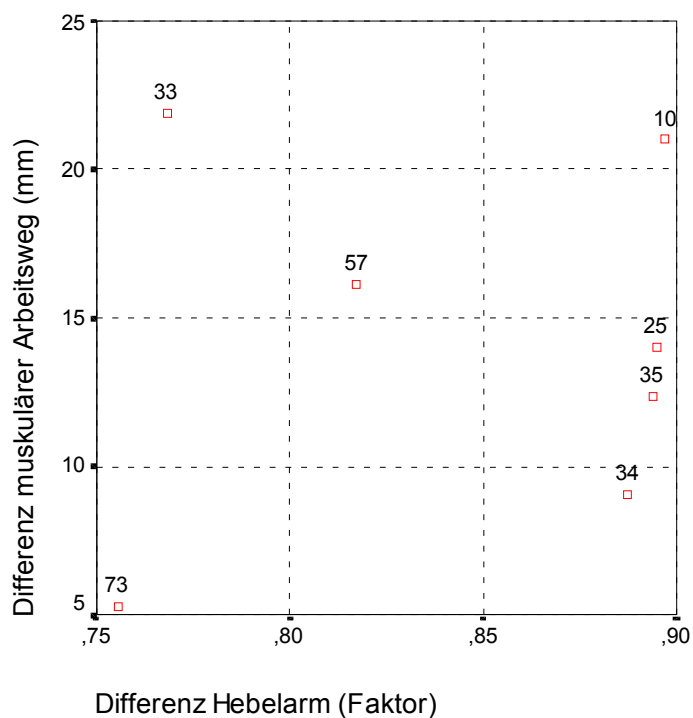
Die Veränderung des muskulären Arbeitsweges nach der Implantation zeigt keine Korrelation zum postoperativen WOMAC Ergebnis.

Grafik 29: Streudiagramm postoperatives WOMAC Ergebnis versus Differenz Hebelarm (n=54)



Die Veränderung der Hebelarmverhältnisse um den Faktor H nach der Implantation der Hüftgelenktotalendoprothese zeigt keine Korrelation zum postoperativen WOMAC Ergebnis.

Grafik 30: Streudiagramm der Differenz des Hebelarms (Faktor H) versus Differenz muskulärer Arbeitsweg (mm) der 7 Patienten mit den stärksten Abweichungen der kalkulierten biomechanischen Parametern.



Die in dem Streudiagramm (Grafik 29) dargestellten Patienten hatten folgende postoperative WOMAC Werte: N°10 = 18, N°25 = 15, N°33 = 13, N°34 = 19, N°35 = 0, N°57 = 68, N°73 = 14. Der postoperative WOMAC Mittelwert aller 63 ausgewerteten Patienten liegt bei 16,6 (Standardabweichung 14,6). Bis auf einen Ausreißerwert mit 68 Punkten (Patient N° 57) im postoperativen WOMAC lagen alle Werte innerhalb der einfachen Standardabweichung. Ein signifikanter Unterschied dieser Gruppe von Patienten zu den restlichen Patienten mit den besseren biomechanischen Parametern ergibt sich im Mann Whitney U Test nicht.

4. DISKUSSION

4.1. Die Entwicklung von Ergebnismessung der Therapie der Coxarthrose

Harris entwickelt seinen arztbasierten, krankheitsspezifischen Fragebogen Harris Hip Score zur Untersuchung von Patienten mit Acetabulumverletzungen oder Hüftluxationen nach Autounfällen (Harris 1969, 737-55). Aufgrund der Neuartigkeit des Konzeptes, die Funktion in die Bewertung von Operationsergebnissen einzubeziehen, fand er seither in vielen Arbeiten Verwendung, obwohl er nie den heute üblichen Testverfahren unterzogen worden ist (Garellick et al. 1998, 604). Arztbasierten Scores wohnt immer ein systematischer Fehler inne, da nur bei guten Therapieergebnissen von einer Übereinstimmung zwischen Arzt und Patient ausgegangen werden kann (Lieberman et al. 1996, 835-8). Die Kategorien des Harris Hip Scores sind unvollständig definiert und dadurch wird ihre Variabilität erhöht (Wright et al. 1992, 288). Durch die erste Frage nach dem Schmerz werden 44 von 100 erreichbaren Punkten bestimmt, wobei hier sowohl eine subjektive Skala, als auch die Notwendigkeit der Einnahme von Analgetika als Kriterium genommen werden kann. 47 Punkte beziehen sich auf Funktionsstörungen im Alltag. 9 Punkte auf Deformitäten und das Bewegungsausmaß der Hüfte. Zumeist werden die angegebenen Deformitäten, die Harris nach Hochrasanztraumen feststellte, im Bereich der Coxarthrosen nicht erreicht, die heute zur Implantation einer Endoprothese führen. Deswegen ergibt sich hierdurch keine weitere Differenzierung des Scores. In der eigenen Studie kommt es zu einem geringen Punktabzug im Bereich Deformität und Bewegungsausmaß nur in einigen wenigen Fällen. In der Originalarbeit zeigt sich desweiteren schon ein ausgeprägter Deckeneffekt (18 von 39

Patienten erreichten zwischen 90 und 100 Punkten). In der eigenen Arbeit wird der Harris Hip Score präoperativ zur weiteren Charakterisierung der Patienten erhoben und zeigt eine starke Korrelation mit dem WOMAC, wie auch in einer anderen Arbeit bestätigt wird (Soderman et al. 2001, 116).

In der „evidenzbasierten Orthopädie“ soll zwischen organischer Schädigung, individueller Fähigkeitsstörung und sozialer Benachteiligung unterschieden werden entsprechend des 3 Ebenen Modells der WHO mit der Unterteilung in „impairment, disability und handicap“ (Dubs 2000, 289) (Ludwig et al. 2003, 44). Standardisierte, vom Patienten auszufüllende Fragebögen zu Schmerzintensität und Aktivitätsstörungen ermöglichen eine Erfassung der Fähigkeitsstörungen auf der persönlichen Ebene. Davon zu unterscheiden sind die Schädigung auf der organischen Ebene, z.B. die radiologische Erfassung der Coxarthrose, und auf der sozialen Ebene, z.B. die berufliche Integration. Ziel ist, eine über die organische Ebene hinausgehende Beurteilung von Therapieverfahren zu ermöglichen, um Veränderungen von Fähigkeitsstörungen, die ja zumeist zu der elektiven Indikationstellung bei orthopädischen Operationen führen, getrennt dokumentieren zu können.

Zur Ergebnisevaluation nach Hüfttotalendoprothesenimplantation wird von der „American Academy of Orthopaedic Surgeons“ und der „Société Internationale de Chirurgie Orthopédic et de Traumatologie“ empfohlen, dass ein krankheitsspezifisches Assessment, wie der WOMAC, in alle Studien eingeschlossen werden soll, siehe (Laupacis et al. 1993, 1624). (Sun et al. 1997, 185-98) empfehlen nach dem Vergleich verschiedener Assessments für Gonarthrose und Coxarthrose den WOMAC. Die deutsche Version des WOMAC ist evaluiert (Stucki et al. 1996, 40-9).

In Schweden ist der WOMAC nach Hüfttotalendoprothesenimplantation ebenfalls validiert (Soderman et al. 2000, 39-46) und findet im Schwedischen Prothesenregister Verwendung (Soderman 2000, 1-33), da er in einem höheren Prozentsatz Veränderungen der Funktion der Hüftprothesen im Gegensatz zum Harris Hip Score oder dem Endpunkt der Lockerung und der Wechseloperation in longitudinalen Verlaufsbeobachtungen anzeigt. Wenn longitudinale Verlaufsbeobachtungen nach Prothesenimplantation länger als 6 Monate beabsichtigt sind, soll der WOMAC durch einen allgemeinen gesundheitspezifischen Fragebogen, wie der SF 36, ergänzt werden, um andere Erkrankungen zu erfassen (Bachmeier et al. 2001, 137-46).

Der WOMAC korreliert zu dem objektiven Kriterium des „6-Minuten-Gehtestes“ (Boardman et al. 2000, 200). Stucki et al. können in ihrer Evaluierungsstudie eine deutliche Assoziation des WOMAC zu den Arthrostadien Grad 0-4 nach Kellgren und Lawrence am Hüftgelenk zeigen (Stucki et al. 1996, 40-49). In der eigenen Arbeit findet sich eine sehr schwache Korrelation des präoperativen WOMAC zu dem radiologischen Parameter „kranialer Gelenkspalt“ und eine schwache Korrelation zum Parameter „Hüftkopfdeformität“. Der Unterschied zur Arbeit von Stucki et al. ist, dass alle Patienten eine ausgeprägte Coxarthrose aufweisen und sich somit alle in einem Stadium, dem Stadium 4 nach Kellgren und Lawrence, befinden. Eine mittlere Korrelation des präoperativen WOMAC zur Kranialisierung des Rotationszentrums der erkrankten Hüfte im Seitenvergleich kann hergestellt werden, wobei die präoperativ gemessene Hüftgeometrie wegen der bei fast allen Patienten vorliegenden Deformität des Hüftkopfes und der damit verbundenen Schwierigkeiten in der Bestimmung des Rotationszentrums zurückhaltend beurteilt werden sollte.

Es kann bei den verschiedenen Fragebögen zwischen allgemeinen (z.B. SF 36), krankheitsspezifischen (z.B. WOMAC) und patientenspezifischen Assessments unterschieden werden (Wright et al. 1997, 239-46). Die patientenspezifischen Fragebögen sind krankheitsspezifisch, geben aber dem Patienten darüber hinaus die Möglichkeit, für ihn wichtige Tätigkeiten von unwichtigen oder nicht ausgeführten zu unterscheiden. Ein Beispiel ist der „Patient Specific Index“ (Wright et al. 1997, 974-83) (Wright et al. 2000, 829-37), der für Krankheiten der unteren Extremität entwickelt worden ist. Eine Übersetzung in deutscher Sprache ist nicht bekannt.

Durch die Evaluierung an der Normalbevölkerung sollen die Vergleichsmöglichkeiten der Assessments verbessert werden. Für 11 Erfassungsinstrumente wird dies von der American Academy of Orthopaedic Surgeons 2002 durchgeführt (Hunsaker et al. 2002, 208-15). Der verwendete „Funktionsfragebogen Bewegungsapparat“ ist auch in der deutschen Version auf Zuverlässigkeit (reliability) und Gültigkeit (validity) geprüft (König et al. 2000, 295-301). Ältere Patienten brauchen für das Ausfüllen der 46 Fragen etwa 30 min. Auffällig ist das häufige Fehlen der Antworten auf die Fragen nach dem Sexualleben (zu persönlich), dem Autofahren (überwiegend weibliche Patienten) und der Freizeit (andere Wertigkeit in der älteren Generation). Auch der WOMAC wurde für eine Gruppe älter als 55 Jahre ohne Hüftgelenks- oder Kniegelenkserkrankung bestimmt mit einer mittleren Punktzahl von 4,3 (Lieberman et al. 2001, 901-4).

Eine neuentwickelte kürzere und gerade für ältere Patienten leichter auszufüllende Form des Patientenfragebogens als Evaluierungsinstrument nach Hüftprothesenimplantation ist der „Total Hip Replacement Score“, der Signalfragen aus dem allgemeinen gesundheitsspezifischen Fragebogen SF-36 und dem krankheitsspezifische Fragebogen WOMAC verwendet und die Frage nach

Folgeoperation und der Charnley Klassifikation miteinschließt. Er ist in schwedischer Sprache auf Übereinstimmung mit den umfanglicheren Ursprungsfragebögen SF-36 und WOMAC validiert (Soderman et al. 2001, 163-72). Eine Übersetzung in das Deutsche wäre wünschenswert. Eine Verkürzung des WOMAC Fragebogens wurde in englischer Sprache auf Korrelation mit dem ganzen Fragebogen getestet (Whitehouse et al. 2003, 706-11).

4.2. Anwendung des WOMAC zur Ergebnismessung bei Coxarthrose

Die in der eigenen Arbeit gefundene Verbesserung des WOMAC Ergebnisses von präoperativ 54,7 auf 5 Monate postoperativ 16,6 im Mittel zeigt sich ähnlich in der Untersuchung von (Laupacis et al. 1993, 1621) mit einer Verbesserung des präoperativen Wertes von 58,3 und 3 Monate postoperativen 15,5 bei 179 mit einer Hüftendoprothese untersuchten Patienten. Die Verbesserung im WOMAC Score erreicht 3 Monate postoperativ nach Hüfttotalendoprothesenimplantation bei (Laupacis et al. 1993, 1619) ein Plateau, so dass sich bis 2 Jahre postoperativ nur wenige Abweichungen ergeben. In der eigenen Studie wird dies durch die große Streuung des postoperativen Befragungszeitpunktes bestätigt. Die Erhebung erfolgt zwischen dem 82. und 316. postoperativen Tag. Eine Korrelation des Erhebungstages zum Ergebnis des postoperativen WOMAC zeigt sich nicht.

In der eigenen Studie zeigt sich der Einfluss des Geschlechts auf das präoperative WOMAC Ergebnis. Die Beobachtung, dass Frauen einen schlechteren funktionellen Status als Männer haben, wird auch vor der Operation einer Spinalkanalstenose und vor dem endoprothetischen Ersatz des Knie- oder

Hüftgelenkes gemacht (Katz et al. 1994, 687-94). Ein Einfluss des Geschlechts auf das postoperative Ergebnis findet sich in der eigenen Studie und auch bei Nilsdotter nicht (Nilsdotter 2001, 228).

In der eigenen Studie zeigt sich der starke Einfluss von klinischen Kofaktoren auf den postoperativen WOMAC bei den Patienten der Charnley Klassifizierung C bei denen klinische Kofaktoren vorliegen. Charnley A entspricht der einseitigen Coxarthrose, Charnley B der beidseitigen Coxarthrose und Charnley C einer generalisierten Erkrankung oder einer Erkrankung mit Gehstörungen (Sodermann 2000, 22). Der Einfluss einer chronischen Lumbalgie auf den WOMAC wird auch in einer Studie an 219 mit einer Hüftendoprothese versorgten Patienten gemacht (Nilsdotter et al. 2003, 928). Die Charnley Klassifikation beeinflusst auch andere Wertungssysteme wie den Merl d` Aubigne` Score (Callaghan 1995, 1008-9). Die Charnley Klassifikation muss auch bei longitudinalen Verlaufsuntersuchungen überprüft werden, da sich die Charnley Klassifikation mit zunehmender Alterung der Patienten ändert und damit die verwendeten Scores unabhängig von den zu untersuchenden Faktoren verändert werden, laut (Garellick et al. 1999, 1027), (Malchau et al. 2000, 12) und (Soderman 2000, 22).

In der eigenen Arbeit wird ein Deckeneffekt („ceiling effect“) beobachtet, der das Erreichen des bestmöglichen Ergebnisses meint. Dies wird zum Teil dadurch erklärt, dass der WOMAC zur Messung der Effekte einer medikamentösen Therapie bei Gonarthrose oder Coxarthrose entwickelt wurde (Bellamy et al. 1988, 1833-40). Nach der Therapie der Coxarthrose durch die Implantation einer Hüftendoprothese ist der Effekt ungleich größer, als bei der medikamentösen oder physikalischen Therapie. Aus der Erfahrung der eigenen Arbeit wäre es sinnvoll, zur Evaluation von Hüftprothesen Fragen auszuwählen, die postoperativ keinen ausgeprägten

Deckeneffekt zeigen und somit eine Differenzierung des Ergebnisses zulassen. Die Einzelfragen des WOMAC, die dieses Kriterium erfüllen sind in Tabelle 2 (Kapitel 3.2.) aufgeführt. Sie beziehen sich auf Tätigkeiten (anstrengende Hausarbeit, aus dem Stuhl aufstehen, Treppe gehen), auf die Beweglichkeit (Strümpfe an- und ausziehen, Bücken) und auf die Steifigkeit des Hüftgelenkes nach dem Ausruhen und nach dem Sitzen. Berücksichtigt werden muss allerdings die Bedeutung der jeweiligen Frage in der zu untersuchenden Alterspopulation. Bei (Laupacis et al. 1993, 1622) werden 188 Patienten, die zu einer Hüftendoprothesenimplantation aufgenommen werden, zu der Wichtigkeit der in der Frage angesprochenen Aktivität befragt. Hier geben 104 von 188 an, dass die Schwierigkeiten beim Strümpfe an und ausziehen wichtig sind, aber nur 33 von 188, dass die Schwierigkeiten bei der täglichen Hausarbeit für sie wichtig sind.

Bei der Planung der Studie wurde beabsichtigt auch den Unterschied zwischen präoperativen und postoperativen WOMAC in Beziehung zu den radiologischen Parametern zu setzen. Die Differenz des präoperativen zum postoperativen WOMAC zeigt aber eine sehr starke Korrelation zum Ausgangswert des präoperativen WOMAC, sodass die statistische Abbildung anderer Faktoren sehr erschwert ist. Je stärker die präoperativen Beschwerden, desto stärker war die vom Patienten empfundene Besserung ausgeprägt. Den Zusammenhang zwischen präoperativen WOMAC und der wahrscheinlichen Verbesserung beschreibt auch (Dunbar 2001, 12) bei mit Knieendoprothesen versorgten Patienten als hochsignifikant. Er sieht auch das Problem, dass der starke Effekt der Operation kleinere Einflussfaktoren überdeckt. Die Konsequenz in der eigenen Arbeit ist der Vergleich der Hüftgelenksgeometrie nur mit dem postoperativen WOMAC Ergebnis.

4.3. Radiologische Veränderungen der Hüftgelenksgeometrie bei Coxarthrose und ihre Korrektur

Die Ausmessung der präoperativen Beckenübersichtsaufnahme erfolgt an einer standardisierten Beckenübersichtsaufnahme bei etwa 10° Innenrotation der Beine, so dass der Trochanter major beidseits randständig ist (Möller et al. 2000, 64-5). Dadurch ist die Antetorsion des Schenkelhalses annähernd ausgeglichen und eine vergleichbare Messung des Offsets kann erfolgen. Abweichungen in der Rotation lassen sich anhand des Abstandes der Senkrechten auf der Femurschaftachse zur lateralen, bzw. medialen Kontur des Trochanter major bzw. minor quantifizieren (Rubin et al. 1989, 209-15). Ein sehr guter Orientierungspunkt ist die Köhler-Tränenfigur, die in ihrer medialen Begrenzung durch die Fossa acetabuli in der Tiefe des Pfannengrundes und in ihrer lateralen Kontur durch die ischiokrurale Beckenwandkortikalis gebildet wird, siehe (Freyschmidt 2001, 774). Die Köhlersche Tränenfigur wird im Gegensatz zu der Arbeit von Gore et al. gewählt, dessen Arbeitsgruppe erstmals die Auswirkungen der Abweichungen der Hüftgelenksgeometrie des mit einer Totalendoprothese versorgten Hüftgelenkes auf die Kraft der Hüftmuskulatur untersuchen und die als Referenzpunkt die Symphyse und die Sitzbeinhöcker verwenden (Gore et al. 1977, 949). Da diese aber weiter vom Rotationszentrum entfernt liegen, sind die gemessenen Abstände auch stärker durch die Beckenkipfung beeinflussbar (Krismer et al. 1995, 1226).

Die präoperative Implantationsplanung an dem Krankenhaus der Barmherzigen Brüder erfolgt mit Skizzen an tief eingestellten Beckenübersichtsaufnahmen, wie in (Gördes et al. 2003, 631) beschrieben, an den Kliniken Harthausen im Rahmen der Dissertation mit Schablonen an der Beckenübersichtsaufnahme oder an den beidseitigen Hüftaufnahmen in 2 Ebenen. In

Deutschland erfolgt die Planung in 74% der Fälle mit Schablonen und in 26% der Fälle mit Skizzen, siehe (Effenberger et al. 1998, 103). Die Planung mit Operationsskizzen trägt wesentlich zu einem guten Operationsergebnis bei (Eggli et al. 1998, 382-90). In der Veröffentlichung von Eggli et al. wird bei 92 von 100 Patienten die geplante Größe der femoralen Komponente implantiert und die Abweichung vom geplanten zum tatsächlichen Rotationszentrum beträgt 2,5 mm in vertikaler und 4,4 mm horizontaler Richtung im Durchschnitt von 100 Patienten. Ähnliche Werte von 3,3 mm und 4,9 mm werden in der eigenen Arbeit beobachtet.

Eine computerassistierte präoperative Planung und geometrische Analyse anhand einer Beckenübersichtsaufnahme kann mit verschiedenen Systemen durchgeführt werden (Ramsperger et al. 1996, 734-9) (Lubinus et al. 2000, 62-70) (Babisch et al. 2002, 39-46). Lubinus berichtet von den Resultaten in 425 Fällen in denen sich eine Drehpunkthöhenveränderung von +1,9 mm (Standardabweichung 5,4) und eine Drehpunktmedialisation von 2,1 mm (Standardabweichung 5,8) ergibt (Lubinus 2002, 36). Ein unmittelbarer Vergleich einer computerassistierten oder anhand von Skizzen und Schablonen vorgenommenen Planung ist nicht bekannt.

Die Kalkulation des Rotationszentrums (Pierchon et al. 1993, 281-4) erbringt bei der Überprüfung an den Patienten mit gesunder gegenseitiger Hüfte Abweichungen, die im Bereich der implantierten Hüftprothesen liegen. So müssen alle Patienten mit deformierter gegenseitiger Hüfte ausgeschlossen werden. Zur Planung bei unbekanntem Rotationszentrum kann die Methode empfohlen werden, da 80% der kalkulierten vertikalen Lagewerte und 87% der horizontalen Werte nur eine Abweichung von +/- 5 mm vom tatsächlichen Rotationszentrum aufwiesen. Die Methoden von Pierchon und Ranawat (Ranawat et al. 1980, 1060) wurden von Olmedo-Garcia et al. an 24 Patienten mit unilateraler Coxarthrose verglichen

(Olmedo-Garcia et al. 2000, 652-5) . Die Lage des Rotationszentrums, die nach Ranawat bestimmt wird, weicht dabei stärker nach proximal und medial ab. Die Methode von Fessy et al. erscheint von vorneherein ungenauer, da der erforderliche lateralste Punkt der Linea arcuata nur schwer exakt festzulegen ist (Fessy et al. 1999, 247-50). Die Methode Boudriot anhand der Beckenhöhe ist nicht geschlechtsspezifisch (Boudriot et al. 2003, 757-61) und schließt die Altersgruppe über 60 Jahre aus (Hilgert 2003, 65) . Eine weitere Methode, die sich auf die Gerade zwischen Spina iliaca anterior superior und Symphyse bezieht, ist nur klinisch geprüft (Kirkwood et al. 1999, 227-35).

Keine Literatur wird zur Kalkulation der Parameter Caput-Collum-Diaphysen (CCD) Winkel, Offset und Antetorsion des Femurs gefunden. Bei CCD Winkel und Offset des Femurs besteht eine große Varianz (Noble et al. 1988, 150). Schidlo et al. geben für 52 computertomographisch bestimmte CCD Winkel ein Mittel von 128° bei einer Standardabweichung von $8,9^\circ$ und für den AT-Winkel des Femurs von $14,1^\circ$ mit einer Standardabweichung von $6,9^\circ$ an (Schidlo et al. 1999, 259-64). Die Werte liegen für 80% der Patienten für den CCD Winkel zwischen 111° und 140° und für den AT-Winkel zwischen 6 und 20° verteilt.

Die Abweichung von der Planung ergibt sich durch die nicht exakte radiologische Projektion, der Formvarianz des Femurköchers und auch tendenziell durch die Konstruktionsweise der angebotenen Implantate. Der Vergrößerungsfaktor kann präoperativ nur geschätzt werden. Erst postoperativ kann anhand des bekannten Kopfdurchmessers der Prothese die Röntgenaufnahme kalibriert werden. In der eigenen Arbeit müssen die Messungen mit einem mittleren Faktor von 0,88 in 48% der Fälle multipliziert werden um reele Abstände zu erreichen. Der Mittelwert liegt bei 0,86 mit einer Standardabweichung von 0,27 (Maximum 0,9, Minimum 0,8) bei 81

ausgewerteten Aufnahmen. Die Coxarthrose führt zu einer Fehllage in Flexion, Außenrotation und Adduktion des Beines (Frisch 2003, 266), die die Durchführung einer standardisierten Röntgentechnik behindert und zu Veränderungen der tatsächlichen Längenmaße führt. Eine Außenrotation von 12° verändert das gemessene Offset um 10% (Rubin et al. 1989, 212). In der eigenen Arbeit zeigen 9 von 63 Patienten eine seitendifferente Femurrotation von mehr als 10% in der postoperativen Beckenübersichtsaufnahme. Zwischen präoperativer und postoperativer Beckenübersichtsaufnahme zeigen sich in der vertikalen Ebene größere Veränderungen als in der Horizontalebene durch die unterschiedliche Beckenkipfung.

Die Entwicklung der dreidimensionalen Planung und ihre Umsetzung

Eine Abweichung in der Umsetzung der geplanten Implantationsgeometrie bedingt die Formvarianz des Femurköchers (Aldinger 2002, 54-9). Die Variabilität des ovalen Femurköchers in Breite und Tiefe ist groß (Noble et al. 1988, 148-65). Die Auswirkungen können durch Computersimulationen an CT Daten (Starker et al. 2000, 627-35) illustriert werden. Mit Veränderungen der Parameter der Hüftgelenksgeometrie im Bereich von ± 15 mm muss bei der Implantation von Standardprothesen selbst bei optimaler Planung gerechnet werden, da das Prothesendesign eine Verklemmungsposition im kortikalen Femurköcher unabhängig vom Operateur vorgibt. In der Untersuchung von Starker et al. werden computergestützt virtuelle Implantationen von fünf verschiedenen Prothesentypen in 213 „Datensatzfemora“ durchgeführt. Bei den dadurch generierten 10000 Implantationen wird die Kopfposition berechnet. Eine Position innerhalb einer Abweichung der Kopfposition von bis zu ± 15 mm Länge, ± 15 mm Offset und $\pm 15^\circ$ Antetorsionswinkel erreicht das „beste“ Prothesensystem in 96% der Fälle und das

„schlechteste“ in 60% der Fälle. Wenn die erlaubte Abweichung der Kopfposition auf +/- 7,5mm Länge, +/- 7,5mm Offset und +/- 7,5° Antetorsionswinkel verkleinert wird, kann die Positionsvorgabe nur noch in 42% respektive 4% erreicht werden. Die Abhängigkeit des Offsets vom Prothesenschaftertyp beschreibt auch Jerosch, der die virtuellen Implantationen an zweidimensionalen Beckenübersichtsaufnahmen durchführt (Jerosch et al. 2003, 226-233).

Eine tabellarische Übersicht der Vor- und Nachteile der dreidimensionalen Planung wird von Babisch et al. aufgestellt (Babisch et al. 2002, 40). Durch die präzise Darstellung der anatomischen Strukturen ist auch eine präzise Implantatgrößenbestimmung möglich. Durch die dreidimensionale Planung ist eine Bewegungsanalyse des Gelenkes zur Vermeidung eines Impingements möglich (D'Lima et al. 2000, 315-21). Eine dreidimensionale Planung an Becken und Femur ist von nicht unwesentlichen Schwierigkeiten bei der Datenanalyse und der Bestimmung anatomischer Bezugspunkte begleitet (Ehrhardt et al. 2001, 439-47). Die manuelle Umsetzung der dreidimensionalen Planung mit der anatomischen CTX Prothese ist gut möglich (Bischof et al. 2003, 238-43). Auch dreidimensional geplante Individualprothesen werden manuell implantiert (Weipert et al. 1999, 472-81). Die Kopplung der dreidimensionalen Planung an das Robodoc System (Bargar et al. 1998, 82-91) hat Kritik auf sich gezogen, wegen der wesentlich größeren Exposition des Knochens mit kompletter oder subtotaler Ablösung der kleinen Glutae (Gördes et al. 2003, 634). Gut möglich ist die Umsetzung der geplanten Antetorsion des Femurs (Börner et al. 1997, 644), welche ohne die Anwendung von Navigationshilfen deutliche Abweichungen zeigt, siehe (Jerosch et al. 1998, 973) und (Schidlo et al. 1999, 259-64). Die Notwendigkeit von Navigationshilfen im Bereich der Pfanne wird durch die Entwicklung minimaler Zugänge steigen (Wahrburg et al. 2000, 650-7). Die Autoren

beschreiben das technische System, ohne Zahlen zur Implantationsgenauigkeit zu nennen.

Zusammenfassend wird die in der eigenen Arbeit untersuchte zweidimensionale Planung in der Frontalebene aufgrund der einfacheren Röntgendiagnostik, Datenanalyse und postoperativen Qualitätskontrolle auf absehbare Zeit das Standardverfahren bleiben.

4.4. Die Biomechanik des Hüftgelenkes

Wesentliche theoretische Grundlagen der Belastung des Hüftgelenkes wurden von Pauwels entwickelt (Pauwels 1965, 103-109). Beim beidbeinigen Stand verteilt sich das Körpergewicht minus das Gewicht der beiden Beine gleichmäßig jeweils zur Hälfte auf die Hüftgelenke. Bei Belastung im Einbeinstand verschiebt sich die Körpergewichtsachse zum Spielbein hin und die Adduktoren entwickeln über ihren Ansatz am Trochanter major ein gleich großes Drehmoment. Die auf das Hüftgelenk einwirkende Gesamtkraft, die Hüftgelenksresultierende, beträgt dann das zwei- bis dreifache des Körpergewichtes. Das biomechanische Modell hat Debrunner in Hinsicht auf die Ansatzpunkte der Muskulatur an der Beckenschaufel und am Trochanter major weiterentwickelt (Debrunner 1975, 379-86). Neuere Untersuchungen, (Duda et al. 1997, 933-41) und (Duda et al. 2000, 17-19), modifizieren durch jetzt computersimulatorisch mögliche Berechnungen die bisherigen Vorstellungen über die Hüftkontaktkräfte und der im Femur auftretenden Kräfte, indem sie den Einfluss aller hüftgelenkübergreifenden Muskeln bei dynamischen Bewegungen mit einkalkulieren.

Die aus diesen Modellen kalkulierte Belastung des Hüftgelenkes soll neben den anerkannten Faktoren für die Überlebensdauer einer Hüftendoprothese wie die primär erreichte Stabilität (Bauer et al. 1999, 423-32), die durch Abrieb verursachten Lockerungen (Bauer et al. 1999, 483-97) und den von (Kobayashi et al. 2000, 1499-504) beschriebenen Einfluss der Knochenqualität eine Rolle spielen.

Hüftendoprothesen, die nicht im Normbereich der Implantationsgeometrie implantiert worden sind, zeigen retrospektiv eine höhere Lockerungsrate (Babisch et al. 1992, 424-430) (Yoder et al. 1988, 79-87). Eine mögliche Konsequenz ist die Verminderung der Hüftkontaktkräfte durch eine mediale, inferiore und anteriore Platzierung der Pfanne und durch die Verwendung eines Prothesenschaft-Kopfwinkels von 130° bei relativ kurzem Hals (Johnston et al. 1979, 639-52).

Wichtig für die eigene Arbeit ist die mögliche Kalkulation der benötigten und zur Verfügung stehenden Kraft nach Änderung der Gelenkgeometrie. Die Lage des Rotationszentrums bestimmt das Verhältnis der Hebelarme zueinander. Der Hebel des Körperarmes beträgt etwa $\frac{2}{3}$ des Abstandes der Rotationszentren (Jerosch 2000, 24). Der Ansatzbereich des wichtigsten Abduktors der Hüfte, des *Musculus gluteus medius* liegt im Bereich des äußeren Trochanter (Debrunner 1975, 389), wobei sich diese Zone ventral auch in Richtung des Schenkelhalses als dünner Streifen ausbreitet (Heimkes et al. 1992, 222). Operativ wurde versucht den Hebelarm durch Trochanterosteotomien zu vergrößern. Eine eindeutige Verbesserung kann durch Trochanterosteotomie nicht erreicht werden (Murray et al. 1981, 345). Dies kann auf die insgesamt geringen Auswirkungen der Trochanterverschiebung auf die muskuläre Kraft zurückgeführt werden. Bei einer anterolateralen Versetzung des Trochanter um ± 1 cm ist mit einer prozentualen Änderung des möglichen Drehmomentes der Abduktoren von $\pm 10\%$ zu rechnen (Delp et al. 1993, 494).

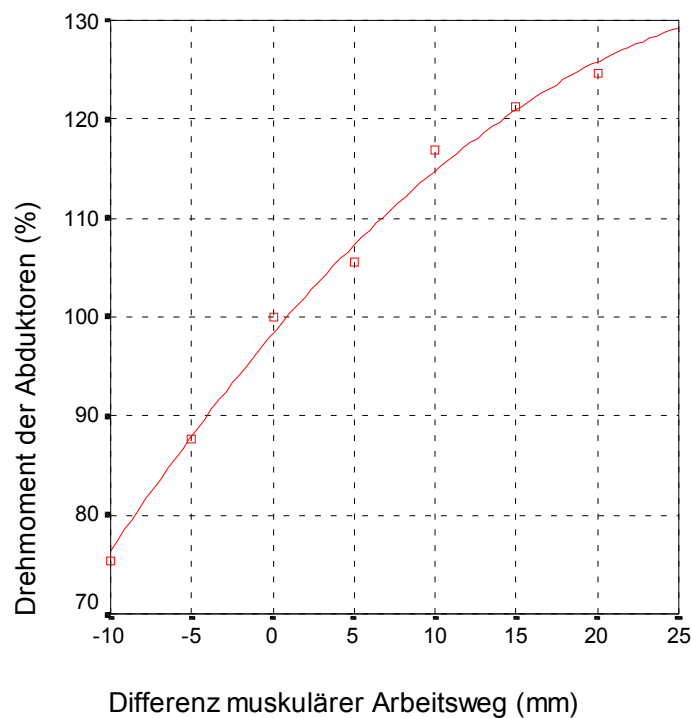
Bei der Abduktion arbeitet ein Muskelfächer aus fünf Einzelmuskeln synergistisch zusammen (Frisch 2003, 270). Der für die Beckenstabilisation wichtigste Muskel ist der Muskulus gluteus medius. Der Muskelbauch des Gluteus medius ist 5 bis 8 cm lang. Zusammen mit den Sehnen beträgt die Länge des Gluteus medius im Mittel etwa 12,5 cm. Bei einer Abduktions-Adduktionsbewegung von 20-0-20° im Hüftgelenk wird die Länge des Gluteus medius um +/- 1,5 cm verändert (Beck 2000, 359). Umgerechnet auf eine mittlere Muskelbauchlänge von 7 cm, beträgt die Veränderung jeweils 21%. Auf der Ebene des Sarkomers, welches die optimale Kraft bei einer Länge von 2,0 bis 2,25 μm entwickelt, kommt es ab einer Verkürzung um 25% (auf 1,5 μm) oder einer Verlängerung um 50% (auf 3,1 μm) zu einer 50% Reduktion der kontraktilen Kraft, siehe (Brinckmann et al. 2000, 144) und (Rüegg; J. C. 1987, 78). Ab einer Verlängerung um 60% (auf 3,5 μm) steigt dann der durch die elastische Dehnung des Muskels bedingte Widerstand stark an.

S.L. Delp behandelt in einer Serie von Veröffentlichungen die Folgen einer Verschiebung des Rotationszentrums auf die Kraft der abduktorischen Muskulatur des Hüftgelenkes. In einer biomechanischen Analyse der Folgen der Beckenosteotomie nach Chiari beschreiben sie die Entwicklung einer Computersimulation für die Kraft der abduzierenden Muskulatur der Hüfte (Delp et al. 1990, 189-98). Er beziffert hier den Anteil des Gluteus medius an der Kraft der Abduktoren mit 70%, den des Gluteus minimus mit 20% und den des Musculus tensor fasciae lata mit 10%. Er beachtet auch die Änderung der Abduktionsstellung des Beines von -5° bis +7° während der Gangphase, die über die Verkürzung der Muskulatur zu einer Änderung des durch die Muskulatur zur Verfügung stehenden Drehmomentes führt. Ein Vergleich der Summe der kalkulierten Werte mit der in früheren Untersuchungen gemessenen maximalen isokinetischen Kraft der Abduktoren zeigt eine gute Übereinstimmung.

In einer weiteren Arbeit wenden Delp et al. die Computersimulation auf die Verschiebung des Rotationszentrums um 2 cm in vertikale, horizontale und sagitale Richtung an (Delp et al. 1993, 485-99). Eine Verschiebung des Rotationszentrum um 2 cm nach kranial vermindert die Kraft der Abduktoren um 46% (Grafik 33). Eine Verschiebung des Rotationszentrums um 2 cm nach medial vermindert die Kraft der Abduktoren um 20%. Eine Veränderung in sagitaler Richtung beeinflusst die Kraft der Abduktoren nicht. Zu prinzipiell ähnlichen Ergebnissen kommt eine andere Arbeitsgruppe mittels einer Computersimulation (Iglıc et al. 1993, 124-6).

Die beobachtete Höhe des Rotationszentrums veränderte sich in der eigenen Arbeit von einer Kaudalisation von 10 mm bis zu einer Kranialisation von 14 mm. Zu einer Kranialisation zwischen 5 und 15 mm kam es in 33 von 63 Fällen. Dies hätte nach Delp et al. eine Minderung der maximalen isokinetischen Abduktionskraft um 10 bis knapp 40% zur Folge gehabt. Allerdings wird die Kranialisation der Pfanne meist durch die Verlängerung des Femurs nach Prothesenimplantation ausgeglichen. Zur Betrachtung der biomechanischen Auswirkungen muss deswegen die „Differenz des muskulären Arbeitsweges“ herangezogen werden. Der Effekt des CCD-Winkels und der Halslänge der Prothese beim Ausgleich einer Kranialisierung des Rotationszentrums durch die Positionierung der Pfanne wird von (Delp et al. 1994, 860-70) im Einzelnen beschrieben. Die beobachtete Veränderung des muskulären Arbeitsweges liegt in einem Bereich einer Verkürzung von 9 mm bis zu einer Verlängerung um 22 mm. Zu einer Verkürzung des muskulären Arbeitsweges zwischen -10 mm und -5 mm kommt es in 4 Fällen. Dies hätte nach Delp eine prozentuale Minderung der Abduktionskraft von -10% bis 25% zur Folge gehabt.

Grafik 33: Prozentuale Änderung des möglichen Drehmomentes der Abduktoren in Abhängigkeit von den beobachteten Veränderungen des muskulären Arbeitsweges, Werte kalkuliert nach (Delp et al. 1993, 485-99).



Die Grafik zeigt die durch eine Computersimulation von Delp et al. kalkulierten Auswirkung einer vertikalen Verschiebung des Rotationszentrums auf das Drehmoment der Abduktoren des Hüftgelenkes. Zu einer Verkürzung des muskulären Arbeitsweges zwischen 5 und 10 mm kommt es in der eigenen Arbeit in 4 Fällen. Dies hätte nach Delp eine prozentuale Minderung der Abduktionskraft von 10% bis 25% zur Folge gehabt.

In der eigenen Arbeit zeigen nur 2 von 63 Patienten (3,2%) eine Verschlechterung der Hebelverhältnisse im Vergleich zur gesunden Gegenseite unter den Faktor 0,8 und nur 7 von 63 Patienten (11,1%) eine Verschlechterung der Hebelverhältnisse unter den Faktor 0,9. Bei allen diesen Patienten kommt es gleichzeitig zu einer Verlängerung des Arbeitsweges der abduktorisches Muskulatur von 5 bis 23 mm und nie zu einer eher kraftmindernden Verkürzung (siehe Grafik 30). Die Analyse der Patienten erbringt keine Auffälligkeiten beim postoperativen WOMAC Ergebnis.

Zusammenfassend sind die biomechanisch-funktionellen Auswirkungen der beobachteten Abweichungen der Hüftgeometrie nach Implantation einer Hüfttotalendoprothese von der physiologischen Geometrie gering.

4.5. Funktionelle Auswirkungen der Hüftgelenksgeometrie

Die gesamte biomechanische Betrachtung der Auswirkungen der Veränderungen der Hüftgelenksgeometrie zielt letztendlich auf funktionelle Auswirkungen beim Gehen, welche insbesondere in dem Phänomen des Hinkens sichtbar werden. Hierbei darf nicht vergessen werden, dass das Phänomen des Hinkens oder des Trendelenburg Ganges stark schmerzreflektorisch bestimmt sein kann, z.B. präoperativ durch eine Aktivierung der Arthrose oder z.B. postoperativ durch eine Lockerung (Long et al. 1993, 76). Desweiteren kann das Hinken nicht allein auf eine Schwäche der Abduktoren zurückgeführt werden, da die Kraft der Abduktoren nach Hüftendoprothesenimplantation einen zwischenzeitlichen Abfall zeigt und erst 6 Monate postoperativ zumindest den präoperativen Wert wieder erreichen (Horstmann et al. 1995, 562-7). Das präoperativ bestehende Phänomen des Hinkens ist trotzdem postoperativ nicht mehr festzustellen. Horstmann et.al. beschreiben die deutliche Kraftzunahme der Extensoren des Hüftgelenkes schon in den ersten 9 Wochen nach der Implantation einer Hüftprothese. Hierbei ist wichtig, dass der stärkste Extensor, der Musculus gluteus maximus ein nicht unbeträchtliches abduktorisches Moment in bestimmten Gangphasen aufweist (Mansour et al. 1987, 55) . Da biomechanische Modelle nicht immer die Komplexität des Zusammenspiels der Muskulatur unter dem Einfluss der wechselnden Klinik beschreiben können, sollen in diesem Kapitel die Untersuchungen dargestellt werden, die funktionelle Auswirkungen der Änderung der Hüftgelenksgeometrie durch die Implantation einer Hüfttotalendoprothese durch Messungen der isokinetischen Kraft oder Ganganalysen zu messen versuchen.

Gore et al. untersuchen die isokinetische Kraft der Abduktoren und Adduktoren der Hüfte nach Totalendoprothesenimplantation in Abhängigkeit von der radiologischen

Hüftgelenksgeometrie bei 52 Patienten (Gore et al. 1977, 948-53). In ihrem Vergleich von röntgenologischen Messungen und klinischen Befunden kommen sie zu dem Ergebnis, dass es einen signifikanten Zusammenhang zwischen der Kraftminderung von Abduktorenmuskeln und einem nicht durch eine längere Schaftprothese ausgeglichenen proximalen Sitz der Hüftpfanne gibt. Die beobachtete Medialisierung des Rotationszentrums und die Vergrößerung des Offsets führten nicht zu statistisch signifikanten Änderungen der meßbaren Kraft der Abduktoren. In der Diskussion wird das Beispiel eines Patienten mit geringerer Abduktionskraft bei einer Beinlängendifferenz von -2,5 cm erwähnt und einem Patienten mit durch größere Halslänge der Prothese ausgeglichener Kranialisierung gegenübergestellt, der keine verminderte Abduktionskraft zeigt.

Von McGrory et al. werden bei 64 Patienten 1 Jahr postoperativ die Auswirkungen der Hüftgelenksgeometrie auf die isokinetische Kraft der Abduktion untersucht (McGrory et al. 1995, 865-9). Die Absolutwerte des Offsets des Femurs und des körperfernen Hebelarmes korrelieren positiv mit der gemessenen isokinetischen Kraft der Abduktion. Ein Vergleich der Hüftgeometrie zur gegenseitigen Hüfte wird nicht untersucht.

Rösler et al. untersuchen den Einfluss der radiologischen Hüftgelenksgeometrie nach Hüftprothesenimplantation auf das Gangbild bei 26 Patienten (Rösler et al. 2000, 23-7). Eine Auswirkung einer Medialisierung des Rotationszentrums größer 4 mm (n=19) oder einer Beinverlängerung bis zu 1 cm (n=24) auf das Gangbild kann nicht festgestellt werden. Eine verminderte maximale Flexion und Extension der Hüfte während des Ganges wird bei einer Kranialisierung des Rotationszentrum größer 4 mm (n=13) und einer Kranialisierung der

Femurposition größer 4 mm (n=8) beobachtet. Die subjektive Auswirkung dieser Veränderung auf den Patienten ist unklar.

Die beobachteten Veränderungen der Hüftgelenksgeometrie sind auch bei Gore und Rösler im Bereich der in der eigenen Studie beobachteten Veränderungen. Nur bei Verkürzung des Arbeitsweges der abduktorisches Muskulatur kam es zu einer Schwächung der Abduktoren (Gore). Auch diese Studien stützen die Annahme, dass die biomechanisch-funktionellen Auswirkungen der beobachteten Abweichungen der Hüftgeometrie nach Implantation einer Hüfttotalendoprothese von der physiologischen Geometrie gering sind.

5. ZUSAMMENFASSUNG

Der Einfluss der Hüftgelenksgeometrie auf die subjektive Patientenzufriedenheit nach Versorgung mit einer Hüftgelenktotalendoprothese bei Coxarthrose.

Die Implantation einer Hüftendoprothese bei Coxarthrose ist eine häufig durchgeführte Operation und führt zu einer deutlichen Linderung der Schmerzen und zur Verbesserung der Alltagsfunktion. Die klinische Erfahrung zeigt, dass die normale Gelenkgeometrie nicht wiederhergestellt werden kann. Die dadurch bewirkte Veränderung der Hebelverhältnisse und des Arbeitsweges der hüftgelenksübergreifenden Muskulatur könnte zu subjektiv spürbaren Beeinträchtigungen der Funktion im Alltag oder Schmerzen führen. Mit der vorliegenden Arbeit soll die Frage untersucht werden, inwieweit die nicht exakte Wiederherstellung der physiologischen Hüftgelenksgeometrie die subjektive Patientenzufriedenheit beeinflusst.

Die Studie ist prospektiv angelegt mit Befragung der Patienten zu ihrer subjektiven Funktionseinschränkung bei Aufnahme in die Klinik durch den Arzt und postalisch fünf Monate nach der Operation. Das Ausmessen der Hüftgelenksgeometrie wird an den prä- und postoperativen Beckenübersichtsaufnahmen durchgeführt. Die Patienten werden am Krankenhaus der Barmherzigen Brüder in München oder an den Kliniken Harthausen in Bad Aibling operiert. Im Anschluss an die etwa zweiwöchige Krankenhausbehandlung folgt eine dreiwöchige stationäre Rehabilitationsbehandlung.

Die Erfassung der subjektiven Symptome und physischen Funktionseinschränkungen im Alltag wird mit dem krankheitsspezifischen Patientenfragebogen WOMAC durchgeführt. Präoperativ wird ein arztbasierter Harris Hip Score zum Vergleich dokumentiert. Die Abweichung der Implantationsgeometrie von der physiologischen Hüftgelenksgeometrie wird an der postoperativen Beckenübersichtsaufnahme im Vergleich zur gesunden gegenseitigen Hüfte bestimmt. Das Rotationszentrum des Hüftgelenkes wird in Bezug auf die Lage der Köhlerschen Tränenfiguren in der (X)- und (Y)-Achse bestimmt. Das Offset des Femurs (O) wird in Bezug auf die Femurschaftachse und die Länge des Femurs (L) in Bezug zur kranialen Begrenzung des Trochanter major bestimmt. Aus diesen geometrischen Daten werden die biomechanischen Parameter des Arbeitsweges des Gluteus medius und die Veränderung der Hebelverhältnisse des Hüftgelenkes im Verhältnis zum gesunden gegenseitigen Hüftgelenk kalkuliert. Die Korrelation zwischen WOMAC-Score nach TEP-Versorgung und der Hüftgelenksgeometrie wird mit dem nichtparametrischen Test nach Spearman bestimmt.

An 63 Patienten der Charnley Klassifikation A (unilaterale Coxarthrose) mit einem durchschnittlichen Alter von 67 Jahren wird der Zusammenhang zwischen Hüftgelenksgeometrie und subjektiver Patientenzufriedenheit nach Implantation einer Hüftgelenktotalendoprothese geprüft. Es zeigt sich eine hochsignifikante Besserung des WOMAC Scores nach der Operation von 55 präoperativ auf 17 nach der Operation (der Maximalwert von 100 entspricht stärksten Beschwerden). Es zeigen sich folgende Abweichungen der Implantationsgeometrie von der Hüftgelenksgeometrie der gesunden Gegenseite: Im Mittel besteht nach der Implantation der Hüftendoprothese eine Kranialisierung ($X + 5 \text{ mm}$) und Lateralisierung ($Y + 3 \text{ mm}$) des Rotationszentrums. Das Offset des ($O \pm 0 \text{ mm}$) des Femurs zeigt keine Veränderungen bei einer Verlängerung ($L + 11 \text{ mm}$) des Femurs.

Der Arbeitsweg der Abduktoren des Hüftgelenkes wird im Mittel um 6 mm verlängert. Die Hebelverhältnisse des operierten Hüftgelenkes entsprechen im Mittel den Hebelverhältnissen des gesunden Hüftgelenkes. Die biomechanischen Auswirkungen der Veränderungen der Hüftgelenksgeometrie sind gering. Eine Korrelation zwischen den Parametern der Hüftgelenksgeometrie nach Implantation einer Hüfttotalendoprothese und dem Ergebnis im postoperativen WOMAC besteht nicht. Der Korrelationskoeffizient nach Spearman ist immer kleiner als 0,134.

Das Patientenkollektiv ist dadurch charakterisiert, dass keine schwierigen anatomische Verhältnisse vorliegen wie bei Wechseloperationen. Hierdurch kommt es zu insgesamt geringen Abweichungen von der physiologischen Gelenkgeometrie. Die Verbesserung im WOMAC Ergebnis der Patienten der Charnley Klassifikation A durch die Operation ist aber sehr groß und kann kleinere Effekte bei insgesamt geringeren Funktionsansprüchen der im Mittel 67 Jahre alten Patienten überdeckt haben. Die zweidimensionale Planung an einer Beckenübersicht und die manuelle operative Umsetzung ohne Navigationshilfen mit Standardprothesen erscheint bei dem untersuchten Patientenkollektiv als angemessen.

6. LITERATURVERZEICHNIS

Aldinger, G.. Umgang mit femoralen Deformitäten - Pro Individualprothese. In "Trends und Kontroversen in der Endoprothetik des Hüftgelenkes", C. Perka und H. Zippel (Hrsg.), Einhorn-Press Verlag, Reinbek, 2002, 54-9.

Babisch, J. und Blumentritt, S. Biomechanische Untersuchungen an aseptisch gelockerten Hüfttotalendoprothesen und deren Konsequenzen für die präoperative Planung der Hüftalloarthroplastik. Orthopädische Praxis (1992) 424-430.

Babisch, J., Layher, F., Venbrocks, R. A. und Rose, I. Biomechanisch fundierte Hüftoperationsplanung mit Hilfe des Softwaremoduls EndoMap. electromedica (2002) 39-46.

Bachmeier, C. J., March, L. M., Cross, M. J., Lapsley, H. M., Tribe, K. L., Courtenay, B. G. und Brooks, P. M. A comparison of outcomes in osteoarthritis patients undergoing total hip and knee replacement surgery. Osteoarthritis Cartilage (2001) 137-46.

Bargar, W. L., Bauer, A. und Börner, M. Primary and revision total hip replacement using the Robodoc system. Clin Orthop (1998) 82-91.

Bauer, T. W. und Schils, J. The pathology of total joint arthroplasty. I. Mechanisms of implant fixation. Skeletal Radiol (1999) 423-32.

Bauer, T. W. und Schils, J. The pathology of total joint arthroplasty.II. Mechanisms of implant failure. Skeletal Radiol (1999) 483-97.

Beck, M., Sledge, J. B., Gautier, E., Dora, C. F. und Ganz, R. The anatomy and function of the gluteus minimus muscle. J Bone Joint Surg Br (2000) 358-63.

Bellamy, N., Buchanan, W. W., Goldsmith, C. H., Campbell, J. und Stitt, L. W. Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee. J Rheumatol (1988) 1833-40.

Bischof, F. und Starker, M. Klinische und radiologische Ergebnisse eines Hüftprothesenschaftes nach präoperativer 3-D-Planung. Orthopädische Praxis (2003) 238-43.

Boardman, D. L., Dorey, F., Thomas, B. J. und Lieberman, J. R. The accuracy of assessing total hip arthroplasty outcomes: a prospective correlation study of walking ability and 2 validated measurement devices. J Arthroplasty (2000) 200-4.

Börner, M., Bauer, A. und Lahmer, A. Computerunterstützter Robotereinsatz in der Hüftendoprothetik. Unfallchirurg (1997) 640-5.

Bortz, J. und Liener, G. A. "Kurzgefasste Statistik für die klinische Forschung" Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1998.

Boudriot, U., Hilgert, J., Griss, P. und Hinrichs, F. Systematische Untersuchung zur Position des anatomischen Drehzentrums der menschlichen Hüfte. Orthopädische Praxis (2003) 757-61.

Brinckmann, P., Frobin, W. und Leivseth, G. Orthopädische Biomechanik. Thieme-Verlag, Stuttgart, New York, 2000, 74-90 und 141-160.

Brosius, F. "SPSS 8" MITP-Verlag GmbH, Bonn, 1998.

Busse, J., Gasteiger, W. und Tönnis, D. Eine neue Methode zur röntgenologischen Beurteilung eines Hüftgelenkes - Der Hüftwert. Arch Orthop Unfallchir (1972) 1-9.

Callaghan, J. J., Dysart, S. H., Savory, C. F. und Hopkinson, W. J. Assessing the results of hip replacement. A comparison of five different rating systems. J Bone Joint Surg Br (1990) 1008-9.

Charnley, J. The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention. J Bone Joint Surg Br (1972) 61-76.

D'Lima, D. D., Urquhart, A. G., Buehler, K. O., Walker, R. H. und Colwell, C. W. J. The effect of the orientation of the acetabular and femoral components on the range of motion of the hip at different head-neck ratios. J Bone Joint Surg Am (2000) 315-21.

Debrunner, H. U. Studien zur Biomechanik des Hüftgelenkes. Z Orthop Ihre Grenzgeb (1975) 377-88.

Delp, S. L., Bleck, E. E., Zajac, F. E. und Bollini, G. Biomechanical analysis of the Chiari pelvic osteotomy. Preserving hip abductor strength. Clin Orthop (1990) 189-98.

Delp, S. L. und Maloney, W. Effects of hip center location on the moment-generating capacity of the muscles. J Biomech (1993) 485-99.

Delp, S. L., Komattu, A. V. und Wixson, R. L. Superior displacement of the hip in total joint replacement: effects of prosthetic neck length, neck-stem angle, and anteversion angle on the moment-generating capacity of the muscles. J Orthop Res (1994) 860-70.

Dubs, L. Der Patient als Experte--Einführung in eine evidenzbasierte Orthopädie. Z Orthop Ihre Grenzgeb (2000) 289-94.

- Duda, G. N., Schneider, E. und Chao, E. Y.** Internal forces and moments in the femur during walking. *J Biomech* (1997) 933-41.
- Duda, G. und Heller, M.** Bedeutung der komplexen muskulo-skelettalen Beanspruchung für die Hüftendoprothetik. In "Pfannenrevisionseingriffe nach Hüft-TEP", C. Perka und H. Zippel (Hrsg.), Einhorn-Pressen Verlag, Reinbek, 2000, 17-19.
- Dunbar, J.** Subjective outcomes after knee arthroplasty. *Acta Orthop Scand Suppl* (2001) 1-63.
- Effenberger, H., Mechtler, R., Jerosch, J., Munzinger, U. und Winter, T.** Qualitätssicherung in der Endoprothetik. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* (1998) 97-109.
- Eggl, S., Pisan, M. und Müller, M. E.** The value of preoperative planning for total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* (1998) 382-90.
- Ehrhardt, J., Handels, H., Malina, T., Strathmann, B., Plötz, W. und Poppl, S. J.** Atlas-based segmentation of bone structures to support the virtual planning of hip operations. *Int J Med Inf* (2001) 439-47.
- Fessy, M. H., N'Diaye, A., Carret, J. P. und Fischer, L. P.** Locating the center of rotation of the hip. *Surg Radiol Anat* (1999) 247-50.
- Freyschmidt, J.** Becken. In Brossmann, J., Czerny, C. und Freyschmidt, J. Freyschmidt's 'Köhler/Zimmer' Grenzen des Normalen und Anfänge des Pathologischen in der Radiologie des kindlichen und erwachsenen Skeletts. Thieme-Verlag, Stuttgart, 2001, 14. Auflage. 729-824.
- Frisch, H.** „Programmierte Therapie am Bewegungsapparat“ Springer-Verlag, Berlin, 2003, 4. Auflage, 264-75.

Garellick, G., Herberts, P. und Malchau, H. The value of clinical data scoring systems: are traditional hip scoring systems adequate to use in evaluation after total hip surgery? J Arthroplasty (1999) 1024-9.

Garellick, G., Malchau, H. und Herberts, P. Specific or general health outcome measures in the evaluation of total hip replacement. A comparison between the Harris hip score and the Nottingham Health Profile. J Bone Joint Surg Br (1998) 600-6.

Gördes, W. und Plötz, W. Hüftendoprothetik. In "Orthopädie und Traumatologie", E. G. Hipp, W. Plötz und G. Thiemel (Hrsg.), Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 2003, 623-44.

Goldring, M. B. The role of the chondrocyte in osteoarthritis. Arthritis Rheum (2000) 1916-26.

Gore, D. R., Murray, M. P., Gardner, G. M. und Sepic, S. B. Roentgenographic measurements after Muller total hip replacement. Correlations among roentgenographic measurements and hip strength and mobility. J Bone Joint Surg Am (1977) 948-53.

Günther, K. P., Scharf, H. P., Puhl, W., Willauschus, W., Sauerland, S., Glückert, K. und Sun, Y. Reproduzierbarkeit der röntgenologischen Beurteilung von Coxarthrosen. Z Orthop Ihre Grenzgeb (1997) 3-8.

Günther, K. P., Sturmer, T., Trepte, C. T., Naumann, T., Kinzl, L. und Puhl, W. Häufigkeit gelenkspezifischer Risikofaktoren bei Patienten mit fortgeschrittenen Cox- und Gonarthrosen in der Ulmer Osteoarthrose-Studie. Z Orthop Ihre Grenzgeb (1999) 468-73.

Günther, K. Coxarthrose: Ätiologie, Pathogenese und Epidemiologie:. In "Becken, Hüfte", Ch. Tschauner (Hrsg.), Georg Thieme-Verlag, Stuttgart, 2004, 308-311.

Hardingham, T. und Bayliss, M. Proteoglycans of articular cartilage: changes in aging and in joint disease. Semin Arthritis Rheum (1990) 12-33.

Harris, W. H. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. J Bone Joint Surg Am (1969) 737-55.

Heimkes, B., Posel, P. und Bolkart, M. The transgluteal approaches to the hip. Arch Orthop Trauma Surg (1992) 220-3.

Hilgert, J. "Die Bestimmung des anatomischen Rotationszentrums im Hüftgelenk." Marburg, 2003.

Horstmann, T., Martini, F., Mayer, F., Sell, S., Knak, J. und Zacher, J. Kraftverhalten der hüftumgreifenden Muskulatur und Gehfähigkeit bei Patienten nach Implantation einer zementfreien Hüftendoprothese. Z Orthop Ihre Grenzgeb (1995) 562-7.

Hunsaker, F. G., Cioffi, D. A., Amadio, P. C., Wright, J. G. und Caughlin, B. The American academy of orthopaedic surgeons outcomes instruments: normative values from the general population. J Bone Joint Surg Am (2002) 208-15.

Iglic, A., Antolic, V. und Srakar, F. Biomechanical analysis of various operative hip joint rotation center shifts. Arch Orthop Trauma Surg (1993) 124-6.

Jerosch, J., von Hasselbach, C., Filler, T., Peuker, E., Rahgozar, M. und Lahmer, A. Qualitätssteigerung in der präoperativen Planung und intraoperativen Umsetzung

durch die Verwendung von computerassistierten Systemen und Operationsrobotern - eine experimentelle Untersuchung. Chirurg (1998) 973-6.

Jerosch, J. Wie wichtig ist die Rekonstruktion des Rotationszentrums in der Hüftrevisionsarthroplastik? In "Pfannenrevisionseingriffe nach Hüft-TEP", C. Perka und H. Zippel (Hrsg.), Einhorn-Press Verlag, Reinbek, 2000, 20-34.

Jerosch, J. und Funken, S. Veränderung des Offsets nach Implantation von Hüftalloarthroplastiken. Orthopädische Praxis (2003) 226-233.

Johnston, R. C., Brand, R. A. und Crowninshield, R. D. Reconstruction of the hip. A mathematical approach to determine optimum geometric relationships. J Bone Joint Surg Am (1979) 639-52.

Katz, J. N., Wright, E. A., Guadagnoli, E., Liang, M. H., Karlson, E. W. und Cleary, P. D. Differences between men and women undergoing major orthopedic surgery for degenerative arthritis. Arthritis Rheum (1994) 687-94.

Kirkwood, R. N., Culham, E. G. und Costigan, P. Radiographic and non-invasive determination of the hip joint center location: effect on hip joint moments. Clin Biomech (Bristol, Avon) (1999) 227-35.

Kobayashi, S., Saito, N., Horiuchi, H., Iorio, R. und Takaoka, K. Poor bone quality or hip structure as risk factors affecting survival of total-hip arthroplasty. Lancet (2000) 1499-504.

Krämer, J. und Nentwig, C. G. "Orthopädische Schmerztherapie" Enke-Verlag, Stuttgart, 1999.

- König, A., Kirschner, S., Walther, M., Bohm, D. und Faller, H. I.** Kulturelle Adaptation, Praktikabilitäts- und Reliabilitätsprüfung des Funktionsfragebogen Bewegungsapparat (SMFA-D). *Z Orthop Ihre Grenzgeb* (2000) 295-301.
- Krismer, M., Bauer, R., Tschupik, J. und Mayrhofer, P.** EBRA: a method to measure migration of acetabular components. *J Biomech* (1995) 1225-36.
- Laupacis, A., Bourne, R., Rorabeck, C., Feeny, D., Wong, C., Tugwell, P., Leslie, K. und Bullas, R.** The effect of elective total hip replacement on health-related quality of life. *J Bone Joint Surg Am* (1993) 1619-26.
- Lanyon, P., Muir, K., Doherty, S. und Doherty, M.** Assessment of a genetic contribution to osteoarthritis of the hip: sibling study. *BMJ* (2000) 1179-83.
- Lanyon, P., Muir, K., Doherty, S. und Doherty, M.** Influence of radiographic phenotype on risk of hip osteoarthritis within families. *Ann Rheum Dis* (2004) 259-63.
- Lieberman, J. R., Dorey, F., Shekelle, P., Schumacher, L., Thomas, B. J., Kilgus, D. J. und Finerman, G. A.** Differences between patients' and physicians' evaluations of outcome after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* (1996) 835-8.
- Lieberman, J. R., Hawker, G. und Wright, J. G.** Hip function in patients 55 years old: population reference values. *J Arthroplasty* (2001) 901-4.
- Long, W. T., Dorr, L. D., Healy, B. und Perry, J.** Functional recovery of noncemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop* (1993) 73-7.
- Lubinus, P. und Peterson, W.** Pfannenrevisionseingriffe: Biomechanische, radiologische und klinische Analyse eines Revisionskonzeptes. In "Pfannenrevisionseingriffe nach Hüft-TEP", C. Perka und H. Zippel (Hrsg.), *Einhorn-Pressen Verlag, Reinbek*, 2000, 62-70.

Lubinus, P. Management der Beinlängendifferenz. In "Trends und Kontroversen in der Endoprothetik des Hüftgelenkes", C. Perka und H. Zippel (Hrsg.), Einhorn-Press-Verlag, Reinbek, 2002, 33-7.

Ludwig, F. J., Grimmig, H., Hekler, J. und Daalman, H. H. Systematische Ergebnismessung bei Hüft- und Kniegelenkerkrankungen unter Berücksichtigung von Impairment, Activity und Participation. Orthopädische Praxis (2003) 37-45.

Malchau, H., Herberts, P., Södermann, P. und Odén, A. "Prognose der totalen Hüftarthroplastik" Joint Replacement Unit, Department of Orthopaedics, Göteborg University, Sweden, Göteborg, 2000.

Mansour, J. M. und Pereira, J. M. Quantitative functional anatomy of the lower limb with application to human gait. J Biomech (1987) 51-8.

McGrory, B. J., Morrey, B. F., Cahalan, T. D., An, K. N. und Cabanela, M. E. Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Br (1995) 865-9.

Möller, T. und Reif, E. "Taschenatlas Einstelltechnik" Thieme-Verlag, Stuttgart, 2000.

Murray, M. P., Gore, D. R., Brewer, B. J., Gardner, G. M. und Sepic, S. B. Comparison of Muller total hip replacement with and without trochanteric osteotomy. Kinesiologic measurements of 82 cases 2 years after surgery. Acta Orthop Scand (1981) 345-52.

Nilsson, A. K., Aurell, Y., Siosteen, A. K., Lohmander, L. S. und Roos, H. P. Radiographic stage of osteoarthritis or sex of the patient does not predict one year outcome after total hip arthroplasty. Ann Rheum Dis (2001) 228-32.

Nilsdotter, A., Petersson, I. F., Roos, E. M. und Lohmander, L. S. Predictors of patient relevant outcome after total hip replacement for osteoarthritis: a prospective study. *Ann Rheum Dis* (2003) 923-30.

Noble, P. C., Alexander, J. W., Lindahl, L. J., Yew, D. T., Granberry, W. M. und Tullos, H. S. The anatomic basis of femoral component design. *Clin Orthop* (1988) 148-65.

Olmedo-Garcia, N., Lopez-Prats, F., Agullo, A., Ortuno, A. und Palazon, A. A comparative study of the accuracy of Ranawat's and Pierchon's methods to determine the centre of rotation in bilateral coxopathy. *Skeletal Radiol* (2000) 652-5.

Pauwels, F. "Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates", Kapitel 1 Der Schenkelhalsbruch, ein mechanisches Problem Teil 2 Über die mechanische Beanspruchung des Schenkelkopfes und die Ermittlung der auf das Regenerat einwirkenden Kräfte. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, 1965, 97-137.

Pierchon, F., Migaud, H., Duquennoy, A. und Fontaine, C. Evaluation radiologique du centre de rotation de la hanche. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* (1993) 281-4.

Plötz, W. Koxarthrose. In "Orthopädie und Traumatologie", Hipp E. G.; Plötz, W. Plötz und G. Thiemel (Hrsg.), Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 2003, 611-9.

Ramsperger, R. und Lubinus, P. Präoperative Planung in der Hüftendoprothetik: Vorstellung eines computergestützten Systems unter Verwendung von CAD-Software. *Chirurg* (1996) 734-9.

- Ranawat, C. S., Dorr, L. D. und Inglis, A. E.** Total hip arthroplasty in protrusio acetabuli of rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Am* (1980) 1059-65.
- Rösler, J. und Perka, C.** The effect of anatomical positional relationships on kinetic parameters after total hip replacement. *Int Orthop* (2000) 23-7.
- Rubin, P. J., Leyvraz, P. F. und Heegaard, J. H.** Variations radiologiques des paramètres anatomiques du fémur proximal en fonction de sa position en rotation. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* (1989) 209-15.
- Rüegg, J. C.** Muskel. In "Physiologie des Menschen", R. F. Schmidt und G. Thews (Hrsg.), Springer-Verlag, Berlin, 1987, 23. Auflage, 66-86.
- Schidlo, C., Becker, C., Jansson, V. und Refior, J.** Änderung des CCD-Winkels sowie des femoralen Antetorsionswinkels durch Hüftprothesenimplantation. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* (1999) 259-64.
- Schunck, J. und Jerosch, J.** Ergebnissevaluation in der Hüftendoprothetik - Was funktioniert? In "Trends und Kontroversen in der Endoprothetik des Hüftgelenkes", C. Perka und H. Zippel (Hrsg.), Einhorn-Press Verlag, Reinbek, 2002, 200-4.
- Soderman, P.** On the validity of the results from the Swedish National Total Hip Arthroplasty register. *Acta Orthop Scand Suppl* (2000) 1-33.
- Soderman, P. und Malchau, H.** Validity and reliability of Swedish WOMAC osteoarthritis index: a self-administered disease-specific questionnaire (WOMAC) versus generic instruments (SF-36 and NHP). *Acta Orthop Scand* (2000) 39-46.
- Soderman, P., Malchau, H. und Herberts, P.** Outcome of total hip replacement: a comparison of different measurement methods. *Clin Orthop* (2001) 163-72.

Soderman, P., Malchau, H., Herberts, P., Zugner, R., Regner, H. und Garellick, G.

Outcome after total hip arthroplasty: Part II. Disease-specific follow-up and the Swedish National Total Hip Arthroplasty Register. *Acta Orthop Scand* (2001) 113-9.

Starker, M., Thumler, P., Weipert, A. und Hanusek, S. Computergestützte

Prothesenauswahl und Implantationskontrolle. *Orthopäde* (2000) 627-35.

Stucki, G., Meier, D., Stucki, S., Michel, B. A., Tyndall, A. G., Dick, W. und Theiler,

R. Evaluation einer deutschen Version des WOMAC (Western Ontario und McMaster Universities) Arthroseindex. *Z Rheumatol* (1996) 40-9.

Sun, Y., Sturmer, T., Gunther, K. P. und Brenner, H. Reliability and validity of clinical outcome measurements of osteoarthritis of the hip and knee--a review of the literature. *Clin Rheumatol* (1997) 185-98.

Sun, Y., Sturmer, T., Gunther, K. P. und Brenner, H. Inzidenz und Prävalenz der Cox- und Gonarthrose in der Allgemeinbevölkerung. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* (1997) 184-92.

Tschauner, C. und Schwarz, N. Terminologie, Befunddokumentation, Klassifikation, Scores, Ergebnisbewertung und Outcome Research. In "Becken, Hüfte", Ch. Tschauner (Hrsg.), Georg Thieme-Verlag, Stuttgart, 2004, 34.

Wahrburg, J. und Kerschbaumer, F. Überlegungen zum Einsatz mechatronischer Implantationshilfen bei Minimalzugängen für Hüftendoprothesen. *Orthopäde* (2000) 650-7.

Weipert, H. und Hanusek, S. 3D-Planung und Herstellungsverfahren von Individualprothesen. In "Rechnergestützte Verfahren in Orthopädie und

Unfallchirurgie", J. Jerosch, K. Nicol und K Peikenkamp (Hrsg.), Steinkopff-Verlag, Darmstadt, 1999, 472-81.

Whitehouse, S. L., Lingard, E. A., Katz, J. N. und Learmonth, I. D. Development and testing of a reduced WOMAC function scale. *J Bone Joint Surg Br* (2003) 706-11.

Wright, J. G. und Feinstein, A. R. Improving the reliability of orthopaedic measurements. *J Bone Joint Surg Br* (1992) 287-91.

Wright, J. G. und Young, N. L. A comparison of different indices of responsiveness. *J Clin Epidemiol* (1997) 239-46.

Wright, J. G. und Young, N. L. The patient-specific index: asking patients what they want. *J Bone Joint Surg Am* (1997) 974-83.

Wright, J. G., Young, N. L. und Waddell, J. P. The reliability and validity of the self-reported patient-specific index for total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* (2000) 829-37.

Yoder, S. A., Brand, R. A., Pedersen, D. R. und O'Gorman, T. W. Total hip acetabular component position affects component loosening rates. *Clin Orthop* (1988) 228: 79-87.

7. ANHANG

7.1 Erhebungsbogen der Deutschen Version des Western Ontario und McMasters Universities Osteoarthritis Index (WOMAC)

A SCHMERZFRAGEN

Die folgenden Fragen beziehen sich auf die Stärke Ihrer Schmerzen, die Sie **in Ihrer zur Operation anstehenden Hüfte** verspüren. Bitte geben Sie für jede Frage die Stärke der Schmerzen an, die Sie **in den letzten zwei Tagen** verspürt haben.

Bitte kreuzen Sie die zutreffenden Kästchen an.

BEISPIEL

Wie starke Schmerzen haben Sie beim Gehen auf ebenem Boden?

Wenn sie kaum Schmerzen haben, machen sie das Kreuz z.B. hier:

Keine Schmerzen Extreme Schmerzen

Wenn Sie zu ertragende Schmerzen haben, machen sie das Kreuz etwa hier:

Keine Schmerzen Extreme Schmerzen

Wenn ein Gehen wegen den Schmerzen so gut wie nicht möglich ist, machen sie das Kreuz z.B. hier:

Keine Schmerzen Extreme Schmerzen

Wie starke Schmerzen haben Sie beim

1. Gehen auf ebenem Boden

Keine Schmerzen Extreme Schmerzen

2. Treppen hinauf- oder hinuntersteigen

Keine Schmerzen Extreme Schmerzen

3. Nachts im Bett

Keine Schmerzen Extreme Schmerzen

4. Sitzen oder Liegen

Keine Schmerzen Extreme Schmerzen

5. Aufrecht Stehen

Keine Schmerzen Extreme Schmerzen

B FRAGEN ZUR STEIFIGKEIT

Die folgenden Fragen beziehen sich auf die Steifigkeit (nicht die Schmerzen) **in Ihrer zur Operation anstehenden Hüfte**. Steifigkeit ist ein Gefühl von Einschränkung oder Langsamkeit in der Beweglichkeit, wenn Sie Ihre Gelenke bewegen. Bitte geben Sie für jede Frage die Stärke der Steifigkeit an, die sie **in den letzten 2 Tagen** verspürt haben.

Bitte kreuzen Sie die zutreffenden Kästchen an.

1. Wie stark ist die Steifigkeit gerade nach dem Erwachen am Morgen?

Keine Steifigkeit Extreme Steifigkeit

2. Wie stark ist ihre Steifigkeit nach Sitzen, Liegen oder Ausruhen im späteren Verlauf des Tages?

Keine Steifigkeit Extreme Steifigkeit

C FRAGEN ZUR KÖRPERLICHEN TÄTIGKEIT

Die folgenden Fragen beziehen sich auf Ihre körperliche Tätigkeit. Damit ist Ihre Fähigkeit gemeint, sich im Alltag zu bewegen und sich selbst zu versorgen. Bitte geben Sie für jede der folgenden Aktivitäten den Schwierigkeitsgrad an, den Sie **in den letzten 2 Tagen** wegen Beschwerden **in Ihrer zur Operation anstehenden Hüfte** gespürt haben.

Bitte kreuzen Sie die zutreffenden Kästchen an.

Wie gross sind ihre Schwierigkeiten beim:**1. Treppe herunter Gehen**

Keine Schwierigkeiten Extreme Schwierigkeiten

2. Treppe hinauf Gehen

Keine Schwierigkeiten Extreme Schwierigkeiten

3. Aufstehen vom Sitzen

Keine Schwierigkeiten Extreme Schwierigkeiten

4. Stehen

Keine Schwierigkeiten Extreme Schwierigkeiten

5. Sich zum Boden Bücken

Keine Schwierigkeiten Extreme Schwierigkeiten

6. Gehen auf ebenem BodenKeine Schwierigkeiten Extreme Schwierigkeiten**7. Einsteigen in das Auto / Aussteigen aus dem Auto**Keine Schwierigkeiten Extreme Schwierigkeiten**8. Einkaufen Gehen**Keine Schwierigkeiten Extreme Schwierigkeiten**9. Socken / Strümpfe Anziehen**Keine Schwierigkeiten Extreme Schwierigkeiten**10. Aufstehen aus dem Bett**Keine Schwierigkeiten Extreme Schwierigkeiten**11. Socken / Strümpfe Ausziehen**Keine Schwierigkeiten Extreme Schwierigkeiten**12. Liegen im Bett**Keine Schwierigkeiten Extreme Schwierigkeiten**13. In die Badwanne oder Dusche Steigen / Heraussteigen**Keine Schwierigkeiten Extreme Schwierigkeiten**14. Sitzen**Keine Schwierigkeiten Extreme Schwierigkeiten**15. Sich auf die Toilette Setzen / Aufstehen von der Toilette**Keine Schwierigkeiten Extreme Schwierigkeiten**16. Anstrengende Hausarbeiten**Keine Schwierigkeiten Extreme Schwierigkeiten**17. Leichte Hausarbeiten**Keine Schwierigkeiten Extreme Schwierigkeiten

7.2 Erhebungsbogen des Harris Hip Score

I. SCHMERZ

Wie stark sind Ihre Schmerzen? Werden Ihre täglichen Aktivitäten durch die Schmerzen stark eingeschränkt? Müssen Sie regelmäßig Schmerzmittel einnehmen?

SCHMERZ	Keine Schmerzen.		44
	Manchmal leichte Schmerzen.	Keine Einschränkung der Aktivität.	40
	Verstärkung des Schmerzes nach anstrengenden Tätigkeiten.	Gelegentliche Schmerzmitteleinnahme	30
	Der Schmerz schränkt zunehmend die normalen Tätigkeiten ein.	Häufigere Schmerzmitteleinnahme	20
	Alle Aktivitäten deutlich durch Schmerzen beeinträchtigt	Regelmäßige Schmerzmitteleinnahme	10
	Sehr starke Schmerzen.	Patient praktisch bettlägrig	0

II. FUNKTION Beobachtung des Patienten beim Laufen

HINKEN	Kein Hinken	11
	Leichtes Hinken	8
	Mittleres Hinken	5
	Starkes Hinken	0

Benutzen Sie einen Gehstock oder eine Unterarmgehstütze?

GEHSTÜTZEN	Keine	11
	Ein Gehstock für lange Wege	7
	Gehstock auch für kürzere Wege	5
	Eine Unterarmgehstütze	3
	Zwei Gehstöcke	2
	Zwei Unterarmgehstützen	0
	Gehunfähig	0

Wie weit können Sie noch gehen?

Gehstrecke	Unbegrenzt	11
	1 bis 2 km	8
	500 Meter	5
	Nur in der Wohnung	2
	Bettlägrig, mit Hilfe in den Stuhl	0

Können Sie Treppen gehen? Müssen Sie sich dabei Festhalten? Setzen Sie immer ein Bein vor?

TREPPEN	Normal ohne Geländer	4
	Normal mit Geländer	2
	Irgendwie anders	1
	Treppen Gehen nicht möglich	0

Ist das Anziehen von Strümpfen leicht, schwierig oder nicht möglich?

SCHUHE und STRÜMPFE	Problemlos	4
	Schwierig	2
	Nicht möglich	0

Wie lange können Sie in einem Stuhl sitzen bis die Hüfte schmerzt? Können sie nur in erhöhten Stühlen sitzen?

SITZEN	1 Stunde in normalen Stuhl	5
	½ Stunde in erhöhtem Stuhl	3
	Sitzen auch für kurze Zeit schon schmerzhaft	0

Können sie noch Bus oder Straßenbahnen benutzen?

Nahverkehr	Benutzung möglich	1
	Benutzung nicht möglich	0

III. DEFORMITÄT

Flexionskontraktur	< 30°	0
	> 30°	1
Adduktionskontraktur	< 10°	0
	> 10°	1
Innenrotationskontraktur in Extension	< 10°	0
	> 10°	1
Beinlängendifferenz	> 3,2 cm	0
	< 3,2 cm	1

IV. BEWEGLICHKEIT

BEWEGLICHKEIT	von	bis	Bogenmaß x Index		=Maximale Punkte
Flexion	0°	45°	45°	1	45
	45°	90°	45°	0,6	27
	90°	110°	20°	0,3	6
	110°	130°	20°	0	
Abduktion	0°	15°	15°	0,8	12
	15°	20°	5°	0,3	1,5
	20°	45°	25°	0	
Außenrotation in Extension	0°	15°	15°	0,4	6
	>15°			0	
Innenrotation in Extension	>0°			0	
Adduktion	0°	15°	15°	0,2	3
	>15°			0	
Extension	>0°			0	
					100,5
					*0,05
BEWEGLICHKEITSPUNKTE MAXIMAL					5,025

7.3. Liste der verwendeten Impantate (Schafft)

<i>Anzahl</i>	<i>Prothesenmodel</i>	<i>Firma</i>	<i>Verankerung</i>
9	Antega	Aesculap	zementfrei
14	Alloclassic	Allopro, Sulzer Medica	zementfrei
2	Centega	Aesculap	zementfrei
1	CAD	Symbios	zementfrei
2	Heritage	Zimmer	zementiert
3	Lemania	Symbios	zementiert
10	SPS HA	Symbios	zementfrei
5	MEM	Protec, Sulzer Medica	zementiert
13	Variall	Sulzer Medica	zementfrei
4	unbekannt		

7.4. Lebenslauf



Jochen Knies

Ackerpointstraße 8, 83075 Bad Feilnbach

Geb. am 14.6.1966 in Essen

Abitur am Staatlichen Gymnasium im Schulzentrum Schifferstadt

Zivildienst in der Individuellen Schwerstbehindertenbetreuung, Speyer

Studium der Medizin an der Freien Universität Berlin und am King`s College London

Approbation als Arzt am 25.11.1997

Prüfung zum Facharzt für Orthopädie am 6.10.2004

Verheiratet mit der Tierärztin Ursula Brosig
Zwei Kinder, Anian und Sofie, im Alter von 6 und 4 Jahren

Eltern: Helga Knies (Lehrerin) und Dr. ing. Horst Knies

BERUFSERFAHRUNG vom 15.4.2003 bis 15.10.2003 Assistenzarzt
 Orthopädische Klinik München Harlaching
 Wirbelsäulenzentrum
 Ärztlicher Direktor: PD. Dr. med. H. M. Mayer

vom 15.10.1997 bis 30.4.2003 Assistenzarzt
 Kliniken Harthausen, Bad Aibling
 Krankenhaus für Orthopädie und Rheumatologie
 Zentrum für Endoprothetik
 Ärztlicher Direktor: Dr. med. R. Neumann

vom 15.4.1996 bis 14.10.1997 Arzt im Praktikum
 Kliniken Harthausen, Bad Aibling

STUDIUM der Humanmedizin an der Freien Universität Berlin
 3. Staatsexamen am 30.11.1995

AUSLANDSSTUDIUM am King`s College London, 1992/1993
 BSc Honours Immunology, Final Year.
 Veröffentlichung in Immunology 1997 Nov;92(3):354-61
 über SLE-Antikörper

ZUSATZBEZEICHNUNGEN Akupunktur
 Manuelle Therapie

7.5. Danksagung

Meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. W. Plötz für die Überlassung des Themas, die kritische und engagierte Begleitung der Arbeit und die Mitarbeit seiner Abteilung.

Meinen ehemaligen Chefarzt Dr. R. Neumann und Prof. Dr. R. Wetzel für die Möglichkeit zur Durchführung der Arbeit an den Kliniken Harthausen in Bad Aibling.

Den Mitarbeitern des Institutes für Medizinische Statistik und Epidemiologie der TU München für die Beratung.

Meiner Frau Ursula Brosig für das geduldige Korrekturlesen und die liebevolle Unterstützung.