

Aus dem Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie der Medizinischen  
Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Vergleich der frühfunktionellen Ergebnisse nach minimalinvasiver  
Implantation von Fitmore<sup>®</sup>- und CLS<sup>®</sup>-Schäften über einen  
anterolateralen Zugang

zur Erlangung des akademischen Grades  
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät  
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Friedrich-Immanuel Ziebula

aus Stuttgart

Datum der Promotion: 27.02.2015



# Inhaltsverzeichnis

<b>Zusammenfassung</b> .....	<b>5</b>
<b>Abstract</b> .....	<b>6</b>
<b>1. Einleitung</b> .....	<b>7</b>
1.1 Coxarthrose .....	7
1.1.1 Epidemiologie .....	7
1.1.2 Ätiologie und Pathogenese.....	8
1.1.3 Klinik.....	9
1.1.3.1 Diagnostik .....	9
1.1.3.2 Therapie.....	10
1.2 Zementfreie Schaftsysteme .....	10
1.3 Aktueller Stand der Minimal-invasiven OP-Technik .....	12
1.4 Zielsetzung und Hypothese dieser Arbeit.....	14
<b>2. Material und Methoden</b> .....	<b>15</b>
2.1 Studiendesign und Patientenauswahl .....	15
2.2 Angewandte Untersuchungsmethoden .....	17
2.2.1 Harris Hip Score .....	17
2.2.2 Western Ontario Mac Master Index .....	17
2.2.3 Visuelle Analogskala .....	18
2.2.4 Short Form-36-item health survey .....	18
2.3 Operationsverfahren .....	19
2.3.1 Präoperative Planung.....	19
2.3.2 Minimal-invasiver anterolateraler (OCM-) Zugang.....	19
2.3.3 Postoperative Versorgung .....	20
2.4 Implantierte Endoprothesen .....	21
2.4.1 Prothesenpfanne .....	21
2.4.2 Geradschaft.....	21
2.4.3 Kurzschaft .....	23
2.5 Statistische Auswertung.....	24
<b>3. Ergebnisse</b> .....	<b>25</b>
3.1 Klinische Daten des Patientenkollektives.....	25
3.2 Chirurgische Daten .....	26
3.3 Radiologische Daten .....	26
3.1 Visuelle Analogskala.....	28
3.1.1 VAS in Ruhe .....	28
3.1.2 VAS bei Belastung.....	29
3.2 Harris Hip Score Summe .....	30
3.2.1 Schmerz, Funktion und Deformität .....	31
3.2.2 Bewegungsausmaß.....	32
3.3 Short Form-36-item health survey.....	33
3.4 Western Ontario Mac Master Index.....	35

<b>4. Diskussion .....</b>	<b>36</b>
4.1 Diskussion des Studiendesigns und der Untersuchungsmethoden.....	36
4.2 Diskussion des Patientenkollektivs und der Ergebnisse .....	39
4.3 Studienlimitationen.....	48
<b>5. Schlussfolgerung .....</b>	<b>48</b>
<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>49</b>
<b>Abkürzungsverzeichnis .....</b>	<b>59</b>
<b>Abbildungsverzeichnis .....</b>	<b>61</b>
<b>Tabellenverzeichnis .....</b>	<b>62</b>
<b>Eidesstattliche Versicherung .....</b>	<b>63</b>
<b>Lebenslauf.....</b>	<b>64</b>
<b>Anteilerklärung an erfolgten Publikationen .....</b>	<b>65</b>
<b>Publikationsliste .....</b>	<b>66</b>
<b>Danksagung .....</b>	<b>67</b>

## Zusammenfassung

**Einleitung:** Kurzschaftprothesen haben in der Hüftendoprothetik mit der Verwendung von minimalinvasiven Operationsverfahren an Bedeutung gewonnen. In der aktuellen Literatur wird kontrovers diskutiert, ob diese Implantate Vorteile bieten. Die vorliegende Arbeit klärt, ob eine Kurzschaftprothese (Fitmore, Zimmer, Warsaw, USA) Vorteile hinsichtlich frühfunktioneller Ergebnisse gegenüber einer konventionellen Geradschaft (CLS, Zimmer, Warsaw, USA) nach minimalinvasiver Implantation über einen anterolateralen Zugang hat.

**Methoden:** 80 Patienten wurden prospektiv randomisiert zweiseitig verblindet der Implantation einer Hüft-Total-Endoprothese (Hüft-TEP) vom Typ Fitmore (Gruppe Kurzschaftprothese (KS), n=40) bzw. CLS (Kontrollgruppe = Standard Prothese (ST), n=40) unterzogen. Die Follow-up Untersuchung wurde sechs Wochen postoperativ durchgeführt. Die klinisch funktionellen Daten und die subjektive Bewertung der Lebensqualität wurden mit dem Harris Hip Score (HHS), dem Short Form 36-item health survey (SF-36) und dem Western Ontario and McMaster Universities OA Index (WOMAC) evaluiert.

**Ergebnisse:** Präoperativ zeigten sich beide Gruppen bezüglich der Werte im HHS, SF-36 und im WOMAC vergleichbar. Sechs Wochen postoperativ erreichten die Patienten der Gruppe KS im HHS  $83,4 \pm 12,4$  Punkte (präoperativ vs. postoperativ  $p > 0,0001$ ). Patienten der Gruppe ST erreichten im HHS  $84,75 \pm 13,9$  Punkte (präoperativ vs. postoperativ  $p > 0,0001$ ). Der Gruppenvergleich KS vs. ST zeigte nach sechs Wochen keine signifikanten Unterschiede im HHS, SF-36 und WOMAC. Es konnten in beiden Patientenkollektiven keine Anzeichen für eine Lockerung oder Migration festgestellt werden.

**Schlussfolgerung:** Anhand der vorliegenden Daten konnten äquivalente frühfunktionelle Ergebnisse nach der Implantation einer Kurz- und Geradschaftprothese unter Verwendung eines minimalinvasiven anterolateralen Zuganges nachgewiesen werden.

## Abstract

**Introduction:** Due to an increasing use of minimal invasive surgery (MIS) in total hip replacement (THR), short-stem prostheses have become more important. Possible advantages of the short femoral stems compared to standard straight stems are a controversial issue in current research. The purpose of this study is to analyze whether a certain type of short-stem prosthesis (Fitmore, Zimmer, Warsaw, USA) does have advantages in early functional results compared to a standard straight-stem prosthesis (CLS, Zimmer, Warsaw, USA) using minimally invasive implantation via an anterolateral approach.

**Methods:** In a double-blind randomized controlled trial, 80 patients undergoing hip replacement were assigned into two groups using the two different stem models (Fitmore, short-stem group (KS), n=40) (CLS, control group = straight stem (ST), n=40). A follow-up was performed after six weeks evaluating clinical functional data and the subjective quality of life using the Harris Hip Score (HSS), the Short Form 36-item health survey (SF-36) and the Western Ontario and McMaster Universities OA Index (WOMAC).

**Results:** Preoperatively, both groups showed comparable HHS, SF-36 and WOMAC. Analysis of data from the six-week follow-up revealed comparable improvements in both groups regarding functionality as measured by HHS (KS group  $83,4 \pm 12,4$  points, preoperatively vs. postoperatively  $p > 0,0001$ ) (ST group showed  $84,75 \pm 13,9$  points, preoperatively vs. postoperatively  $p > 0,0001$ ). However, comparison of the groups KS vs. ST did not show significant differences in the HHS, SF-36 and WOMAC. There were no signs of migration and prosthesis loosening in either group.

**Conclusion:** Our data shows comparable early functional results for short- and straight-stem prostheses using a minimally invasive anterolateral approach.

# 1. Einleitung

## **1.1 Coxarthrose**

Die Arthrose des Hüftgelenks ist neben der Hand, der Hals- und Lendenwirbelsäule und des Knies eine sehr häufige Lokalisation der Osteoarthrose (OA) [42]. Erhebungen des Institutes für Qualität und Patientensicherheit zeigen, dass die Zahl der operativ versorgten Gelenke zunimmt: Im Jahr 2008 wurden in Deutschland laut dieser Quelle 156 887 Erstimplantationen am Hüftgelenk durchgeführt [15]. Im Jahr 2002 wurden ca. 107.000 Menschen mit einer primären Hüft-Total-Endoprothese (Hüft-TEP) versorgt. Das ist ein Anstieg um fast 50%. Aktuellere Zahlen zeigen einen weiteren Anstieg der primär implantierten Hüft-TEPs: 2010 wurden laut des Instituts für angewandte Qualitätsförderung und Forschung im Gesundheitswesen 158.454 und 2011 159.904 Erstimplantationen am Hüftgelenk durchgeführt [4].

### **1.1.1 Epidemiologie**

Klinische Studien beschreiben die Häufigkeit einer klinisch manifesten Coxarthrose bei über 55 jährigen auf ca. 5 % [65]. Bestätigt wird das durch Ergebnisse von Sun et al.: In 7 Studien wurde eine Prävalenz der klinisch definierten Coxarthrose ermittelt. Bei Männern lag diese zwischen 4,1 – 5,2 % und bei Frauen zwischen 5,4 – 6,0 %. Die Daten beziehen sich, abhängig von der jeweiligen Studie, auf 30 – 94 Jährige [104]. Van Saase et al. kommen nach radiologischen Untersuchungen bei einer Population von 6.585 Einwohnern anhand des Kellgren und Lawrence – Scores (K & L - Score) bei 65 – 74 Jährigen auf eine Prävalenz der Coxarthrose von 7% bei männlichen und 8 % bei weiblichen Patienten [53,109]. Die jährliche Inzidenz des klinisch definierten Krankheitsbildes liegt laut Sun et al. zwischen 10 – 195 / 100.000 Personenjahren [104].

Der bedeutendste Risikofaktor ist neben Geschlecht und ethnischer Herkunft das Alter. Die steigende Anzahl an Lebensjahren korreliert stark mit einer erhöhten Prävalenz und Inzidenz. Zwischen dem 50. und 60. Lebensjahr treten besonders häufig Neuerkrankungen auf. Männer erkranken nach radiologischen Kriterien anfangs öfter. Ab dem 7. Lebensjahrzehnt kehrt sich dieser Sachverhalt um [38]. Darüber hinaus gelten sportliche Belastung und Übergewicht als relevante Risikofaktoren [21,29,58,69].

### 1.1.2 Ätiologie und Pathogenese

Für die Entstehung der Coxarthrose sind folgende Faktoren verantwortlich:

- Missverhältnis zwischen Synthese bzw. mechanischer Resistenz des Knorpels
- Beanspruchung des Knorpels als Folge von Fehlstellungen
- Vorschäden und lokale mechanische Überbeanspruchung

Aus den genannten Faktoren resultieren irreversible Störungen in der Knorpelmatrix, die im folgenden Krankheitsprozess zu Knorpelabbau, reaktiver Synovitis, subchondraler Sklerosierung, Zystenbildung und Osteophytenanbau führen [42].

Neben biomechanischen spielen auch biochemische Prozesse bei der Entstehung bzw. Aufrechterhaltung einer aktivierten Arthrose eine Rolle. Von Bedeutung sind hierbei entzündungsfördernde Zytokine und Immunfaktoren.

Bei der Diagnose der pathologischen Veränderungen im Hüftgelenk unterscheidet man zusätzlich primäre und sekundäre Coxarthrose. Für die primäre Form sind die ätiologischen Ursachen nicht geklärt (idopathische Form). Die sekundäre Form entwickelt sich auf dem Boden bekannter Ätiologien. Wichtig sind genannte Risikofaktoren, sowie pathologische Veränderungen an der Hüfte: sog. Präarthrosen (Tab. 1). Es konnten beispielsweise Risikofaktoren, wie Hüftdysplasie, Epiphyseolysis capitis femoris etc., bei 41.7 % der Erkrankten nachgewiesen werden [34].

Residuelle Hüftdysplasie	Chondromatose
Reduzierte Schenkelhalsantetorsion	Metabolische Arthropathien
Reduzierte Pfannenanteversion	Hämophilie-Arthropathien
M. Perthes	Neurogene Arthropathien
Andere avaskuläre Osteochondronekrosen	Posttraumatische Form- und Funktionsstörung
Epiphyseolysis capitis femoris juvenilis	Rheumatoide Arthritiden
Osteochondrosis dissecans	Erheblich einseitige Beinverlängerung
Infektarthritis	

**Tabelle 1:** Präarthrotische Form- und Funktionsstörungen [38]



### 1.1.3 Klinik

Das klinische Erscheinungsbild ist sowohl von Veränderungen der artikulären als auch periartikulären Strukturen gekennzeichnet.

Ein Ermüdungsschmerz oder belastungsabhängiger Schmerz des Gelenks tritt zusammen mit Bewegungseinschränkungen und Leistenschmerzen auf. Gelenkumgebende Strukturen wie Glutealmuskulatur, Sehnenansätze und der Trochanter-Major-Bereich verursachen zusätzliche Schmerzen [42].

Im fortgeschrittenen Stadium der Krankheit entsteht ein ständiger Belastungsschmerz, der sich in Dauer- und Ruheschmerz manifestieren kann. Aufgrund von Schonung kommt es letztendlich zu einer Atrophie der Glutealmuskulatur, die in ein Insuffizienzhinken (Trendelenburghinken) übergehen kann [106]. Charakteristisch ist zudem eine funktionelle Beinlängenverkürzung als Zeichen einer kombinierten ipsilateralen Beuge-, Außenrotations- und Adduktorenkontraktur.

#### 1.1.3.1 Diagnostik

Die Diagnose einer Coxarthrose wird anhand zweier Kriterien gestellt: Klinische und radiologische Untersuchungsergebnisse.

Für die klinische Beurteilung stehen mehrere Scores und Tests zur Verfügung. Bildgebende Verfahren dienen in erster Linie zur Diagnosesicherung. Goldstandard ist das Röntgen. Routinemäßig wird eine Beckenübersichtsaufnahme gemacht, stehend oder liegend. Für die Beurteilung der Aufnahmen wird meistens der K & L-Score (Tab. 2) verwendet [53]. Die Diagnose einer OA wird in der Regel bei Befunden > Grad 2 gestellt [104].

Grad	Beurteilung	Befund
0	Normal	Keine Zeichen für OA
1	Verdacht auf OA	Kleine Osteophyten, unklare Relevanz
2	Geringfügige OA	Osteophyten; Gelenkspalt normal
3	Mäßige OA	Leichte Gelenkspaltverschmälerung
4	Schwere OA	Leichte Gelenkspaltverschmälerung

**Tabelle 2:** Beurteilung des Schweregrads der Osteoarthrose nach Kellgren und Lawrence-Score [54]

### **1.1.3.2 Therapie**

Therapeutisch existieren ein konservativer und ein operativer Ansatz. Ziel der konservativen Therapie ist Schmerzlinderung und Bewegungserhalt. Am Anfang stehen Maßnahmen wie Krankengymnastik, Radfahren oder Schwimmen. Sie sollen die Gelenk- und Muskelfunktion aufrechterhalten. Dabei werden in der Regel Kontrakturen und Muskelinsuffizienzen behandelt.

Begleitend werden orale nichtsteroidale Antirheumatika (NSAR) eingesetzt und je nach Bedarf dosiert. Als letzter konservativ-therapeutischer Schritt steht die invasive Infiltrationstherapie zur Verfügung: Bei aktivierter Arthrose können Steroide intraartikulär appliziert werden. Daneben existieren diverse Viscosupplementoren. Sie bestehen aus Hyaluronsäure, dem Hauptbestandteil der Synovia. Ein schmerzreduzierender Effekt konnte nachgewiesen werden [72,108]. Vorteile gegenüber Steroiden, Physiotherapie und anderen konservativen Behandlungsmethoden konnten bisher nicht gezeigt werden [19].

Die operative Therapie der manifesten Coxarthrose besteht heute in der Implantation einer Hüft-TEP. Präarthrotische Deformitäten wie Hüftdysplasien können im Initialstadium gelenkerhaltend operiert werden. Die Methode der Wahl ist die Korrektur- bzw. Umstellungsosteotomie des Beckens, ggf. in Kombination mit Umstellungsoperationen am proximalen Femur. Ziel ist es, die pathologische Gelenkmechanik zu normalisieren. Dasselbe gilt für das Hüftimpingement. Ihm liegt eine Inkongruenz der Hüftpfanne und des Hüftkopfs zugrunde.

## **1.2 Zementfreie Schaftsysteme**

Unter Endoprothetik (*griechisch: endo „innen“*) versteht man den Ersatz eines Gelenks durch ein Implantat. Es besteht die Möglichkeit der zementfreien oder zementierten Implantation einer Hüft-TEP. Für beide Methoden liegen gute bis sehr gute Ergebnisse vor [2,43,67,68,88,90,95]. Das Ziel der Hüftendoprothetik ist die Wiederherstellung eines funktionsfähigen und schmerzfreien Hüftgelenkes. Dabei sind eine Wiederherstellung des Drehzentrums, der Pfannenanteversion und -inklination, der Femuranteversion, der Beinlänge und des Offsets von großer Bedeutung.

Die Standzeiten der bewährten Endoprothetik-Systeme sind sehr gut. Aamodt et al. zeigten in ihrer Literaturübersicht für die Charnley-Prothese (Ortosintese, Sao Paulo, BR) nach 10 Jahren eine Überlebensrate von über 90%. Güther et al. untersuchten den CLS-Spotorno Schaft (Zimmer, Warsaw, USA) und veröffentlichten eine Überlebensrate von 94,5% nach 10,7 Jahren. Lucht berichtete nach 3 Jahren ein Überleben von 97% und Verhaar nach 10 Jahren von mehr als 90% für Geradschäfte [1,35,64,111].

Seit langem ist bekannt, dass konventionelle Geradschäfte zu einer Reduktion des Knochenlagers im Trochanterbereich durch die Implantation und das sog. „Stress-Shielding“ führen [20,27]. Das „Stress-Shielding“ beschreibt die Veränderung des Femurs unter zwei Gesichtspunkten [10]: Man beobachtet durch die veränderte distale Krafterleitung einen Knochenabbau am proximalen Femur [28]. Gleichzeitig kann eine Überbelastung zu einer Hypertrophie am distalen Femur bzw. der Prothesenspitze führen. Die Literatur gibt als Grund dafür die distal diaphysäre Verankerung im Femur an. Sie ist vor allem bei Geradschäften ausgeprägt [91]. Bieger et al. konnten in einer in-vitro Studie an menschlichen Femura zeigen, dass Kurzschäfte verglichen mit Standardschäften ein geringeres Stress-Shielding aufweisen [8]. Als Vertreter der Geradschäfte wurde der CLS- und als Vertreter der Kurzschäfte der Mayo- und Fitmore-Schaft (alle Zimmer, Warsaw, USA) verwendet.

Sinnvoll wäre demnach eine Verankerung und Krafterleitung in der Metaphyse und der proximalen Diaphyse. Diese Philosophie liegt den Kurzschäften zugrunde. Sie zeichnen sich durch eine geringere Längendimensionierung und ihren metaphysären Verankerungsort im Femur aus. Daraus ergibt sich eine wichtige Voraussetzung für die Implantation von Kurzschäften: eine gute Knochenqualität. Sie ist v. a. bei jüngeren Menschen zu finden, weshalb derartige Endoprothesen vorwiegend bei diesen Patienten implantiert werden. Ein weiterer Vorteil könnte die Erleichterung bei notwendigen Wechseloperationen sein. Zudem verursacht die Präparation des proximalen Femur Schäden im Ansatzbereich der Hüftabduktoren, z B. des Musculus (M.) gluteus medius [93].

Hube et al. beschrieben 2004 einen deutlich verbesserten HHS der Mayo-Kurzschaftprothese (Zimmer, Warsaw, USA) im Vergleich zu einem Geradschaft nach drei Monaten [41]. Als Ursache vermuteten die Autoren die weiter mediale Präparation

des Femurs und die damit verbundene Schonung der glutealen Muskelansätze am Trochantermassiv. Müller et al. teilten diese Vermutung [78].

Pipino entwickelte 1977 den ersten Kurzschafft und implantierte ihn 1979 erstmalig. Der Pipino-Schaft ist nach wie vor der einzige Kurzschafft, der zementiert und zementfrei implantiert werden kann. Zusammen mit dem von Morrey in den Achtzigern konzipierten Mayo-Schaft ist er ein Kurzschafft, für den langfristige Ergebnisse vorliegen [85]. Für weitere Kurzschäfte existieren zurzeit nur kurz- und mittelfristige Daten. Diese sind allerdings vielversprechend, da die Abnahme der periprothetischen Knochendichte bei Kurzschäften deutlich geringer ausfällt [36].

Zusätzlich soll es durch neue Schaftsysteme möglich gemacht werden, Patienten individueller zu versorgen. Es muss allerdings berücksichtigt werden, dass sich die existierenden Kurzschafftssysteme erheblich unterscheiden [46]. Vor allem im Bezug auf die Rekonstruktion der Biomechanik bestehen Unterschiede. Grasselli et al. evaluierten anhand von 100 Hüften mit Koxarthrose die Rekonstruierbarkeit mit 9 Kurzschafftprothesen. Untersucht wurde, in wie viel Prozent der Fälle das Offset innerhalb von 2 mm und der Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel (CCD-Winkel) innerhalb von 2° rekonstruiert werden konnten. Die besten Ergebnisse lieferte die MiniHip (Corin, Cirencester, UK) mit 92%, während eine entsprechende Rekonstruktion mit dem Fitmore-Schaft (Zimmer, Warsaw, US) in 89% der Fälle möglich war. Die Ergebnisse variierten zwischen 41 und 92% [32].

### **1.3 Aktueller Stand der Minimal-invasiven OP-Technik**

In den letzten Jahren hat sich auf dem Sektor der Hüftendoprothetik nicht nur das Angebot der verfügbaren Implantate verändert. Auch die Art des operativen Zugangs wurde weiterentwickelt. Derzeit existieren vier minimal invasive Zugangswege zum Hüftgelenk: der posterolaterale Zugang [97,120], der anterolaterale Zugang [92] und der anteriore Zugang [91]. Daneben existiert der Minimal-invasive Zugang durch zwei Inzisionen [7].

Für einen breiten Teil der Öffentlichkeit steht der Begriff der „Minimally Invasive Surgery“ (MIS) für eine kosmetische Methode, die sich durch einen verkleinerten Hautschnitt auszeichnet: Je nach Zugangsweg versucht man sich auf ca. 10 cm

Schnittlänge zu begrenzen. Der damit angestrebte geringere Blutverlust und verminderter postoperativer Schmerz wird nicht von allen Studien belegt [47].

Der Vorteil der MIS ist im Verzicht auf die Ablösung von Sehnen und die Durchtrennung von Muskulatur zu sehen. In einer deutschlandweiten Umfrage wurden 184 orthopädische und unfallchirurgische Praxen und Kliniken befragt. 61 % definieren die MIS nicht über die Schnittlänge sondern als weichteilschonendes Verfahren [96]. Das scheint sich auch in der klinischen Erfahrung zu bestätigen [92]. Vergleichende Studien berichten beispielsweise von einem besseren frühfunktionellen postoperativen Ergebnis in der MIS-Gruppe im Vergleich zu den Patienten, die mit einem konventionellen Zugang operiert wurden. Parameter waren hierbei die Gangbildnormalisierung, die Wiederherstellung der Muskelkraft, die Prävalenz beim Hinken und die Bewältigung von Treppen [16,24,25]. Müller et al. beschreiben in einer vergleichenden Arbeit (minimalinvasiver anterolateraler (ALMI) vs. modifizierter transglutealer Zugang), in der die fettige Atrophie (FA) der Muskulatur als Maß für den funktionellen Erhalt verwendet wird, dass v. a. bei älteren und übergewichtigen Patienten in der MIS-Gruppe eine verminderte FA zu beobachten ist. Das Muskeltrauma wird reduziert. Aufgrund der mangelnden Regenerationsfähigkeit bei alten und adipösen Menschen können diese besonders von einem minimal-invasiven Zugangsweg profitieren, da weniger Atrophien zu beobachten sind [76]. Die Gruppe verglich weiter den ALMI und den modifizierten direkten Zugang (mDL). 44 Patienten wurden mit der Magnet Resonanz Tomographie (MRT), dem HHS und einer Schmerzskala evaluiert. Bei beiden Zugängen gab es Abduktormuskel- und Sehenschäden. Allerdings wurde der M. gluteus medius mit der MIS-Technik erfolgreicher geschont. Das ALMI-Kollektiv bestätigte das anhand besserer klinischer Ergebnisse [77].

## 1.4 Zielsetzung und Hypothese dieser Arbeit

Da bisher unklar ist, ob eine Kurzschaftprothese (Fitmore, Zimmer, Warsaw, USA) Vorteile hinsichtlich frühfunktioneller Ergebnisse gegenüber einem konventionellen Geradschaft (CLS, Zimmer, Warsaw, USA) nach *minimalinvasiver Implantation* über einen anterolateralen Zugang hat, hatte diese Arbeit folgende Ziele:

1. Bewertung der Frühfunktionalität anhand des HHS und WOMAC
2. Bewertung des subjektiven Krankheitsempfinden der Patienten anhand des SF-36

Aus diesen Zielen wurde die nachstehende Hypothese formuliert:

Die klinischen Ergebnisse nach der Implantation eines Kurzschaftes über einen minimalinvasiven Zugang sind nach sechs Wochen besser als mit einem Geradschaft über denselben Zugang.

## 2. Material und Methoden

### **2.1 Studiendesign und Patientenauswahl**

Von Juni 2010 bis Mai 2011 wurden im Rahmen einer prospektiv randomisierten Studie an der Sana Klinik München-Sendling 80 Patienten mit einer primären Coxarthrose für diese Studie erfasst. Ausschlusskriterien waren:

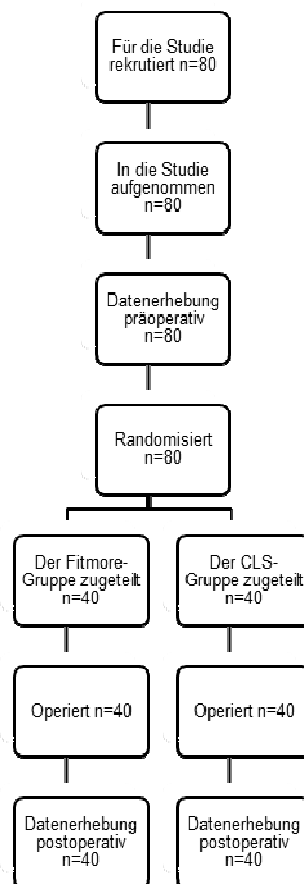
- Alter über 75 Jahre
- Post-hoc, wenn aus medizinischer Indikation vom geplanten operativen Vorgehen abgewichen werden muss
- Nebenerkrankungen, die das Bindegewebe beeinflussen (z.B. Marfan Syndrom, Ehlers-Danlos Syndrom, Sklerodermie)
- Nebenerkrankungen, die das Nervensystem beeinflussen (z.B. M. Parkinson, Multiple Sklerose, periphere Neuropathie)

Alle Patienten wurden im Vorfeld schriftlich und persönlich über den Ablauf der Studie informiert. Das Einverständnis der Patienten wurde schriftlich dokumentiert. Den Patienten wurde eine Studiennummer zugeteilt, um sie für die Auswertung zu anonymisieren. Durch Losverfahren wurde 40 Patienten ein Kurzschaft (Fitmore, Zimmer, Warsaw, USA) und 40 ein Geradschaft (CLS, Zimmer, Warsaw, USA) zugeteilt.

Im Folgenden wurden präoperativ und sechs Wochen postoperativ der HHS, WOMAC, SF-36 und die Visuelle Analogskala (VAS) erfasst. Zudem wurden die operierte Seite, Alter und Geschlecht auf dem Studienbogen notiert. Gesondert erhoben wurden die Größe und das Gewicht. Aus diesen beiden Werten wurde der Body Mass Index (BMI) mit folgender Formel berechnet: Körpermasse in Kilogramm (kg) geteilt durch Körpergröße in Zentimetern (cm) im Quadrat. Anhand der prä- und 6 Wochen postoperativen Beckenübersichtsaufnahmen wurde das Offset und die Beinlängendifferenz erfasst. Das Offset wurde als Abstand zwischen Femurachse und Lot durch das Drehzentrum des Kopfes bestimmt. Gemessen wurde jeweils vom Drehzentrum bis zur Höhe des großen Trochanter.

Um die Beinlängendifferenz zu messen, wurde eine Gerade zwischen den kleinen Trochantern und den acetabulären Tränenfiguren gezogen. Von beiden „tear drops“ wurde anschließend das Lot auf die die kleinen Trochanter verbindende Gerade gefällt. Die Differenz der beiden gemessenen Strecken ergab die Beinlängendifferenz. Insgesamt wurden 45 Patienten auf der linken und 35 auf der rechten Seite operiert.

Alle Teilnehmer der Studie konnten prä- und sechs Wochen postoperativ nachuntersucht werden (Abb. 1).



**Abbildung 1:** Flow Diagramm zur Rekrutierung und Randomisierung der Studie (n = Anzahl der Patienten)



## 2.2 Angewandte Untersuchungsmethoden

### 2.2.1 Harris Hip Score

Der HHS ist ein internationaler Score zur klinischen Beurteilung des Hüftgelenks. Er wurde 1969 von Harris entwickelt [39].

Der Score besteht aus zehn Parametern, von denen sich die ersten 8 auf die subjektive Nutzbarkeit des Hüftgelenkes beziehen: Schmerz, Hinken, Gehhilfen, Gehstrecken, Treppensteigen, Schuhe Anziehen, Sitzen und Öffentliche Transportmittel.

Der Parameter Hinken wurde anhand des Trendelenburg-Zeichens gemessen. Dabei wurde der Hüftstand des auf dem kranken Bein stehenden Patienten beurteilt. Positiv war der Test, wenn die kontralaterale Seite der Hüfte beim genannten Ein-Bein-Stand abkippte. Negativ, wenn das Becken gerade blieb. Ein negatives Trendelenburg-Zeichen wurde mit 0 Punkten und ein positives mit 11 Punkten bewertet.

Nummer neun und zehn sind messbare Einschränkungen und beurteilen die Deformität und das Bewegungsausmaß. Insgesamt lassen sich maximal 100 Punkte erreichen, von denen sich 91% aus den Kriterien 1. -8. ableiten und 9 % auf die letzten beiden entfallen.

### 2.2.2 Western Ontario Mac Master Index

Der WOMAC ist ein valider, responsiver und empfindlicher Fragebogen speziell für Patienten mit Hüft- und Kniegelenksarthrose. Er wurde 1982 in Kanada entwickelt und steht seit 1996 in Deutschland zur Verfügung [102].

Er bietet die Möglichkeit eine direkte Selbsteinschätzung des Patienten zu erhalten. Dadurch kann der behandelnde Arzt alltagsrelevante Konsequenzen der Arthrose evaluieren. Es kommt v. a. darauf an, die Krankheitsauswirkungen auf Funktionsfähigkeit, Gesundheit und die damit einhergehenden Behinderungen zu messen. Im studienbegleitenden Fragebogen hatte der Patient die Möglichkeit, zwischen fünf Antwortmöglichkeiten zu wählen. Sie waren beispielsweise abgestuft in *keine, wenig, mittlere, starke* und *extreme Schmerzen*. Pro Frage wurden 0 bis 4 Punkte vergeben. Dementsprechend konnten im schlimmsten Fall 96 Punkte erreicht werden. Ein beschwerdefreier Patient hätte 0 Punkte erzielt.

### **2.2.3 Visuelle Analogskala**

Die VAS dient dazu, das subjektive Schmerzempfinden des Patienten quantitativ zu erfassen und eine Momentaufnahme seines Zustands zu erhalten.

Auf einer Skala von 0 bis 10 sollte der Studienteilnehmer seinen Schmerz in Ruhe und bei Belastung einordnen. Dabei bedeuteten null „keine Schmerzen“ und zehn Punkte „unerträgliche Schmerzen“.

### **2.2.4 Short Form-36-item health survey**

Der SF-36 Health Survey wurde (1992) von Ware und Sherbourne beschrieben und 1995 von Bullinger übersetzt [13].

Mit dem SF-36 kann die subjektive Gesundheit des Patienten erfasst werden. Der Befragte selbst gibt dabei Auskunft über vier Komponenten:

- Psychisches Befinden
- Körperliche Verfassung
- Soziale Beziehungen
- Funktionale Kompetenz

Diese vier Bereiche werden durch 35 Merkmale abgedeckt (Nummer 36 bezieht sich auf die Veränderung der Gesundheit), die sich in unterschiedlichem Maße auf acht Parameter der subjektiven Gesundheit verteilen:

- Körperliche Funktionsfähigkeit
- Körperliche Rollenfunktion
- Körperlicher Schmerz
- Allgemeine Gesundheitswahrnehmung
- Vitalität
- Soziale Funktionsfähigkeit
- Emotionale Rollenfunktion
- Psychisches Wohlbefinden

Die Antwortkategorien variierten von „ja“ und „nein“ bis hin zu sechsstufigen Antwortskalen. Dementsprechend wurde jeder Frage bzw. jeder Antwort auch ein unterschiedlicher Punktwert zugeordnet. Als Summe aller Skalen konnten maximal 100 Punkte erreicht werden.

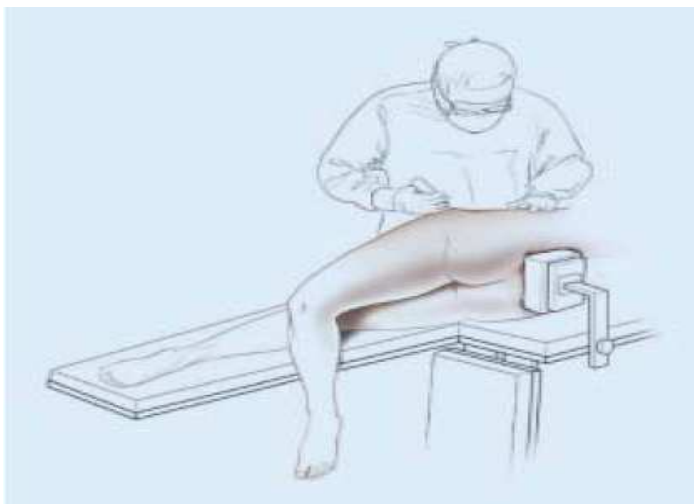
## 2.3 Operationsverfahren

### 2.3.1 Präoperative Planung

Die Operationsplanung wurde mit Hilfe einer digitalen Beckenübersichtsaufnahme, einer Lauensteinaufnahme und dem digitalen Planungsprogramm „MediCAD“ (MediCAD, HECTEC GmbH, Niederviehbach, DE) durchgeführt. Dabei wurde die korrekte Position der Komponenten im Azetabulum und Femur bestimmt und die erforderliche Größe der Implantate festgelegt.

### 2.3.2 Minimal-invasiver anterolateraler (OCM-) Zugang

Am Anfang wurde der Patient in Seitenlage gebracht und am Schambein und Kreuzbein fixiert (Abb. 2). Als zusätzliche Stabilisierung diente ein Vakuumkissen, das den kompletten Rumpf-Thorax-Bereich umfasste.



**Abbildung 2:** Patient in Seitenlage auf Tisch mit Fußstückaussparung [92]

Als Zugang zum Hüftgelenk wurde das Intervall zwischen M. gluteus medius und M. tensor fasciae latae genutzt. Das Gewebe und die Muskulatur wurde bis auf die Gelenkkapsel präpariert und diese inzidiert. Daraufhin folgte die Schenkelhalsosteotomie in Form einer Doppelosteotomie. Der erste Schnitt erfolgte senkrecht zur Schenkelhalsebene, transkapital.

Bei der eigentlichen Schenkelhalsosteotomie war das Knie um 90° gebeugt, das Bein außenrotiert, der Unterschenkel senkrecht und der Oberschenkel parallel zum Boden (Abb. 3).



**Abbildung 3:** Lagerung mit rechtwinklig gebeugtem Knie, Unterschenkel senkrecht, Oberschenkel parallel zum Boden [92]

Anschließend wurde das Azetabulum in üblicher Weise präpariert, auf die gewünschte Größe aufgefräst und die Pfanne mit dem gewählten Inlay eingebracht.

Um die Darstellung des Femurs zu verbessern, wurde ein superiores und dorsales Kapselrelease durchgeführt. Mit einer doppelt gewinkelten Raspel wurde das Knochenlager für den Prothesenschaft präpariert. Nach einer Probe mit Schaft, Hals und Kopf, wurde die originale Prothese eingebracht. Der Wundverschluss erfolgte standardisiert nach Einlage einer gelenknahen Redondrainage: Faszienschluss, Subkutan- und Hautnaht.

### **2.3.3 Postoperative Versorgung**

Im Zuge der täglichen Visite wurde am ersten postoperativen Tag die Drainage entfernt. Am zweiten Tag erfolgte der erste Verbandswechsel. Als Schmerzmedikation wurde dreimal täglich ein NSAR (Ibuprofen 400/600, Voltaren 50) oder Novalgin 500 mit einem Magenschutz (einmal täglich Pantozol 20/40) verordnet. Die Bedarfsmedikation bestand aus Novalgin Talvosilen und Perfalgan. Als Schmerztherapie der zweiten und dritten Stufe stand Metalgin, Tramadol (75mg, alle 6 h), Dipidolor (1 Ampulle s.c. alle 4 h),

Valoron N (50 oder 75mg, alle 4-6 h) und Oxygesic (10mg, alle 12 h) zur Verfügung. Bei Bedarf standen die Antimemetika Ondansetron, Paspertin und Vomex zur Verfügung. Die medikamentöse Antithromboseprophylaxe erfolgte standardisiert mit Clexane40.

Noch am OP-Tag wurde die physiotherapeutische Behandlung begonnen. Dabei wurde in leichter Beinspreizung gelagert und bis 90° gebeugt. Am ersten postoperativen Tag wurden die Patienten auf Station mit Gehstützen je nach Schmerztoleranz im 4. Punktegang mobilisiert und in Atemtherapie und aktiver Thromboseprophylaxe geschult. Ab dem zweiten postoperativen Tag kamen Lymphdrainage und Schmerztherapie durch Geräte zur transkutanen elektrischen Nervenstimulation zur Anwendung. Je nach Toleranz und Mobilität des Patienten erfolgte eine Behandlung am Schlingentisch zum Muskelaufbau und zur Dehnung.

## **2.4 Implantierte Endoprothesen**

### **2.4.1 Prothesenpfanne**

Allen Studienteilnehmern wurde eine „Press-Fit“-Pfanne (Allofit, Zimmer, Warsaw, USA) mit einem Inlay aus hochvernetztem Polyethylen implantiert. Dabei handelt es sich um eine zementfreie Pfanne, die ihre Primärstabilität durch eine Überdimensionierung von 2 mm im Äquatorialbereich erreicht. Eine Makrostrukturierung auf der Außenseite sorgt für eine primäre Rotationsstabilität durch vermehrten Kontakt zum Knochen.

### **2.4.2 Geradschaft**

Der Geradschaft (CLS, Zimmer, Warsaw, USA) wurde 1984 von Professor Lorenz Spotorno entwickelt. Nach fast 27 Jahren wird er nach wie vor erfolgreich implantiert und kann sehr gute langfristige Ergebnisse vorweisen [2,31,35,101].

Wie bei allen zementfreien Hüftstielen wird die Primärstabilität dieses Geradschaftes durch das Press-Fit Prinzip erreicht. Der Stiel wird metaphysär in das leicht unterdimensionierte kortikospongiöse Implantatbett eingebracht. Rippen im proximalen Bereich des Schafts sollen durch eine zusätzliche Stabilisierung einerseits sicherstellen, dass die Kraftübertragung genau hier stattfindet, andererseits wird die Kontaktoberfläche von Implantat und Knochen vergrößert. Der distale Bereich des

Schafts ist konisch geformt, aufgeraut und die Kanten sind über die gesamte Länge abgerundet. Als Werkstoff wird eine grob gestrahlte Titanlegierung verwendet. Sie soll die Osseointegration bis zum Erlangen der Sekundärstabilität unterstützen.

Um ein breites Indikationsspektrum abzudecken und um die Anatomie unter Berücksichtigung der optimalen Muskelspannung wieder herzustellen, gibt es drei verschiedene Offset-Versionen für jede der dreizehn Größen. Dabei ist der CCD-Winkel die veränderbare Variabel. Es gibt einen CLS-Schaft (Zimmer, Warsaw, USA) mit 125°, 135° und 145° (Abb. 4). Zusätzlichen Spielraum bietet die Kopfgröße.



**Abbildung 4:** CLS-Schaft (Zimmer, Warsaw, US) mit den verfügbaren CCD-Winkeln [122]

### 2.4.3 Kurzschaft

Der verwendete Kurzschaft (Fitmore, Zimmer, Warsaw, USA) ist eine zementfreie Kurzschaftprothese. Charakteristika sind seine gebogene Form und der trapezoide Querschnitt zur Gewährleistung der Rotationsstabilität, eine dreidimensionale Keilform, mehrere mediale Krümmungen zur Optimierung der proximalen Anpassung.

Es existieren drei Schaftfamilien mit insgesamt 56 Größen und vier verschiedenen Offset-Varianten: Familie (Fa.) A mit einem Offsetbereich von 31-39mm, Fa. B mit 37-45mm, Fa. B Extended mit 44-52mm und Fa. C mit 51-59mm (Abb. 5). Von Bedeutung ist, dass die Zunahme des Offsets unabhängig von der Zunahme der Schaftgröße ist. Ein Vorteil davon ist, dass unabhängig von den Ausmaßen des Markraums, ein großes oder kleines Offset beibehalten werden kann. Verankert wird der Kurzschaft (Fitmore, Zimmer, Warsaw, USA) hauptsächlich metaphysär, was dem Phänomen des „Stress-Shielding“ entgegenwirken soll (Abb. 5).



**Abbildung 5:** Fitmore® - Schaft mit verschiedenen Offsetvarianten, Kraftverteilung und Abstützung [122]

Die Primärstabilität wird durch die mediale Anlage am Kalkar und durch den Kontakt des Implantats zur lateralen Kortikalis am Anfang der Diaphyse erreicht. Zudem kommt es durch die natürliche Femurkrümmung in der anteroposterioren Ebene zur Selbstverblockung. Der Stiel ist kurz und gebogen und kann bei der Implantation dem anatomischen Weg des Femurmarkraums folgen.

## 2.5 Statistische Auswertung

Die statistische Analyse wurde mit Microsoft Office Excel (Excel 2003 11.0, Microsoft, Redmond, USA) und dem Statistikprogramm SPSS (SPSS 19.0, IBM, Armonk, USA) durchgeführt. Der p-Wert (Irrtumswahrscheinlichkeit) wurde zur Bewertung der Untersuchungsergebnisse verwendet. Ein  $p > 0,05$  bezeichnet dabei einen nicht signifikanten und ein  $p \leq 0,05$  einen signifikanten Unterschied. Die absoluten und relativen Häufigkeiten der Statistik sind als Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung (SD) angegeben.

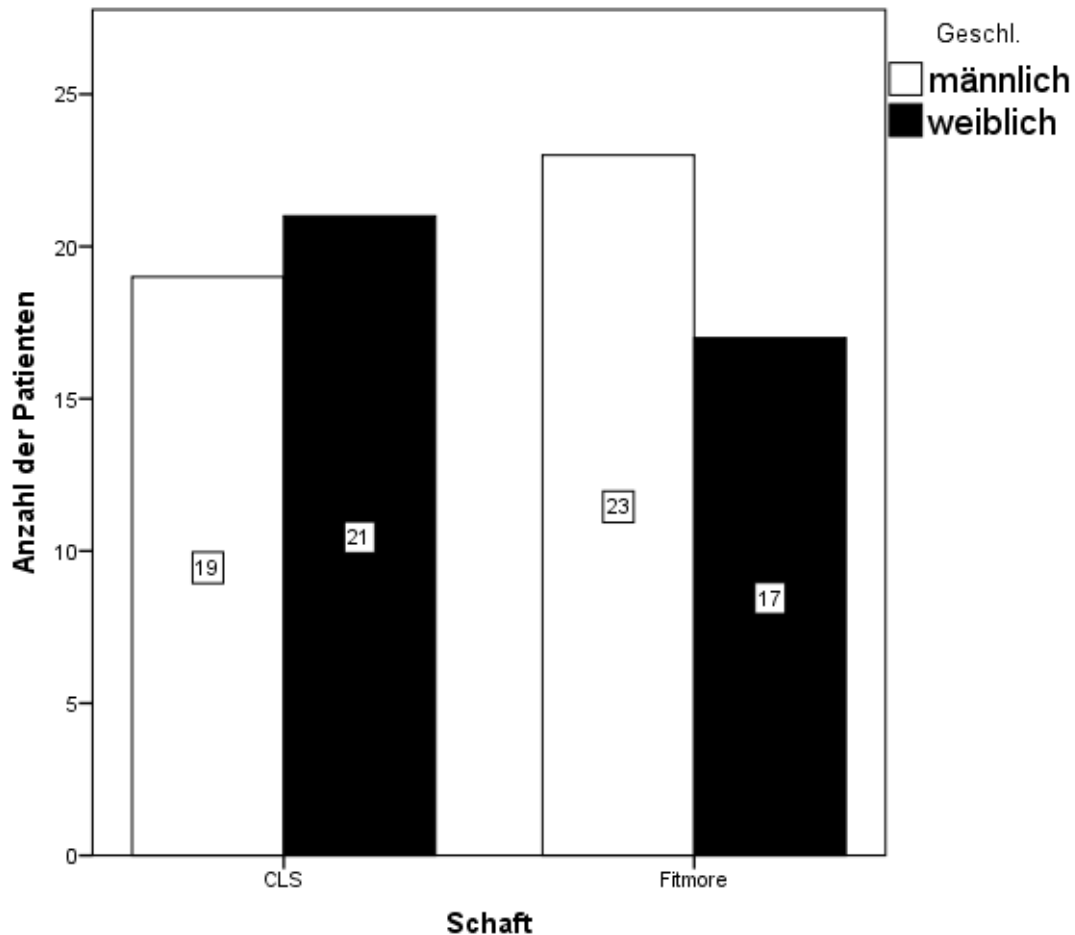
Als Testverfahren fanden der Mann-Whitney U-Test und der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test Anwendung. Vor den Gruppenvergleichen erfolgte die Überprüfung der Daten auf Normalverteilung mittels Shapiro-Wilk und Anderson-Darling Test auf einem Signifikanzniveau von  $p=0,05$ . Die Daten waren nicht normal verteilt, so dass nicht-parametrische Tests zum Gruppenvergleich angewendet wurden.



## 3. Ergebnisse

### 3.1 Klinische Daten des Patientenkollektives

Von den 80 Patienten waren 42 weiblich und 38 männlich. Innerhalb der Kollektive verteilen sich die Geschlechter wie in Abbildung 6 gezeigt.



**Abbildung 6:** Geschlechterverteilung (Geschl.) innerhalb der Gruppen (CLS = Spotorno Schafft CLS, Fitmore = Fitmore-Schafft).

In der CLS-Gruppe waren die Patienten im Mittel  $64,8 \pm 7,72$  Jahre und in der Fitmore-Gruppe  $60,1 \pm 9,42$  Jahre alt.

Bezüglich der Körpergröße, des Gewichts und BMIs waren die Kollektive ausgeglichen (Tab. 3).

Präoperativ	CLS-Gruppe	Fitmore-Gruppe	p-Wert
<b>Körpergröße ± SD (cm)</b>	171,75±8,37	172,60±8,38	n. s.
<b>Gewicht ± SD (kg)</b>	76,35±13,55	75,28±13,69	n. s.
<b>BMI ± SD (kg/m<sup>2</sup>)</b>	25,86±4,17	25,14±3,47	n. s.

**Tabelle 3:** präoperative Werte zu Körpergröße, Gewicht und BMI (BMI= Body Mass Index, SD = Standardabweichung, cm = Zentimeter, kg = Kilogramm, kg/m<sup>2</sup> = Kilogramm pro Quadratmeter, CLS = Spotorno Schaft CLS, Fitmore = Fitmore-Schaft, n. s. = nicht signifikant).

### 3.2 Chirurgische Daten

Die OP-Dauer wurde jeweils vom Schnitt bis zur vollständigen Naht gemessen. Für den CLS-Schaft wurden im Mittel 51,75±10,89 min benötigt. Der Fitmore-Schaft konnte im Durchschnitt innerhalb von 50,43±10,74 min implantiert werden.

45 Patienten wurden auf der rechten und 35 auf der linken Seite operiert. Bei allen Patienten wurde der anteriore Kapselanteil entfernt.

### 3.3 Radiologische Daten

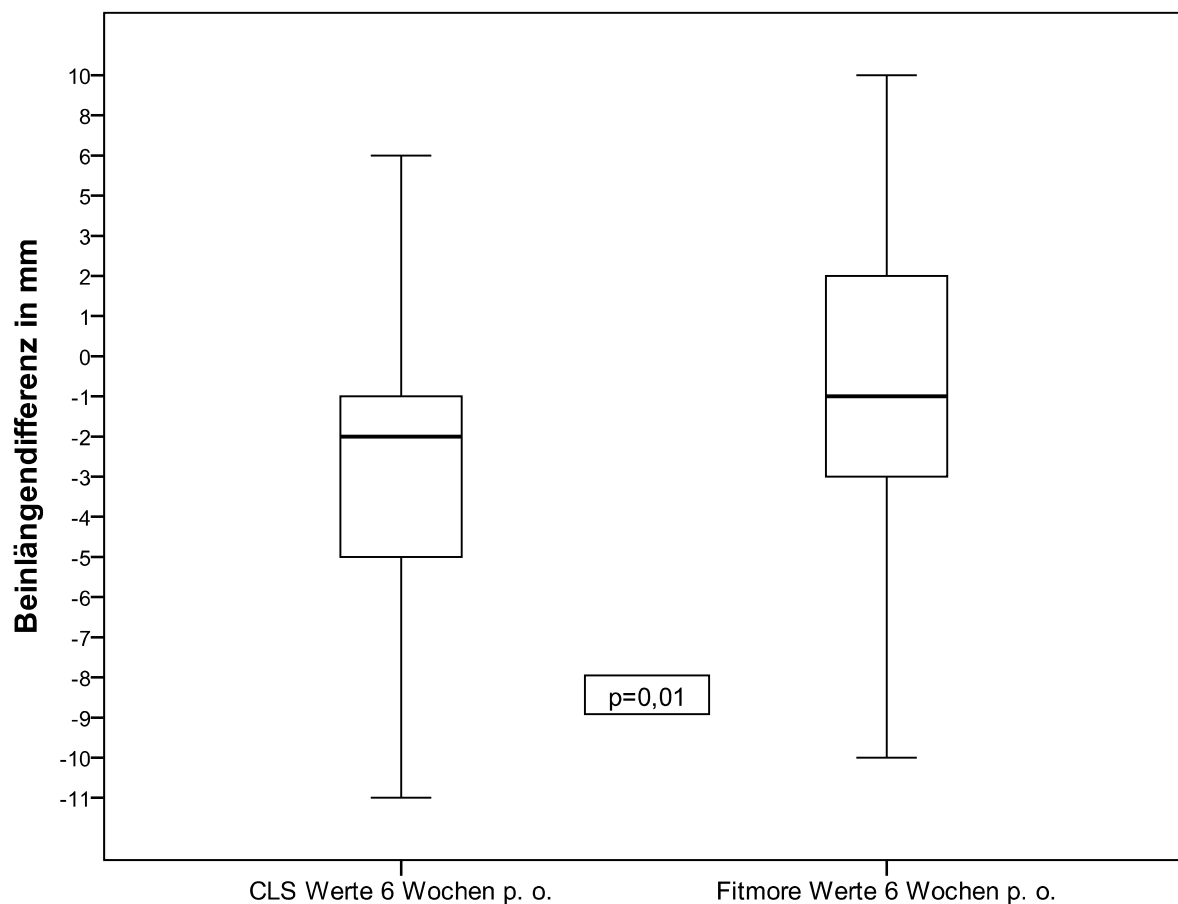
Anhand der prä- und postoperativen Röntgenaufnahmen wurden das Offset und die Beinlängendifferenz erhoben.

Zwischen den Kollektiven zeigten sich im präoperativen Offset keine signifikanten Unterschiede. Präoperativ wies die Fitmore-Gruppe ein Offset von 52,71±6,6 mm auf (CLS-Gruppe 51,1±7,1 mm; p=0,28).

Sechs Wochen postoperativ zeigte die Fitmore-Gruppe ein Offset von 57,5±9,7 mm (CLS-Gruppe 57,63±6,5 mm, p=0,41). Der prä- und postoperative Vergleich der Offsetveränderung der Gruppen zeigte sich als nicht signifikant unterschiedlich (Fitmore-Gruppe delta präoperativ/postoperativ 6,1±6,5 mm, CLS-Gruppe delta präoperativ/postoperativ 6,5±7,1 mm, p=0,93)

Die Beinlängen waren präoperativ zwischen den beiden Gruppen ausgeglichen (Fitmore-Gruppe  $0,1 \pm 3,7$  mm, CLS-Gruppe  $-1,3 \pm 4,6$  mm,  $p=0,2$ ). Sechs Wochen postoperativ zeigte die Fitmore-Gruppe eine Beinlängendifferenz von  $-0,7 \pm 4,0$  mm (CLS-Gruppe  $-2,9 \pm 3,5$  mm,  $p=0,01$ ) (Abb. 7).

Der prä- und postoperative Vergleich der Beinlängenveränderung der Gruppen zeigte sich als nicht signifikant unterschiedlich (KS-Gruppe delta präoperativ/postoperativ  $2,7 \pm 2,1$  mm, ST-Gruppe delta präoperativ/postoperativ  $3,5 \pm 2,5$  mm,  $p=0,17$ )



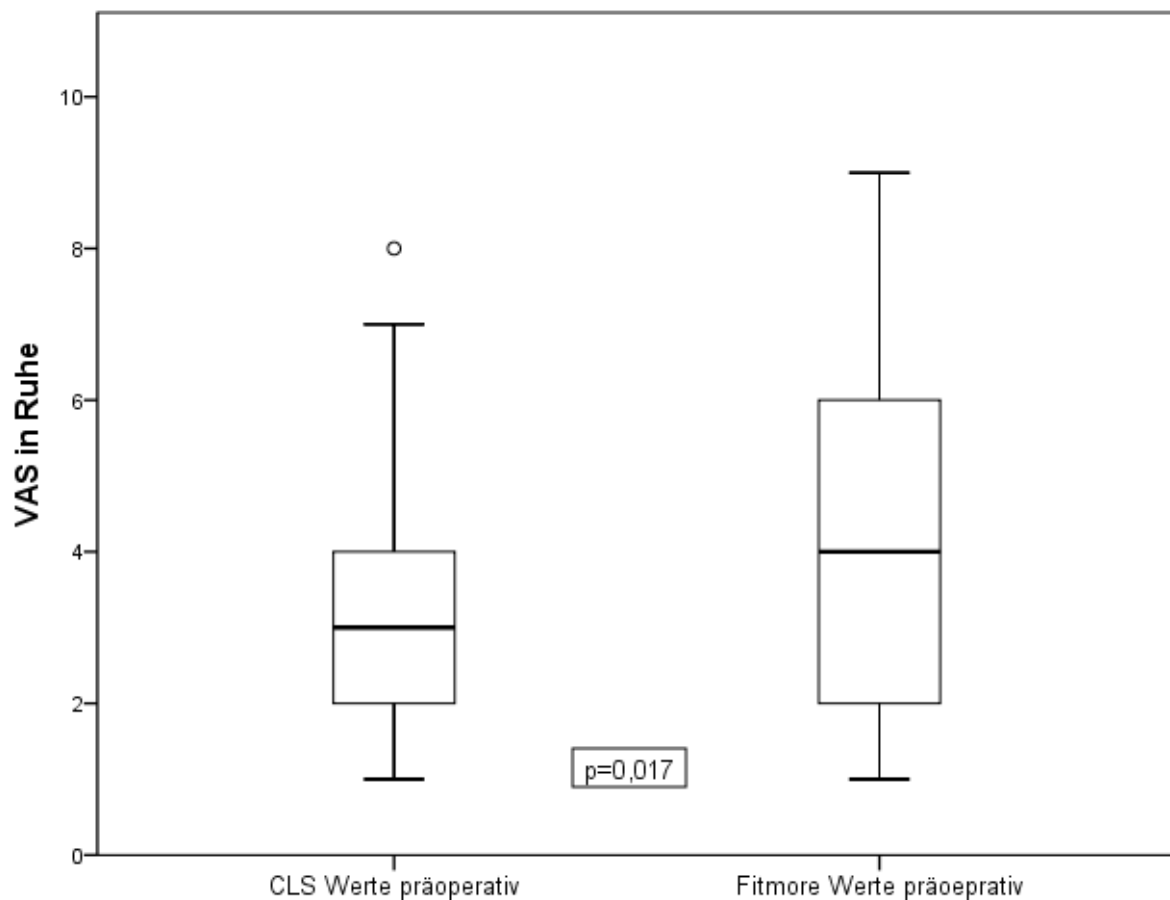
**Abbildung 7:** Vergleich der Beinlängendifferenz postoperativ (p. o.) in Millimeter (mm) zwischen den Schäften (CLS = Spotorno Schaft CLS, Fitmore = Fitmore-Schaft).

## 3.1 Visuelle Analogskala

### 3.1.1 VAS in Ruhe

Mit der VAS wurde bei beiden Schäften prä- und postoperativ die subjektive Schmerzintensität in Ruhe und bei Belastung gemessen.

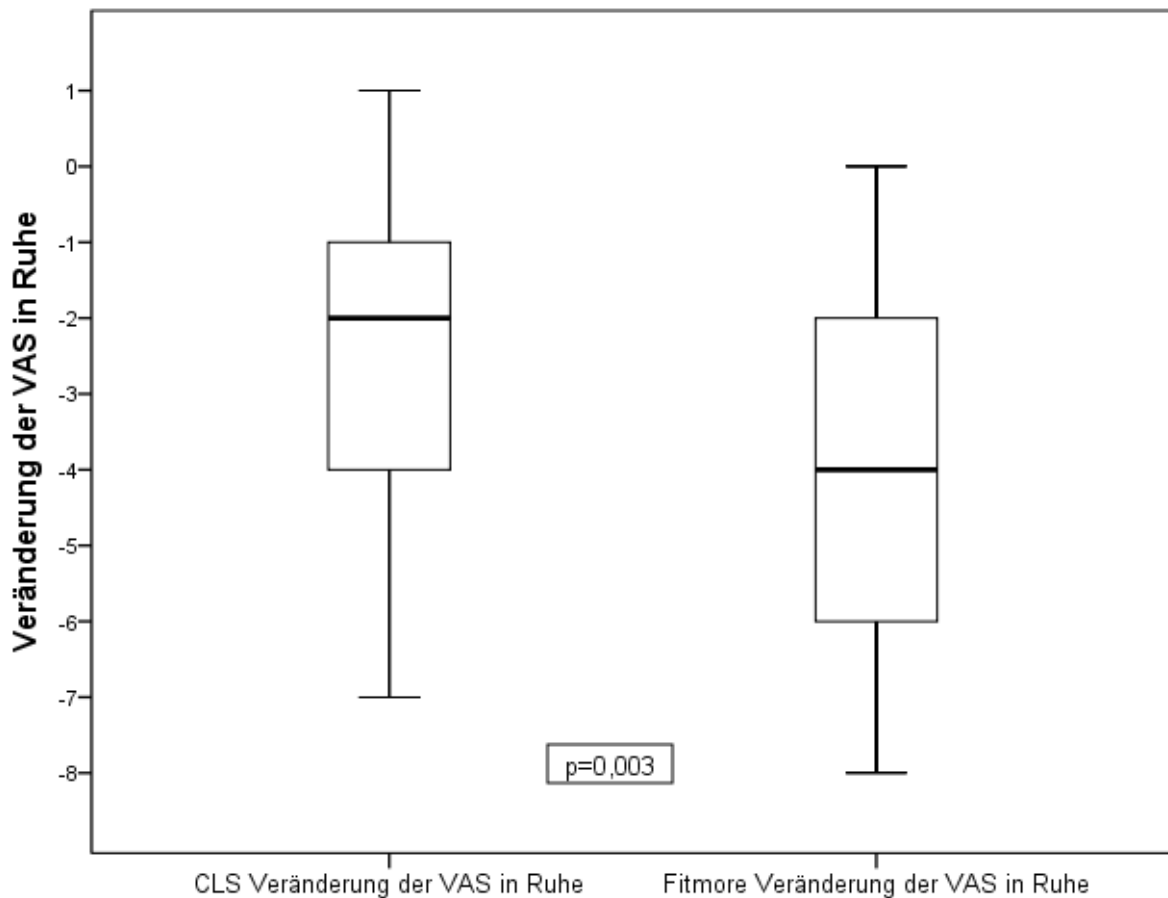
In Ruhe bestand zwischen der CLS- und der Fitmore-Gruppe ein statistisch signifikanter Unterschied (Abb. 8).



**Abbildung 8:** Visuelle Analog Skala (VAS) in Ruhe präoperativ (CLS = Spotorno Schaft CLS, Fitmore = Fitmore-Schaft).

Postoperativ betragen die VAS-Werte in Ruhe für die CLS-  $0,675 \pm 0,944$  und für die Fitmore-Gruppe  $0,35 \pm 0,77$  ( $p > 0,05$ ).

Ein signifikanter Unterschied der beiden Kollektive ergab sich beim Vergleich der Differenzen von prä- zu postoperativ (Abb. 9).



**Abbildung 9:** Veränderung der Visuellen Analog Skala (VAS) in Ruhe von prä- zu sechs Wochen postoperativ (CLS = Spotorno Schaft CLS, Fitmore = Fitmore-Schaft).

### 3.1.2 VAS bei Belastung

Für die Werte der VAS bei Belastung ergab sich präoperativ für die beiden Gruppen kein signifikanter Unterschied ( $p > 0,05$ ). Der VAS-Wert bei Belastung betrug präoperativ für die Geradschaftgruppe  $6,37 \pm 1,98$  und für die Kurzschaftgruppe  $6,32 \pm 1,76$  Punkte.

Sechs Wochen postoperativ ergab sich für die Schmerzangaben bei Belastung ein Mittelwert von  $1,98 \pm 1,64$  für die Gerad- und  $1,5 \pm 1,24$  für die Kurzschäfte ( $p > 0,05$ ).

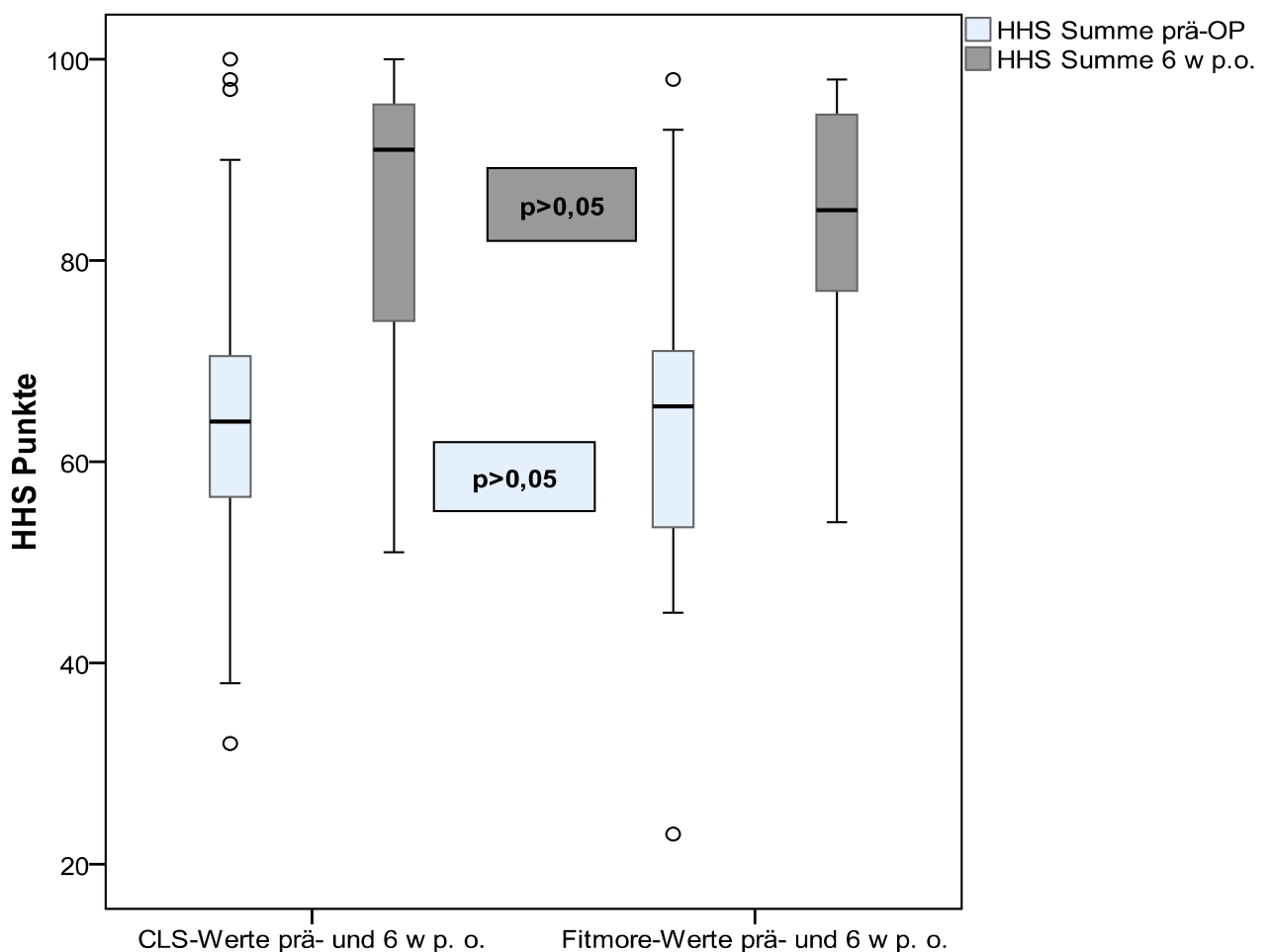
Postoperativ verzeichneten beide Kollektive einen signifikanten Anstieg der VAS-Werte bei Belastung ( $p < 0,0001$ ).

### 3.2 Harris Hip Score Summe

Präoperativ zeigten die Untersuchungsgruppen im Vergleich keine statistisch signifikanten Unterschiede im Gesamt-HHS ( $p > 0,05$ ).

Beide Kollektive zeigten von prä- zu postoperativ einen signifikanten Anstieg der Summe des HHS (CLS:  $p < 0,0001$ , Fitmore:  $p < 0,0001$ ).

Der Vergleich der postoperativen Ergebnisse der beiden Gruppen ergab keine signifikanten Unterschiede ( $p > 0,05$ ) (Abb. 10).



**Abbildung 10:** Gesamter Harris Hip Score (HHS) prä- (prä-OP) und 6 Wochen postoperativ (6 w p. o.); (CLS = Spotorno Schaft CLS, Fitmore = Fitmore-Schaft).

Insgesamt erreichten 55 % der Patienten mit einem Geradschaft hervorragende, d.h. 90-100 Punkte, und 10 % mit 80-90 Punkten gute Ergebnisse.

Im Fitmore-Kollektiv schnitten 37,5% mit hervorragenden und 27,5 % mit guten Ergebnissen ab.

### 3.2.1 Schmerz, Funktion und Deformität

Tabelle 4 fasst prä- und postoperative Punktwerte der Parameter Schmerz, Funktion und Deformität zusammen.

	Harris Hip Score	CLS-Gruppe	Fitmore-Gruppe	p-Wert
<b>Präoperativ</b>	<b>Schmerz ± SD</b>	19,4±10,49	17,6±9,54	n. s.
	<b>Funktion ± SD</b>	37,38±6,54	38,2±6,13	n. s.
	<b>Deformität ± SD</b>	3.40±1.45	2.80±1.86	n. s.
<b>6 Wochen postoperativ</b>	<b>Schmerz ± SD</b>	37,1±8,04	34,85±9,08	n. s.
	<b>Funktion ± SD</b>	38,8±9,44	39,65±5,59	n. s.
	<b>Deformität ± SD</b>	4±0	4±0	n. s.

**Tabelle 4:** Harris Hip Score Parameter Schmerz, Funktion und Deformität prä- und 6 Wochen postoperativ (SD = Standardabweichung, n.s. = nicht signifikant, CLS = Spotorino Schaft CLS, Fitmore = Fitmore-Schaft).

Der Anstieg von prä- auf postoperativ des Funktionsparameters des HHS zeigte bei keiner Untersuchungsgruppe eine statistische Signifikanz ( $p > 0,05$ )

Bei den Parametern Schmerz (CLS:  $p < 0,0001$ , Fitmore:  $p < 0,0001$ ) und Deformität (CLS:  $p = 0,002$ , Fitmore:  $p < 0,0001$ ) kam es in beiden Gruppen postoperativ zu einem signifikanten Anstieg der Punktwerte.

### 3.2.2 Bewegungsausmaß

Der Parameter Bewegungsausmaß zeigte präoperativ keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen ( $p > 0,05$ ). Von prä- zu postoperativ kam es zu einem signifikanten Anstieg des Bewegungsausmaßes (CLS: präoperativ:  $4,68 \pm 0,47$ , postoperativ:  $4,85 \pm 0,36$ ,  $p = 0,04$ ; Fitmore: präoperativ:  $4,7 \pm 0,5$ , postoperativ:  $4,9 \pm 0,27$ ,  $p = 0,008$ ).

Nach sechs Wochen gab es keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Kollektiven ( $p > 0,05$ ). Präoperativ und beim Follow-up 6 Wochen postoperativ zeigten beide Schäfte einen Median von 5. Das entspricht der maximal zu erreichenden Punktzahl.

Ein signifikanter Unterschied wurde in den einzelnen Werten der Rotation gefunden. Präoperativ zeigten die Geradschäfte eine passive Außenrotation von  $17,625 \pm 9,4^\circ$  und die Kurzschäfte  $22,375 \pm 9,6^\circ$  ( $p = 0,025$ ). Postoperativ zeigten sich zwei signifikante Unterschiede in der Rotation zwischen den Untersuchungsgruppen: Der Mittelwert der passiven Außenrotation der CLS-Gruppe lag bei  $20,5 \pm 9,7^\circ$ , bei der Fitmore-Gruppe bei  $22,63 \pm 5,9^\circ$  ( $p = 0,049$ ). Für die gesamte passive Rotation ergaben sich Mittelwerte von  $30,13 \pm 12,8^\circ$  für die CLS- und  $33,75 \pm 8,7^\circ$  für die Fitmore-Schäfte ( $p = 0,046$ ).

Die Rotationsnullstellung beider Gruppen zeigte im Vergleich prä- zu postoperativ signifikante Unterschiede. (KS- Gruppe delta präoperativ/postoperativ  $5,88 \pm 8,2^\circ$ , ST- Gruppe delta präoperativ/postoperativ  $2,63 \pm 4,9^\circ$ ,  $p = 0,042$ ).



### 3.3 Short Form-36-item health survey

Präoperativ zeigten die Untersuchungsgruppen im Summenscore keine signifikanten Unterschiede (ST: 63,76±18,69, KS: 56,97±19,13) ( $p>0,05$ ). Sechs Wochen postoperativ erreichten beide Kollektive eine statistisch signifikante Verbesserung des Summenscores (CLS: 76,43±13,69; Fitmore: 70,53±16,77,  $p<0,0001$ ).

Zwischen den Untersuchungsgruppen bestand postoperativ keine statistische Signifikanz bezüglich des Summenscores. Die präoperativen Skalenwerte der einzelnen Parameter können der Tabelle 5 entnommen werden.

Präoperativ	CLS-Gruppe	Fitmore-Gruppe	p-Wert
Körperliche Funktionsfähigkeit ± SD	41,5±22,45	39,5±20,38	n. s.
Körperliche Rollenfunktion ± SD	57,5±43,56	47,5±43,78	n. s.
Körperliche Schmerzen ± SD	35,65±20,09	32,8±17,91	n. s.
Allgemeine Gesundheit ± SD	74,2±16,52	66,5±18,48	n. s.
Vitalität ± SD	58,5±20,58	53,5±21,4	n. s.
Soziale Funktionsfähigkeit ± SD	78,75±28,76	71,56±26,09	n. s.
Emotionale Rollenfunktion ± SD	92,5±26,67	75,8±41,33	0,023
Psychisches Wohlbefinden ± SD	71,5±18,21	68,6±20,35	n. s.
Aktueller Gesundheitszustand ± SD	53,47±19,46	47,96±19,09	n. s.
Veränderung des Gesundheitszustandes ± SD	75,09±17,49	67,19±20,28	n. s.

**Tabelle 5:** Werte der Short-Form-36 Subskalen präoperativ (SD = Standardabweichung, n. s. = nicht signifikant CLS = Spornoschaft CLS, Fitmore = Fitmore-Schaft).

Wie Tabelle 5 erkennen lässt, zeigte die emotionale Rollenfunktion des Patienten im Zuge seiner Erkrankung präoperativ eine statistische Signifikanz.

Sechs Wochen postoperativ war dieser Unterschied nicht mehr zu sehen. Die postoperativen Skalenwerte der einzelnen Parameter können der Tabelle 6 entnommen werden.

<b>Postoperativ</b>	<b>CLS-Gruppe</b>	<b>Fitmore-Gruppe</b>	<b>p-Wert</b>
<b>Körperliche Funktionsfähigkeit ± SD</b>	62,38±21,45	59,75±21,21	n. s.
<b>Körperliche Rollenfunktion ± SD</b>	68,13±43,11	55±47,77	n. s.
<b>Körperliche Schmerzen ± SD</b>	67,25±21,69	58,5±20,57	n. s.
<b>Allgemeine Gesundheit ± SD</b>	79,03±17,14	75,83±15,76	n. s.
<b>Vitalität ± SD</b>	70,88±15,31	64,38±17,36	n. s.
<b>Soziale Funktionsfähigkeit ± SD</b>	88,44±15,6	81,56±21,74	n. s.
<b>Emotionale Rollenfunktion ± SD</b>	94,17±22,5	89,17±26,57	n. s.
<b>Psychisches Wohlbefinden ± SD</b>	81,2±13,98	80,1±14,59	n. s.
<b>Aktueller Gesundheitszustand ± SD</b>	69,53±16,44	62,69±19,03	n. s.
<b>Veränderung des Gesundheitszustandes ± SD</b>	82,74±11,91	78,21±15,46	n. s.

**Tabelle 6:** Werte der Short-Form-36 Subskalen 6 Wochen postoperativ (SD = Standardabweichung, n. s. = nicht signifikant, CLS = Spornerschaft CLS, Fitmore = Fitmore-Schaft)

### 3.4 Western Ontario Mac Master Index

Der WOMAC zeigte weder prä- noch postoperativ statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Untersuchungsgruppen.

Präoperativ wurde beim CLS-Kollektiv für den Gesamtscore  $37,8 \pm 16,82$  gemessen (Fitmore:  $40,05 \pm 13,1$ ). Sechs Wochen postoperativ zeigte die CLS-Gruppe eine Verbesserung auf  $16,65 \pm 9,88$  (Fitmore:  $18,22 \pm 10,15$ ). Der Anstieg von prä- zu postoperativ war für beide Gruppen bei  $p < 0,0001$  signifikant.

Der Tabelle 7 können die Punktwerte der Kategorien Schmerz, Steifigkeit und Alltagsaktivität entnommen werden. Für jeden einzelnen Parameter kam es in beiden Untersuchungsgruppen zu einem signifikanten Anstieg von prä- zu postoperativ (jeweils  $p < 0,0001$ ).

	WOMAC	CLS-Gruppe	Fitmore-Gruppe	p-Wert
<b>Präoperativ</b>	<b>Gesamt <math>\pm</math> SD</b>	$37,8 \pm 16,82$	$40,05 \pm 13,09$	n. s.
	<b>Schmerz <math>\pm</math> SD</b>	$7,8 \pm 3,56$	$8,33 \pm 3,38$	n. s.
	<b>Steifheit <math>\pm</math> SD</b>	$3,23 \pm 1,58$	$3,18 \pm 1,45$	n. s.
	<b>Funktion <math>\pm</math> SD</b>	$26,78 \pm 12,98$	$28,55 \pm 9,74$	n. s.
<b>Postoperativ</b>	<b>Gesamt <math>\pm</math> SD</b>	$16,65 \pm 9,88$	$18,23 \pm 10,15$	n. s.
	<b>Schmerz <math>\pm</math> SD</b>	$2,33 \pm 2,09$	$2,78 \pm 2,25$	n. s.
	<b>Steifheit <math>\pm</math> SD</b>	$2 \pm 1,36$	$1,85 \pm 1,31$	n. s.
	<b>Funktion <math>\pm</math> SD</b>	$12,33 \pm 7,73$	$13,6 \pm 7,44$	n. s.

**Tabelle 7:** Werte des Gesamt-WOMAC (Western Ontario MacMaster Index) und der Subskalen prä- und 6 Wochen postoperativ (SD = Standardabweichung, n. s. = nicht signifikant, CLS = Spotorno Schaft CLS, Fitmore = Fitmore-Schaft)

## 4. Diskussion

Es ist bisher unklar, ob Kurzschaftprothesen Vorteile hinsichtlich frühfunktioneller Ergebnisse gegenüber konventionellen Geradschaften nach minimalinvasiver Implantation über einen anterolateralen Zugang haben. Die vorliegende Arbeit untersuchte diesen Sachverhalt anhand klinischer Scores.

Die Fitmore-Gruppe zeigte eine signifikant geringere postoperative Beinlängendifferenz als das CLS-Kollektiv (CLS: -0,295cm, Fitmore: -0,073cm,  $p=0,013$ ). Die KS- und ST-Gruppe zeigten im postoperativ Vergleich des Offsets keinen signifikanten Unterschied (Fitmore-Gruppe  $57,5\pm 9,7$  mm, CLS-Gruppe  $57,63\pm 6,5$  mm,  $p=0,41$ ). Der prä- und postoperative Vergleich der Offsetveränderung der Gruppen erwies sich als nicht signifikant unterschiedlich (Fitmore-Gruppe delta präoperativ/postoperativ  $6,1\pm 6,5$  mm, CLS-Gruppe delta präoperativ/postoperativ  $6,5\pm 7,1$  mm,  $p=0,93$ ). In den Gesamtscores des HHS, WOMAC und SF-36 gab es zum Nachuntersuchungszeitpunkt keine signifikanten Unterschiede.

### **4.1 Diskussion des Studiendesigns und der Untersuchungsmethoden**

In der Literatur wird ein Vorteil von Kurzschaften gegenüber Geradschaften in der Frühfunktionalität beschrieben [41]. Untersuchungen an der Hüftmuskulatur mit dem MRT zeigten, dass Muskelatrophien und Sehnendefekte unabhängig vom Zugang auftreten und darüber hinaus nicht mit den Ergebnissen klinischer Scores korrelieren [78]. Müller et al. vermuten, dass die Implantation eines Geradschaftes aufgrund der lateralen Präparation des Femurs ein Risikofaktor für Schäden an der Muskulatur sein kann. Das Ziel dieser Studie war es zu zeigen, dass das unterschiedliche Design von Gerad- und Kurzschaften eine muskelschonendere Präparation im Bereich des großen Trochanters zulässt. Verdeutlichen sollte sich das anhand einer besseren Frühfunktionalität.

80 verblindeten Patienten wurde in einer prospektiv randomisierten Studie der Fitmore-Schaft (Zimmer, Warsaw, US) ( $n=40$ ) und der CLS-Schaft (Zimmer, Warsaw, US) ( $n=40$ ) implantiert. Die Patienten wurden standardisiert von zwei Ärzten prä- und sechs

Wochen postoperativ untersucht. Als Untersuchungskriterien wurden die VAS, der HHS, der WOMAC und der SF-36 Score verwendet.

Das vorliegende Studiendesign einer prospektiv randomisierten Studie („randomized controlled trial“ RCT) entspricht den Standards und Forderungen des CONSORT-Statements („Consolidated Standards of Reporting Trials“) [52,73].

Das CONSORT-Statement findet in einem breiten Teil der medizinischen Öffentlichkeit Anerkennung. Dementsprechend kann davon ausgegangen werden, dass das Studiendesign einer randomisiert verblindeten klinischen Studie dem internationalen Goldstandard entspricht [52]. Darüber hinaus besitzen RCTs zusammen mit Meta-Analysen den höchsten Evidenzgrad [84].

Als Hauptbeurteilungskriterium wurde in der vorliegenden Studie der HHS verwendet; VAS, SF-36 und WOMAC waren Nebenkriterien.

Diese Studie basiert auf Scores, die in der Literatur bereits mehrfach verwendet wurden [89]. In 82 klinisch randomisierten Studien wurde der HHS in 52,4%, die VAS in 29,3%, der WOMAC in 13,4% und der SF-36 in 6,1% der Fälle zugrunde gelegt [89]. Darüber hinaus sind alle angewandten Scores valide [119,87,70,14].

Die vorliegende Studie wählte sechs Wochen als Follow-up. Ziel war es, die Patienten in der Phase der Muskelregeneration zu untersuchen, um eine Aussage über den Einfluss einer möglichen intraoperativen Muskelschädigung während der Implantation der verschiedenen Schaftsysteme auf die Frühfunktionalität treffen zu können.

Wohlrab et al. verglichen einen Standard- mit einem ventralen minimalinvasiven Zugang [117]. Implantiert wurde ein Mayo-Kurzschaff. Die MIS-Gruppe zeigte nach 3 und 10 Tagen Vorteile in den Kategorien Schmerz, Gang, Aktivität und im Gesamt-HHS gegenüber der Standard-Gruppe [117]. 6 und 12 Wochen postoperativ waren diese Vorteile nicht mehr nachweisbar. Diese Ergebnisse würden also für eine schnellere Regeneration der geschädigten Muskeln und des Weichteilgewebes sprechen. Thalloor et al. verglichen die Muskelregeneration nach Trauma unter der Gabe von Nuclear Factor kappaB (NF-kB) [105]. Dabei kamen sie zu dem Ergebnis, dass die unbehandelten Muskeln bis zu zwei Wochen für die Wiederherstellung der normalen Zellarchitektur benötigten.

Diesem Sachverhalt widerspricht eine aktuelle Veröffentlichung von Winkler et al. In einem Tierversuch wurde Ratten ein Trauma am Soleus Muskel gesetzt und nach 4

bzw. 8 Woche mit der MRT nachuntersucht. Zusätzlich wurde nach 1, 4 und 8 Wochen die Muskelkraft nach tetanischer und „fast-twitch“ Stimulation von außen gemessen. Als Vergleich wurde der gesunde Soleus der Gegenseite verwendet. Nach 8 Wochen erreichte der traumatisierte Muskel bei der „fast-twitch“ Stimulation 68% der Kraft der Gegenseite und bei tetanischer Stimulation 55%. Die MRT zeigte nach 4 bzw. 8 Wochen nach wie vor traumabedingte Veränderungen im Muskel [116].

Die Daten der vorliegenden Studie wurden 6 Wochen nach der Indexoperation erhoben, um den Einfluss einer möglichen Muskelschädigung auf die Funktionalität in dieser kurzen Zeitspanne zu erfassen. Die MRT-Befunde von Winkler et al. bestätigten, dass zum Nachuntersuchungszeitraum weder die volle Funktionsfähigkeit, noch die Muskelstruktur wieder hergestellt waren. Daraus lässt sich folgern, dass durch die OP entstandene Muskeltraumata auch 6 Wochen nach der OP noch Einfluss auf die Funktionalität haben.

Schmerz- und Funktionsscores sind nach allgemeinem Konsens in der Literatur einfach, valide und reproduzierbar [3,11,17]. Allerdings handelt es sich natürlich nur um eine klinische und in vielen Fällen dadurch subjektive Beurteilung der Beschwerden bzw. Verbesserungen. Ein Zeichen dafür scheint auch die postoperative Zufriedenheit der Patienten zu sein. Sie hängt mit den präoperativen Erwartungen zusammen [112]. Eine weitere Möglichkeit Muskelschädigungen direkt und objektiv nachzuweisen ist die MRT [83,86,107].

Müller et al. untersuchten die Schädigungen der Muskulatur nach Hüftgelenkersatz. Es zeigte sich, dass der M. gluteus minimus durch seine anteriore Lage am Trochanter in 55% der Fälle geschädigt wird. Allerdings fanden die Autoren keine Korrelation zwischen den Sehnendefekten und der vorhandenen FA und den ebenfalls angewendeten klinischen Scores wie HHS, Schmerz- und Zufriedenheitsscores [78]. Es konnte auch kein Zusammenhang zwischen M. gluteus minimus-Schaden, Alter, Geschlecht, BMI und Art des Zugangs (ALMI/modifizierten direkt-lateralen Zugang ) gefunden werden [77]. Eine Schädigung der Muskulatur scheint also grundsätzlich und unabhängig von Faktoren wie Alter, BMI, Art des Zugangs usw. stattzufinden. Wichtig ist, inwiefern sie den Patienten in der Phase der Rehabilitation einschränken und dementsprechend Einfluss auf die klinischen Scores haben bzw. messbar werden.

## 4.2 Diskussion des Patientenkollektivs und der Ergebnisse

Die Verteilung der Geschlechter innerhalb des Gesamtkollektivs (n=80) ist mit der Literatur vergleichbar [4,15,81].

In der BQS-Bundesauswertung 2008 betrug das Verhältnis weiblich zu männlich 59,2:40,8 (92.926 female, 63,961 male). Im Report des „Kaiser Permanente National Total Joint Replacement Registry“ von 2008 standen Frauen und Männer in einem Verhältnis von 57,4:42,6 (9295 female, 6887 male). In der AQUA-Auswertung von 2011 zeigte sich eine Verteilung von 58,7:41,2 (93.433 female, 65.414 male). Die Geschlechterverteilung der vorliegenden Studie (52,5:47,5 – 42 female, 38 male) stimmt also weitestgehend mit aktuellen Veröffentlichungen überein.

Der Effekt des Geschlechts auf das Ergebnis nach einer Hüft-TEP wird in der Literatur kontrovers diskutiert. Einigen Studien zufolge hat das Geschlecht weder Einfluss auf die Standdauer der Prothese, noch auf die Lebensqualität nach einer Implantation [18,48,56].

Greenfield et al. attestierten Männern eine signifikant höhere Lebensqualität [33]. Weitere Studien zeigten eine geringere Verbesserung der funktionellen Scores bei Frauen im Vergleich zu Männern [50,59]. Dem entgegen steht eine Veröffentlichung von SooHoo et al., die das männliche Geschlecht als Risikofaktor für eine erhöhte Komplikationsrate sieht, was auch daran liegen könnte, dass Frauen laut Singh et al. 2009 nach fünf Jahren eine geringere körperliche Aktivität aufzeigen [98,100]. Müller et al. wiederum sprechen dem Geschlecht den Einfluss auf die Funktionalität ab [78]. Die Aufteilung der Geschlechter innerhalb der Gruppen war einheitlich und wird durch die Literatur bestätigt [41;93].

In den Untersuchungsgruppen war die Altersverteilung homogen und vergleichbar mit bisherigen Veröffentlichungen [4,15,82].

Laut einer Studie liegt der Altersdurchschnitt von Hüft-TEP Patienten zwischen 64- 67 Jahren [82]. In der Veröffentlichung des Instituts für Qualität und Patientensicherheit 2008 waren 66,6% aller behandelten Patienten zwischen 60 und 79 und weitere 18,9% zwischen 40 und 59 Jahre alt [14]. Ähnliche Werte zeigte die Erhebung des AQUA-Institutes: 26,4% aller Patienten waren zwischen 60 und 69 und 39,5% zwischen 70 und 79 Jahre alt [4].

Das Alter spielt zudem eine wichtige Rolle für die Regenerationsfähigkeit von intraoperativen Muskeltraumata nach einer Implantation [76]. Die Literatur zeigt außerdem ein schlechteres funktionelles Outcome älterer Patienten [49,82]. In der vorliegenden Studie wurden keine Patienten aufgenommen, die älter als 75 Jahre waren. Das Alter kann somit als Störgröße ausgeschlossen werden.

Die erhobenen Werte für das Gewicht und den BMI stimmen zwischen den Gruppen überein und sind mit der Literatur vergleichbar [76,80,103]. Müller et al. beschrieben für ihre 38 Patienten bei einem durchschnittlichen Alter von 65 Jahren einen mittleren BMI von 27,6 (19,7-37,5 kg/m<sup>2</sup>). Patel et al. beschrieben für ihre Kollektive einen durchschnittlichen BMI von 27,9 bei unter 70 Jährigen (Mittelwert: 57,5).

In der vorliegenden Studie waren laut der WHO „BMI-classification“ (Normalgewicht: BMI von 18,5-25, Präadipositas: BMI  $\geq$  25, Adipositas I°: BMI  $\geq$  30, II°:  $>$  35, III°: BMI  $>$  40) 48,75% der Patienten unter- oder normalgewichtig und 51,75% übergewichtig oder adipös [118]. Innerhalb der zu vergleichenden Gruppen war dieser Sachverhalt ausgeglichen.

In einer Meta-Analyse prüften Suleiman et al. den Effekt, den das Gewicht auf die perioperativen Komplikationen während einer Knie- oder Hüft-TEP haben kann [103]. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass es keinen signifikanten Anstieg solcher Komplikationen entsprechend der BMI-Kategorien gab.

Suleiman et al. konnten zeigen, dass der Großteil der Patienten, die einen Knie- oder Hüftgelenkersatz bekommen, einen BMI zwischen 25 und 35 haben [103]. In der vorliegenden Studie waren das insgesamt 51,25%.

Müller et al. beschrieben zwei Patientengruppen (normal- und übergewichtig) mit unterschiedlichem OP-Zugang (konventionell vs. minimalinvasiv). Sie untersuchten das Ausmaß der Muskeltraumata (M. gluteus medius) beim jeweiligen Zugang mit Hilfe der MRT. Dargestellt wurde die FA der Muskulatur, die Aufschluss darüber gibt, in welchem Maße der Muskel geschädigt wurde. Nach 3 und 6 Monaten konnte bei der übergewichtigen Gruppe eine signifikant höhere FA des M. gluteus medius gemessen werden als bei der normalgewichtigen Gruppe [76]. Das Gewicht hat entweder Einfluss auf die Regenerationsfähigkeit der Muskulatur oder die Übersicht während der OP bei adipösen Patienten ist so schlecht, dass bei der Präparation mehr Muskelmasse untergegangen ist.



In der vorliegenden Studie waren die Gewichtsgruppen gleichmäßig auf die Kurz- und Geradschaftgruppe verteilt. Somit kann das Gewicht bzw. der BMI zwischen den Gruppen als Störgröße ausgeschlossen werden.

Moran et al. zeigten, dass der BMI einen niedrigeren HHS nach 6 und 18 Monaten voraussagte [74]. Dieser Effekt war allerdings im Vergleich zum Gesamtanstieg vernachlässigbar, da der HHS bei allen Patienten postoperativ stark anstieg. Ganz unbeeinflusst vom BMI war laut Moran et al. der SF-36.

Dementsprechend kann man im Bezug auf die vorliegende Studie davon ausgehen, dass der BMI der beiden Gruppen keinen größeren Einfluss auf das Ergebnis des HHS bzw. des SF-36 hatte.

Die mittlere OP-Dauer der Kollektive war vergleichbar und entsprach den Angaben in der Literatur (CLS-Gruppe:  $51,75 \pm 10,89$  min, Fitmore-Gruppe:  $50,43 \pm 10,74$ ). Ryan et al veröffentlichten eine klinische Studie (Kurz- vs. Geradschaft), in der die OP-Dauer für die Kurzschäfte 67,4 min und für die Geradschäfte 69,5 min betrug [93].

Die Veränderung der beiden wichtigen Hüftparameter Offset und Beinlänge wurde anhand von prä- und postoperativen Röntgenaufnahmen dokumentiert und erhoben.

Die Fitmore-Gruppe zeigte eine signifikant geringere postoperativ Beinlängendifferenz als das CLS-Kollektiv (CLS:  $-0,295$ cm, Fitmore:  $-0,073$ cm,  $p=0,013$ ). Daraus lässt sich schließen, dass sich die Beinlänge der Fitmore-Schäfte im Durchschnitt besser rekonstruieren ließ. Im Vergleich der prä- mit den postoperativen Beinlängendifferenzen zeigte sich kein Unterschied zwischen den Schäften. Die Werte sind mit denen in der Literatur vergleichbar (CLS:  $0,35 \pm 0,25$ cm, Fitmore:  $0,27 \pm 0,22$ cm) [45]. Jerosch et al. veröffentlichten für eine implantierte Kurzschaftprothese den postoperativen Beinlängenunterschied von  $0,09 \pm 0,36$ cm. In jedem Fall lag die Beinlängenzunahme zwischen den Werten von 1-20mm. Benedetti et al. schlussfolgerten, dass eine Veränderung der Beinlänge innerhalb dieser Grenze keinen Einfluss auf die Symmetrie von Zeit-Distanz-Parametern und Hüftbewegung habe [6]. Dementsprechend muss diese Differenz laut dieser Forschungsgruppe auch nicht mit Einlagen korrigiert werden. Die durch die Implantation der Hüft-TEP verursachte Beinlängendifferenz bewegt sich im Millimeterbereich; Dadurch ist sie klinisch nicht relevant und hat weder Einfluss auf die postoperative Funktionalität noch auf die klinischen Scores.

Die radiologische Analyse zeigte keine signifikante Vergrößerung des femoralen Offsets durch die Implantation der Kurzschaftprothese. Das Offset wurde um 6 mm vergrößert. Die Implantation des Standardschaftes führte zu einer nahezu identischen Vergrößerung des Offsets. Die bisher umfangreichste Untersuchung von 500 Kurzschaftprothesen des auch in dieser Studie verwendeten Typs enthält keine Daten zum postoperativen Offset [37]. Jerosch et al. konnten bei der Nachuntersuchung von 246 Kurzschaftprothesen vom Typ MiniHip (Corin, Cirencester, United Kingdom) das Offset auf  $2.8\pm 4.5$  mm sehr genau rekonstruieren [45].

Nach Gustke et al. existiert eine Beziehung zwischen dem Calcar-Kurven-Radius (calcar curve radius) und dem Offset: Je größer der Calcar-Kurven-Radius ist, desto kleiner ist das Offset [37]. Demnach hat ein valgischer Femur ein kleineres Offset. Demgegenüber haben varische Femora mit einem kleineren Calcar-Kurven-Radius ein größeres Offset. Die durchschnittliche Femurform liegt zwischen den beiden Extremen, wobei männliche Individuen ein größeres Offset zeigen. Der hier verwendete Fitmore Schaft wurde auf Basis dieser Tatsachen entwickelt.

Es existieren drei verschiedene Schaftvarianten: Der „A“ Schaft hat den größten Calcar-Kurven-Radius mit dem kleinsten Offset, der „B“ Schaft eignet sich für mittlere Calcar-Kurven-Radii und der „C“ Schaft hat mit dem kleinsten Calcar-Kurven-Radius das größte Offset.

Die Veränderung des Offsets im Zuge einer Hüftendoprothese wird in der Literatur kontrovers diskutiert. Ein vergrößertes Offset führt zu einer verbesserten Muskelkraft und zur Vergrößerung des Bewegungsumfanges [71]. Sakalkale et al. zeigten in ihrer Studie, dass ein größeres Offset mit einer niedrigeren Abriebrate verbunden ist [94]. Demgegenüber fanden Little et al. eine erhöhte Abriebrate [62]. Nachteilige Mikrobewegungen konnten nach Offsetvergrößerung nicht nachgewiesen werden [22]. Nachteile der Offsetvergrößerung sind die Zunahme der medialen Biegebelastung und der Belastung des distalen Anteils der Prothese [44,57,61,62]. Nach Jerosch et al. sind die biomechanischen Vorteile einer anatomischen Rekonstruktion des physiologischen femoralen Offsets unzweifelhaft und sollten deshalb angestrebt werden [45].

Die VAS in Ruhe zeigte präoperativ einen signifikant höheren Wert in der Kurzschaftgruppe (CLS:  $3,15\pm 1,83$ , Fitmore:  $4,3\pm 2,25$ ,  $p=0,017$ ). Von prä- zu postoperativ zeigte das Kurzschaftkollektiv eine hochsignifikante Verringerung des

Schmerzes in Ruhe (CLS:  $-2,475 \pm 1,85$ , Fitmore:  $-3,95 \pm 2,2$ ,  $p=0,003$ ). Das entspricht einer Differenz von ca. 62,5%. Der Schmerz in Ruhe hat also innerhalb der Fitmore-Gruppe durch den chirurgischen Eingriff stärker abgenommen, als im CLS-Kollektiv. Auf der einen Seite könnte davon ausgegangen werden, dass es sich um einen Vorteil des Kurzschaftes handelt. Auf der anderen Seite hatte die Fitmore-Gruppe präoperativ mehr Schmerzen und somit ist eine größere Reduktion durch die Operation wahrscheinlich. Die Werte der VAS zeigten weder in Ruhe noch bei Belastung weitere signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen. Die erhobenen Werte sind weitestgehend mit der Literatur vergleichbar [40].

Hinsichtlich des Schmerzes stellten Hube et al. 2004 einen hochsignifikanten Unterschied zwischen einer Kurzschaftprothese und einem Geradschaft fest [41]. Beim Parameter Schmerz des HHS zeigte sich bei  $p=0,019$  ein signifikanter Unterschied zu Gunsten des Kurzschaftes. Die Punktwerte der Schmerzerfassung der vorliegenden Studie konnten das nicht bestätigen (CLS:  $37,1 \pm 8,04$ , Fitmore:  $34,85 \pm 9,1$ ,  $p>0,05$ ).

Für den Gesamt-HHS konnte zwischen den Kollektiven sechs Wochen postoperativ kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden. In der Literatur findet man weder für Kurz- noch Geradschäfte derart frühe Nachuntersuchungszeitpunkte, weswegen man diesen Unterschied beim Vergleich der Werte beachten muss.

Dutka et al. veröffentlichten für einen Standardschaft 2007 einen mittleren HHS der sich drei Monate postoperativ von 44,5 auf 92 steigerte [26]. Smit beschrieb 2009 für den Wright Profemur Schaft Werte von 49,1 vor und 89,9 ein Jahr nach der OP [99]. Den einzigen Nachuntersuchungszeitraum, der mit dieser Studie identisch ist, beschrieben 2004 de Beer et al. [23]. Sie wiesen eine Verbesserung des mittleren HHS von präoperativ 36,8, auf sechs Wochen postoperativ 71,1 Punkte nach. Auffällig ist, dass alle präoperativen Werte deutlich niedriger sind, als die der vorliegenden Studie. Grund dafür könnte sein, dass es zumindest bei Smit und de Beer et al. keine Alterslimitation gab. Dutka et al. wiederum schlossen Patienten mit einem mittleren Alter von 46 Jahren (Range 40 - 67) in ihre Untersuchung mit ein.

Die postoperativen Werte sind bei den Studien, bei denen später nachuntersucht wurde, höher. Eine entscheidende Rolle spielen hier mit Sicherheit die längere Regenerationsphase und der Eintritt der Patienten in die Rehabilitation. Bei der Studie, die denselben Zeitraum wählte, sind die Nachuntersuchungsergebnisse deutlich

niedriger [23]. Hier scheint das hohe gemittelte Alter von 71 Jahren (Range 45 – 86) eine Rolle zu spielen.

Für Kurzschäfte zeigt die Literatur folgende Werte. Lombardi et al. beschrieben 2009 für 591 Patienten ähnliche Werte [63]. Es wurden insgesamt 640 Kurzschäfte (Taperloc, Biomet, Germany) implantiert. Der Gesamt-HHS verbesserte sich im Mittel nach 7,3 Monaten von 50 auf 80 Punkte. Vor allem die postoperativen Mittelwerte liegen ziemlich genau bei denen der vorliegenden Studie. Präoperativ weichen sie ab, was wiederum auf das Einschlussalter der Studie von Lombardi zurückzuführen ist. Aufgenommen wurden Patienten mit einem Alter von 27 – 91 Jahren (Mittelwert 62,7). Lazovic und Zigan implantierten 55 Patienten einen Kurzschaft (Aesculap Metha, Braun, Germany) [60]. Bei 28 OPs wurde ein Navigationssystem verwendet. Der mittlere HHS verbesserte sich von 43 auf 92. Nachuntersucht wurde 6 Monate postoperativ.

Darüber hinaus existierten signifikante Unterschiede innerhalb der einzelnen Rotationsparameter zwischen den Schäften: passive Außenrotation (2°), gesamte passive Rotation, und Nullstellung der Rotation. Die Unterschiede waren so gering, dass sie keinen Einfluss auf den HHS-Parameter „Bewegungsausmaß“ oder den Gesamt-HHS hatten. Die postoperative Signifikanz der passiven Außenrotation ist mit dem bereits bestehenden präoperativen Unterschied zu erklären. Dasselbe gilt für die Gesamtrotation.

Der SF-36 zeigte zwischen dem Kurz- und Geradschaft keine signifikanten Unterschiede. Allerdings konnte mit dem SF-36 Gesamtscore für beide Gruppen eine hochsignifikante Verbesserung der Lebensqualität durch den endoprothetischen Ersatz beobachtet werden ( $p < 0,0001$ ).

Dieser Sachverhalt wird auch von Baumann et al. wiedergegeben [5]. Fortina et al. berichteten ebenfalls von einem hohen Zufriedenheitslevel der Patienten drei Monate nach einer Hüft-TEP-Implantation [30]. Bruyère et al. beschrieben in einer Studie mit 49 Patienten und einem Follow-up von sieben Jahren eine kontinuierliche Verbesserung des WOMAC und des SF-36 im Bezug auf die gesundheitsbezogene Lebensqualität. Von sechs Monaten postoperativ bis zum Ende der Datenerhebung zeigten sich signifikante Verbesserungen in allen Bereichen des WOMAC und in den Subskalen „physical function“, „role-physical“ und „role emotional“ des SF-36 [12].

Die Punktwerte der einzelnen Subskalen waren mit der Literatur vergleichbar und zeigten bis auf eine Ausnahme weder prä- noch postoperativ signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen [79,113].

In einer Metaanalyse von Vissers et al. wurde nur die „physical function“ des SF-36 betrachtet (SF-36-PF). Hierbei ergab sich präoperativ ein aus zehn Studien gemittelter Wert von 30,92 Punkten, der nach 1 bis 3 Monaten postoperativ auf 49,93 und nach 6 bis 8 Monaten auf 63,04 Punkte anstieg [113].

Die Untersuchungsgruppen der vorliegenden Studie erreichten bereits nach 6 Wochen die von Vissers et al. beschriebenen Werte. Mahon et al. erfassten drei bis sechs Monate postoperativ Werte die deutlich unter den hier erhobenen liegen [66].

Der WOMAC zeigte postoperativ keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen. Die Literatur bestätigt die erhobenen Werte [121].

In der Subskala der Alltagsaktivität des Gesamt-WOMAC („physical function“, WOMAC-PF) konnte postoperativ kein signifikanter Unterschied zwischen den Schäften gezeigt werden (CLS:  $12,325 \pm 7,73$ , Fitmore:  $13,6 \pm 7,44$ ,  $p > 0,05$ ). Die Verbesserung von prä- auf postoperativ war aber hochsignifikant ( $p < 0,0001$ ). Beide Gruppen haben sich funktionell also verbessert.

Die HHS Subskala Funktion hingegen zeigte postoperativ keinen signifikanten Anstieg der beiden Gruppen. Der Parameter „physical function“ des SF-36 zeigte, genauso wie der WOMAC-PF, einen postoperativen signifikanten Anstieg (CLS: prä-OP: 41,5, p. o.: 62,4,  $p < 0,0001$ , Fitmore: prä-OP: 39,5, p. o.: 59,8,  $p < 0,0001$ ).

Der WOMAC-PF wird in der Literatur häufig angewendet, um das funktionelle Outcome zu beurteilen. Vissers et al. ermittelten in elf Studien einen präoperativen Wert von 35,75 Punkten. Ein bis drei Monate p. o. sank dieser Wert auf 18,00 und nach 6-8 Monaten auf 12,76 Punkte [113].

Man kann davon ausgehen, dass sich beide Gruppen funktionell gebessert haben, auch wenn der Parameter HHS-Funktion das nicht wiedergibt.

Der präoperative Gesamt-WOMAC und die Subskala WOMAC-PF haben interessanterweise Einfluss auf die postoperativen Ergebnisse [9,55,115]. Weder der WOMAC noch der WOMAC-PF zeigten präoperativ Unterschiede zwischen den Gruppen (WOMAC: CLS:  $37,8 \pm 16,8$ , Fitmore:  $40,05 \pm 13,1$ ,  $p > 0,05$  WOMAC-PF: CLS:

26,78±12,98, Fitmore: 28,55±9,73,  $p>0,05$ ). Dementsprechend können sie als Störgrößen ausgeschlossen werden.

In der Literatur findet man bezüglich der intraoperativen Komplikationen wie Trochanterabriss oder Trochanterfraktur einen Unterschied zwischen Standard- und Kurzschaften. Er ist bei Standardschaften mit 3,1 % im Vergleich zu Kurzschaften 0,4% erhöht [93]. Es konnte allerdings kein Unterschied im HHS und der „Lower Extremity Activity Scale“ zwischen den verschiedenen Schaftsystemen gefunden werden [93]. Im Gegensatz dazu konnten Hube et al. eindeutig nachweisen, dass die Mayo-Kurzschaftprothese frühfunktionelle Vorteile gegenüber dem AGB-Geradschaft hat. Müller et al. vermuten, dass die notwendig werdende, unterschiedliche Präparation am Trochantermassiv bzw. Femur ausschlaggebend ist, da keine Korrelation des OP-Zugangs mit den klinisch funktionellen Ergebnissen gefunden werden konnte [78].

In der vorliegenden Studie konnten diese Ergebnisse zwischen dem CLS- und Fitmore-Schaft nicht bestätigt werden, obwohl sich die in beiden Studien verwendeten Schäfte im Design gleichen. Es scheint also Faktoren zu geben, die frühfunktionelle Ergebnisse wesentlich stärker beeinflussen. In der vorliegenden Studie wurde ein minimalinvasiver anterolateraler Zugang verwendet. Die Tatsache, dass in der vorliegenden Studie kein funktioneller Unterschied zwischen den beiden Schaftsystemen nachgewiesen wurde, könnte an der schonenderen Präparation der pelvitrochantären Muskulatur liegen. Zwar benötigt der Kurzschaft ein kleineres Operationsfeld zur Implantation, jedoch scheint der minimalinvasive anterolaterale Zugang das Potential für die Implantation eines deutlich größeren Schaftes bei vergleichbar niedrigem Muskeltrauma zu haben. Durch diesen Zugang scheint es somit möglich, schaftsystemunabhängig muskelschonend zu arbeiten und hierdurch ein äquivalentes postoperatives frühfunktionelles Ergebnis zu erzielen.

Müller et al. stellten fest, dass die Wahl des Zugangs keinen Einfluss auf das Outcome hat [75]: Die Autoren verglichen den minimalinvasiven anterolateralen Zugang, der Gegenstand der vorliegenden Studie ist, mit dem modifizierten direkt lateralen. Unter anderem wurde eine Ganganalyse gemacht und der HHS und die VAS erhoben, um Unterschiede der beiden Gruppen zu messen: Die VAS und der HSS zeigten keinen

signifikanten Unterschied zwischen den Kollektiven. Auch für das Hinken und die externe und interne Rotation der Hüfte konnte keine Signifikanz festgestellt werden. Von Vavken et al. beschrieben in einer Meta-Analyse nur einen marginalen Vorteil der minimalinvasiven Hüftendoprothetik gegenüber Standardzugängen [110].

Wohlrab et al. wiederum verglichen einen ventralen minimalinvasiven (MIS) mit einem transglutealen Standard-Zugang [117]. Sie konnten nach 3 und 10 Tagen einen Vorteil der MIS-Gruppe gegenüber der Standard-Gruppe feststellen. Signifikant verbessert hatten sich die Kategorien Schmerz, Gang, Aktivität und der Gesamt-HHS. Bei den weiteren Nachuntersuchungszeitpunkten nach 6 und 10 Wochen waren diese Unterschiede verschwunden.

Unsere Studienteilnehmer wurden innerhalb dieser Zeitspanne nachuntersucht. Die Daten von Wohlrab et al. würden dafür sprechen, dass in der vorliegenden Studie zum Zeitpunkt des Follow-ups die Vorteile der MIS bereits verschwunden waren.

Hube et al. operierten die Patienten allerdings über einen konventionellen Zugang. In der vorliegenden Studie wurden die Prothesen über den minimal-invasiven anterolateralen Zugang implantiert [41].

Eine Recherche in MEDLINE schloss insgesamt 19 Studien (801 minimalinvasiv operierte TEPs) in ihre Untersuchung ein. Denen gegenüber standen 695 über einen Standardzugang implantierte Hüften [51]. Die MIS-Gruppe war der konventionellen Gruppe in nahezu allen Studien überlegen. Vor allem beim postoperativen Schmerz, Blutverlust und in der Rehabilitation zeigten sich Vorteile. Untersuchungskriterien waren u.a. der HHS und eine Gangbildanalyse. Nach 3 bis 6 Monaten waren die signifikanten Unterschiede nicht mehr messbar.

Walde et al. zeigten explizit, dass die minimal-invasive anterolaterale (OCM-Zugang) Implantation von Hüftendoprothesen zu besseren funktionellen Ergebnissen und weniger Schmerzen als die Implantation über Standardzugänge (posterior oder transgluteal) [114] führte. Nach jeweils 6 und 12 Wochen wurde das Patientenkollektiv mit Hilfe des HHS und des Merle D'Aubigné Scores untersucht. Der Nachuntersuchungszeitpunkt lag also im selben Zeitfenster wie bei der vorliegenden Studie.

Das spricht dafür, dass die Kurz- und Geradschäfte in großem Maß von den Vorteilen der MIS profitiert haben. Dementsprechend waren zum Zeitpunkt des Follow-ups auch

keine frühfunktionellen Unterschiede zu erkennen, da der Einfluss der MIS auf die Frühfunktionalität offenbar größer ist, als der des Schaftdesigns.

### **4.3 Studienlimitationen**

Die Aussagekraft der vorliegenden Studie wird durch das einzelne und kurze Nachuntersuchungsintervall limitiert. Die Ergebnisse liefern dadurch nur eine Beurteilbarkeit eines kleinen Zeitintervalls kurz nach der Implantation der Endoprothese. Trotz einer geringen Fallzahl von n=80 konnten signifikante Unterschiede (Beinlänge, Bewegungsumfang) gezeigt werden, so dass Schlussfolgerungen bezüglich Gruppenunterschiede möglich sind.

## **5. Schlussfolgerung**

In der vorliegenden Arbeit konnte gezeigt werden, dass die Kurzschaftprothese vom Typ Fitmore verglichen mit der konventionellen Prothese vom Typ CLS äquivalente frühfunktionellen Ergebnisse im Harris Hip Score aufweist. Aus Sicht der Autoren liegt die Ursache der funktionell äquivalenten Ergebnisse in der Anwendung eines minimalinvasiven und vom Schaftsystem unabhängigen Implantationsverfahrens. Der WOMAC und SF-36 zeigten ebenfalls keinen signifikanten Unterschied. Der radiologisch gemessene signifikante Unterschied der Beinlänge bewegte sich im einstelligen Millimeterbereich und ist aus Sicht der Autoren klinisch nicht relevant. Als klinisch irrelevant wird auch die um nur 2° signifikant bessere Außenrotation der Kurzschaftprothese bewertet.



## Literaturverzeichnis

1. Aamodt A, Nordsletten L, Havelin LI et al. Documentation of hip prostheses used in Norway: a critical review of the literature from 1996-2000. *Acta Orthop Scand*. 2004. 75 (6): 663-76;
2. Aldinger et al. Cementless Spotorno tapered titanium stems. Excellent 10-15 year survival in 141 young patients. *Acta Orthop Scand* 2003; 74 (3): 253-8;
3. Alonso J, Lamarca R, Marti-Valls J. The pain and function of the hip (PFH) scale: a patient-based instrument of measuring outcome after total hip replacement. *Orthopedics* 2000; 23: 1273-7;
4. AQUA Qualitätsreport 2011. Institut für angewandte Qualitätsförderung und Forschung im Gesundheitswesen GmbH; Auftragsgeber: Gemeinsamer Bundesausschuss; S. 150;
5. Baumann C, Rat AC, Osnowycz G et al. Satisfaction with care after total hip or knee replacement predicts self-perceived health status after surgery. *BMC Musculoskelet Disord* 2009; 10: 150.
6. Benedetti MG, Catani F, Benedetti E et al. To what extent does leg length discrepancy impair motor activity after total hip arthroplasty? *Int Orthop* 2010; 34:1115-21;
7. Berger RA. Mini-incision: two for the price of one! *Current Concepts in Joint replacement*, Orlando 2001;
8. Bieger R, Ignatius A, Decking R et al. Primary stability and strain distribution of cementless hip stems as a function of implant design. *Clinical Biomech* 2012; 27: 158-64;
9. Biring GS, Masri BA, GreidanusNV et al. Predictor of quality of life outcomes after revision total hip replacement. *J Bone Joint Surg BR* 2007; 89(11): 1446-51;
10. Bobynd JD, Mortimer ES, Glassman AH et al. Producing and avoiding stress shielding. Laboratory and clinical observation of noncemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1992; 274: 79-96;
11. Britton AR, Murray DW, Bulstrode CJ et al. Pain levels after total hip replacement: their use as endpoints for survival analysis. *J bone Jt Surg* 1997; 79: 93-8;

12. Bruyère O, Ethgen O, Neuprez A et al. Health-related quality of life after total knee and hip replacement for osteoarthritis: a 7-year prospective study. *Arch Orthop Trauma Surg* 2012. Jul 28: Epub ahead of print;
13. Bullinger M, Kirchberger I, Ware J. Der deutsche SF-36 Health Survey, Übersetzung und psychometrische Testung eines krankheitsübergreifenden Instruments zur Erfassung der gesundheitsbezogenen Lebensqualität. *Journal of Public Health* 1995; 3(1): 21-36;
14. Bullinger M. Erfassung der gesundheitsbezogenen Lebensqualität mit dem SF-36 Health Survey. *Bundesgesundheitsblatt* 2000; 43: 190-7;
15. Bundesgeschäftsstelle Qualitätssicherung gGmbH. Hüft-Endoprothesen-Erstimplantationen. Düsseldorf 2008;
16. Chimento GF, Pavone V, Sharrock NE. Minimal invasive total hip arthroplasty: a prospective randomized study: paper presented at 70<sup>th</sup> annual meeting of American academy of orthopedic surgeons. New Orleans 5.-8.2.2003;
17. Christensen CM, Schmidt C. Total hip replacement in patients with osteoarthritis of the hip: improvement in pain and functional status. *Orthopedics* 1994; 17: 145-50;
18. Cleary PD, Reilley DT, Greenfield S, Mulley AG, Wexler L, Frankel F, et al. Using patient reports to assess health-related quality of life after total hip replacement. *Qual Life Res* 1993; 2: 3-11;
19. Colen S, Haverkamp D, Mulier M et al. Hyaluronic acid for the treatment of osteoarthritis in all joints except the knee: what is the current evidence? *BioDrugs* 2012 Apr 1;26(2): 101-12;
20. Cook SD, Klawitter JJ, Weinstein AM. The influence of design parameters on calcar stresses following femoral head arthroplasty. *J Biomed Mater Res* 1980; 14: 133-44;
21. Cooper C, Inskip H, Croft P. Individual risk factors for hip Osteoarthritis: obesity hip injury and physical activity. *AM J Epidemiol* 1998; 147(6): 516-22;
22. Davey JR, O'Connor DO, Burke DW et al. Femoral component offset: its effect on strain in bone-cement. *J Arthroplasty* 1993; 8: 23-6;
23. de Beer J, Petruccelli D, Zalzal P et al. Single incision, minimally invasive total hip arthroplasty: length doesn't matter. *J Arthroplasty* 2004 Dec; 19(8): 945-50;
24. DiGioia AM, Plakseychuk AY, Levison TJ et al. Mini-Incision technique for total hip arthroplasty with navigation. *J Arthroplasty* 2003; 18: 123-8;

25. Dorr LD. The mini-incision hip: building a ship in a bottle. *Orthopedics* 2004; 27: 192-4;
26. Dutka J, Sosin P, Libura M et al. Total hip arthroplasty through a minimally invasive lateral approach—our experience and early results. *Ortop Traumatol Rehabi* 2007; 9(1): 39-45 [Polish/English]
27. Engh CA, Bobyn JD, Glassman AH. Porous-coated hip replacement: the factors governing bone ingrowth, stress shielding and clinical results. *J Bone Joint Surg Br* 1987; 69: 45-55;
28. Engh CA, McGovern TF, Bobyn JD et al. A quantitative evaluation of periprosthetic bone remodeling after cementless total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1992; 74:1009-20;
29. Felson DT. Weight and osteoarthritis. *J Rheumatol* 1995; (Suppl 43)22: 7-9;
30. Fortina M, Carta S, Gambera D et al. Recovery of physical function and patient's satisfaction after total hip replacement (THR) surgery supported by tailored guide-book. *Acta Biomed* 2005; 76 (3): 152-6;
31. Grappiolo G, Spotorno L. Eighteen years follow-up of the CLS uncemented stem. *AAOS* 2004;
32. Grasselli Ch, Jerosch J. Die Rekonstruierbarkeit der individuellen Hüftanatomie mit unterschiedlichen Kurzschaftsystemen – eine radiologische Analyse. 59. Jahrestagung der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen. 2011; 28. April–1. Mai 2011, Baden-Baden;
33. Greenfield S, Apolone G, McNeil BJ et al. The importance of co-existent disease in the occurrence of postoperative complications and one-year recovery in patients undergoing total hip replacement. Comorbidity and outcomes after hip replacement. *Med Care* 1993; 31(2): 141-54;
34. Günther KP, Puhl W, Brenner H et al. Klinische Epidemiologie von Hüft- und Kniegelenksarthrose. Eine Übersicht über Ergebnisse der „Ulmer Osteoarthrose-Studie“. *Z Rheumatol* 2002; 61: 244-9;
35. Güther D, Pap G, Bamert P et al. Langzeitresultate des unzementierten CLS-Schaft in der Hüftendoprothetik. *Z Orthop* 2003; 141: 309-15;
36. Gulow J, Scholz R, Freiherr von Salis-Soglio G. Kurzschäfte in der Hüftendoprothetik. *Der Orthopaede* 2007; 36: 353-9;
37. Gustke, K., Short stems for total hip arthroplasty: Initial experience with the Fitmore stem. *J Bone Joint Surg Br*, 2012. 94-B(11 Suppl): 47-51;

38. Hackenbroch MH. Coxarthrose. Orthopäde 1998; 27: 659-67;
39. Harris WH. 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; 51: 737-55;
40. Healy WL, Ayers ME, Iorio R et al. Impact of a Clinical Pathway and Implant Standardization on Total Hip Arthroplasty. A Clinical and Economic Study of Short-term Patient Outcome. J Arthrop 1998; 13(3): 266-76;
41. Hube R, Zaage M, Hein W et al. Frühfunktionelle Ergebnisse einer Kurzschaftprothese des Hüftgelenks mit metaphysär-intertrochantärer Verankerung. D Orthop 2004; 33: 1249-58;
42. Imhof H, Czerny C, Gahleitner A et al. Koxarthrose. Radiologe 2002; 42: 416-31;
43. Irie T, Oyama M, Kita A, Sakamoto T, Funayama K. Medium-term result of Elite Plus hip arthroplasty: the second modular evolution of the original Charnley low-friction arthroplasty. J Orthop Sci 2012 Nov; 17(6): 699-704.
44. Jerosch J und Funken S. Veränderung des Offsets nach Implantation von Hüftalloarthroplastiken? Unfallchirurg 2004; 107: 475–82;
45. Jerosch J, Grasselli C, Kothny PC et al. Postoperative Veränderungen von Offset, CCD-Winkel und Beinlänge nach Implantation einer metadisphysär fixierten Kurzschaftprothese – eine radiologische Untersuchung. Z Orthop Unfall 2012; 150: 20-6;
46. Jerosch J. Ist kürzer wirklich besser? Philosophie der Kurzschaftendoprothesen. D Orthop 2011; 40: 1075-83;
47. Jerosch J. Übersicht. Minimalinvasive Hüftendoprothetik. Deutsches Ärzteblatt 2006; Jg. 103, Heft 49;
48. Johnson AJ, Costa CR, Mont MA. Do We Need Gender-specific Total Joint Arthroplasty? Clin Orthop Relat Res 2011 July; 469(7): 1852–8;
49. Johnsson R, Throngren K-G. Function after total hip replacement for primary osteoarthritis. Int Orthop 1989;13:221-5;
50. Judge A, Javaid MK, Arden NK et al. Clinical tool to identify patients who are most likely to achieve long-term improvement in physical function after total hip arthroplasty. Arthritis Care Res (Hoboken) 2012 Jun; 64(6):881-9;
51. Jung J, Anagnostakos K, Kohn D. Klinische Ergebnisse nach minimal-invasiver Hüftendoprothetik. Orthopäde 2011; 41: 399-406;

52. Kabisch M, Ruckes C, Seibert-Grafe et al. Randomized controlled trials: part 17 of a series on evaluation of scientific publications. *Dtsch Arztebl Int* 2011; 108(39): 663-8;
53. Kellgren JH and Lawrence JS. Radiological assessment of osteoarthritis, *Ann Rheum Dis* 1957; 16(4): 494-502;
54. Kellgren JH and Lawrence JS. *The Epidemiology of chronic rheumatism, Vol.2. Atlas of standard radiographs.* Oxford Blackwell Scientific; 1963;
55. Kessler S, Mattes T, Cakir B et al. Der Einfluss von präoperativem Funktionsstatus und Schmerz auf das patientenzentrierte Frühergebnis nach Hüftendoprothesen-Implantation. *Z Orthop Unfall* 2007; 145(5): 563-7;
56. Kim Y-H and Kim VE. Uncemented porous-coated anatomic total hip replacement. Results at six years in a consecutive series. *J Bone Joint Surg Br* 1993; 75: 6-14;
57. Kleemann RU, Heller MO, Stoeckle U et al. THA loading arising from increased femoral anteversion and offset may lead to critical cement stresses. *J Orthop Res* 2003; 21(5): 767-74;
58. Lane NE. Exercise: A cause of osteoarthritis. *J Rheumatol* 1995; (suppl 43) 22: 3-6;
59. Lavernia CJ, Alcerro JC, Contreras JS, Rossi MD. Patient Perceived Outcomes After Primary Hip Arthroplasty: Does Gender Matter? *Clin Orthop Relat Res* 2011 February; 469(2): 348-54.
60. Lazovic D and Zigan R. Navigation of short-stem implants. *Orthopedics* 2006; 29(10 Suppl): 125-9;
61. Lecerf G, Fessy MH, Philippot R et al. Femoral offset: anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty. *Orthopaedics & traumatology, surgery & research: OTSR* 2009; 95(3): 210-9.
62. Little NJ, Busch CA, Gallagher JA et al. *Acetabular polyethylene wear and acetabular inclination and femoral offset.* *Clinical orthopaedics and related research* 2009; 467(11): 2895-900.
63. Lombardi AV Jr, Berend KR, Adams JB. A short stem solution: through small portals. *Orthopedics* 2009; 32(9);
64. Lucht U. The Danish Hip Arthroplasty Register. *Acta Orthop Scand* 2000; 71(5): 433-9;

65. Lühmann D, Hauschild B, Raspe H. Hüftgelenkendoprothetik bei Osteoarthritis? – Eine Verfahrensbewertung – Nomos 2000;
66. Mahon JF, Bourne RB, Rorabeck CH et al. Health-related quality of life and mobility of patients awaiting elective total hip arthroplasty: a prospective study. CMAJ 2002; 167(10): 1115-21;
67. Mäkelä K, Eskelinen A, Paavolainen P et al. Cementless total hip arthroplasty für primery osteoarthritis in patients aged 55 years and older. Acta Orthop 2010; 81: 42-52;
68. Malchau H, Herberts P, Eisler T et al. The Swedish Total Hip Replacement Register. J Bone Joint Surg 2002; 84-A Suppl 2: 2-20;
69. Marti B, Knobloch M, Tschopp A. Is excessive running predictive of degenerative hip disease? Controlled study of former elite athletes, BMJ 1989; 299: 91-3;
70. McConnell S, Kolopack P, Davis AM. The Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC): a review of its utility and measurement properties. Arthritis Rheum 2001; 45(5):453-61;
71. McGrory BJ, Morrey BF, Cahalan TD et al. *Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty*. The Journal of bone and joint surgery. British volume 1995; 77(6): 865-9.
72. Migliore A, Bella A, Bisignani M et al. Total hip replacement rate in a cohort of patients affected by symptomatic hip osteoarthritis following intra-articular sodium hyaluronate (MW 1,500-2.000 kDa) ORTOBRIX study. Clin Rheumatol 2012; 31(8): 1187-96;
73. Moher D, Schulz KF, Altman DG, for the CONSORT Group. The CONSORT statement: revised recommendations for improving the quality of reports of parallel-group randomized trials. Ann Intern Med 2001; 134: 657–62;
74. Moran M, Walmsley P, Gray A et al. Does Body Mass Index Affect The Early Outcome of Primary Total Hip Arthroplasty? The Journal of Arthroplasty 2005; 20(7): 866-9;
75. Müller M, Schwachmayer V, Tohtz et al. The direct lateral approach: impact on gait patterns, foot progression angle and pain in comparison with minimally anterolateral approach. Arch Orthop Trauma Surg. Springer Verlag. 2012;
76. Müller M, Tohtz S, Dewey M et al. Muskeltrauma in der primären Hüftendoprothetik unter Berücksichtigung von Alter und BMI sowie in

- Abhängigkeit vom operativen Zugangsweg. Minimalinvasiver anterolateraler vs. Modifizierter transglutealer Zugang. Orthopäde 2011;
77. Müller M, Tohtz S, Springer I et al. Randomized controlled trial of abductor muscle damage in relation to surgical approach for primary total hip replacement: minimally invasive anterolateral versus modified direct approach. Arch Orthop Trauma Surg 2011; 131: 179-89;
78. Müller M, Tohtz S, Winkler T et al. MRI findings of gluteus minimus muscle damage in primary total hip arthroplasty and influence on clinical outcome. Arch Orthop Trauma Surg 2010; 130: 927-35;
79. Osterndorf M, Buskens E, van Stel H et al. Waitung for arthroplasty: avoidable loss in quality time and preventable deterioration. J Arthrop 2004; 19(3): 302-9;
80. Patel RM, Smith MC, Woodward CC et al. Stable Flxation of Short-term Femoral Implants in Patients 70 Years and Older. Clin Orthop Relat Res 2012; 470: 442-9;
81. Paxton EW, Inacio M, Slipchenko T et al. The Kaiser Permanente National Total Joint Replacmente Registry. The Permanente Journal. Summer 2008, Volume 12 No. 3;
82. Pettine HA, Aamlid BC, Cabanela ME. Elective total hip arthroplasty in patients older than 80 years of age. Clin Orthop 1991; 266: 127-32;
83. Pfirrmann CW, Notzli HP, Dora C et al. Abductor tendons and muscles assessed at MR imaging after total hip arthroplasty in asympthomatic and symptomatic patients. Radiology 2005; 235: 969-76;
84. Phillips B, Ball C, Sackett D, Badenoch D, Straus S, Haynes B, Dawes M (2001): Oxford Centre for Evidence-based Medicine Levels of Evidence. [www.cebm.net/levels\\_of\\_evidence.asp](http://www.cebm.net/levels_of_evidence.asp)
85. Pipino F, Molfetta L, Grandizio M. Preservation of the femoral neck in hip arthroplasty: results of a 13 to 17-year follow-up. J Orthopead Traumatol 2000; 1: 31-9;
86. Potter HG, Nestor BJ, Sofka CM et al. Magnetic resonance imaging after total hip arthroplasty: evaluation of periprosthetic soft tissue. J Bone JT Surg 2004; 86-A: 1947-54;
87. Price DD, McGrath PA, Rafii A et al. The validation of visual analogue scales as ratio scale measures for chronic and experimental pain. Pain 1983; 17: 45–56;

88. Raber DA, Czaja S, Morscher EW. Fifteen-year results of the Muller CoCrNiMo straight stem. *Arch Orthop Trauma Surg* 2001; 12(1-2): 38-42;
89. Riddle DL, Stratford PW, Bowman DH. Findings of Extensive Variation in the Types of Outcome Measures Used in Hip and Knee Replacement Clinical Trial. A Systematic Review. *Arthritis & Rheumatism* 2008; 59(6): 876-83;
90. Rienstra W, van der Veen HC, van den Akker Scheek I, van Raay JJ. Clinical Outcome, Survival and Polyethylene Wear of an Uncemented Total Hip Arthroplasty: A 10- to 12-Year Follow-Up Study of 81 Hips. *J Arthroplasty* 2013 Mar 21;
91. Roth A, Richartz G, Sander K et al. Verlauf der periprothetischen Knochendichte nach Hüfttotalendoprothesenimplantation. *Orthopäde* 2005; 34: 334-44;
92. Röttinger H. Minimal-invasiver anterolateraler Zugang in der Hüftendoprothetik. *Orthopäde* 2006; 35: 708-15;
93. Ryan G, Molli DO, Adolph V et al. A short Tapered Stem reduces intraoperative Complications in primary total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2011;
94. Sakalkale DP, Sharkey PF, Eng K et al. Effect of femoral component offset on polyethylene wear in total hip arthroplasty. *Clinical orthopaedics and related research* 2001;(388): 125-34;
95. Schramm et al. Total hip arthroplasty using an uncemented femoral component with taper design: outcome at 10-year follow-up. *Arch Orthop Trauma Surg* 2000; 120: 407-12;
96. Sendtner E, Boluki D, Grifka J. Aktueller Stand der minimalinvasiven Hüftendoprothetik in Deutschland, neue Implantate und Navigation – Ergebnisse einer bundesweiten Umfrage. *Z Orthop Unfallchir* 2007; 145: 297-302;
97. Sherry E et al. Minimal invasive surgery for hip replacement using the NILNAV Hip System. *ANZ J Surg* 2003; 73: 157-61;
98. Singh JA, Lewallen D. Age, gender, obesity, and depression are associated with patient-related pain and function outcome after revision total hip arthroplasty. *Clin Rheumatol* 2009 December; 28(12): 1419–30.
99. Smit MJ. Hip stability in primary total hip arthroplasty using an anatomically sized femoral head. *Orthopedic* 2009; 32(7): 489;
100. SooHoo NF, Farnig E, Lieberman JR et al. Factors That Predict Short-term Complication Rates After Total Hip Arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2010 September; 468(9): 2363–71.



101. Streit MR, Schröder K, Körber M et al. High survival in young patients using a second generation uncemented total hip replacement. *Int Orthop* 2012 Jun; 36(6): 1129-36
102. Stucki G, Meier D, Stucki S et al. Evaluation of a German Version of WOMAC Arthrosis Index. *Z Rheumatol* 1996; 55(1): 40-9;
103. Suleiman LI, Ortega G, Ong'uti SK et al. Does BMI Affect Perioperative Complications Following Total Knee and Hip Arthroplasty? *Journal of Surgical Research* 2012; 174(1): 7-11;
104. Sun Y, Stürmer T, Günther KP et al. Inzidenz und Prävalenz der Cox- und Gonarthrose in der Allgemeinbevölkerung. *Z Orthop* 1997; 135: 184-92;
105. Thaloor D, Miller KJ, Gephart J et al. Systemic administration of the NF- $\kappa$ B inhibitor curcumin stimulates muscle regeneration after traumatic injury. *Am J Physiol Cell Physiol* 1999; 277: 320-9;
106. Trendelenburg F. Über den Gang bei angeborener Hüftluxation. *Deutsche Medizinische Wochenschrift* 1895; Nr.2: 21- 4;
107. Twair A, Ryan M, O'Connell M et al. MRI of failed total hip replacement caused by abductor muscle avulsion. *AJR Am J Roentgenol* 2003; 181: 1547-50;
108. van den Bekerom MP, Lamme B, Sermon A et al. What is the evidence for viscosupplementation in the treatment of patients with hip osteoarthritis? Systematic review of the literature. *Arch Orthop Trauma Surg* 2008; 128(8): 815-23;
109. Van Saase J, Van Romunde L, Cats A et al. Epidemiology of osteoarthritis: Zoetermeer survey. Comparison of radiological osteoarthritis in a dutch population with that in 10 other populations. *Ann Rheum Dis* 1989; 48: 271-80;
110. Vavken P, Kotz R, Dorotka R. Der minimalinvasive Hüftersatz – eine Metaanalyse. *Z Orthop Unfallchir* 2007; 145: 152-6;
111. Verhaar JA. Prognosis of total hip prosthesis. *Ned Tijdschr Geneeskd* 1998; 142(25): 1432-3;
112. Vissers MM, Bussmann JB, Verhaar JAN et al. Psychological Factors Affecting the Outcome of Total Hip and Knee Arthroplasty: A Systematic Review. *Semin Arthritis Rheum* 2012; 41(4): 576-88;
113. Vissers MM, Bussmann JB, Verhaar JAN et al. Recovery of Physical Functioning After Total Hip Arthroplasty: Systematic Review and Meta-Analysis of the Literature. *Physical Therapy* 2011; 91(5): 615-29;

114. Walde TA, Blattgerste D, Sehmisch S et al. Early results and patient satisfaction after total hip arthroplasty using a minimally invasive anterolateral approach. *Hip Int* 2009; 19(4): 367-71;
115. Wang W, Morrison TA, Geller JA et al. Predicting Short-Term Outcome of Primary Total Hip Arthroplasty. A prospective Multivariate Regression Analysis of 12 Independent Factors. *The Journal of Arthroplasty* 2010; 25(6): 858-64;
116. Winkler T, von Roth P, Matziolis G et al. Time course of skeletal muscle regeneration after severe trauma. Muscle function against the background of MRI and histological findings. *Acta Orthop* 2011; 82(1): 102-11;
117. Wohlrab D, Hagel A, Hein W. Vorteile der minimalinvasiven Implantation von Hüfttotalendoprothesen in der frühen postoperativen Rehabilitationsphase. *Z Orthop* 2004; 142: 685-90;
118. World Health Organization. BMI classification.
119. Wright JG, Young NL. A comparison Indices of Responsiveness. *Clin Epidemiol* 1997; 50(3): 239-46;
120. Wright JM et al. Mini-Incision for total hip arthroplasty. *Orthopedic Special Edition* 2001; 7: 18-20;
121. Yoon TR, Park KS, Song EK et al. New two-incision minimally invasive total hip arthroplasty: comparison with the one-incision method. *J Orthop Sci* 2009; 14: 155-60;
122. Zimmer Schweiz GmbH;

## Abkürzungsverzeichnis

Abb	Abbildung
ALMI	minimalinvasiver anterolateraler Zugang
AQUA	Institut für angewandte Qualitätsförderung und Forschung im Gesundheitswesen
BMI	Body Mass Index
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
CCD-Winkel	Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel
cm	Zentimeter
CONSORT	Consolidated Standard of Reporting Trials
d.h.	das heißt
et al.	et alii (und andere)
etc.	et cetera
FA	fettige Atrophie
Fa.	Familie
Geschl.	Geschlecht
ggf.	gegebenenfalls
HHS	Harris Hip Score
Hüft-TEP	Hüfttotalendoprothese
K & L-Score	Kellgren und Lawrence-Score
kg	Kilogramm
KS	Kurzschafftprothese
M.	Musculus
max.	maximal
mDL	modifizierter direkter Zugang
mg	Milligramm
MIS	minimally invasive Surgery
mm	Millimeter
MRT	Magnetresonanztomographie
NF-kB	Nuclear Factor kappaB
NSAR	nichtsteroidale Antirheumatika

o. g.	oben genannt
OA	Osteoarthrose
p. o.	post operativ
Protasul 64 WF	Titan-Aluminium-Vanadium Legierung (TiAl6V4)
RCT	randomized controlled trial
s. u.	siehe unten
SD	Standardabweichung
SF-36	Short Form-36 Health Survey
sog.	so genannt
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
ST	Standardprothese
Tab	Tabelle
THR	total hip replacement
Ti-VPS	Titanium-vacuum plasma-sprayed
u. a.	unter anderem
v. a.	vor allem
VAS	Visuelle Analogskala
WOMAC	Western Ontario MacMaster Index
z. B.	zum Beispiel

## Abbildungsverzeichnis

<b>Abbildung 1:</b> Flow Diagramm zur Rekrutierung und Randomisierung der Studie (n = Anzahl der Patienten) .....	16
<b>Abbildung 2:</b> Patient in Seitenlage auf Tisch mit Fußstückaussparung [92] .....	19
<b>Abbildung 3:</b> Lagerung mit rechtwinklig gebeugtem Knie, Unterschenkel senkrecht, Oberschenkel parallel zum Boden [92].....	20
<b>Abbildung 4:</b> CLS-Schaft (Zimmer, Warsaw, US) mit den verfügbaren CCD-Winkeln [122] .....	22
<b>Abbildung 5:</b> Fitmore <sup>®</sup> - Schaft mit verschiedenen Offsetvarianten, Kraftverteilung und Abstützung [122].....	23
<b>Abbildung 6:</b> Geschlechterverteilung (Geschl.) innerhalb der Gruppen (CLS = Spotorno Schaft CLS, Fitmore = Fitmore-Schaft). .....	25
<b>Abbildung 7:</b> Vergleich der Beinlängendifferenz postoperativ (p. o.) in Millimeter (mm) zwischen den Schäften (CLS = Spotorno Schaft CLS, Fitmore = Fitmore-Schaft). .....	27
<b>Abbildung 8:</b> Visuelle Analog Skala (VAS) in Ruhe präoperativ (CLS = Spotorno Schaft CLS, Fitmore = Fitmore-Schaft).....	28
<b>Abbildung 9:</b> Veränderung der Visuellen Analog Skala (VAS) in Ruhe von prä- zu sechs Wochen postoperativ (CLS = Spotorno Schaft CLS, Fitmore = Fitmore-Schaft). .....	29
<b>Abbildung 10:</b> Gesamter Harris Hip Score (HHS) prä- (prä-OP) und 6 Wochen postoperativ (6 w p. o.); (CLS = Spotorno Schaft CLS, Fitmore = Fitmore-Schaft).....	30

## Tabellenverzeichnis

<b>Tabelle 1:</b> Präarthrotische Form- und Funktionsstörungen [38] .....	8
<b>Tabelle 2:</b> Beurteilung des Schweregrads der Osteoarthrose nach Kellgren und Lawrence-Score [54] .....	9
<b>Tabelle 3:</b> präoperative Werte zu Körpergröße, Gewicht und BMI (BMI= Body Mass Index, SD = Standardabweichung, cm = Zentimeter, kg = Kilogramm, kg/m <sup>2</sup> = Kilogramm pro Quadratmeter, CLS = Spotorno Schaft CLS, Fitmore = Fitmore-Schaft, n. s. = nicht signifikant).....	26
<b>Tabelle 4:</b> Harris Hip Score Parameter Schmerz, Funktion und Deformität prä- und 6 Wochen postoperativ (SD = Standardabweichung, n.s. = nicht signifikant, CLS = Spotorno Schaft CLS, Fitmore = Fitmore-Schaft).....	31
<b>Tabelle 5:</b> Werte der Short-Form-36 Subskalen präoperativ (SD = Standardabweichung, n. s. = nicht signifikant CLS = Spotorno Schaft CLS, Fitmore = Fitmore-Schaft).....	33
<b>Tabelle 6:</b> Werte der Short-Form-36 Subskalen 6 Wochen postoperativ (SD = Standardabweichung, n. s. = nicht signifikant, CLS = Spotorno Schaft CLS, Fitmore = Fitmore-Schaft).....	34
<b>Tabelle 7:</b> Werte des Gesamt-WOMAC (Western Ontario MacMaster Index) und der Subskalen prä- und 6 Wochen postoperativ (SD = Standardabweichung, n. s. = nicht signifikant, CLS = Spotorno Schaft CLS, Fitmore = Fitmore-Schaft) .....	35

## Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Friedrich-Immanuel Ziebula, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: Vergleich der frühfunktionellen Ergebnisse nach minimalinvasiver Implantation von Fitmore<sup>®</sup>- und CLS<sup>®</sup>-Schäften über einen anterolateralen Zugang selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE - [www.icmje.org](http://www.icmje.org)) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s. o) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Betreuer/in, angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s. o) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§156,161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum

Unterschrift

## Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

Datum

Unterschrift



## Anteilerklärung an erfolgten Publikationen

Friedrich-Immanuel Ziebula hatte folgenden Anteil an der folgenden Publikation:

**Publikation 1:** von Roth P<sup>2</sup>, Perka C<sup>2</sup>, Preininger B<sup>2</sup>, Matziolis G<sup>3</sup>, Ziebula F<sup>1</sup>, Mayr HO<sup>1</sup>, Hube R<sup>1</sup>, Reproducibility of the Femoral Offset Following Short Stem and Straight Stem Total Hip Arthroplasty, Orthopedics, 2014 – akzeptiert.

(Erhebung und Auswertung der Daten in der Orthopädischen Chirurgie München (OCM))

.....  
Unterschrift, Datum

## Publikationsliste

von Roth P<sup>2</sup>, Perka C<sup>2</sup>, Preininger B<sup>2</sup>, Matziolis G<sup>3</sup>, Ziebula F<sup>1</sup>, Mayr HO<sup>1</sup>, Hube R<sup>1</sup>,  
Reproducibility of the Femoral Offset Following Short Stem and Straight Stem Total Hip  
Arthroplasty, Orthopedics, 2014 – akzeptiert.

## Danksagung

Ich danke dem Direktor der Orthopädischen Klinik der Charité Berlin, Univ.-Prof. Dr. med. Carsten Perka für die freundliche Überlassung des Themas.

Besonderer Dank gilt:

Meinem Doktorvater Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Robert Hube für die Ermöglichung dieser Arbeit und die hervorragende Betreuung vor Ort bei der Umsetzung der Aufgabenstellung.

Meinem Betreuer Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Georg Matziolis für die zeitunabhängige Erreichbarkeit und die Unterstützung bei der statistischen Auswertung.

Meinem Betreuer Herrn Dr. med. Philipp von Roth für die kostbare Unterstützung bei der Korrektur der Arbeit und die vielen hilfreichen Tricks und Tipps.

Dem Ärzte-Team der Sana-Klinik Sendlingen für die nicht selbstverständliche Hilfe bei der Zusammentragung der klinischen Untersuchungsergebnisse.

Den Damen des OCM-Teams „Dr. Hube“, die mir vor, während und nach der Datenerhebung immer hilfsbereit zur Seite standen.

Zuletzt möchte ich den Patienten danken, die sich bereit erklärt haben an dieser Studie teilzunehmen.