

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der
Ludwigs-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. V. Jansson

**Wiederherstellung der Muskelkraft nach
Totalendoprothese der Hüfte -
Vergleich dreier verschiedener Operationszugangswege**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der medizinischen Fakultät
der Ludwigs-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Andreas Philippi
aus München

2010

Mit Genehmigung der medizinischen Fakultät
der Ludwigs-Maximilians-Universität München

Berichterstatter:

Prof. Dr. med. habil. Dr. Ing. Wolfgang Plitz

Mitberichterstatter:

Prof. Dr. Heiner Welter

Prof. Dr. Sigurd Keßler

Dekan:

Prof. Dr. med. Dr. h.c. Maximilian Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 14.10.2010

Ich erkläre:

Ich habe die vorgelegte Dissertation selbständig, ohne unerlaubte fremde Hilfe und nur mit den Hilfen angefertigt, die ich in der Dissertation auch angegeben habe. Alle Textstellen, die ich wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nicht veröffentlichten Schriften entnommen habe, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, habe ich als solche kenntlich gemacht.

Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis eingehalten, wie sie in der „Satzung der Ludwigs-Maximilians-Universität zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ vom 1. April 2009 niedergelegt sind.

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	8
2.	Theoretische Grundlagen	11
2.1	Arthrose	12
2.1.1	Coxarthrose	15
2.1.2	Diagnostik	18
2.1.3	Prävention und therapeutische Ansätze	21
2.1.4	Operative Therapie	23
2.1.5	Historische Entwicklung der Hüft-TEP	24
2.1.6	Materialien	28
2.1.7	Operationszugänge	30
2.1.7.1	Modifizierte posterolaterale Zugangstechnik (MPL)	33
2.1.7.2	Klassischer anterolateraler Zugangsweg (KAL)	38
2.1.7.3	Modifizierter anterolateraler Zugangsweg (OCM-Methode)	42
2.2	Koordinative Fähigkeiten	47
2.2.1	Posturales System	50
2.2.1.1	Übergeordnete Steuerung	53
2.2.1.2	Nozizeption	56
2.2.1.3	Physiologische Einflussfaktoren auf die Gleichgewichtsfähigkeit	57
2.3	Kraft	59
3.	Fragestellung und Hypothesenbildung	60
4.	Probanden und Methoden	62
4.1	Untersuchungsdesign	62
4.2	Untersuchungskollektiv	64
4.2.1	Probanden und Gruppen	64
4.2.2	Auswahl der Probanden	67

4.3.	Untersuchungs- und Testverfahren	68
4.3.1	Posturomed als Messgerät	68
4.3.1.1	Messung und Untersuchungsablauf	69
4.3.2	MicroFet als Kraftmessgerät	72
4.3.2.1	Messung und Untersuchungsablauf	73
5.	Auswertung	75
5.1	Daten und Schätzmethoden	75
5.1.1	Mittelwertbetrachtungen	77
5.1.2	Zeitliche Veränderungen (Difference-in-differences Methode)	78
5.1.3	Multivariate Regressionsanalyse	79
5.2	Ergebnisse	81
5.2.1	Mittelwertbetrachtungen	82
5.2.2	Veränderungen (Difference-in-differences-Methode)	85
5.2.3	Multivariate Regressionsanalyse	88
5.3	Interpretation	92
6.	Diskussion	94
6.1	Diskussion der Methode	95
6.1.1	Posturomed als Analysegerät	96
6.1.2	MicroFet als Kraftmessgerät	98
6.1.3	Harris-Hip-Score als theoretischer Erfassungsbogen	99
6.1.4	Diskussion der Ergebnisse	100
7.	Zusammenfassung	102
8.	Schlussfolgerung und Ausblick	105
9.	Literaturverzeichnis	106

10.	Danksagung	114
11.	Lebenslauf	115
12.	Verzeichnis der Abbildungen	116
13.	Tabellenverzeichnis	118
14.	Anhang	119
	Anlage 1: Übersicht der abhängigen Variablen	119
	Anlage 2: Übersicht der unabhängigen Variablen	119
	Anlage 3: HHS 3	120
	Anlage 4: GG3M	120
	Anlage 5: KR3M	121
	Anlage 6: HHS3M	121
	Anlage 7: GG3M	122
	Anlage 8: KR3M	122
	Anlage 9: HHS2M	123
	Anlage 10: HHS2M	123
	Anlage 11: GG2M	124
	Anlage 12: GG2M	124
	Anlage 13: KR2M	125
	Anlage 14: KR2M	125
	Anlage 15: Übersicht über die Schätzvariablen	126
	Anlage 16: Erstellter Bogen zur Erhebung des HHS	127
	Anlage 17a: Patienteninformation	129
	Anlage 17b: Einverständniserklärung	130
	Anlage 18: Patientenbogen	131

1. Einleitung

Es ist eine Folge unserer immer älter werdenden Gesellschaft, dass degenerative Erkrankungen an Bedeutung zunehmen und die Bevölkerung sowie Volkswirtschaft belasten. Dies ist speziell in den westlichen Industrieländern zu beobachten.

Das Zusammentreffen von Bewegungsarmut und zu reichhaltiger Ernährung belastet insbesondere das muskuloskeletale System der Patienten. Dies führt bei ihnen zu Dysbalancen der tragenden Gelenke und Degeneration der zugehörigen Muskeln.

Aber auch normale physiologische Abnutzungserscheinungen, genetische Faktoren und Überbeanspruchungen steigern kontinuierlich den Bedarf an operativer Versorgung der geschädigten Körperstrukturen.

Insbesondere das im Körper zentral gelegene Hüftgelenk ist wegen seiner relativ hohen biomechanischen Belastung hohem Verschleiß unterworfen. Der tritt umso deutlicher zu Tage, je älter der Betroffene wird. Dies gilt insbesondere dann, wenn aufgrund anlagebedingter oder erworbener Fehlstellungen Inkongruenzen der korrespondierenden Gelenkflächen bestehen.

Liegen fortgeschrittene degenerative Verschleißerscheinungen mit konservativ therapieresistenten, hoch schmerzhaften Beschwerdebildern vor, gilt seit Jahrzehnten der alloplastische Gelenkersatz als operative Behandlungsstrategie der Wahl. Hierdurch gelingt zweifellos die beste Wiederherstellung beziehungsweise Aufrechterhaltung der wichtigen Gelenkfunktion. Und das bei gleichzeitiger größtmöglicher Schmerzfreiheit. Früher übliche Behandlungsalternativen

- der Arthrodeese,
- der Voss'schen-Hängehüfte beziehungsweise
- der Hüftkopf-/ Schenkelhalsresektion

spielen in der operativen Behandlungspalette heutzutage kaum mehr eine Rolle.

Im Jahr 2009 wurden alleine in Deutschland etwa 190.000 primäre Hüftgelenkendoprothesen implantiert; hinzu kommen jährlich noch über 20.000 Austauschoperationen vor allem aseptisch ausgelockerter Implantate. Insgesamt wurden inzwischen weltweit über 400 Endoprothesenmodelle implantiert (Kilian, Schnettler, 2009; Heisel, 2007).

Viele orthopädische Zentren haben sich mittlerweile auf die gesteigerte Nachfrage eingerichtet und beschäftigen Operateure, die sich auf die spezifischen Teilgebiete subspezialisiert haben. Diese Spezialisierung und Ausschließlichkeit führt bei diesen Operateuren auf bestimmten Gebieten zu Fallzahlen, die jene der meisten Universitätskliniken um ein vielfaches übertreffen. Freilich, diese Disproportion ist auch den viel breiter angelegten Spektren und dem Ausbildungsauftrag der Universitätskliniken geschuldet.

Nicht nur von Einrichtung zu Einrichtung, auch regional unterscheiden sich die jeweils zu verwendeten Operationszugangswege deutlich. Nicht nur die Hilfe suchenden Patienten, auch die konservativ arbeitenden Orthopäden beschäftigt deshalb die Frage, welche Methoden nun zu bevorzugen beziehungsweise zu empfehlen sind. Und ob überhaupt unterschiedliche Operationsergebnisse aufgrund der unterschiedlichen Operationsmethoden zu beobachten sind.

Insbesondere der Begriff Minimal Invasive Surgery (MIS) nimmt seit einigen Jahren an Bedeutung zu und wird im operativen Tagesgeschäft immer gebräuchlicher. Viele einschlägige Zentren preisen die MIS inzwischen als progressivste Form der Hüftendoprothetik an. Nicht nur in den Fachpublikationen, auch in den Populärmedien wird die minimalinvasive Hüftendoprothetik inzwischen breit diskutiert. Dies führt dazu, dass auch von Seiten der Patienten die MIS-Nachfrage zunimmt.

Der vordergründigste Vorteil der MIS-Technik liegt im kürzeren Hautschnitt. Bedeutsamer ist allerdings die Weichteilschonung der Muskelansätze bei der tiefen Präparation, die mit Gewinnen für die Sensomotorik und die Knochensubstanz des proximalen Femurs

einhergehen soll (Jerosch, 2006).

Positiv ist auch der Effekt auf die Stabilität durch Erhalt der Muskelfunktionen, besonders der Abduktoren, sowie die geringere Anzahl von Dislokationen und vollständigen Luxationen (Masonis, Bourne, 2002). Dazu überzeugen die Vorteile eines geringeren Blutverlustes perioperativ (Rittmeister, Peters 2006), reduzierter Schmerzsymptome postoperativ und vor allem einer ungleich schnelleren Rehabilitation in Bezug auf Mobilität und Gehfähigkeit (Leuchte, Luchs, Wohlrab, 2007). Diese Vorzüge werden aktuell diskutiert, erlauben angesichts der vorhandenen Literatur derzeit aber noch kein abschließendes Urteil über die Effektivität der MIS zu (Jerosch, 2006).

Es ist daher Aufgabe dieser Studie, insbesondere der Frage nachzugehen, wie solche Unterschiede darzulegen sind und ob bei drei verschiedenen Patientengruppen, die nach unterschiedlichen Methodiken operiert wurden, signifikante Unterschiede bezüglich der Wiederherstellung der Muskelkraft und allgemein der alltäglichen Fähigkeiten, zu verzeichnen sind.

2. Theoretische Grundlagen

Allen in dieser Arbeit berücksichtigten Patienten gemein ist ihre Grunderkrankung, die Arthrose. Hier im speziellen die Coxarthrose. Was diese Patienten unterscheidet, sind

- die unterschiedlichen Beschwerden, von denen sie während der Untersuchungen berichteten, sowie
- die verwendeten Operationszugänge.

Um nachzuvollziehen,

- wie das Beschwerdebild entstanden ist,
- auf welche Arten es zu behandeln ist und
- wie die Beschwerden zusammenhängen und zu quantifizieren sind,

werden die Themenbereiche, die für diese Untersuchung relevant sind, im theoretischen Teil dieser Arbeit zusammengestellt.

2.1 Arthrose

Die Osteoarthrose ist weltweit die häufigste Gelenkerkrankung. Unter diesem Begriff werden einige heterogener Störungsbilder mit einigen gemeinsamen

- pathologischen und
- radiologischen

Merkmale zusammengefasst, da eine eindeutige Definition nicht zu treffen ist. Zentrales Element der Definition ist die fokale Knorpelzerstörung in einem synovialen Gelenk. Diese wird begleitet von einer hypertrophen Reaktion im angrenzenden Knochengewebe.

Typische radiologische Kennzeichen der Osteoarthrose sind daher

- Verschmälerung des Gelenkspalts,
- subchondrale Sklerose und Zystenbildung (Geröllzysten), sowie
- die Entstehung von Osteophyten beziehungsweise Exophyten.

Besondere Prädilektionsstellen sind Interphalangealgelenke der

- Finger,
- Knie,
- Hüfte und
- Wirbelgelenke.

Bei den klinischen Erscheinungsbildern dominieren bewegungsabhängige

- Gelenkschmerzen,
- Gelenksteifigkeit,
- Anlaufbeschwerden nach Ruhephasen und die
- progrediente Einschränkung des Bewegungsumfangs eines Gelenks (Dieppe, 1994).

Durch die Deformierung entwickeln sich funktionelle Kontrakturen und Achsenfehlstellungen, die zusammen mit dem für das jeweilige Gelenk typische Schmerzmuster und der daraus resultierenden Verspannung zu einer Schonhaltung des Gelenks beim Patienten führen. Dadurch bilden sich muskuläre Dysbalancen, die zu weiterer

- Einschränkung der Bewegungsaktivität,
- Muskelatrophie und zur
- Minderung der allgemeinen und lokalen aeroben Leistungsfähigkeit

führen (Horstmann et al., 2002).

Entgegen früheren Vorstellungen, dass es sich bei der Osteoarthrose um reine „Verschleißerscheinungen“ handelt, werden Entstehung und Fortschreiten osteoarthrotischer Veränderungen heute allgemein als Krankheitsprozess verstanden. Im Verlauf dieses Krankheitsprozesses kann ein Ungleichgewicht zwischen

- gelenkschädigenden und
- reparativen

Mechanismen entstehen. Überwiegen

- destruktive Vorgänge (Fehlbelastung) oder
- überschießende Reparationsvorgänge,

kommt es zu den typischen osteoarthrotischen Veränderungen (Dieppe, 1994, 1995).

Bei der Klassifikation der Osteoarthrose in Subtypen konnte sich bislang ebenfalls noch kein Einteilungsschema endgültig durchsetzen. Möglich sind Einteilungen nach

- Gelenkbefall (Anzahl der betroffenen Gelenke: mono-, oligo- oder polyartikulär),
- Lokalisation oder
- nach möglichen Ursachen (idiopathisch, inflammatorisch, traumatisch beziehungsweise primär vs. sekundär = 80 % vs. 20 %).

Die sozialökonomische Belastung, ebenso wie die individuelle Beeinträchtigung der Patienten, ist erheblich. Epidemiologische Studien ermöglichen, das Ausmaß dieser Belastung genau zu erfassen und Strategien für Präventivmaßnahmen zu entwickeln. Die Rate an Neuerkrankungen (Inzidenz), die bei radiologischen Untersuchungen verschiedener Populationen Europas gefunden wurde, liegt bei wenigstens 1 % pro Jahr. Eine bereits klinisch symptomatische Arthrose findet sich bei mehr als 8 % der Bevölkerung im Alter von 50 bis 70 Jahren. Als allgemein anerkannte Risikofaktoren für

eine Arthrose gelten

- Alter,
- Geschlecht,
- Übergewicht, aber auch
- Überbelastungen (wie z.B. exzessive Sportausübung) und
- Verletzungen der Gelenke.

Gerade die Kenntnis dieser Faktoren ermöglicht, die Ätiologie der Arthrose besser zu verstehen und Prävention, Diagnostik und Therapie der Osteoarthrose auch weiterhin zu verbessern. (Engelhardt, 2003)

2.1.1 Coxarthrose

Das Hüftgelenk ist nach den Interphalangealgelenken und dem Knie die dritthäufigste Lokalisation der Osteoarthrose. Rund 5 % aller Menschen im Alter über 55 Jahren leiden an einer symptomatischen Coxarthrose. Die Erkrankung nimmt meist einen langsam progredienten Verlauf. In der Endphase ist sie gekennzeichnet durch extreme Schmerzhaftigkeit und erhebliche Funktionseinschränkung des betroffenen Gelenks. Letztere zieht eine starke Beeinträchtigung der Lebensqualität der betroffenen Patienten nach sich (Lühmann, Hauschild, Raspe, 2000).

Die arthrotischen Veränderungen betreffen am häufigsten den oberen Gelenkknorpel (60 %) und begünstigen damit Subluxationen nach oben lateral. Seltener betreffen sie den medialen Gelenkanteil (25 %) mit Neigung zur Acetabulumprotrusion. In 15 % der Fälle betreffen sie das ganze Gelenk.

Auf der Basis radiologischer Untersuchung werden hypertrophe Formen und atrophische Formen mit fehlender knöcherner Reaktion beschrieben. Außerdem lassen sich in fortgeschrittenen Stadien ausgeprägte Hypertrophien und Verdickungen der Gelenkkapseln beobachten.

Bei den selteneren sekundären Arthrosen können präarthrotische Deformitäten und Präarthrosen wie

- angeborene Formstörungen, wie die
- Hüftgelenkdysplasie, aber auch der
- Morbus Perthes, die
- Epiphyseolysis capitis femoris juvenilis,
- Traumen,
- Coxitiden oder Beinlängendifferenzen

entdeckt werden (Dieppe, 1994).

Das klinische Erscheinungsbild wird sowohl von gelenkabhängigen, als auch von

periartikulären, also die gelenkumgebenden Weichteile betreffenden Veränderungen geprägt.

Zu den gelenkbedingten Beschwerden gehören die oben genannte

- Einschränkung der Beweglichkeit und der
- typische Leistenschmerz, der sich als belastungsabhängig oder als Anlaufschmerz präsentieren kann.

Zu den periartikulär ausgelösten Beschwerden gehören in der Hauptsache

- Sehnenansatzschmerzen der Glutealmuskulatur, sowie
- schmerzhafte Reizzustände der Bursa über dem Trochanter major.

Im fortgeschrittenen Stadium entsteht ein Hinken. Dieses ist

- einerseits als muskuläres Insuffizienzhinken (Trendelenburghinken) durch Atrophie der Glutealmuskulatur zu deuten,
- andererseits als schmerzbedingtes Schonhinken bei dem Versuch eine biomechanische Entlastung des Gelenks durch Verlagerung des Körpergewichts zu erreichen.

Weiterhin kann eine funktionelle Beinverkürzung auf der betroffenen Seite, ausgelöst durch kombinierte Beuge- und Adduktionskontraktur der betroffenen Hüfte, imponieren (Lühmann, Hauschild, Raspe, 2000).

Der klinische Verlauf der Coxarthrose ist variabel. Bei den meisten Patienten folgt auf die Diagnosestellung eine mehrjährige Phase der Stabilität, bevor es zur Dekompensation kommt.

Patienten, die zur Versorgung mit einer Hüftendoprothese anstehen, berichten zumeist über eine ein- bis zweijährige Phase mit kontinuierlicher Symptomverschlechterung (Dieppe, 1994, 1995). Viele Patienten haben bis dahin bereits alle denkbaren konservativen Behandlungsmöglichkeiten, wie

- regelmäßige Physiotherapie,
- knorpelaufbauende Injektionen,
- physikalische Bestrahlung und
- Nutzung einer Schmerztherapie

in Anspruch genommen und nutzen die endoprothetische Versorgung als ultima Ratio.

2.1.2 Diagnostik

Die Diagnosestellung erfolgt nach klinischen und radiologischen Gesichtspunkten. Die bereits erwähnten Symptome manifestieren zusammen mit den ebenfalls bereits erwähnten radiologischen Kriterien den Befund einer Arthrose.



*Abbildung 1:
Röntgenbild der Hüfte, links physiologisch,
rechts arthrotisch verändert
(Quelle: Schulthess Klinik Zürich)*

Der älteste radiologische Score wurde 1963 von Kellegren et Lawrence (K & L-Score) entwickelt. Er wird in einer modifizierten Form bis heute angewendet.

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

*Tabelle 1:
Radiologische Schweregrade der Osteoarthrose (OA) nach Kellegren et Lawrence*

Bei Befunden Grad > 2 wird in der Regel die Diagnose einer Osteoarthrose gestellt (Sun et al., 1997). Der K & L- Score wurde in der Vergangenheit vielfach kritisiert, vor allem weil der Nachweis von Osteophyten häufig nicht mit dem klinischen Erscheinungsbild korreliert (Croft et al., 1990). Generell lässt sich daher feststellen, dass

- klinischer Befund,
- subjektive Beschwerden und
- Röntgenbefund

bei ein und demselben Patienten divergieren können.

Zur Planung von Therapien oder chirurgischen Maßnahmen ist die quantitative und qualitative Erfassung anhand von spezifischen Frage- beziehungsweise Erhebungsbögen unumgänglich.

Eine häufig verwendete und in dieser Studie auch zur Erfassung der Verlaufskontrolle verwendete Erhebung ist der Harris-Hip-Score (HHS) (Harris, 1969). Dieser ist ein Hüftindex der vom Arzt oder Therapeuten erhoben werden kann und eine erreichbare Gesamtpunktzahl von 100 aufweist. Hohe Punktzahlen sprechen hierbei für einen besseren Zustand des Hüftgelenks.

Der Score setzt sich aus den Kategorien

- Schmerz,
- Funktion und
- Bewegungseinschränkung

zusammen. Dabei wird die Funktion weiter in

- Gehen und
- Aktivitäten

unterteilt wird, die ihrerseits wiederum Unterpunkte haben. Hierbei ist der Schmerz mit fast 50 % der Maximalpunktzahl bewertet und nimmt somit eine zentrale Stellung des HHS ein. Der Trendelenburg Test wird zwar erhoben, geht allerdings nicht in die Punktebewertung mit ein. Eine Gesamtpunktzahl im Harris-Hip-Score von

- 0 bis 70 Punkte entspricht einem schlechten Ergebnis,
- 71 bis 80 Punkte einem befriedigenden,
- 81 bis 90 Punkte einem guten und
- 91 – 100 Punkte einem exzellenten Ergebnis (siehe Anlage 1).

Es gibt zahlreiche weitere Fragebögen zur Beurteilung einer Coxarthrose. So etwa die Skala von Merle D´Aubigne die durch

- Bewertung der Schmerzen,
- der Mobilität und
- des Gangbildes

ebenfalls die Hüftfunktion bewertet (Francon, 1956). Allerdings ist besonders die Erkennung früher Arthrosestadien noch immer ein Problem, denn auch Bilder eines MRT lassen keine Aussage zu Knorpelveränderungen in diesen Stadien zu (Debrunner, 1994; Hackenbroch, 2002).

Diese Studie setzt daher auf den HHS, der bereits seit Jahrzehnten etabliert ist und in Studien bereits auf Realibilität und Validität untersucht wurde (Södermann, P., Malchau, H., 2001).

2.1.3 Prävention und therapeutische Ansätze

Eine kausale konservative Therapie der Osteoarthrose ist bisher nicht möglich.

Neben den seit 1996 bei Säuglingen in Deutschland eingeführten Screening-Untersuchungen nach Hüftgelenksdysplasien und Luxationen, mit Hilfe von klinischen Untersuchungen und flächendeckender Sonographie in den ersten sechs Lebenswochen (Grill, Müller, 1997) sind Präventionsversuche am fundiertesten und erfolgsversprechendsten. Diese sollen zumindest als Möglichkeit dienen, bei oft schon bekannten Risikofaktoren, eine operative Intervention so lange wie möglich hinauszuzögern und frühzeitig zu intervenieren. Hierzu gehören bei zu hohem BMI¹ oder sogar Adipositas per magna das Gewicht zu reduzieren. Dazu sind ausreichende körperliche Betätigung ebenfalls für Erhalt der Gelenkbeweglichkeit und Muskelkraft hilfreich.

Bei bestehender Osteoarthrose zielt jegliche Therapie lediglich auf

- die Kontrolle von Symptomen,
- die Minimierung der durch die Erkrankung verursachten Folgeerscheinungen und
- das Aufhalten der Progredienz.

In Abhängigkeit von der klinischen Symptomatik wird ein Vorgehen nach Stufenschema empfohlen. Generell sollten alle Patienten über die Art ihrer Erkrankung und die Möglichkeiten, durch Eigeninitiative den Verlauf zu beeinflussen, aufgeklärt werden. Physiotherapeutische Maßnahmen und der Einsatz von Hilfsmitteln (Gehilfen etc.) zielen auf

- Erhalt/Verbesserung der Gelenkbeweglichkeit,
- Stärkung der Muskelkraft,
- Verbesserung der Biomechanik durch Optimierung von Belastung und Entlastung und

¹ *Body Mass Index BMI = Gewicht (in Kg)/Größe² (in m)*

- Verminderung von Schmerzen und Steifigkeit (Dieppe, 1994).

Medikamente kommen in der Arthrosetherapie mit zunehmender Schwere der Symptomatik vor allem zur Schmerzlinderung zum Einsatz. Ein Stufenplan der Therapie mit einfachen Analgetika und nicht-steroidalen Antiphlogistika, auch unter Berücksichtigung von unerwünschten Wirkungen und Wechselwirkungen, kann der evidenzbasierten Leitlinien von Eccles et al. (1998) entnommen werden.

Der Nutzen von weiteren medikamentösen Therapien (Kortikoidinjektionen, Chondroprotektiva, Geschlechtshormone etc.) konnte in kontrollierten Studien bisher nicht nachgewiesen werden.

2.1.4 Operative Therapie

Bei der operativen Therapie der Coxarthrose wird zwischen

- gelenkerhaltenden und
- gelenkresezierenden

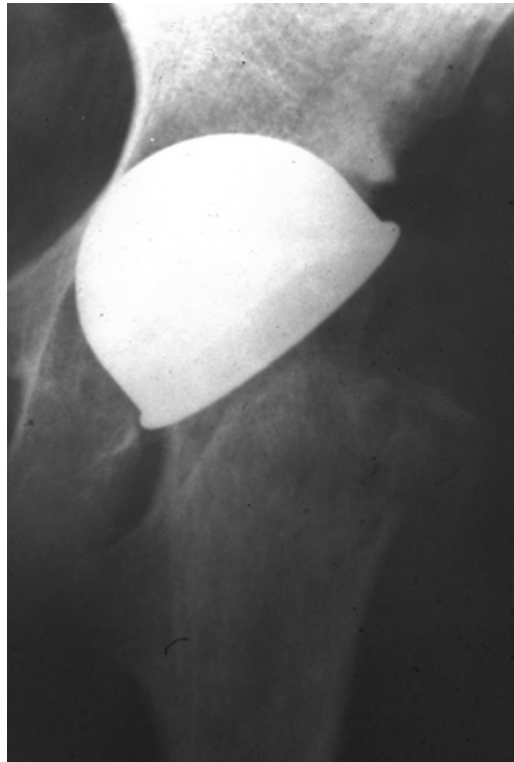
Operationsverfahren unterschieden.

Bei den gelenkerhaltenden Operationen sind vor allem die Korrekturosteotomien von präarthrotischen Deformitäten zu nennen. Hierbei wird die Gelenkmechanik durch Normalisierung pathologischer Verhältnisse, bezüglich Druck und Last im Gelenk, verändert. Die Fehlstellungen im Bereich des Hüftgelenks können sowohl die Gelenkpfanne als auch das koxale Femurende betreffen. Bei der Hüftdysplasie, bei der vorrangig das Acetabulum betroffen ist, wird vorzugsweise eine Beckenosteotomie durchgeführt. Bei zusätzlicher femoraler Fehlstellung kann ergänzend eine Femurosteotomie durchgeführt werden. Der Morbus Perthes, die Epiphyseolysis capitis femoris, sowie die Osteonekrose können mit Femurosteotomien behandelt werden (Millis, 1996; Mittelmeier et al., 1998; Di Cesare, 1998).

Bei den resezierenden Verfahren hat die Totalendoprothese der Hüfte die Lebensqualität von Millionen von Menschen nachhaltig verbessert und jährlich profitieren die meisten der 1,2 Millionen neuen Träger weltweit ebenfalls.

2.1.5 Historische Entwicklung der Hüft-TEP

Die Entwicklung des künstlichen Hüftgelenkersatzes begann in Berlin unter von Bergman. Dessen Schüler Gluck fertigte um 1890 ein künstliches Gelenk aus Elfenbein, das er mit Collophonium im diaphysären Knochen verankerte. Aufgrund falscher Indikationsstellung (vor allem bei entzündlichen, hier tuberkulösen Gelenkveränderungen) sowie unzureichender Stabilisierung war dieses Vorgehen aber bereits sehr früh zum Scheitern verurteilt. Günstigere Verläufe zeigte dann erst die in den 20er und 30er Jahren des 20. Jahrhunderts eingeführte helmartige Interpositionskappe nach Smith-Peterson (gefertigt aus einer Kobalt-Chrom-Legierung).



*Abbildung 2:
Mouldenarthroplastik der linken Hüfte
(Smith-Peterson-Kappe)*

Nach dem Zweiten Weltkrieg wurde von den Gebrüdern Judet ein künstlicher pilzförmiger Hüftkopfersatz aus Acrylharz (Plexiglas) verwendet. Auch bei dieser Entwicklung war der

weiterer Verlauf geprägt durch eine hohe Quote an aseptischen Implantatlockerungen und -brüchen.

Die erste Totalarthroplastik wurde Ende der 50er Jahre von McKee/Farrar vorgestellt (Gelenkpaarung Metall/Metall).

Einen wesentlichen Fortschritt brachten dann die Ganzmetall-Femurteilendoprothesen aus CoCrMo - Legierung, die Jones Ende der 60er Jahre einführte.

Das „low friction principle“ von Charnley mit Verwendung der Gleitpaarung Metall / Polyäthylen sowie Verankerung der Endoprothesenkomponenten im Knochen mit PMMA revolutionierte Anfang der 60er Jahre des 20. Jahrhunderts die Operationstechnik und führte schließlich zu einer weltweiten Verbreitung des alloplastischen Hüftgelenkersatzes. Später aufscheinende Langzeitprobleme der Gelenkpaarung Metall / Polyäthylen mit vermehrtem Kunststoffabrieb und Ausbildung von Separationsgranulomen mit Destruktionen des knöchernen Lagers waren lange Jahre Grund für die Beachtung einer strengen Altersindikation zum endoprothetischen Gelenkersatz mit Beschränkung auf Patienten jenseits des 60. Lebensjahres.

Einen weiteren wesentlichen Fortschritt brachten dann die Entwicklungen von Mittelmeier (1975) mit Rückgriff auf eine zementfreie Implantatverankerung, hier unter Ausnutzung des sogenannten Oberflächenvergrößerungsprinzips. Gleichzeitig konnte mit Einführung der Gelenkpaarung Keramik / Keramik das Abriebproblem wesentlich minimiert werden.

Freeman und Wagner stellten darüber hinaus Ende der 70er Jahre des 20. Jahrhunderts erstmals double-cup-Prothesen vor. Diese beschränkten die femorale Komponente auf einen Oberflächenersatz (Heisel, 2007).

Der Ersatz des zerstörten Hüftgelenkes durch eine Endoprothese stellt in vielen Kliniken heutzutage einen Routineeingriff dar. Bundesweit werden inzwischen in rund 1.400 Krankenhäusern künstliche Hüftgelenke implantiert.

Trotz aller Fortschritte in der Hüftgelenkendoprothetik ist eine unbegrenzte Standzeit der Endoprothese im menschlichen Körper aber (noch) nicht möglich. Nach Semlitsch (1976) wird das Endoprothesensystem mehr oder weniger lange vom Körper akzeptiert. Man kann davon ausgehen, dass pro Jahr ein Zuwachs von 1 % - bezogen auf die jährliche Lockerungsrate - geschätzt werden darf. Dies bedeutet 10 % in den ersten 10 Jahren, in den ersten 15 Jahren etwa 15 % Revisionsoperationen. Die Arbeiten einzelner Autoren zeigen zum Teil aber auch bessere Ergebnisse bei bestimmten Prothesensystemen.

Große Statistiken, wie die „Schwedenstudie“, lassen erkennen, dass die Revisionsrate in den ersten 10 Jahren tatsächlich bei etwa 10 % liegen dürfte (Gellner, 2007). Im Kalenderjahr 2005 wurden alleine in der Bundesrepublik Deutschland über 150.000 primäre Hüftgelenkendoprothesen implantiert. Hinzu kamen über 20.000 Austauschoperationen vor allem aseptisch ausgelockerter Implantate.

Insgesamt sind weltweit heute über 400 Endoprothesenmodelle auf dem Markt: Unterschieden werden einerseits zunächst sogenannte Duokopf-Alloplastiken (lediglich femorale Komponente mit direktem Kontakt zur natürlichen Hüftpfanne), indiziert vor allem zur schnellen Mobilisierung älterer Menschen im Falle einer Schenkelhalsfraktur und noch gut erhaltenem Azetabulum. Verbesserungen des Implantatdesigns führten in den letzten Jahren zu einer Renaissance des Oberflächenersatzes (Typ McMinn), der schon in den 70er Jahren des letzten Jahrhunderts von Wagner entwickelt wurde und in den letzten Jahren bei einem jüngeren Patientenkontext wieder häufiger verwendet wird.

Des Weiteren werden, ebenfalls bei jüngeren Menschen, knochensparende Endoprothesen (Typ Druckscheibe, Typ Cut u.a.) eingesetzt. Die konfektionierten femoralen Stielkomponenten unterscheiden sich im Wesentlichen durch ihr äußeres Design. Ihre Fixation erfolgt in über 60 % der Fälle mit PMMA-Knochenzement (optimierte Applikationstechnik), in knapp 40 % - dies vor allem bei jüngeren Patienten - zementfrei. Bei Letzteren unterscheidet man Implantate mit distaler Kraffteinleitung von Komponenten mit überwiegend proximaler metaphysärer Verankerung.

Seltener indiziert werden Individualprothesen, gefertigt nach einem CT-Bild des femoralen Knochens (Typ Aldinger). Bei proximaler tumoröser Femurdestruktion, auch bei Austausch Eingriffen, kommen meist modular aufgebaute defektüberbrückende Implantate in Frage (Heisel, 2007).



*Abbildung 3:
implantierte Hüft-TEP
(Quelle: Schulthess Klinik, Zürich)*

2.1.6 Materialien

Gelenkpaarung	Hauptindikation
Femorale Teilprothese/Duokopfprothese direkter Kontakt mit dem Azetabulum	Vor allem bei hochbetagten Patienten (in erster Linie nach Schenkelhalsfraktur) bei noch nicht wesentlich fortgeschrittenen Veränderungen des Azetabulums
Metall / Polyäthylen	Standardverfahren bei Coxarthrosen des höheren und mittleren Alters
Metall / Metall	Gutes Abriebverhalten, aber hohe Reibung indiziert bei mittelalten Patienten und Allergien
Keramik / Polyäthylen	Gutes Abriebverhalten indiziert vor allem bei jungen Patienten
Keramik / Keramik	Bestes Abriebverhalten, seltene Gefahr eines Keramikschlagbruches; indiziert vor allem bei sehr jungen Patienten

*Tabelle 2:
Unterschiedliche Gelenkpaarungen (Heisel, 2007)*

Wie Tabelle 2 belegt, gibt es heutzutage viele Kombinationsmöglichkeiten hinsichtlich der Materialien, die individuell auf die Patientenkonstitution angepasst werden können. Bei den einzelnen Gelenkkombinationen stellt in Deutschland die Kombination Keramik / Polyäthylen aber den aktuellen Goldstandard dar.

Bei jüngeren Menschen wird darüber hinaus öfter auf die Paarung Metall / Metall beziehungsweise Keramik / Keramik zurückgegriffen, bei betagten Patienten auf die kostengünstigere Alternative Metall / Polyäthylen.

Der Trend im Bereich der Hüftköpfe geht eindeutig zu den größeren Varianten mit einem Durchmesser von 28 beziehungsweise 32 mm, wobei hier das Abriebverhalten verstärkt, die Luxationsgefahr jedoch deutlich geringer ausfällt. Eine Gleitpaarung Metall / Metall weist zwar ein niedriges Abriebverhalten auf, stört jedoch durch erhöhte Reibung. Keramik / Keramikombinationen führen gelegentlich zu einem von den Patienten als unangenehm

empfundenen Knirschen, mitunter auch Quitschen (Impingement), im Fall eines direkten Traumas besteht die (seltene) Gefahr eines Schlagbruches.

Nicht nur bei den implantierten Prothesen gibt es Materialunterschiede, auch die Möglichkeiten der Verankerung variieren individuell je nach den Bedürfnissen der Patienten. Im Pfannenbereich konkurriert an zementfreien Implantaten in erster Linie das

- Schraubprinzip (externes konisches oder sphärisches Gewinde; günstig vor allem bei weichen osteoporotischen Knochen) mit der
- knochensparenden sphärischen Pressfit-Verankerung.

Daneben sind die kostengünstigeren Alternativen der konventionellen, zementierten Polyäthylen-Pfanne zu nennen. Bei zerstörtem Knochenlager stehen für Austauschgriffe spezielle metallische Ringkonstruktionen zur Verfügung (Heisel, 2007).

Es gibt auch sogenannte Hybrid Möglichkeiten, bei denen entweder die Pfanne oder der Schaft der Prothese zementfrei implantiert werden, während das Gegenstück zementiert wird. Auch hierbei kommt es auf die vorhandene Knochenstruktur der jeweiligen Patienten an, aber auch auf die Erfahrungen beziehungsweise Vorlieben der Operateure, die ihre Operationstechniken in Lernkurven für sich entwickelt haben und bestimmte Materialien besonders bevorzugen.



*Abbildung 4:
mögliche Kombination einer TEP
(Quelle: Schulthess Klinik Zürich)*

2.1.7 Operationszugänge

Nicht nur die verwendeten Prothesen und deren Verankerung unterscheiden sich maßgeblich, auch die Möglichkeiten, sich als Operateur den Weg zu dem geschädigten Gelenk zu bahnen, sind höchst unterschiedlich. Dabei spielt insbesondere die gestellte Indikation, welche letztendlich zu einem invasiven Eingriff an der Hüfte führt, eine entscheidende Rolle für die Wahl eines geeigneten Zugangsweges.

Meist in der Jugend auftretende Hüfterkrankungen, wie

- die Epiphyseolysis capitis femoris oder
- Tumorexzisionen, aber auch
- traumatisch auftretende Luxationen oder
- Schenkelhalsfrakturen

erfordern unterschiedliche Zugänge. Diese sind aufgrund verschiedenster Modifikationen zahlreich, doch soll - wegen der in dieser Arbeit eindeutigen Indikation der Arthrose – auf sie hier nicht eingegangen werden.

In den letzten 30 Jahren wurden viele der klassischen OP-Methoden, wie

- der anteriore-,
- der anterolaterale-,
- der direkt laterale-,
- der transgluteale-,
- der posterolaterale- und
- der posteriore Zugang

in zahlreichen Studien beschrieben und die jeweiligen Vor- aber auch Nachteile der einzelnen Operationsmöglichkeiten erörtert. Langzeitergebnisse bescheinigten all diesen Zugängen gute Erfolgsquoten (Levine, Klein, Di Cesare, 2007). Allerdings strebten Operateure ebenso wie die Hersteller der Prothesen nach fortschrittlichen Weiter- und Neuentwicklungen, mit denen die Ergebnisse noch verbessert werden können.

Der Erfolg jeder Operation hängt von der raschen Erholung der Gelenkfunktion ab. Jeder Eingriff, der Muskeln und/oder deren Ursprünge/Ansätze tangiert, geht aber natürlicherweise mit verminderter Muskelkraft und gestörter Propriozeption einher (Wojciechowski et al., 2007). Nicht zuletzt von Patienten gefordert, die sich

- bessere kosmetische Ergebnisse,
- schnellere Mobilität und
- schnellere Belastungsfähigkeit

wünschen, versuchen die Operateure, immer kleinere Schnitte zu machen und auch weichteilschonender zu arbeiten. So entstand ebenso wie auch in anderen chirurgischen Fachgebieten der Begriff der minimal invasiven Chirurgie (MIS).

Unter minimal invasiv verstehen wir die Optimierung einer routinierten Zugangstechnik durch Reduktion des Operationsfeldes. Die Verwendung eines erprobten Implantates und geeigneter Instrumente sind notwendig, um das Implantat ohne Risikoerhöhung sicher einzubringen. Das heißt, die Implantatlage muss ausreichend durch Sicht kontrollierbar sein. Dazu erfordert der kleine Schnitt eine exakte Positionierung, um seinen Vorteil nutzen zu können.

In den neunziger Jahren des letzten Jahrhunderts fanden in den USA die ersten Überlegungen statt, Hüftendoprothesen ohne Muskelablösung minimal-invasiv zu implantieren. Nach zahlreichen Vorversuchen und Operationen an anatomischen Präparaten erfolgte nach entsprechenden Anpassungen der Instrumente die erste Endoprothesenimplantation in minimal-invasiver Technik im Februar 2001 durch Berger aus Chicago.

Der Begriff „Minimalinvasiv“ wird heute auch bei OP-Techniken wie

- dem posterioren-,
- dem lateralen- oder
- dem „double incision“ Zugang

verwendet, obwohl alle drei Techniken mit Muskel- beziehungsweise

Sehnenbeeinträchtigungen einhergehen. Daher sollten diese Techniken eher mit dem Begriff „Less invasive surgery (LIS)“ in Verbindung gebracht werden (Wojciechowski et al., 2007). Zwei Implantationstechniken haben sich dabei als Standardverfahren weitgehend durchgesetzt: Der Zugang

- von vorne/seitlich (anterior-lateral) mit Modifikationen (nach Bauer oder Watson-Jones, der allerdings eher als rein lateraler Zugang klassifiziert wird (Torklus, 2007) durch den großen Gesäßmuskel (transgluteal), sowie
- der posterolaterale Zugang, der Zugang von rückwärts/seitlich.

Bei beiden Zugangswegen muss vorübergehend die Muskulatur mehr oder weniger umfangreich abgelöst werden, um mit ausreichender Übersicht die Schenkelhalskopfregion darzustellen und das Kopfhalsfragment entfernen zu können, Schaft und Pfanne darzustellen und das Kunstgelenk zu implantieren. Im Rahmen des Wundverschlusses müssen die abgelösten Muskelanteile dann wieder zusammengefügt werden.

Die postoperative Rehabilitation umfasst dann nicht nur Übungen mit dem neuen Gelenk selbst, sondern auch die Rehabilitation der angehefteten Muskulatur unter Berücksichtigung der Stabilität der refixierenden Nähte.

Die verwendeten Zugangswege, in denen die Patienten der drei verschiedenen Gruppen operiert wurden und bezüglich Wiederherstellung der Muskelkraft untersucht wurden, sind:

- die modifizierte posterolaterale Zugangstechnik (MPL),
- der klassische anterolaterale Zugangsweg (KAL) und
- der modifizierte anterolaterale Zugangsweg (OCM-Methode).

2.1.7.1 Modifizierte posterolaterale Zugangstechnik (MPL)

Der posterolaterale Zugang hat viele Variationen und wurde bereits 1874 von Langenbeck beziehungsweise 1887 von Kocher angegeben, bis er schließlich 1957 von Moore für die Hüftendoprothetik eingeführt und veröffentlicht wurde. Dieser Zugang, der auch heute noch neben dem unter 2.1.7.2 beschriebenen anterolateralen Zugang als Standardzugang bezeichnet wird, gilt weiterhin als häufig genutzter Operationszugangsweg in vielen Zentren für Endoprothetik. Er wird aufgrund seiner

- relativen Muskelschonung,
- guten Eignung für Revisionen und nicht zuletzt wegen seiner
- relativen geringen Lernkurve

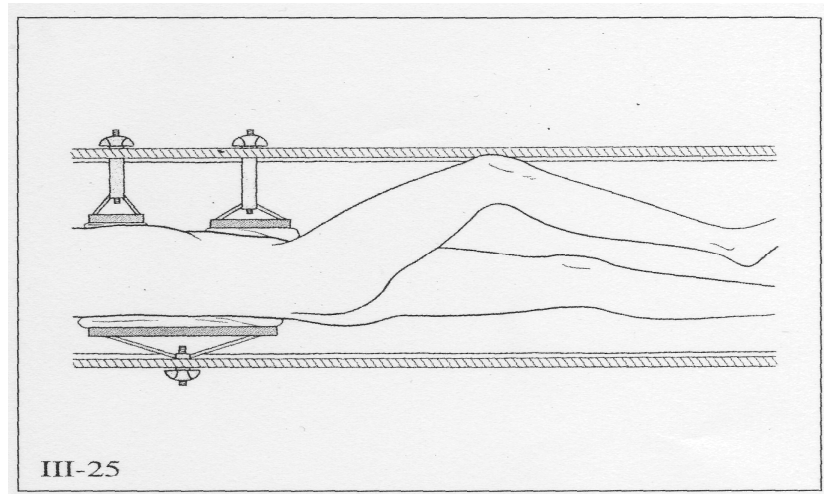
im Vergleich zu anderen Zugangswegen häufig empfohlen.

Er eignet sich besonders für die Endoprothetik und dessen Revisionen, wobei speziell gerade bei vermehrter Narbenbildung auf den N. ischiadicus geachtet werden muss. Er wird aber auch bei Frakturen des hinteren Acetabulums genutzt (Torklus, 2007).

Die minimal invasive Technik des posterolateralen Zugangs wurde schrittweise aus dem bis dahin routinemäßig verwendeten Zugang entwickelt. Die früher daraus übliche Schnittlänge von 30 cm verkürzte sich schon vor vielen Jahren langsam auf kürzere Eingangsschnitte, da man erkannte, dass die sehr großen Schnitte zur Implantation eines Hüftgelenkes gar nicht erforderlich waren. So verkürzte sich schon ohne Gedanken an minimal invasive OPs die Schnittlänge in den letzten 10 Jahren um rund ein Drittel.

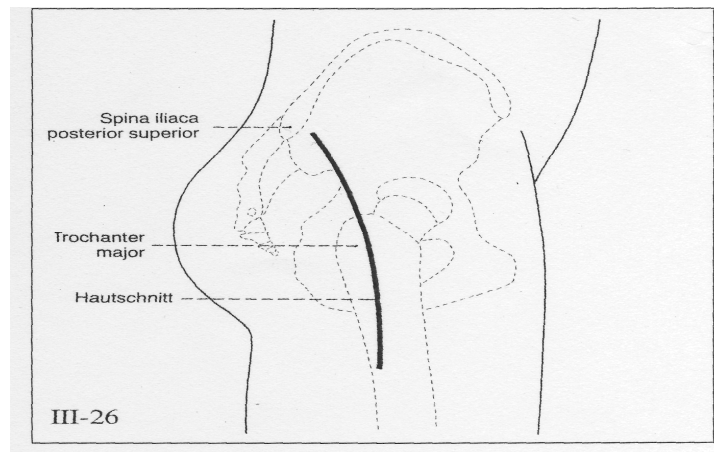
In den letzten 5 Jahren verstärkten sich Bemühungen, die Hautschnitte deutlich kürzer zu machen. Entsprechend kann man heute bei Hautschnitten von 7 bis 11 cm von minimaler Inzision sprechen. Etwa diese Schnittlänge ist beim posterolateralen Zugang erforderlich, um alle weiteren operativen Schritte mit ausreichender Sicht und ohne zu starke Belastungen der Haut durchführen zu können.

Vor dem Hautschnitt wird der Patient stabil durch Seitstützen und Unterlagen wie Sandsäcken in Seitlage gelagert, um eine Beckenkipfung perioperativ zu verhindern (siehe Abb. 5).



*Abbildung 5:
intraoperative Lagerung für den posterolateralen Zugang
(Torklus, 2007)*

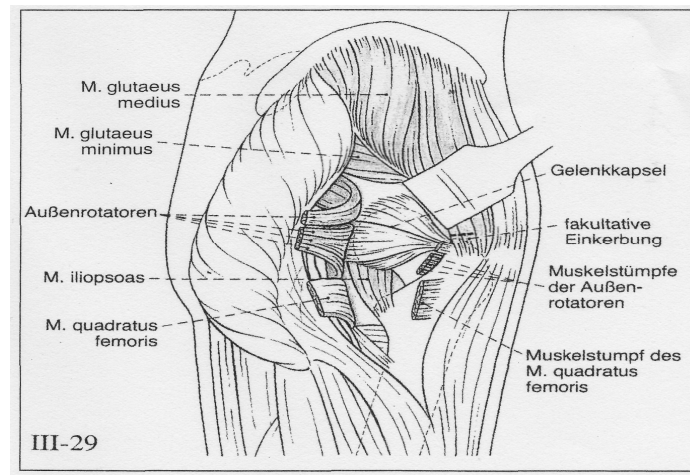
Entscheidend beim kurzen Hautschnitt ist seine exakte Positionierung. Eine Fehllage des kurzen Hautschnittes bedingt immer intraoperativ eine Schnittverlängerung. Beginnend vor der Spina iliaca posterior superior wird eine Verlängerung nach distal und vorn über den Rand des Trochanter major für etwa 6 bis 8 cm lateral am Oberschenkel entlang geführt. Halbierungspunkt ist hierbei die laterale Wölbung des Trochanter major. Distal reicht der Hautschnitt ungefähr bis zur Ansatzsehne des M. gluteus maximus (siehe Abb. 6).



*Abbildung 6:
Schnittführung des posterolateralen Zuganges
(Torklus, 2007)*

Parallel zu dem so durchgeführten Hautschnitt wird dann entlang des M. gluteus maximus die Fascia lata und anschließend der Tractus iliotibialis von distal nach proximal gespalten, so dass die Bursa trochanterica eröffnet werden kann. Durch Verlängerung des Schnittes nach proximal zwischen M. gluteus maximus und M. tensor fasciae latae, wird es möglich den M. gluteus maximus und den hinteren Teil des Tractus iliotibialis nach dorsal wegzuhalten, um die Außenrotatoren und den Trochanter major darstellen zu können. Hierauf wird der dorsale Ansatz der Mm. gluteus medius et –minus am Trochanter major eingekerbt und die Mm. gemelli, –obturatorius internus et –piriformis bei maximaler Innenrotation des Beines abgelöst. Um die eventuelle Wiederanheftung zu erleichtern, wird jeweils ein Muskelstumpf stehen gelassen. Fakultativ kann zusätzlich die Abtrennung des M. quadratus femoris, sowie die Unterbindung der A. circumflexa femoris medialis nötig sein, um so etwa bei muskelstarken Patienten die nötige Kapselfreilegung für die Implantation zu erreichen. Auf diese Weise wird die hintere Gelenkkapsel dargestellt.

Wichtig ist hierbei den N. ischiadicus zu schonen, der zusammen mit den Außenrotatoren durch einen breiten Haken nach dorsal weggehalten wird. Gleichzeitig wird die sich im Operationsfeld befindliche pelvitrochantäre Muskulatur mit einem Hohmann-Hebel zur Seite gedrängt (siehe Abb. 7).



*Abbildung 7:
Operationssitus (Torklus, 2007)*

Dann kann der Hüftkopf durch Beugung, Adduktion und Innenrotation luxiert werden. Nach Luxation des Hüftgelenkes kann man mit zwei normalen Hohmann-Hebeln den Schenkelhals umfahren. Dadurch lässt sich der Schenkelhals und -kopf in Mitte des Fensters einstellen und die Kopfresektion kann gezielt und unter Sicht durchgeführt werden.

Um dann durch Hakenzug den Schenkelhals nach ventral so weit zu ziehen, dass die Hüftgelenkpfanne frei sichtbar wird, ist die Resektion der kranialen Kapselanteile notwendig. So kann eine ausreichende Einstellung der Pfanne gewährleistet werden. Auch kaudale Kapselstränge sind hierbei zu lösen. Im Fenster erscheint dann weitestgehend zentral die Pfannenanlage.

Als nächstes erfolgt die Bearbeitung der Pfanne. Wenn diese implantiert ist, kann der Schenkelhals durch Beugung und Innenrotation im Fenster eingestellt werden.

Nach Vorbereitung des Lagers für den Prothesenstiel wird durch Probereposition die Beweglichkeit und Luxationssicherheit getestet. Nach Implantation und endgültiger Reposition wird der M. piriformis unter den sehnigen Ansatz des M. gluteus medius oder

auch transossär refixiert. Eine tiefe Drainage wird regelmäßig verwendet. Normaler Verschluss der Faszie, Subkutannähte und Intrakutannaht bilden dann den endgültigen Verschluss.

Die Mobilisation erfolgt wie bei allen verwendeten Eingriffen spätestens am ersten postoperativen Tag. Ein wesentlicher Vorteil wird hier durch die Verwendung einer abgewinkelten Pfannenfräse erreicht, die das korrekte Auffräsen der Pfanne erleichtert. Ein zusätzlicher speziell gebogener Hohmann-Hebel erleichtert die Einstellung der Pfanne. Beim Darstellen des Schenkelhalses ist ein doppelspitziger Knochenhebel ebenfalls von großem Nutzen. Weitere Spezialinstrumente sind nicht erforderlich. Die Verschiebbarkeit des Hautfensters ermöglicht so für alle Implantationsschritte eine ausreichende Sicht und macht die bei einigen Zugängen notwendige intraoperative Bildwandlerkontrolle überflüssig.

Dem posterolateralen Zugang werden immer erhöhte Luxationsraten zugeschrieben. Bei der minimal invasiven Durchführung des posterolateralen Zugangs hat sich gezeigt, dass die Luxationsrate deutlich unter 1 % liegt und bei kontrollierter Vermeidung von ventralem Impingement (Exophytenüberhänge im ventralen Pfannenbereich) eigentlich nur bei nicht ausreichender Anteversion des Pfannenimplantates vorkommt. Die nicht korrekte Pfannenimplantation ist in diesem Fall nicht abhängig vom minimal invasiven Zugang. Das Ablösen des M. piriformis und die Refixierung haben keine nachweisbaren Nachteile dieses Zugangs ergeben.

2.1.7.2 Klassischer anterolateraler Zugangsweg (KAL)

Der anterolaterale Zugang, der wie der unter 2.1.7.1 beschriebene posterolaterale Zugang zu den Standardzugängen gehört, ist eine Weiterentwicklung des lateralen Zuganges nach Watson-Jones. Dieser gehörte historisch gesehen seinerseits zu den Standardzugängen, wird aufgrund der Trochanter major Ablösung mit den daran ansetzenden Muskeln heute aber eher seltener genutzt. Zwar erfolgte eine Refixation des Trochanters, doch gewährleistet diese im Gegensatz zu den heute üblicheren Zugängen nicht die gleiche Stabilität; insbesondere nicht in der kurzfristigeren postoperativen Phase (Torklus, 2007). Bei diesem Zugang verwendet man das Intervall zwischen M. gluteus medius und M. tensor fasciae latae. Dieses anterolaterale Muskelintervall zwischen M. tensor fasciae latae und M. gluteus medius und -minus wird sehr häufig in der Hüftendoprothetik verwendet. Bereits 1884 wurde der anterolaterale Zugang von Sayre (Jergensen, Abbott, 1955) beschrieben und später wie bereits erwähnt von Watson-Jones (Watson-Jones, 1936) für Operationen bei Schenkelhalsfrakturen modifiziert.

Die Indikation ist auch bei dem anterolateralen Zugang umfassend und kann daher neben der klassischen primären Endoprothetik auch für

- Revisionseingriffe,
- Frakturen,
- Luxationen und auch für die
- Epiphyseolysis capitis femoris

eingesetzt werden.

Der Patient wird in Rückenlage in stabiler Position unter Verwendung verschiedener Stützen gelagert, bevor der Hautschnitt dicht unterhalb der Spina iliaca anterior superior beginnend schräg über der Außenseite der Hüfte Richtung Trochanter Spitze verläuft, auf Höhe dessen in Richtung Femurachse umbiegt und noch rund 3 cm weitergeführt wird. Hierbei sind Schnitterweiterungen nach distal - falls erforderlich - möglich (siehe Abb. 8).

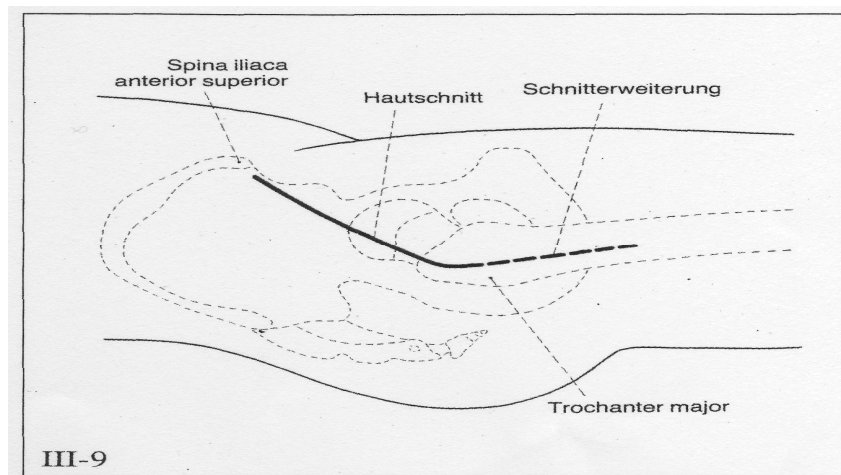


Abbildung 8:
Schnittführung des anterolateralen Zuganges (Torklus, 2007)

Anschließend erfolgt die Spaltung der Faszie und gegebenenfalls die Exstirpation der Bursa trochanterica. Die gesamte Weichteilpräparation geschieht relativ gefäßfern und benutzt - zunächst weichteilschonend - die beschriebene anatomische Muskellücke.

Nach dem Aufsuchen des Zwischenraumes zwischen dem M. tensor fasciae latae und dem vorderen Rand des M. gluteus medius wird die Muskulatur nach vorne und hinten gelöst (siehe Abb. 9).

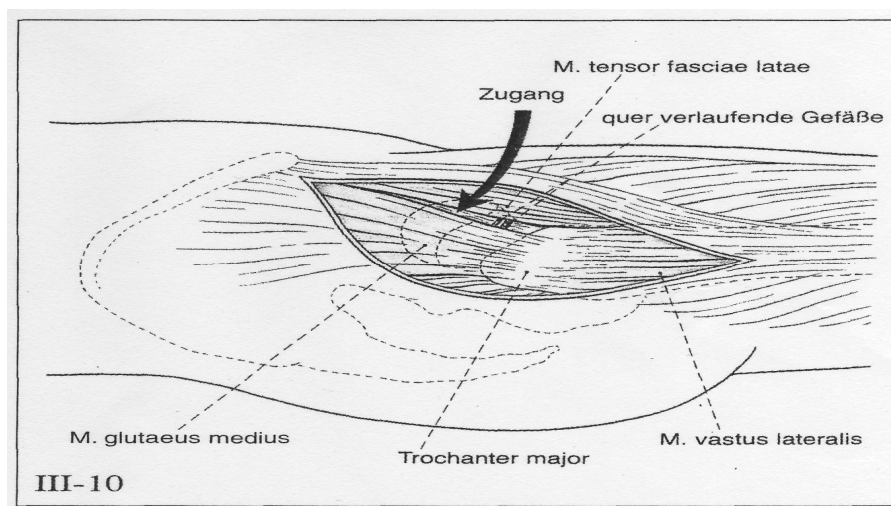
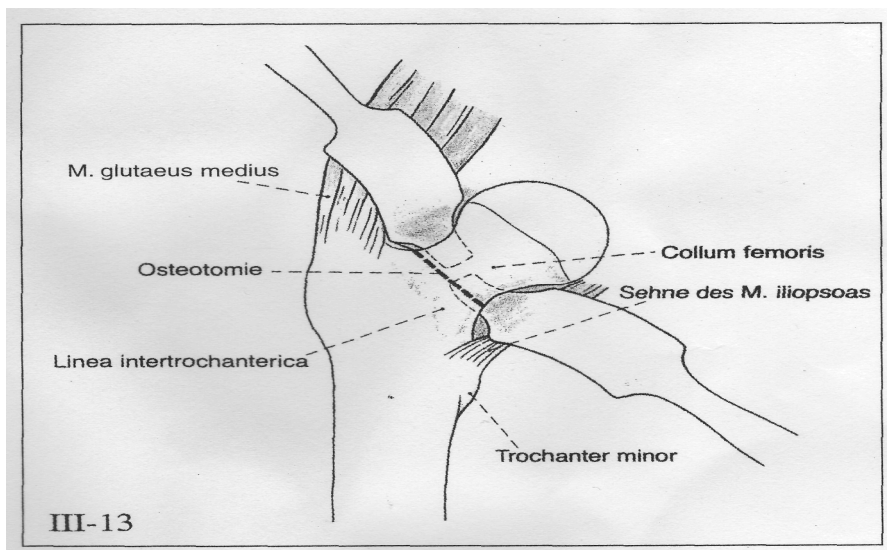


Abbildung 9:
Natürliche Muskellücke des anterolateralen Zuganges (Torklus, 2007)

Gerade bei engen Wundverhältnissen kann es erforderlich sein, den sehnigen vorderen Ansatz des M. gluteus medius und des -minus am Trochanter major einzukerben; allerdings nicht die Hauptinsertion an der Trochanterspitze. Die Einkerbung erweitert den Überblick wesentlich und wird nach der Implantation durch Vernähen mit der Faszie des M. vastus lateralis wiederhergestellt.

Die Gelenkkapsel wird durch Verwendung von Hohmann Hebeln ober- und unterhalb des Schenkelhalses dargestellt. Ein weiterer Hohmann Hebel unterfährt die ventral gelegene Muskulatur indem der Hebel am aufsteigenden Schambeinast gehakt werden kann. Auf diese Weise werden der M. tensor fasciae latae, der M. rectus femoris, der N. femoralis und die sich dort befindlichen Gefäße nach medial weggehalten. Hierbei ist vor allem ein zu starker Zug am Hebel zu vermeiden, um den N. femoralis zu schonen.

Hieraufhin wird die Gelenkkapsel in Richtung des Schenkelhalses längs inzidiert und von der Linea intertrochanterica zu beiden Seiten gelöst, so dass sie flügelartig zurückgeklappt oder exzidiert werden kann. Unter dem Schutz von Hohmann Hebeln kann der Hüftkopf dargestellt und in Höhe des Trochanter major im Winkel von etwa 45 Grad schräg zur Femurachse reseziert werden (siehe Abb. 10).



*Abbildung 10:
Darstellung des Schenkelhalses vor der Osteotomie (Torklus 2007)*

Nach Herauslösen des Gelenkkopfes sowie nach der Pfannenpräparation wird die zu implantierende Pfanne eingesetzt. Über diesen Zugang wird in muskulärer Tunnelungstechnik auch der Hüftschaff zementfrei eingeführt. Dieser wird anschließend mit einem Probekopf und dann mit dem endgültigen Keramikkopf versehen und in die Pfanne reponiert. Dann erfolgt der Wundverschluss durch Naht der abgelösten Muskeln, der Faszie, der Unterhaut und schließlich der Haut. Die operative Entfernung von überschüssigem Knochengewebe am Pfannenrand (Osteophyten), die Ausräumung von Pfannengrundzysten, Augmentationen (operative Gewebseinpflanzungen) des Pfannenbodens oder körpereigenem Knochengewebe (autologe Spongiosaplastik) ist über diesen Zugang ebenfalls problemlos möglich.

Die Schaffimplantation muss mit Unterstützung von bildgebenden Verfahren (Röntgenbildverstärker) durchgeführt werden, da der direkte Blick auf die Schenkelhalsresektionsebene bei der Präparation des Schaffes nicht oder nur schwer möglich ist. Dabei ist die vor der Operation erstellte Planung der Schaffimplantation unter Berücksichtigung der individuellen Geometrie des Oberschenkelhalses genau zu beachten. Die Überwachung des korrekten Fräs- beziehungsweise Implantationsvorganges erfolgt - lediglich vom Operateur digital kontrolliert - durch die Bildwandlerüberwachung.

Gefährdete Strukturen auf die besonders bei diesem Zugang geachtet werden müssen sind der N. gluteus sup. der neben dem M. tensor fasciae latae auch die wichtigen Hüftabduktoren M. gluteus medius und -minus versorgt und auch zwischen ihnen verläuft. Im proximalen Drittel der Schnittführung überkreuzt der motorische Anteil des Nerven die Faszienlücke und zieht zum M. tensor fasciae latae. Daher ist der Nervenast gegebenenfalls darzustellen und zu schonen.

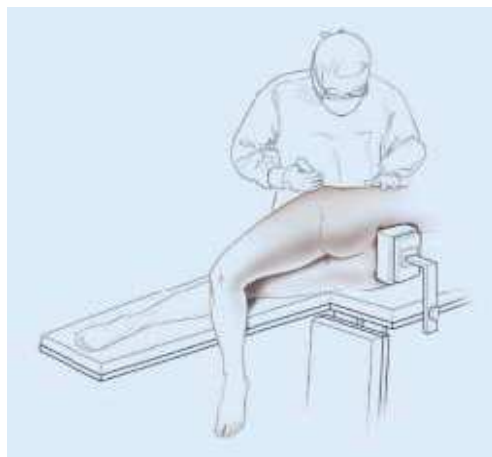
Bei Abschluss des Eingriffes ist die Blutungskontrolle wichtig. Dabei ist zu beachten, dass es vor allem aus Ästen der A. circumflexa femoris medialis und -lateralis bluten kann. Ein entscheidender Vorteil dieses Zugangsweges ist die Möglichkeit die hintere Gelenkkapsel stehen lassen zu können, was die spätere Luxationsgefährdung vermindert (Torklus, 2007).

2.1.7.3 Modifizierter anterolateraler Zugangsweg (OCM-Methode)

In der üblichen Rückenlage des Patienten nach dem klassisch anterolateralen Zugang, macht wie beschrieben unter 2.1.7.2 die Darstellung des proximalen Femurs eine teilweise Ablösung der Abduktoren erforderlich. Hier liegt die eigentliche Schwachstelle des klassischen anterolateralen Zugangsweges.

Deshalb beschäftigen sich einige Modifikationen gerade mit der intraoperativen Beseitigung der Abduktoren aus dem Zugangsweg, ohne jedoch das grundsätzliche Problem zu lösen, nämlich keine Muskel oder Sehnenläsion bei der Femurexposition zu hinterlassen (Bauer, Kerschbaumer, Poisel, 1979, Hardinge, 1982).

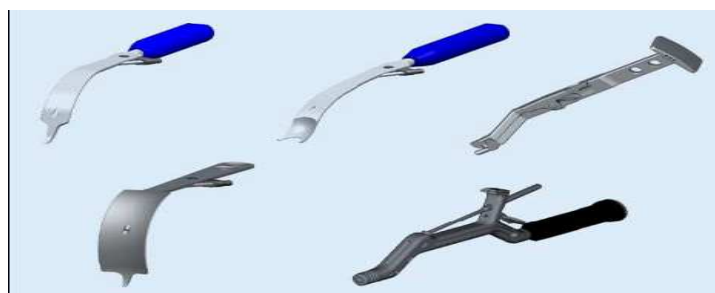
Der nachfolgend beschriebene minimal-invasive anterolaterale Zugang zum Hüftgelenk nutzt ebenso das klassische Muskelintervall zwischen Abduktoren und M. tensor fasciae latae. Die erforderliche Relaxierung der Abduktoren für eine ungehinderte Pfannen- und Schaftexposition geschieht hierbei über die Lagerung in Seitenlage und spezielle Beinpositionierungen während der einzelnen Teilschritte des Eingriffs (siehe Abb. 11).



*Abbildung 11:
Patient in Seitenlagerung:
Tischaussparung am Fußende für
die Femurpräparation
(Röttinger, 2006)*

Limitierungen hinsichtlich der Anwendung (etwa Gewicht, Knochendichte, Voroperationen, Fehlstellungen etc.) bestehen nicht, so dass das Indikationsspektrum wie auch bei den klassischen Zugängen sehr breit ist.

Die Verwendung eines auf den Zugang abgestimmten weichteilschonenden Instrumentariums ist sinnvoll, denn der minimal-invasive anterolaterale Zugang zum Hüftgelenk zur Implantation von Hüftendoprothesen stellt hohe Anforderungen an die Instrumente. Kleine Zugangswege verursachen einen erhöhten Gewebedruck unter den Haken, besonders aber an den Hakenkanten. Scharfkantige Haken und unnötige oder unvorsichtige Hakenbewegungen unter großer Gewebespannung wirken sich extrem traumatisierend aus. Daher werden bei dieser Technik Operationshaken mit speziell gerundetem Design und in bestimmten Größenabstufungen zur Minimierung des Gewebetraumas verwendet. Da kleine Operationsschnitte eine direkte geradlinige Arbeitsrichtung für Pfanne und Schaft nicht zulassen, sind Fräser, Raspelhandgriffe und Einschlaginstrumente entsprechend zugangsoptimiert verändert (siehe Abb. 12).



*Abbildung 12:
Zugangsoptimierte Instrumente für größtmögliche
Weichteilschonung (Röttinger, 2006)*

Der Patient wird in der Seitenlage stabil positioniert. Das Becken ist mit Halterungsblöcken von vorne und hinten fixiert. Ein Vakuumkissen ist optional zur zusätzlichen Stabilisierung zu verwenden. Patient und Vakuumkissen werden dann von den üblichen Halterungsblöcken gemeinsam gefasst. Die zuverlässige Fixierung des Patienten während der gesamten Operation ist für die Orientierung des Operateurs und für eine exakte Implantatpositionierung unabdingbare Voraussetzung.

In einzelnen Teilschritten der Operation wird das Bein hyperextendiert, adduziert sowie außenrotiert. Um dies ohne Behinderung zu gewährleisten, sollte der Operationstisch am Fußteil hälftig abklappbar sein. Andererseits ist während anderer Teilschritte der Operation das Bein in leichter Abduktion zu halten. Das Bein kann hierbei vom Assistenten gehalten oder auf einem Beinhalter gelagert werden.

Der Hautschnitt verläuft über dem Septum intermusculare zwischen M. gluteus medius und M. tensor fasciae latae. Als anatomische Orientierung dient die tastbare anteriore Trochanterspitze sowie die Spina iliaca anterior superior (SIAS). Der Hautschnitt verläuft von der anterioren Trochanterspitze nach kranial in einer Linie rund 4 cm dorsal zur SIAS. Die Länge des Hautschnitts variiert auch hier entsprechend der individuellen Patientensituation und der Erfahrung des Operateurs zwischen 6 und 9 cm. Die anschließende Durchtrennung der Faszie erfolgt in gleicher Richtung.

Man befindet sich dann direkt über dem Septum intermusculare des M. gluteus medius und des M. tensor fasciae latae. Der freie Rand des M. gluteus medius haftet sich direkt dem M. tensor fasciae latae an und ist in Richtung SIAS durch eine intermuskuläre Aponeurose mit diesem Muskel fest verbunden.

Durch diese Verbindung zweier Muskeln kann das Septum intermusculare nicht direkt, sondern nur von distal her, über Spreizung präpariert werden. Etwa in Trochanterhöhe verlaufen beide Muskeln wieder voneinander getrennt. Direkt anterior vom Trochanter major befindet sich ein Winkel zwischen M. gluteus medius, dem M. vastus intermedius und dem M. tensor fasciae latae, welcher mit lockerem Bindegewebe oder Fettgewebe gefüllt ist. Dieser Winkel ist fühlbar beziehungsweise mit einer Schnittverlängerung auch darstellbar.

Mit dem Finger geht man nun in diesen Winkel. Unter festem Kontakt am proximalen Femur sucht man die kraniale Schenkelhalsregion auf, setzt den ersten Haken über den dorsokranialen Schenkelhals unter den Finger und einen weiteren nach ventral über den Schenkelhals. Die Spreizung der Haken trennt beide Muskeln anatomisch im Verlauf des Septum intermusculare. Die Kapsel des Hüftgelenks kommt zur Darstellung.

Eine korrekte Schenkelhalsosteotomie ist nur in Form einer Doppelosteotomie möglich. Das Bein befindet in leichter Abduktion und Außenrotation. Die Kapselinzision erfolgt H-förmig, alternativ auch C-, Z- oder T-förmig im superioren und anterioren Bereich. Nach ausreichender Kapselinzision werden die Haken intrakapsulär über den Femurkopf positioniert. Jetzt wird das Knie gebeugt und das Bein außenrotiert. Dieses Manöver wendet den Femurkopf dem Operateur zu. Nun folgt die erste transkapitale Osteotomie, senkrecht zur Schenkelhalslinie.

Mit einem Cobb-Raspatorium wird das proximale Schenkelhalsende angehoben. Für die definitive Osteotomie befindet sich der Schenkelhals nun knapp unter Hautniveau. Die definitive Schenkelhalsosteotomie geschieht unter Orientierung an den knöchernen Achsen. Hierzu ist das Knie in 90 Grad gebeugt. Das Bein wird in Außenrotation gehalten. Der Unterschenkel wird senkrecht zum Boden und der Oberschenkel parallel zum Boden ausgerichtet. Damit ist die knöcherne Achse des Femurs nachvollziehbar. Die Osteotomie erfolgt unter Orientierung über die Fossa trochanterica, der tiefsten Stelle am lateralen Schenkelhals. Dieser Punkt kann sowohl am Röntgenbild zur Operationsplanung als auch während der Operation als anatomisch eng umschriebene Stelle identifiziert werden. Danach wird der Schenkelhals entsprechend der präoperativen Planung osteotomiert und Schenkelhals sowie Kopffragment werden entfernt.

Die Darstellung des Acetabulums erfolgt in Kniestreckung und leichter Abduktion des Beins mit 2 bis 3 speziell gerundeten Haken. Die Haken werden knochennah und subkapsulär direkt am Pfannenrand eingesetzt. Übliche Hohmann-Haken sind hierbei aufgrund zu scharfer Kanten nicht geeignet. Die Pfanne wird mit einem gewinkelten Einschläger eingebracht. Pfannenüberstehende Osteophyten werden dargestellt und entfernt. Zur Schaftimplantation wird das Bein in Außenrotation, Hyperextension und Adduktion gebracht. Dadurch befindet sich der Unterschenkel in der Tischaussparung am rückwärtigen Fußteil relativ bodennah. Zum Schutz vor Kontamination wird der Unterschenkel in einem sterilen Beutel gelagert. Zur Darstellung des proximalen Femurs werden 2 Haken gesetzt. Ein Haken befindet sich an der Calcarregion. Ein weiterer Haken sitzt knochennah hinter der Trochanter Spitze und hält die Abduktoren aus der

Zugangsrichtung. Zur Verbesserung der Femureinstellung ist ein Kapselrelease am superioren und dorsalen Schenkelhals erforderlich.

Die Piriformisinsertion sollte durch diesen Release nicht tangiert werden. Nach dem Kapselrelease und der Optimierung der Hakenposition wird die Femurpräparation unter Verwendung eines doppelt gewinkelten Raspelhandgriffs durchgeführt. Der spezielle Raspelhandgriff gewährleistet ein spannungsfreies Arbeiten ohne direkten Hautkontakt. Nach Probereposition sind zementfreie oder zementierte Schaftimplantation möglich. Nach der Kapselinzision bietet sich der Kapselverschluss mit wenigen oder nur einer Naht zur Adaption der Kapsellappen an. Gelenknah kann eine Redon-Drainage platziert werden. Darauf folgen Faszienverschluss und anschließender subkutaner Naht- und Hautverschluss (Röttinger, 2006).

2.2 Koordinative Fähigkeiten

Ein zentraler Punkt für die Durchführung der Untersuchungen ist abhängig vom Zusammenhang koordinativer Fähigkeiten und vom Zustand des zu untersuchenden Gelenks beziehungsweise Zustand der für die Gelenkintegrität verantwortlichen Strukturen, wie Kapsel, Bänder oder Muskeln. Die koordinativen Fähigkeiten sind komplexe Leistungsvoraussetzungen, die sich primär auf Prozesse der Bewegungssteuerung und -regelung beziehen. Zusammen mit den konditionellen Fähigkeiten Kraft, Schnelligkeit und Ausdauer, sowie der Beweglichkeit, tragen sie als so genannte motorische Fähigkeiten zur sportlichen Leistung bei (Meinel, Schnabel, 1998).

Die Coxarthrose führt zu einer gestörten Gelenkbiomechanik. Die funktionellen Beeinträchtigungen können das Gangverhalten in verschiedener Weise beeinträchtigen. Patienten mit degenerativer Coxarthrose im fortgeschrittenen Stadium haben Beschwerden unter Belastung und zusätzlich Schmerzen in Ruhe zur Folge (Meurer, 2001). Die adäquate Lastübernahme und der Einbeinstand erfolgen unter erschwerten Bedingungen und Funktionseinschränkungen manifestieren sich. Der Gang ist geprägt von einer Entlastungs- und Schonhaltung.

In der Schonhaltung nimmt der Patient ein sogenanntes Kapselschonmuster ein, wodurch der intraartikuläre Druck so gering wie möglich gehalten wird und die Kapsel entspannt ist (Cremerius et al., 1998). Das Kapselschonmuster zwingt den Patienten in die Stellung der Außenrotation, der Abduktion und der Flexion im Hüftgelenk. Dadurch treten Kontrakturen der Muskeln und Muskelinsuffizienzen auf, speziell die Adduktoren, Außenrotatoren und Flexoren neigen dazu. Insuffizienzen sind außerdem in den großen und kleinen Glutealmuskeln, sowie der Oberschenkelmuskulatur zu finden (Cremerius et al., 1998). Oft entstehen durch die kontinuierliche Schonung des betroffenen Gelenks auch Überlastungsschmerzen der anderen Gelenke (Meurer, 2001), da sie die meiste Zeit in unphysiologischer Weise beansprucht werden. Sogar die Herz-Kreislauf-Leistungsfähigkeit ist reduziert, denn die Schmerzen führen zu Bewegungsarmut und einer steigenden Immobilität (Jerosch, Heisel, 2001).

Bei jahrelangem Verharren der Patienten in schwersten Stadien der Arthrose, ohne Intervention durch eine operative oder sogar ohne konservative Therapie zur Symptomlinderung, kommt es durch die Kompensation zu massiven Muskelverkürzungen, wodurch sich weitere Fehlstellungen der anatomischen Strukturen manifestieren. Der Rumpf wird vorgelegt, das Bein retrovertiert, wodurch sich die lumbale Lordose verstärkt und vermehrt auch Schmerzen im Lendenwirbelsäulenbereich auftreten (Götz-Neumann, 2003).

Die Pelvisabsenkung kontralateral, das sogenannte Trendelenburg-Zeichen tritt in der Phase der Gewichtsübernahme und im Einbeinstand auf. Ursache der Gangabweichung ist eine durch Schmerzen oder Bewegungseinschränkungen erworbene Schwäche der ipsilateralen Hüftgelenkabduktoren. Die Standstabilität ist verringert und die relative Länge des kontralateralen Beines vergrößert (Aebi-Müller et al, 2005). Der Patient kompensiert den unterschiedlichen Grad der Abschwächung der Abduktoren des Hüftgelenkes verschieden. Der Körperschwerpunkt wird vom Standbein weg verlagert (Götz-Neumann, 2003). Beim Duchenne-Hinken (Schonhinken) kompensiert der Patient seine muskulären Defizite zusätzlich durch Verlagerung des Oberkörpers und damit des Schwerpunktes über die betroffene Standbeinseite (Cremerius et al., 1998; Götz-Neumann, 2003). Die Hebelverhältnisse für die Last der Schwungbeinseite verbessern sich, der Hebelarm der Gewichtskraft wird verkürzt, so dass das Becken bereits mit geringer Muskelkraft stabilisiert werden kann (Brinckmann et al., 2000). Die Belastung des Hüftgelenkes nimmt ab.

In einigen Fällen kann ein festes Iliotibialband oder ein unphysiologisch verlängertes Band eine Schwäche der Hüftgelenkabduktoren verdecken (Götz-Neumann, 2003). Die kontralaterale Pelvisabsenkung manifestiert sich im Verlauf der Erkrankung und besteht auch nach der Gelenkersatzoperation. Je nach Operationszugang und Abtrennung bestimmter Abduktorenmuskelgruppen kann diese Gangabweichung nach der Operation verstärkt auftreten.

Die Ursache der übermäßigen Hüftgelenkflexion bei der Gewichtsübernahme liegt entweder in einer Flexionskontraktur der Hüftbeuger oder in einer Kontraktur des

Illoiotibialbandes begründet (Götz- Neumann, 2003). Durch eine Kontraktur der Hüftgelenkflexoren kommt es zur verkürzten Schrittlänge des kontralateralen Beines, da die Hüftextension eingeschränkt ist (Götz-Neumann, 2003). Weitere Auswirkungen der exzessiven Hüftflexion im Einbeinstand sind gesteigerte Anforderungen an den M. quadriceps und die Hüftgelenkextensoren, eine reduzierte Beinstabilität sowie ein erhöhter Energieverbrauch (Götz-Neumann, 2003). Häufig geht mit dieser Gangabweichung eine verstärkte Kniegelenkflexion einher.

2.2.1 Posturales System

Diese aufgrund der pathologischen Deformitäten entstehenden Dysbalancen lassen sich dazu nutzen, einen Schluss zwischen

- koordinativen Fähigkeiten, wie Gleichgewichtsfähigkeit und
- Kraftzustand

zu einem Status quo des zu untersuchenden Hüftgelenks zu ziehen. Der Ausdruck „Gleichgewicht“ wird in der Alltagssprache schnell zu einseitig mit dem vestibulären System verbunden. Dieses dominiert jedoch im posturalen Regelkreis keineswegs. Das vom posturalen System kontrollierte statische und dynamische Gleichgewicht kann auch Balance genannt werden. Balance meint die Kontrolle der Körperposition im Raum beziehungsweise der Position der Körperteile zueinander, so dass der menschliche Körper gegen von außen einwirkende Kräfte aufrecht oder in der gewünschten Haltung bleiben kann (Runge, 1998).

Für ein suffizientes Gleichgewicht sind störungsfreie Abläufe im Posturalen System notwendig, die eben durch genannte pathologisch veränderte Strukturen gestört werden. Die posturalen Reaktionen stabilisieren jedes Bewegungsverhalten. Jede Körperhaltung muss gegen die Schwerkraft energieschonend und ohne längerfristige Überlastung der muskuloskelettalen Strukturen gesteuert werden. Jede Bewegung fängt in einer bestimmten „posture“ = Ausgangsposition an und endet in einer bestimmten „posture“ = Endposition. Die posturale Steuerung stellt die Position einzelner Körpersegmente bereits nach einer Bewegungsabsicht ein, durch die differenzierte Aktivierung der inter- / segmentalen Muskeln. Erst aus dieser gezielt eingestellter Ausgangsposition kann man eine Bewegung oder die Lokomotion durchführen.

Posturale Reaktionen äußern sich klinisch durch ausgewogene synergistische Aktivierungen der Muskeln, die in jeder Haltung und bei jeder Bewegung unnötige Schwankungen und Ausweichbewegungen verhindern, die entweder zur Unsicherheit in der Haltung und in der Bewegung führen würden oder zu erhöhter nozizeptiver Afferenz. Kleine Körperschwankungen sind nötig, weil sie die afferente Information geeignet

erhöhen. Es werden dabei bestimmte Körpergelenke und Körperteile, wie die Scapula oder der Beckengürtel gegen die Schwerkraft eine gewisse Zeit stabilisiert, während die Bewegung stattfindet.

Die posturalen Programme bestimmen ebenso, wie intensiv bei Verlängerung eines Muskels die exzentrische Muskelaktivität gesteuert werden soll, wie beispielsweise die des M. quadriceps femoris beim Hinuntergehen von Treppen. Die posturale Steuerung verwendet dafür besonders das kybernetische Prinzip der synergistischen Muskelaktivierung. Synergistische Muskelaktivierung bedeutet, dass beide Muskelpartner, die sonst auch antagonistisch arbeiten können, gleichzeitig mit unterschiedlicher Intensität aktiviert werden, um eine Position im Gelenk zu halten.

Die Intensität der Aktivierung verändert sich ständig dynamisch, je nach der Verlagerung des Schwerpunktes. Besonders wichtig ist dabei die exzentrische Aktivierung der Muskeln, die ihre Aktivität dosiert und zielorientiert reduziert. Die Muskeln dürfen die Haltearbeit nicht plötzlich unterbrechen, sonst wäre die Bewegung sakkadiert. Die Steuerung der exzentrischen Muskelaktivierung stellt eine der schwierigsten Aufgaben für die motorische Programmierung dar.

Wenn die Veränderung der Lage eines Körperteils oder des ganzen Körpers das aktuelle Ziel der Motorik ist, müssen die posturalen Programme augenblicklich gehemmt werden. Sie werden nicht völlig unterdrückt, sonst wäre die Bewegung völlig diffus und instabil. Die posturalen Reaktionen müssen vielmehr dosiert eine gewisse Zeit gehemmt werden. Die kybernetische Steuerung der Motorik verwendet bei Lagewechsel mit größeren Winkelveränderungen an Gelenken das Steuerungsprinzip der reziproken- / antagonistischen Hemmung. Praktisch kann beispielsweise ein schneller Schritt nach vorne nur durch eine rasche intensive Aktivierung der Hüftflexoren während der gleichzeitigen Inhibition der Hüftextensoren durchgeführt werden. Der Muskelpartner wird in der phasischen Funktion als Antagonist bezeichnet. In der posturalen Funktion arbeiten jedoch die gleichen Muskeln als Synergisten – etwa im Stehen.

Hierbei hilft die Trägheit der Masse der Stabilisierung während der phasischen Bewegung. Bei Bewegungen ist die Trägheit der Masse nämlich ein zusätzliches wichtiges stabilisierendes Element, das bei Arbeiten im Stehen und im Sitzen fehlt. Im Stehen und im Sitzen wird die rechtzeitige Positionierung im Segment ohne Hilfe der Trägheit der Masse durch posturale Programme gesteuert. Bei der Lokomotion dagegen erleichtert die Trägheit der Masse die Gleichgewichtssteuerung.

Man kann die posturale Steuerung aber nicht lediglich auf das Stehen und Sitzen reduzieren. Jede Bewegung muss funktionell stabilisiert werden. Die posturalen Programme bestimmen die harmonische Abnahme oder Zunahme der exzentrischen Muskelaktivierung während der Bewegungen. Dadurch wird eine überschießende Bewegung vermieden. Ferner müssen die Schlüsselregionen des Körpers, nämlich die Schultergürtel- und die Beckengürtelregionen als puncta fixa vor und während jeder Bewegung in ruhiger Lage, ohne größere Ausweichbewegungen gehalten werden. Dafür sorgt ebenso die posturale Steuerung (Rasev, für Haider Bioswing, 2005).

2.2.1.1 Übergeordnete Steuerung

Das Zentrale Nervensystem (ZNS) bearbeitet Informationen aus den Rezeptoren und gibt nach der Bearbeitung der Eingangsinformationen die Befehle zu den Ausführungsorganen. Im senso-motorischen System sind Ausführungsorgane die Muskeln. Bei Überlegungen über die Entstehung einer Bewegung müssen zwei Ursachen für die Entstehung von Muskelkontraktion berücksichtigt werden. Die Ausgangsinformation zu der motorischen Endplatte, die zu einer Muskelkontraktion führt, entsteht entweder im ZNS selbst oder wird durch afferente Informationen ausgelöst. Jede der beiden Ursachen löst Reaktionen aus, die den Tonus in einzelnen Muskeln differenziert beeinflussen. Die Einstellung der Reizbarkeit der Muskelfasern verändert sich ständig. „Jede Bewegung ist lediglich eine Äußerung der Steuerungsarbeit des ZNS“ (Henner, 1946).

1. Hirnrinde (cortex cerebri)

- Realisation der Empfindungen, Assoziationen
- Initiation der bewußten Bewegungen

2. Subkortikale (supraspinale) Ebene

- Auswahl der automatisch ablaufenden motorischen posturalen Programme
- Einstellung der Reizbarkeit und des Muskeltonus in funktionellen Bewegungsketten

3. Spinale Ebene (Rückenmark)

- Spinale lokomotorische Generatoren, Verteilung der Reize auf alpha-Motoneurone, Aktivierung der Muskelfasern
- Steuerung der Muskelfasern erfolgt durch alpha-Motoneurone, Einstellung der Empfindlichkeit der Muskelspindel durch gamma-Motoneurone. Interneurone sind zuständig etwa für die Intensität der reflektorischen Inhibition Agonist / Antagonist und für die Distribution der Reize links / rechts (Rasev, für Haider Bioswing, 2005).

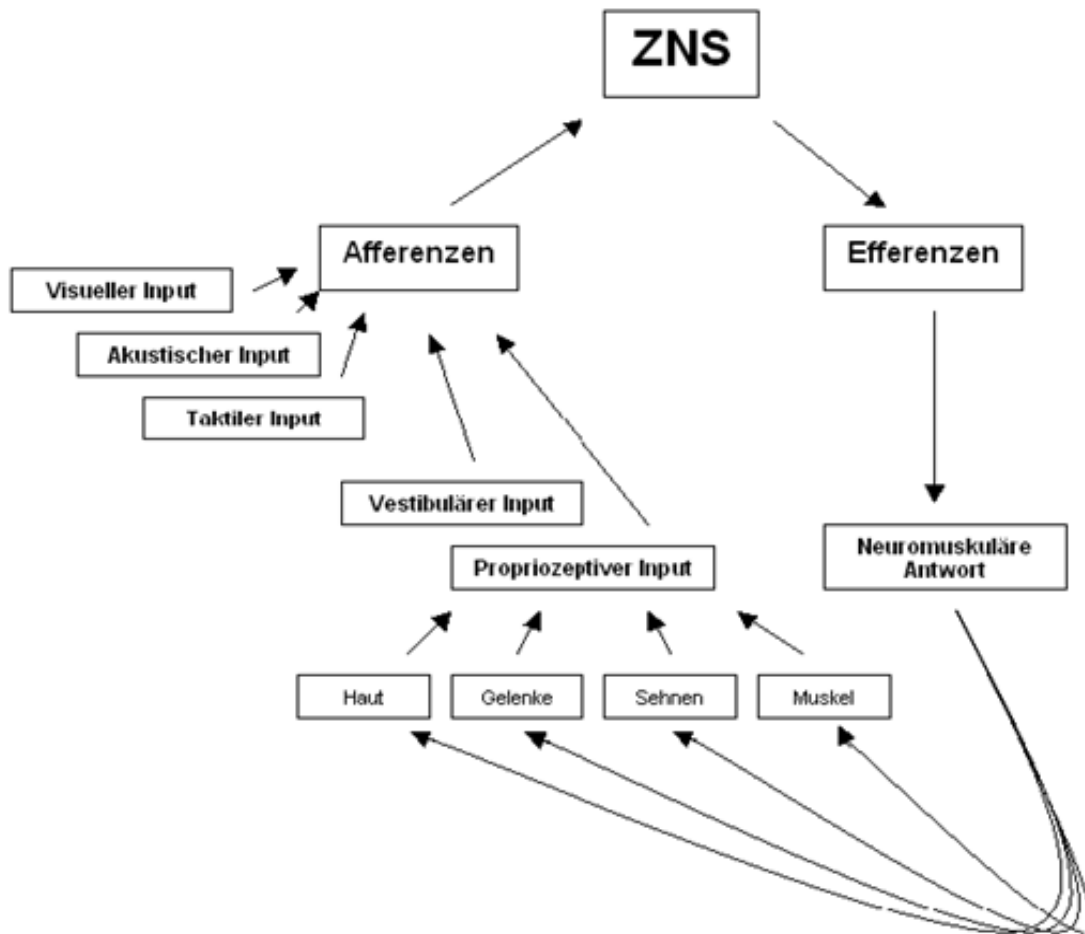


Abbildung 13:
Vereinfachtes Schema der Steuerung der Sensomotorik
(Hanssen, 2006)

Hierbei melden die Propriozeptoren Informationen über Längen- und Spannungsdifferenzen aus

- muskuloskelettalen Strukturen,
- über Gelenkstellungen,
- Winkelgeschwindigkeiten und
- Beschleunigungen beziehungsweise Verlangsamungen der Gelenkbewegungen

an die Rückenmarksebene in der reflektorische Antworten entstehen (Schmid, Thews, Lang, 2000).

Natürlich ist hierbei ein Zusammenspiel mit den

- Vestibulorezeptoren, die Informationen über die Richtung der Schwerkraft vom rechten und linken Vestibularapparat, sowie über statisch oder dynamische Zustände melden und den
- Augenrezeptoren, die über die Lage des Horizonts und über die Formen, Entfernung oder die Annäherung der Gegenstände im Raum melden,

nötig.

2.2.1.2 Nozizeption

Die Nozizeption ist eine besondere Art der Information. Sie entsteht in sogenannten Nozizeptoren, freien Nervenendigungen im Gewebe. Sie melden Informationen über zwei Gefährdungs-Zustände:

- einerseits die funktionelle Nozizeption, die über die Überlastung der Weichteile und drohende Gefährdung der Strukturen informiert (Isometrie, Ischämie etc.), ohne dabei jegliche makroskopische beziehungsweise durch bildgebende Verfahren feststellbare Schäden der Strukturen zu hinterlassen,
- andererseits die strukturelle Nozizeption, die über bestehende Destruktion der muskuloskelettalen Strukturen (Entzündung, Hämatom, Irritation der Nervenwurzel, Prellung, Quetschung etc.) informiert und in üblichen bildgebenden Verfahren makroskopisch darstellbar ist. Sie hat dabei einen wesentlichen Einfluss auf die Steuerung des Muskeltonus. Allerdings ist sie nicht gleichzusetzen mit Schmerzen oder mit Schmerzgefühl, denn Schmerz entsteht erst, wenn er auch ins Bewusstsein kommt (Rasev, Haider Bioswing, 2005).

In Zusammenhang mit einer Arthrose kann die Nozizeption aufgrund der entstandenen Schädigung der Strukturen und einem erhöhten Muskeltonus ebenso die Gleichgewichtsfähigkeit beeinflussen, wie bewusster Schmerz, da die muskulären Dysbalancen wiederum zu Schonhaltungen führen (Menke, 2000).

2.2.1.3 Physiologische Einflussfaktoren auf die Gleichgewichtsfähigkeit

Der Ausprägungsgrad der koordinativen Fähigkeiten ist altersabhängig, da sich die Prozesse der Informationsaufnahme und -verarbeitung aufgrund der physiologischen Altersentwicklung verschlechtern. Man geht davon aus, dass der Rückgang der Gleichgewichtsfähigkeit ab etwa dem 60. Lebensjahr feststellbar ist (Kirchner, 1994).

Eine Folge davon ist - wie Untersuchungen etwa - von Wegener (1997) zeigen, dass etwa ein Drittel der über 65-Jährigen einmal pro Jahr aufgrund von Standunsicherheiten stürzen. Dies geht in diesem Alter meist mit mehr oder weniger gravierenden Verletzungen einhergeht (Wegener, Kisner, Nichols, 1997).

Die Ursachen dieser Verschlechterung der Koordination lassen sich erklären durch

- eine Abnahme der Nervenleitgeschwindigkeit im Alter ebenso wie eine strukturelle Veränderung der Propriozeptoren (Skinner, 1993),
- eine nachlassende Erregbarkeit der Muskulatur und
- eine deutliche Abschwächung der Sehnenreflexe, die eine Verschlechterung der Propriozeption insgesamt nach sich zieht (Mankovskij, Minc, 1978).

Hinzukommt

- eine Reduktion sensorischer Zellen im Vestibularapparat und den Gelenken,
- eine Verschlechterung der optischen Wahrnehmung und auch
- eine Rückbildung neurologischer Strukturen im ZNS,

was zusammen mit den schon genannten Veränderungen zu einer generell verringerten Reaktivität des Nervensystems im Alter führt (Mankovskij, Minc, 1978).

Im Zusammenspiel mit den ebenfalls im Alter nachlassenden konditionellen Fähigkeiten

- Kraft,
- Schnelligkeit und
- Beweglichkeit

ergibt sich die angesprochene beobachtbare Verschlechterung des Bewegungsbildes bei älteren Menschen. Dies ist bei der Durchführung und Interpretation der Tests bei den größtenteils älter als 50 Jahre alten Teilnehmern zu berücksichtigen. Es wird davon ausgegangen, dass parallel zur Abnahme der Koordinationsfähigkeit im Alter ein Rückgang des Niveaus der physischen Leistungsfaktoren beziehungsweise der Qualität der motorischen Koordinations- und Steuerungsprozesse verläuft (Schubert, Bös, 1996).

Dennoch bleibt die Trainierbarkeit der Gleichgewichtsfähigkeit auch im höheren Alter erhalten, wie Lord et al. bei 60- bis 85-jährigen Frauen nach einem 12-monatigen Trainingsprogramm feststellen konnte (Lord, Ward, Williams, 1996). Jedoch sind Trainierte in allen Altersstufen Untrainierten überlegen, denn „Training hat einen größeren Einfluss auf die psychophysische Leistungsfähigkeit des menschlichen Organismus als das Alter“ (Weineck, 2000).

Bezogen auf die koordinative Leistungsfähigkeit älterer Menschen ist ebenfalls festzuhalten, dass durch körperliches Training eine Leistungsverbesserung auch noch im höheren Lebensalter möglich ist, beziehungsweise der Leistungsrückgang nach dem Hochleistungsalter deutlich minimiert werden kann (Schubert, Bös, 1996).

Auch die Regelmäßigkeit eines Trainingsprogramms scheint positive Auswirkungen auf die Qualität und Quantität der Verbesserung der Gleichgewichtsfähigkeit zu haben (Shumway-Cook, Gruber, Baldwin, Liao, 1997). Raussen et al. schreiben der sportlichen Bewegung und dem verbundenen Training der koordinativen Fähigkeit eine gelenkstabilisierende Schutzfunktion zu (Raussen, Zichner, 2003). Vor allem profitieren davon Patienten mit Hüftprothese, wenn das Bewegungsmuster nach Beseitigung limitierender Kontrakturen und dadurch gesteigerter Gelenkbeweglichkeit verbessert und ebenso die gelenkübergreifende Muskulatur gekräftigt beziehungsweise wieder aufgebaut wird.

2.3 Kraft

Die hüftumgreifende Muskulatur, insbesondere die Abduktoren, spielen die entscheidende Rolle für das Gangbild des Patienten und für die Belastung des Gelenks. Die Stabilisation des Beckens durch diese Muskeln ist demnach die Voraussetzung für das normale Gehen. Eine Muskelinsuffizienz der Hüftabduktoren, wie sie bei Hüftpatienten oft besteht, führt zu einem Abkippen des Beckens zur Spielbeinseite hin (Trendelenburgzeichen) und zu einer kompensatorischen Verlagerung des Rumpfes seitlich auf das Standbein, so dass die Schulterlinie nicht mehr parallel zur Beckenlinie ist (Duchenne-Gangbild). Diese Form der Fortbewegung verursacht eine wesentlich stärkere Belastung des Gelenkes, so dass dies für den Prozess der Arthrosekrankheit von großer Bedeutung ist.

Bei der Beschäftigung mit einem Probandenkollektiv, das sich bereits im fortgeschrittenen Lebensalter befindet, ist es aber sinnvoll, auch noch einige grundlegende Aspekte zu Kraft und Krafttraining im Alter anzusprechen. Mit zunehmendem Alter schwindet die Muskelkraft, dessen Ursache auf verschiedene Funktionsverluste zurückzuführen ist. Biologische Prozesse wie beispielsweise Veränderungen im Muskel oder neurogene Faktoren sind ebenso anzuführen wie körperliche Inaktivität, deren Grund in allgemeiner Art oder krankheitsbedingt durch Immobilisation oder Bettruhe liegen kann.

3. Fragestellung und Hypothesenbildung

Eine normale Gelenkfunktion ist gekennzeichnet durch

- schmerzfreie Beweglichkeit über den gesamten erforderlichen Bewegungsumfang,
- die störungsfreie Kraft- und Belastungsübertragung über alle Gelenkstrukturen, sowie
- die Gewährleistung von Stabilität während des Gebrauchs.

Die normale Funktion wird durch die Gelenkanatomie, die physikochemischen und mechanischen Eigenschaften von extrazellulärer Bindegewebsmatrix und des auf- und abbauenden zellulären Systems, sowie durch einen intakten Bandapparat und eine funktionierende neuromuskuläre Kontrolle der Gelenkbewegung gewährleistet (Lühmann, Hauschild, Raspe, 2000).

Die Totalendoprothese des Hüftgelenks bei Coxarthrose ist eine innerhalb der Medizin unumstrittene Technologie. Trotz des unzweifelhaften therapeutischen Wertes der Endoprothetik besteht eine Variabilität der Effektivität hinsichtlich der Haltbarkeit der implantierten Prothese, die im Schnitt mit 15 bis 20 Jahren angegeben wird und des funktionellen Ergebnisses. Langzeitergebnisse unterscheiden sich bei den verwendeten Prothesenmaterialien und gebräuchlichen Operationszugängen, zumindest was die Haltbarkeit betrifft, kaum. Die Frage ist aber, gibt es bezüglich der verwendeten OP-Methode funktionelle Unterschiede, die für den Patienten gerade in der frühpostoperativen Phase einen gesteigerten Nutzen bringen könnten?

Ziel der vorliegenden Studie ist deshalb, das Balanceverhalten von Probanden auf dem Posturomed, sowie die Muskelkraft mit dem MicroFet als weiteren Parameter zu testen, um etwaige Unterschiede der bereits beschriebenen unterschiedlichen Operationszugangswege zu evaluieren. Diese Hypothese stützt sich auf die unterschiedliche perioperative Traumatisierung der Muskulatur. Da jeder Patient seine individuelle Anamnese und physiologischen Voraussetzungen hat, ist es zwar nicht möglich Patienten interindividuell zwischen den Gruppen zu vergleichen. Allerdings wird

angenommen, dass aufgrund der gewählten Untersuchungstermine, bereits vor der OP und im postoperativen Rehabilitationsverlauf Aussagen über absolute intraindividuelle Fort- oder auch Rückschritte gemacht werden können und diese Werte schließlich einen Vergleich zwischen den Gruppen zulassen. Im Folgenden soll die Fragestellung spezifiziert und sollen Hypothesen gebildet werden, die anhand der empirischen Untersuchung geprüft werden.

Zunächst werden in einer ersten Schätzreihe die in 2.7.1.1 und 2.7.1.2 vorgestellten etablierten und seit Jahrzehnten von den meisten Operationszentren weltweit verwendeten OP- Methoden gegenüber gestellt. Und zwar bezüglich der untersuchten Parameter zusammengefasst und der in 2.7.1.3 beschriebenen Methode, die eine relativ neue Methode darstellt und erst in wenigen Zentren praktiziert wird. Dabei werden aufgrund der geringeren Invasivität und des daraus resultierenden besseren Heilungsverlauf der OCM, geringere Werte für Gleichgewicht, Kraft und den HHS bei den etablierten Methoden erwartet, vor allem im direkten postoperativen Vergleich.

4. Probanden und Methoden

4.1 Untersuchungsdesign

Bei der vorliegenden Untersuchung handelt es sich um eine klinische Studie, die einen prospektiven Charakter hat. Die Probanden standen insgesamt zu drei Zeitpunkten für Messungen zur Verfügung.

Zuallererst wurde in einem Gespräch mit den Operateuren Sinn und Zweck der Studie, Untersuchungsablauf und Voraussetzungen für die Operationstechnik erläutert, da die wichtigste Voraussetzung für einen Einbeinstand eine Vollbelastung bereits wenige Tage nach der OP nötig ist. Die Probanden wurden durch ein Informationsblatt darauf aufmerksam gemacht welchem Zweck die Studie dient, wurden darauf hingewiesen, dass persönliche Daten vertraulich behandelt werden, die Teilnahme nicht verpflichtend ist und für sie keine Nachteile für die nachfolgende Behandlung entstehen würden, falls sie an der Studie nicht teilnehmen oder zu einem späteren Zeitpunkt nicht mehr teilnehmen wollten (siehe Anlag 17a).

Zusätzlich wurden in einem ausführlichem Gespräch alle Punkte erläutert und etwaige Fragen der Patienten beantwortet, bevor sie die Einverständniserklärung unterschrieben (siehe Anlage 17b).

Die erste Untersuchung fand am Aufnahmetag in der jeweiligen Klinik statt. Die zweite Messung wurde zum frühestmöglichen Zeitpunkt nach der Operation durchgeführt. Dies war in einem Zeitraum zwischen dem 7. und 10. postoperativen Tag der Fall. Die dritte und letzte Messung war zeitlich kurz vor Entlassung der Patienten nach Hause, im Zeitraum vier bis sechs Wochen post OP angesiedelt.

Nach Klärung der Formalien und Aufnahme der persönlichen Daten, wurde mit der Messung auf dem Posturomed begonnen, die in Kombination mit dem Microswing System gemessen und gespeichert wurden. Anschließend wurde eine Kraftmessung mit dem Handkraftmessgerät MicroFet erhoben, die wie auch die Ergebnisse des Posturomed

Tests zusätzlich handschriftlich auf einem standardisierten Bogen festgehalten wurden (siehe Anlage 18).

Zum Abschluss der Untersuchung wurde noch der Harris Hip Score (siehe Anlage 16) für den jeweiligen Patienten erstellt.

Die Patienten wurden in drei verschiedenen Kliniken, in denen die drei zu untersuchenden Operationszugänge verwendet werden, rekrutiert.

Für den posterolateralen Zugang stellte sich die Hessingstiftung (Augsburg), für den klassisch anterolateralen Zugang das Behandlungszentrum Harthausen (Bad Aibling) zur Verfügung. Für den modifizierten anterolateralen Zugang kam die Unterstützung von der Orthopädischen Chirurgie München, die in der angrenzenden Sana Klinik München Sendling die OP Räume nutzt.

Nur letztere Einrichtung verfügt nicht über die Möglichkeit einer Anschlussheilbehandlung, so dass die Nachfolgeuntersuchungen in externen Rehabilitationseinrichtungen, nämlich in der OCM Kooperationsklinik in Feldafing (Kreis Starnberg) und dem Medical Park Bad Wiessee (Kreis Miesbach), durchgeführt wurden.

In allen drei Kliniken werden bezüglich der Hüftendoprothetik hohe Fallzahlen betreut. Entsprechend sind nur geringe Unterschiede bezüglich einer Lernkurve der jeweiligen Operateure zu erwarten, da sie die untersuchten Techniken jeweils schon einige Jahre anwenden. Bei den implantierten Prothesen handelt es sich in allen drei Häusern um vergleichbare Modelle der Fa. Zimmer. Bei der OCM Methode wurde sowohl für Pfanne wie auch Schaft zementfrei gearbeitet. In einigen Fällen der posterolateralen und der klassisch anterolateralen Methode wurde bei Patienten mit insuffizienterer Knochensubstanz auch der Schaft zementiert.

4.2 Untersuchungskollektiv

4.2.1 Probanden und Gruppen

Insgesamt wurden 102 Probanden getestet und in 3 Gruppen eingeteilt. Hierbei lehnten weniger als 5 % der potentiellen Teilnehmer nach Aufklärung und Erörterung der Studie die Partizipation an dieser ab.

Die drei Gruppen bestehen aus Patienten der jeweiligen Kliniken, die nach unterschiedlichen Operationsmethoden einen endoprothetischen Gelenkersatz der Hüfte erhalten haben. Das Durchschnittsalter der Gesamtgruppe lag bei 63,73 Jahren. Hinsichtlich Alter, Gewicht, Größe und Body-Mass-Index sind die drei verschiedenen Gruppen vergleichbar. Lediglich die Gruppe der Patienten, die nach dem posterolateralen Zugang operiert wurden, weist einen überproportional hohen weiblichen Probandenanteil auf. Die exakten Angaben sind folgender Tabelle zu entnehmen.

	Gesamt	Posterolat. Zugang	Anterolat. Zugang	Modif. Anterolat. Zugang
Anzahl [n]	102	25	27	50
Alter [Jahre]	63,73	64,12	63,85	63,46
Geschlecht [m/w]	45:57	7:18	13:14	25:25
BMI [kg/m²]	26,53	27,1	27,29	25,84

*Tabelle 3:
Biometrische Daten der Probanden*

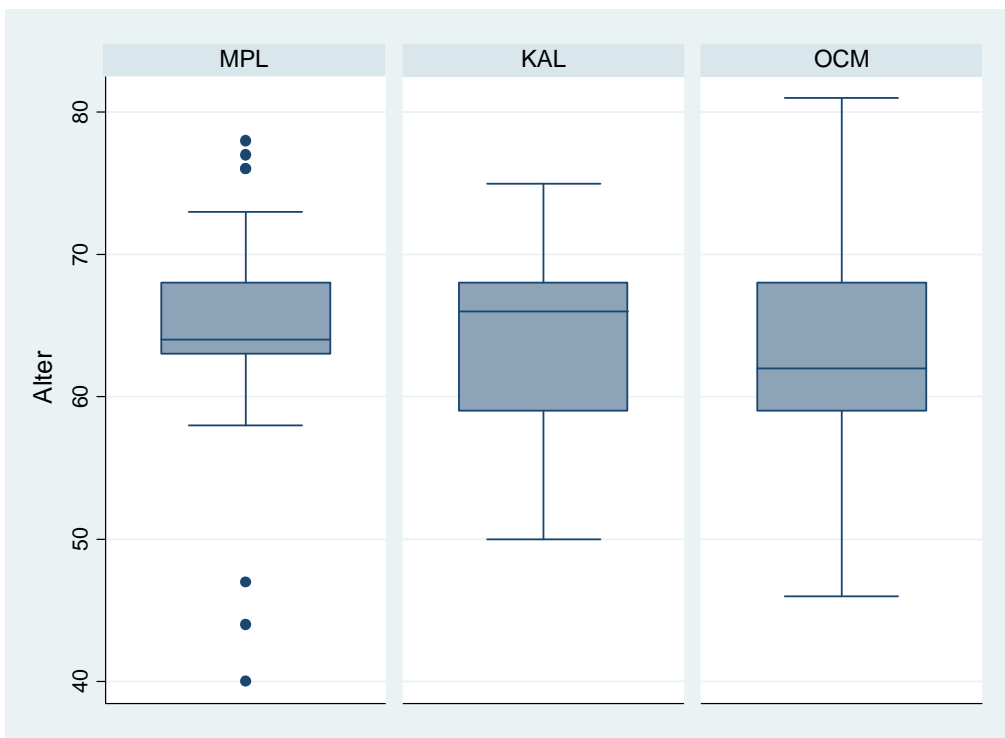


Abbildung 14:
Altersverteilung der Operationsgruppen

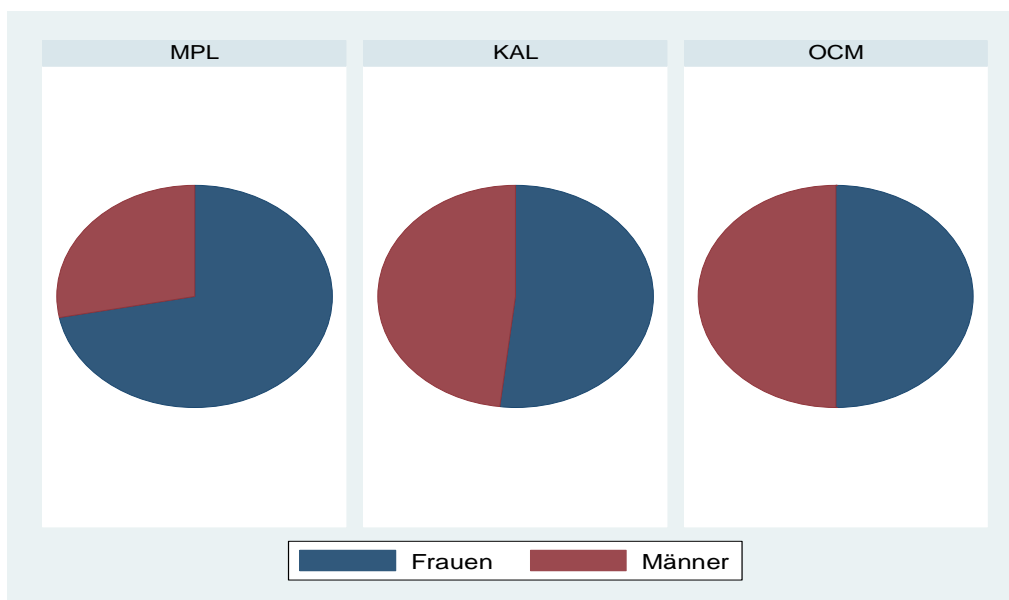
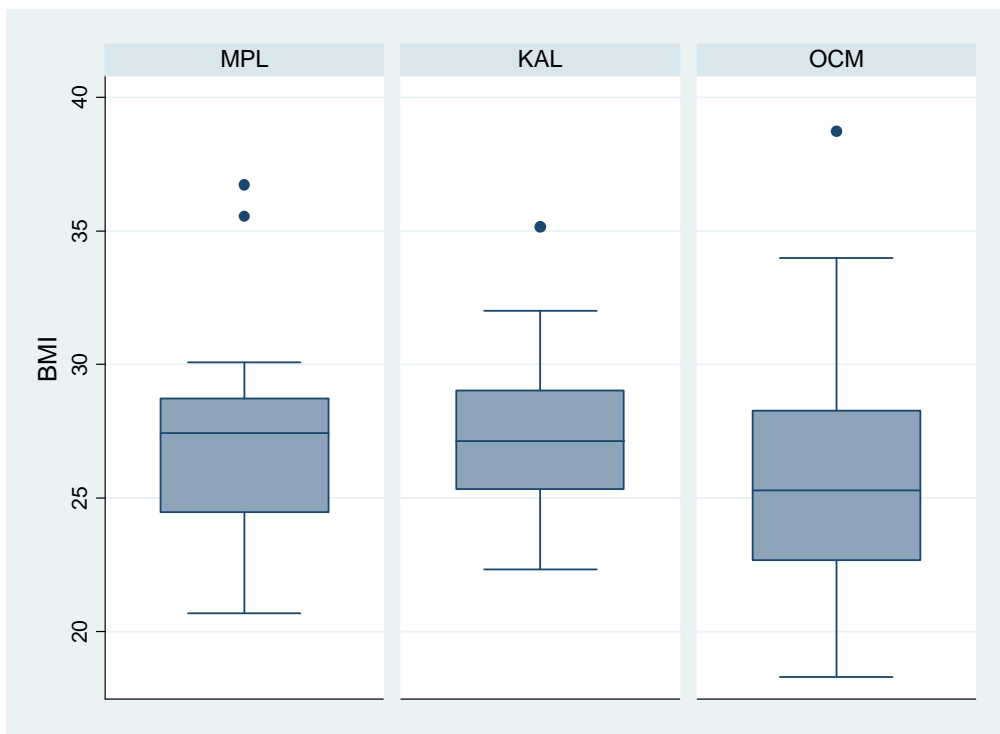


Abbildung 15:
Geschlechteraufteilung in den verschiedenen Gruppen



*Abbildung 16:
BMI der verschiedenen Gruppen*

4.2.2 Auswahl der Probanden

Die Patienten wurden in den drei verschiedenen Kliniken willkürlich anhand des Operationsplanes für den nächsten Tag ausgewählt. Hierbei wurden lediglich primär Operationen und keine Revisions-Implantationen einbezogen. Einschlusskriterien waren außerdem Coxarthrosen jeglicher Genese, ausreichende Mobilität, um noch einen Einbeinstand auf beiden Beinen durchführen zu können, stabile Verankerung des Implantats bei bereits operierter kontralateraler Hüfte, sowie Einwilligungsfähigkeit und Mindestalter von 18 Jahren.

Ausschlusskriterien waren vorliegende Frakturen und andere Instabilitäten der unteren Extremität, abgesehen von einer Coxarthrose und Erkrankungen des Herz-Kreislaufsystems, die eine hochgradig verminderte Belastungsfähigkeit im Alltag zur Folge haben und als Kontraindikation einer körperlichen Belastung gelten, wie beispielsweise eine Herzinsuffizienz NYHA Stadium III-IV. Außerdem wurde eine Obergrenze des Alters von 80 Jahren festgelegt, da die physiologische Balancefähigkeit bei den meisten Patienten die älter sind bereits stark abgenommen hat (Wolfson et al. 1985, Park et al. 2008).

Die genannten Kriterien wurden bei dem Aufnahmegespräch erfragt und soweit möglich überprüft.

4.3 Untersuchungs- und Testverfahren

4.3.1 Posturomed als Messgerät

Das Posturomed ist laut Herstellerfirma (Haider Bioswing, Pullenreuth) ein Therapie- und Trainingsgerät für propriozeptives Training. Es ist seit 1992 auf dem Markt und wird in Rehabilitationspraxen eingesetzt. Es wurde zur Therapie von postural bedingten Schmerzen im Bewegungsapparat konzipiert und soll die segmentale Koordination an tragenden Gelenken verbessern (www.bioswing.de). Die Standplatte des Posturomeds ist an ihren vier Ecken an 15 cm langen Stahlseilen aufgehängt. Alle Stahlseile besitzen zur Dämpfung der Plattenbewegung eine Kunststoffummantelung. Eine spezielle Konstruktion der Plattenaufhängung beinhaltet vier weitere Aufhängepunkte. Dadurch können die Schwingungseigenschaften der Platte in drei Stufen reguliert werden, wobei vier, sechs oder acht Stahlseile aktiviert werden.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde unter Berücksichtigung der Erkrankung Coxarthrose, der frühen postoperativen Verlaufskontrolle und des Alters des Probandenguts die Plattenaufhängung mit vier Stahlseilen, also die einfachste Stufe, gewählt. Um die Standplatte ist ein umgebendes Sicherheitsgeländer angebracht, das die Patienten vor Stürzen schützt. An der linken Seite des Geräts wurde zusätzlich ein mechanischer Auslenkmechanismus angebracht, der die Platte in lateraler Richtung (x- Richtung) 10 mm außerhalb der Gleichgewichtslage arretieren kann. Nach Lösen der Arretierung schwingt die Platte in ihre Ruhelage zurück. Somit kann eine Provokation des Standes und dadurch die Reaktionen auf eine sturzgefährdende Situation simuliert werden (Müller, Gunther, Krauss, Horstmann, 2004).

4.3.1.1 Messung und Untersuchungsablauf

Es ist bekannt, dass Probanden, die zum ersten Mal auf dem „Posturomed“ stehen, mit unangemessen großen Ausgleichsbewegungen reagieren. Dieser Effekt, der als Habituation, also als Toleranzsteigerung des Organismus, zu verstehen ist, verschwindet nach 1 bis 3 Minuten. Ursächlich sind ausgelöste Gewöhnungseffekte, die unter anderem auf der Ausbildung nervaler Hemmungsprozesse basieren (Bös, Brehm, 1998).

Deshalb standen die Probanden bereits während der Instruktionen auf der Plattform, was eine Gewöhnung an die wackelige Standfläche ermöglichen sollte. Zusätzlich konnten die Probanden vor jeder Übung in einem Probeversuch und unter dem Lösen der Arretierung, der nicht aufgezeichnet wurde, den Versuchsablauf kennen lernen. Die gewerteten Testdurchgänge begannen also erst nach Verschwinden des Kurzzeiterneffektes.

Es wurde den Patienten eine standardisierte Körperposition während der Einbeinstände vorgegeben.

Die Vorbereitung auf die Messung wurde mit dem linken Bein begonnen. Der Patient steht dabei mit geöffneten Augen in Turnschuhen auf der Standplatte des Posturomeds und fixiert mit den Augen die gegenüberliegende Wand. Dabei nimmt das Kniegelenk des Standbeines eine leichte Beugung von ca. 10 Grad und das Kniegelenk des Spielbeines eine Beugung um 90 Grad ein. Das Spielbein bleibt dabei ohne Kontakt zum Standbein, da bei abgestütztem Spielbein oder visueller Fixierung des Standbeines oder des Auslösemechanismus ein sicherer Stand möglich ist (Beyerlein, 2003; Ilg, 2000).

Die Arme hängen dabei frei herunter. Um intra- und interindividuell gleiche Schwingungseigenschaften der Standplatte zu garantieren, wurden die Probanden angewiesen, sich auf die auf dem Posturomed gedruckte Markierung in Form einer Zielscheibe zu positionieren. Nach Lösen der Arretierung war es die Aufgabe des Probanden im Einbeinstand, die Platte so schnell wie möglich wieder in Ruhe zu bringen und anschließend so ruhig wie möglich zu halten. Es wurden jeweils zwei gültige

Messungen pro Standbein durchgeführt, wobei eine Messung jeweils 10 Sekunden dauerte. Als gültige Messung galt, wenn das Spielbein den Boden der Platte nicht berührte, der Patient sich nicht am Geländer abstützen musste und die Position des Standbeines nicht verändern musste.

Für die Analyse der Bewegungen wurde das ebenfalls von der Firma Haider Bioswing entwickelte Microswing an das Posturomed angeschlossen. Für die Messungen wurden drei Sensoren benutzt. Sensor A wurde über ein mitgelieferten Klettverschluß am Posturomed befestigt, Sensor B und C wurden den Patienten an einem Gürtel umgelegt, so dass sie über jeweils einer Hüfte befestigt waren, um Ausgleichsbewegungen der jeweiligen Seite beurteilen zu können.

Das Microswing bezieht seine Daten dabei aus ultrasensiblen Beschleunigungssensoren. Die Messelektronik verfügt über 8 analoge und 4 digitale Eingangskanäle sowie 4 digitale Ausgangskanäle. Die Software des Programms umfasst Messdaten- und Patientenerfassung, Datenauswertung und Vergleich. Die übersichtlich strukturierte Bildschirmdarstellung ist einfach bedienbar. Die Datenbank lässt sich den spezifischen Wünschen anpassen und ihre Exportfunktion sichert eine weitergehende Verarbeitung mit anderen Programmen.

Das neue Messsystem Microswing ist durch seine Echtzeitdarstellung eine besonders wertvolle Hilfe in Kliniken, Praxen, Forschungs- und Trainingszentren (Haider Bioswing, Pullenreuth).

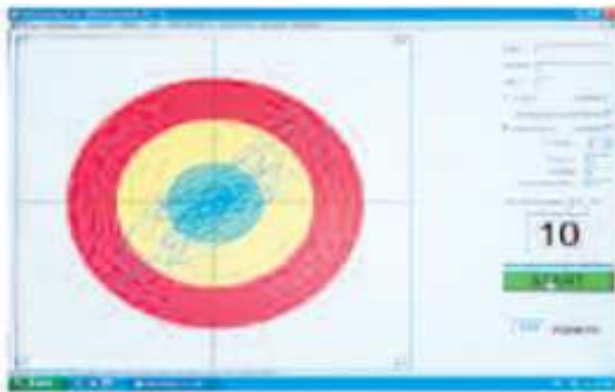


Abbildung 17a:
Microswing Bildschirmdarstellung



Abbildung 17b:
Microswing Bildschirmdarstellung



Abbildung 18:
Versuchsaufbau: Posturomed und Microswing (Haider Bioswing)

4.3.2 MicroFet als Kraftmessgerät

Der Nutzen das muskuloskelettale System durch Methoden wie die Dynamometrie zu testen ist, dass Gebiete muskulärer Schwäche aufzudecken. Dabei ist unerheblich, ob Verletzungen oder Krankheiten ursächlich sind.

Die Probanden der vorliegenden Studie weisen durch beschriebene muskuläre Dysbalancen aufgrund der Ätiologie der Arthrose und in Folge der in der OP in Mitleidenschaft gezogenen Muskeln mögliche Schwächen auf. Viele der bis dato üblichen Methoden sind sehr aufwendig und verlangen einen hohen organisatorischen wie auch finanziellen Aufwand. Außerdem sind viele Testmethoden im Ergebnis sehr subjektiv und geben nicht vergleichbare Skalen und Einheiten an. Das waren die Gründe für die amerikanische Firma Hoggan, Anfang der 80er Jahre des letzten Jahrhunderts die Reihe der microFet Produkte zu entwickeln, um eben diese subjektiven Ergebnisse zu relativieren und klare, exakte, objektive und vor allem verwertbare Ergebnisse zu erhalten. Diese Ergebnisse sind mittlerweile auch als Software verfügbar und erlauben, mit den Werten weiter zu arbeiten. Noch dazu erlaubt die gute Handhabung und der - verglichen mit anderen Messmethoden - günstige Anschaffungspreis immer mehr Institutionen, die Produkte zu nutzen.

Bereits seit 1948 werden „hand-held dynamometers“, also sogenannte tragbare Kraftmessgeräte zur isometrischen Messung von Muskelkraft verwendet. Seither gab es zahlreiche Artikel und Studien darüber, inwieweit sie verlässlich sind und ob die Ergebnisse tatsächlich Realitäts- beziehungsweise Validitätskriterien genügen (Bohannon, 1998).

Speziell die microFet Systeme wurden bereits von mehr als einem Dutzend großer Universitäten und Kliniken, wie den Universitäten von Michigan und Utah, genutzt, um reabile und valide Daten zu erheben. Dadurch wurde das in dieser Studie genutzte MicroFet 2 als sehr verlässliches Gerät etabliert.

4.3.2.1 Messung und Untersuchungsablauf

Nach der Messung auf dem Posturomed legten sich die Patienten auf eine bereitgestellte Therapieliege. Vorher entledigten sie sich noch der Schuhe, so dass der Malleolus lateralis an beiden Beinen leicht zugänglich war. Der Untersuchungsablauf wurde den Patienten zuerst mündlich und anschließend praktisch in einem Probeversuch demonstriert. Hierbei wird eines der Beine durch den Untersucher fixiert, während das andere den größtmöglichen Druck auf das MicroFet, das sich in der anderen Hand des Untersuchers befindet, ausübt.

Die Patienten werden angewiesen, größtmöglichen Druck so lange wie möglich auf das Gerät auszuüben, während der Untersucher das Gerät mittels Gegendruck stabil hält. Es wird darauf geachtet, dass die Bewegung isometrisch bleibt und das Gerät nicht von der ursprünglichen Position wegbewegt wird. Außerdem wird während des Versuchsablaufes darauf geachtet, dass die Probanden eine vorgegebene Lage einhalten. Der Proband liegt dabei flach auf dem Rücken, ohne sich an der Liege festzuhalten, ohne beim Anspannen der zu untersuchenden Abduktoren die Hüfte zu heben und ebenfalls nicht das Bein im Kniegelenk anzuwinkeln oder von der Unterfläche abzuheben. Dies geschieht in Rücksicht auf einen standardisierten Messvorgang und um zu vermeiden, dass die Kraft durch weitere Aktivierung anderer Muskelgruppen gesteigert wird. Es geht darum, tatsächlich nur die Abduktoren zu messen.

Als Messergebnis entsteht ein

- Kraftwert, der in der Einheit Newton (N) gemessen wird und ein
- Zeitwert, der die Dauer der Messung in Sekunden (sek.) angibt.

Anschließend wurde die Untersuchung des Bewegungsumfanges und das Feststellen etwaiger Kontrakturen für den Harris Hip Score (siehe Anlage 16) durchgeführt. Die Erfassung des gesundheitlichen Status, bezogen auf die Einteilungen des Harris Hip Score, schlossen die Untersuchungseinheit ab. In 2.1.2 wurden die Prinzipien des Harris Hip Score bereits erläutert.



*Abbildung 19:
MicroFet Kraftmessgerät (Firma Hoggan)*

5. Auswertung

5.1 Daten und Schätzmethoden

Bei der durchgeführten Studie handelt es sich um eine Beobachtungsstudie mit Intervention. Die Untersuchungsgruppe umfasst 50 Patienten. Zur Beurteilung des Behandlungserfolgs wurde eine Kontrollgruppe von 52 Patienten mit der Standardtherapie behandelt. Die Kontrollgruppe wurde im Folgenden weiter in zwei Gruppen unterteilt. Bei der einen wurde die Operation mittels KAL, bei der anderen mittels MPL durchgeführt. Der daraus resultierende und für die folgenden Schätzungen verwendete Datensatz enthält insgesamt Informationen zu 102 durchgeführten Hüft-Total-Endoprothesen-Operationen (TEP) bei Artherosklerose.

Dabei enthält er neben dem untersuchten Prognosefaktor Operationsmethode, Messwerte für die Kraft, das Gleichgewicht und den Harris-Hip-Score (HHS) jeweils für drei Zeitpunkte (1) präoperativ, (2) eine Woche postoperativ und (3) 4 bis 6 Wochen postoperativ. In der Auswertung wurden diese drei Größen zur Beurteilung des Operationserfolgs zu Rate gezogen.

Die Werte zu Zeitpunkt (1) repräsentieren die Stärke der Erkrankung, die Werte zum Zeitpunkt (2) und (3) spiegeln den Operationsverlauf und kurzfristigen Erfolg wieder. Darüber hinaus sind Angaben zum Alter, dem Geschlecht, dem Gewicht und der Größe der Patienten vorhanden, aus denen für die Schätzungen der BMI berechnet wurde.

Diese zusätzlichen biometrischen Angaben sowie der präoperative Zustand der Patienten werden im dritten Teil der Auswertung, der multivarianten Regressionsanalyse verwendet, um den Selektionsbias zu verringern und damit die Verlässlichkeit der Ergebnisse in Bezug auf den Prognosefaktor Operationsmethode der Schätzung zu erhöhen, da die Ergebnisse für diese „kontrolliert“ werden können. Dies ist nötig, um etwaige, für den Operationserfolg relevante Unterschiede in den einzelnen Operations-Subgruppen, die durch eine nur unvollständige Randomisierung entstanden sind, zu eliminieren. So wird etwa berücksichtigt, dass Patienten mit einer schwereren Vorerkrankung, folglich oft auch

ein schlechteres postoperatives Befinden haben, unabhängig davon, welche Operationsmethode gewählt wurde.

Zu Beginn der Auswertung werden jedoch zuerst einmal die jeweiligen Mittelwerte für die Größen HHS, Gleichgewicht und Kraft in Abhängigkeit zur Operationsmethode betrachtet (5.1.1. und 5.1.2) bevor in Abschnitt 5.1.3.0 die bereits erwähnte multivariante Regressionsanalyse durchgeführt wird.

5.1.1 Mittelwertbetrachtungen

Als erstes erfolgt eine qualitative Bewertung der unterschiedlichen Operationsverfahren bei einer TEP. Dafür wurden jeweils die postoperativen Mittelwerte des HHS, des Gleichgewichts sowie der Kraft zum Zeitpunkt (2), eine Woche postoperativ, und (3), vier bis sechs Wochen postoperativ für die verschiedenen Operationsmethoden gebildet. Dabei wurden in einer ersten Schätzreihe die etablierten Verfahren (MPL und KAL) zu einer Gruppe zusammengefasst und der Gruppe von Patienten, bei denen die TEP mittels OCM erfolgte, gegenübergestellt. In einer zweiten Schätzreihe wurde die Kontrollgruppe nochmals in die zwei Gruppen MPL und KAL aufgeteilt und deren Mittelwerte gesondert den Mittelwerten der OCM gegenübergestellt. Die Ergebnisse sind in Tabelle 4 und Tabelle 5 aufgeführt.

5.1.2 Zeitliche Veränderungen (Difference-in-differences Methode)

Nachdem die reinen Mittelwerte der drei Ergebnisvariablen zu den zwei postoperativen Zeitpunkten miteinander verglichen wurden, soll in diesem Abschnitt die präoperative Ausgangslage mit in die Kalkulation einbezogen werden.

Dafür werden wiederum für alle drei Ergebnisvariablen HHS, Gleichgewicht und Kraft jeweils die Differenz zwischen Zeitpunkt (2) beziehungsweise (3) und Zeitpunkt (1), dem präoperativen Befund, berechnet. Dadurch erhält man die Veränderung im Vergleich zur präoperativen Ausgangslage. Hiervon werden die Mittelwerte für die unterschiedlichen Operationsverfahren gegenübergestellt, erst nur für die etablierten Operationsmethoden zusammen gegenüber der OCM (Tabelle 6) und anschließend in einer zweiten Schätzreihe für MPL und KAL getrennt (Tabelle 7).

5.1.3 Multivariate Regressionsanalyse

Für die Schätzungen wird das Verfahren der „Ordinary-Least-Squares“ (OLS) verwendet und mit dem Statistikprogramm STATA 8 durchgeführt.¹

Untersucht werden die jeweiligen Werte für Kraft, Gleichgewicht und HHS zum Zeitpunkt (2) als Maß für den kurzfristigen postoperative Verlauf sowie die Invasivität der Operationsmethode und zum Zeitpunkt (3) als Maß für den mittelfristigen Operationserfolg. Für alle diese Schätzungen wurde folgendes Modell verwendet:

$$Score_{t=3,2,P} = \alpha + \sum_{Op=1,2,3} \beta_{Op} M_{Op,P} + \sum_{j=1}^{N_B} \gamma_j B_{j,P} + \varepsilon_P$$

Dabei steht Score für die Kraft, das Gleichgewicht oder den HHS zum Zeitpunkt (2) oder (3) und P für die einzelnen Patienten. α repräsentiert die Konstante.

Der Ausdruck M_{Op} berücksichtigt die jeweiligen Operationsmethode(n).

B stellt die $N_B = 3$ Biometrischen Daten Alter, Geschlecht und BMI dar.

ε ist der Standardfehler.

Die einzelnen Werte für die Koeffizienten β und γ können den Anlagen 3-14 entnommen werden.

Untersucht werden die Kraft, das Gleichgewicht und der HHS jeweils zu den Zeitpunkten

¹ *Dieselben Schätzungen wurden auch mit einem Regressionsmodell zur Analyse beschränkt abhängiger Variablen (TOBIT) mit den entsprechenden Limits für die abhängigen Variablen berechnet. Aufgrund des identischen Ergebnisses wird jedoch auf die Darstellung dieses verzichtet.*

(2) und (3). Der Fokus liegt dabei auf dem Einfluss der Operationsmethode auf die Leistungsfaktoren, somit auf dem β aus obigem Modell. Wie in Anlage 3 bis 14 zu sehen ist, wird dabei jedes Mal sowohl ein Vergleich erstellt, zum einen zwischen der OCM und den etablierten Operationsmethoden zusammen (MPL/KAL), zum anderen eine Gegenüberstellung der OCM verglichen mit der MPL beziehungsweise der KAL getrennt voneinander.

Da bei der Methode der multivariaten Regressionsanalyse verschiedene Störfaktoren kontrolliert werden können, stellt sie in unserem Fall die verlässlichste der drei statistischen Tests dar.

5.2 Ergebnisse

Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse der drei unterschiedlichen statistischen Tests dargestellt. Die Reihenfolge ist dabei dieselbe wie bei der Erörterung der Methoden.

5.2.1 Mittelwertbetrachtungen

Die Mittelwerte für die drei Messgrößen HHS, Gleichgewicht und Kraft zu den zwei Zeitpunkten (2) und (3) sind Tabelle vier und fünf zu entnehmen.

In der ersten Spalte ist jeweils die Variable zu finden, die untersucht wird und in der zweiten Spalte die Operationsmethode. Die dargestellten t-Werte in der letzten Spalte beziehen sich darauf, ob die Differenz der zwei Mittelwerte signifikant ist oder nicht.

Tabelle 4 ist zu entnehmen, dass die OCM bei allen drei Größen sowohl zum Beobachtungszeitpunkt (2) als auch (3) den etablierten Verfahren überlegen ist. Beim HHS und dem Gleichgewicht fällt die Differenz eine Woche postoperativ größer aus, als vier bis sechs Wochen postoperativ. Die etablierten Methoden holen demnach gegenüber der OCM auf, bleiben dieser jedoch stets unterlegen. Bei der Kraft hingegen vergrößert sich die Differenz von 16.1 zum Zeitpunkt (2) auf 41.7 zum Zeitpunkt (3).

Variable	Op Methode	N	Mittelwert	Mittelwertdifferenz	t-Wert
HHS2M	MPL/KAL	52	52.3	-19.5	-10.19
	OCM	50	71.8		
HHS3M	MPL/KAL	52	78.9	-12.9	-8.24
	OCM	50	91.8		
GG2M	MPL/KAL	52	207.5	-308.0	-5.27
	OCM	50	515.4		
GG3M	MPL/KAL	52	489.5	-236.4	-4.67
	OCM	50	725.9		
KR2M	MPL/KAL	52	54.1	-16.1	-2.48
	OCM	50	70.2		
KR3M	MPL/KAL	52	77.1	-41.7	-6.20
	OCM	50	118.8		

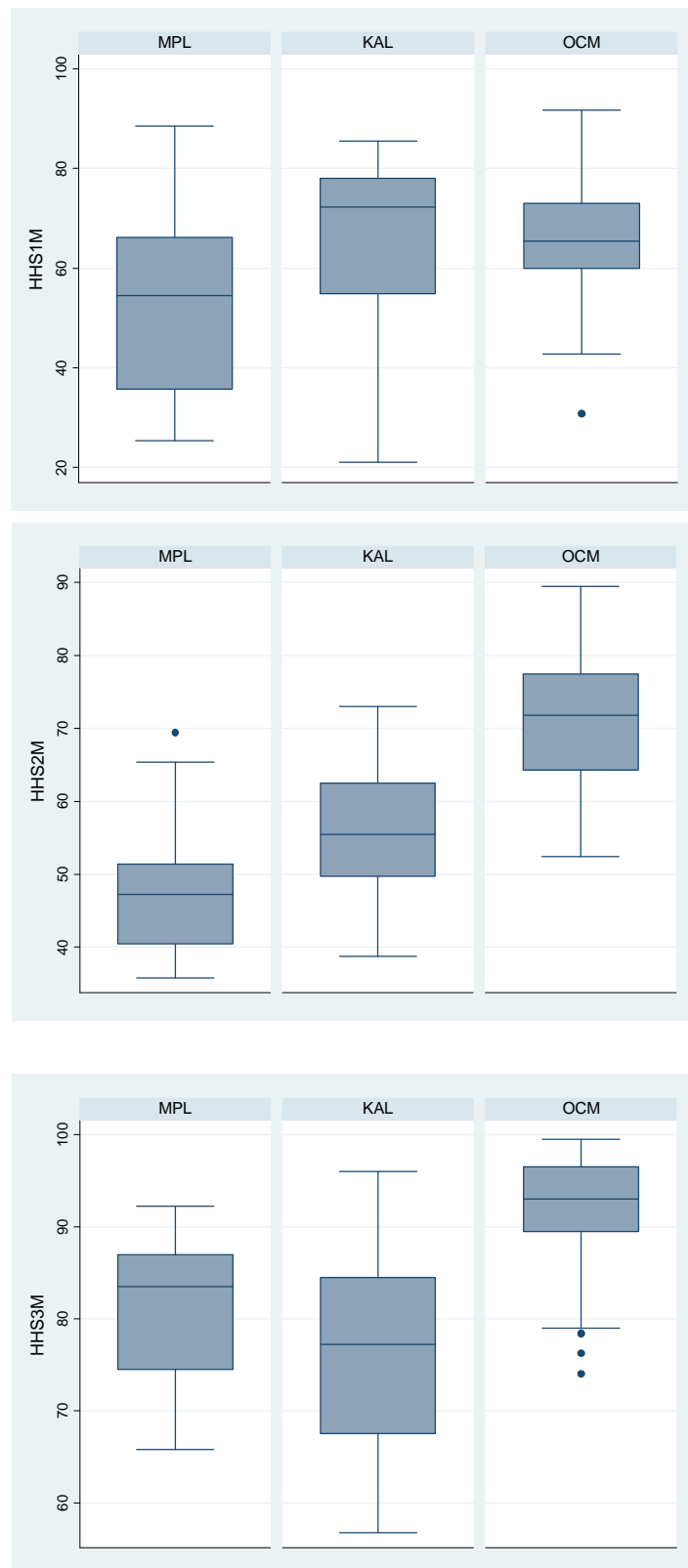
*Tabelle 4:
Mittelwertbetrachtung MPL/KAL vs. OCM*

Betrachtet man die OCM im Einzelvergleich zu den jeweiligen Untergruppen MPL und KAL der Kontrollgruppe (Tabelle 5), so ergibt sich ein ähnliches Bild. Die OCM ist den etablierten Methoden in allen Vergleichsgrößen überlegen. Der zeitliche Verlauf stellt sich ähnlich dar wie oben für Tabelle 4 erläutert. Die MPL erweist sich zum Zeitpunkt (2) als die schlechtere Methode im Vergleich zu KAL. Erstere holt im Zeitverlauf jedoch auf und überholt KAL in den Ergebnissen. Dennoch sei nochmals angemerkt, dass beide Verfahren auch isoliert der OCM zu jeder Zeit unterlegen sind.

Variable	Op Methode	N	Mittelwert	Mittelwertdifferenz	t-Wert
HHS2M	MPL	25	47.0	-24.8	-12.37
	OCM	50	71.8		
HHS2M	KAL	27	57.1	-14.6	-6.88
	OCM	50	71.8		
HHS3M	MPL	25	81.1	-10.7	-6.00
	OCM	50	91.8		
HHS3M	KAL	27	76.8	-15.0	-6.88
	OCM	50	91.8		
GG2M	MPL	25	201.1	-314.3	-4.85
	OCM	50	515.4		
GG2M	KAL	27	213.3	-302.1	-3.88
	OCM	50	515.4		
GG3M	MPL	25	501.4	-224.4	-4.06
	OCM	50	725.9		
GG3M	KAL	27	478.4	-247.4	-3.29
	OCM	50	725.9		
KR2M	MPL	25	54.0	-16.3	-2.19
	OCM	50	70.2		
KR2M	KAL	27	54.3	-16.0	-2.26
	OCM	50	70.2		
KR3M	MPL	25	82.4	-36.4	-4.58
	OCM	50	118.8		
KR3M	KAL	27	72.2	-46.6	-6.17
	OCM	50	118.8		

*Tabelle 5:
Mittelwertbetrachtung MPL beziehungsweise KAL vs. OCM*

Die Abbildungen 20 bis 22 stellen den zeitlichen Verlauf und die Ergebnisse für den HHS graphisch dar.



Abbildungen 20 - 22: Ergebnisse der HHS Erhebungen

5.2.2 Veränderungen (Difference-in-differences-Methode)

Dargestellt werden sowohl die Mittelwerte der Differenzen zwischen zwei Zeitpunkten in der Spalte Mittelwert, als auch die Differenzen zwischen den einzelnen Operationsmethoden. Es handelt sich bei diesem Vorgehen um ein so genanntes Differences-in-differences-Modell.

Die t-Werte beziehen sich wiederum darauf, ob sich die Differenzen der Differenzmittelwerte signifikant voneinander unterscheiden.

Variable	OP Methode	N	Mittelwert	Mittelwertdifferenz	t-Wert
Diff21HHS	MPL/KAL	52	-5.9	-12.6	-4.63
	OCM	50	6.6		
Diff31HHS	MPL/KAL	52	20.6	-6.0	-1.94
	OCM	50	26.6		
Diff21GG	MPL/KAL	52	-208.3	-227.1	-3.35
	OCM	50	18.9		
Diff31GG	MPL/KAL	52	73.7	-155.6	-2.41
	OCM	50	229.3		
Diff21KR	MPL/KAL	52	-37.3	-13.6	-1.98
	OCM	50	-23.6		
Diff31KR	MPL/KAL	52	-14.3	-39.2	-5.73
	OCM	50	24.9		

*Tabelle 6:
Difference in differences MPL/KAL vs. OCM*

Den Mittelwertdifferenzen aus Tabelle 6 ist wiederum zu entnehmen, dass die OCM den etablierten Verfahren in allen drei Messgrößen überlegen ist. In Bezug auf den HHS und das Gleichgewicht wurde dieser Vorteil im Verlauf von Zeitpunkt (2) zu Zeitpunkt (3) zwar geringer, was erneut belegt, dass die etablierten Methoden in der Periode der angeleiteten Rehabilitation aufholen können. Bei der Kraft wurde die Differenz zwischen den Operationsmethoden allerdings noch größer.

Betrachtet man die zeitliche Entwicklung, erkennbar an den Mittelwerten (Spalte 4), so fällt auf, dass die OCM bei allen zeitlichen Differenzbetrachtungen, bis auf die Kraftdifferenz zwischen Zeitpunkt (2) und (3) positive Werte hat. Somit sind bereits eine Woche postoperativ (Zeitpunkt (2)) die präoperativen Werte für den HHS und das Gleichgewicht übertroffen worden.

Nach vier bis sechs Wochen (Zeitpunkt (3)) wird diese Verbesserung noch deutlicher, so dass sich die Kraft sogar auf ein höheres Niveau als vor der Operation entwickelt hat (+24,9 Newton im Mittel). Die etablierten Verfahren erreichen zum dritten Messzeitpunkt in punkto HHS und GG ebenfalls ein positives Messergebnis verglichen zum präoperativen Status, allerdings in geringerem Maße als bei Patienten bei denen die OCM-Technik angewendet wurde. Bezogen auf die Kraft bleiben die Werte auch nach 4 bis 6 Wochen unter dem ersten Messzeitpunkt (-14,6 Newton im Mittel). Außerdem liegen bei den etablierten Verfahren im frühen postoperativen Verlauf nach einer Woche alle drei Messgrößen unter dem präoperativen Niveau.

In Tabelle 7 ist die zeitliche Differenz und deren Differenzen zwischen den etablierten aufgegliedert in ihr zwei Subgruppen MPL und KAL, und der OCM dargestellt.

Auch hier ist die Überlegenheit der OCM sowohl gegenüber der MPL als auch der KAL deutlich zu sehen. Die beiden Werte, bei denen die Mittelwertdifferenz in Spalte fünf positiv ist, der Mittelwert der etablierten Methode (in diesem Fall KAL) also größer ist als der der OCM, sind mit t-Werten von 0.68 beziehungsweise 0.75 statistisch nicht signifikant.

Im Vergleich der beiden etablierten Methoden untereinander ist bei allen Variablen ein zum Teil deutlicher Vorteil der KAL gegenüber der MPL zu erkennen.

Variable	OP Methode	N	Mittelwert	Mittelwertdifferenz	t-Wert
Diff21HHS	MPL	25	-4.8	-11.4	-3.18
	OCM	50	6.6		
Diff21HHS	KAL	27	-7.0	-13.6	-4.06
	OCM	50	6.6		
Diff31HHS	MPL	25	29.3	2.7	0.68
	OCM	50	26.6		
Diff31HHS	KAL	27	12.6	-14.0	-4.15
	OCM	50	26.6		
Diff21GG	MPL	25	-190.5	-209.4	-2.86
	OCM	50	18.9		
Diff21GG	KAL	27	-224.8	-243.6	-2.62
	OCM	50	18.9		
Diff31GG	MPL	25	109.8	-119.5	-1.53
	OCM	50	229.3		
Diff31GG	KAL	27	40.3	-189	-2.32
	OCM	50	229.3		
DifKRr21	MPL	25	-18.1	5.6	0.75
	OCM	50	-23.6		
DiffKR21	KAL	27	-55	-31.4	-3.86
	OCM	50	-23.6		
DiffKR31	MPL	25	10.4	-14.6	-1.98
	OCM	50	24.9		
DiffKR31	KAL	27	-37.1	-62.9	-8.75
	OCM	50	24.9		

*Tabelle 7:
Difference in differences MPL und KAL vs. OCM*

5.2.3 Multivariate Regressionsanalyse

HHS2	HHS3	GG2	GG3	KR2	KR3
-16,89	-11,51	-281,10	-211,89	-16,43	-37,76

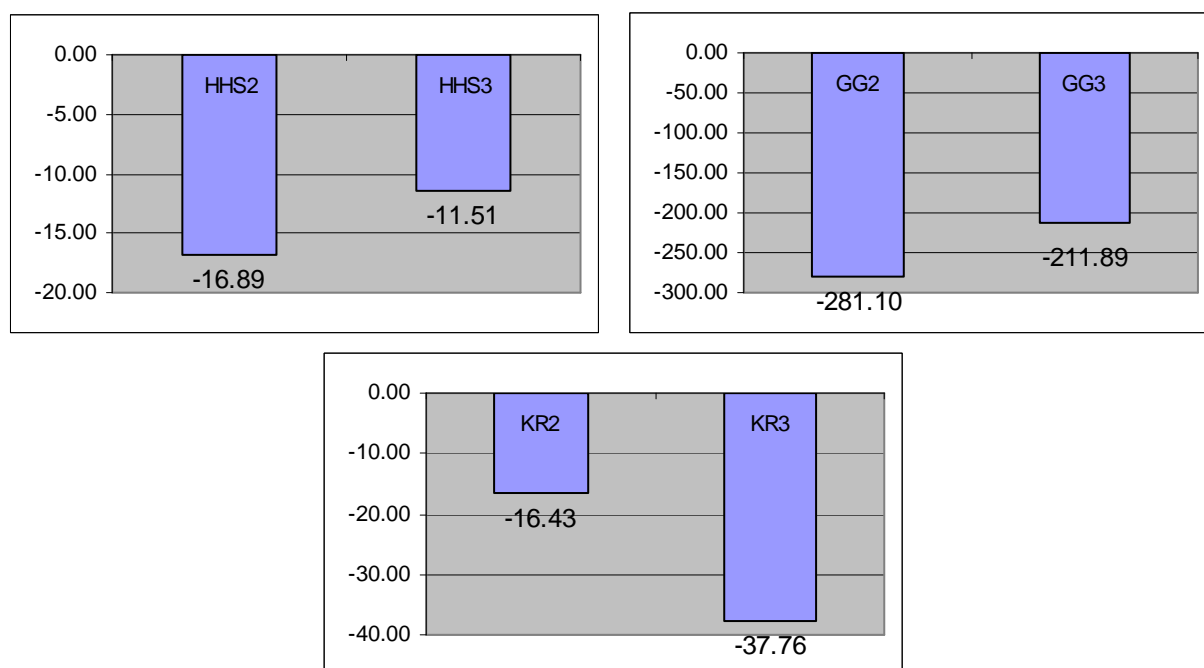
Tabelle 8:

OLS MPL/KAL vs. OCM

*Veränderung der Messgrößen bei Wechsel der OP-Methode von OCM auf KAL/MPL
Werte sind kontrolliert für Alter, Geschlecht, BMI, unterschiedliche präoperative Messwerte
und sind signifikant auf 1-%-igem Signifikanzniveau*

Tabelle 8 stellt die Ergebnisse in Bezug auf den Prognosefaktor Operationsmethode der ersten Schätzreihe dar, die den Unterschied der gemessenen Leistungsparameter im postoperativen Verlauf bei Verwendung der etablierten Operationsmethoden (KAL beziehungsweise MPL) statt OCM untersucht. Eine graphische Darstellung kann den Tabellen 23 bis 25 entnommen werden. Die Zahlen beziehen sich auf die Anlagen 3 bis 14 im Anhang.

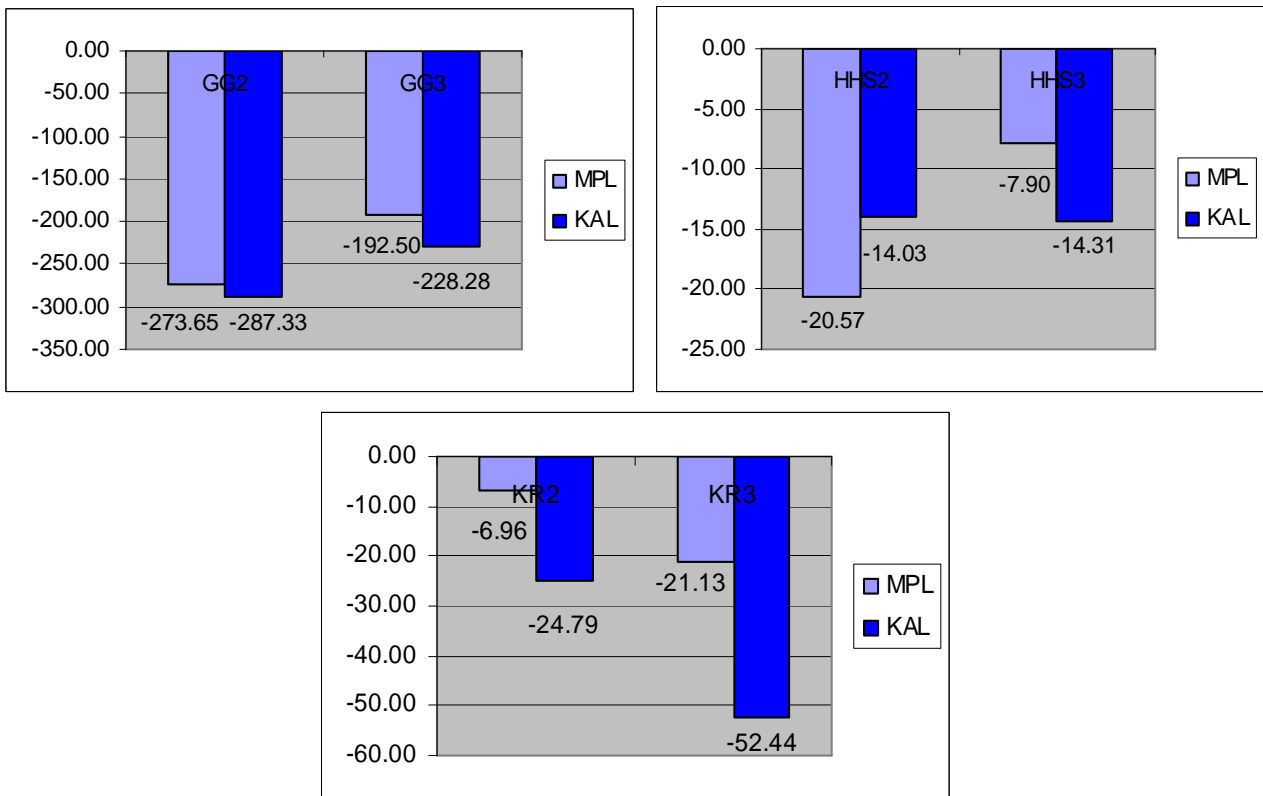
Sie sind kontrolliert für Alter, Geschlecht, BMI, unterschiedliche präoperative Messwerte und stellen die Veränderung der Messgrößen bei Wechsel der OP-Methode von OCM auf die etablierten Operationsmethoden KAL/MPL. Negative Werte legen demnach Vorzüge der OCM dar.



Abbildungen 23 bis 25: Vorsprung der OCM verglichen mit MPL beziehungsweise KAL

Im zeitlichen Verlauf bei Betrachtung der zweiten und dritten Messung wird sowohl beim HHS (von -16,89 auf -11,51) als auch beim GG (von -281,10 auf -211,89) der Vorsprung der OCM gegenüber den etablierten Methoden geringer, sie sind aber weiterhin bezogen auf die individuelle Mobilität des einzelnen Patienten von klinischer Relevanz. Die Unterschiede bei der Kraftmessung nehmen von der zweiten Messung hin zur dritten Messung dagegen weiterhin zu (von -16,43 auf -37,76).

Tabelle 9 und die Abbildungen 26 bis 28 stellen die Ergebnisse dar, die entstehen, wenn die etablierten Methoden wiederum in ihre zwei Subgruppen MPL und KAL untergliedert werden. Die Zahlen in den Zellen geben den durchschnittlichen Effekt auf die jeweilige Variable an, wenn statt der OCM Methode die MPL beziehungsweise KAL verwendet wird, unter der Kontrolle der oben genannten möglichen Störfaktoren.



Abbildungen 26 bis 28:
MPL und KAL im Vergleich zur OCM bezüglich der verschiedenen Variablen

Deutlich zu erkennen ist auch hier der positive Effekt der OCM auf alle Messgrößen und beide betrachteten Zeitpunkte (2) und (3). In diesem kontrollierten Modell wird erkennbar, dass beide etablierten Methoden, besonders aber die MPL im Verlauf, also von Zeitpunkt (2) bis Zeitpunkt (3) bei den Größen HHS und Gleichgewicht zur OCM - Methode aufholen können. Ein Wechsel der Operationsmethode weg von der OCM spiegelt sich also weniger negativ in den Ergebnisgrößen wieder.

In punkto Kraft wird der Unterschied besonders bei der KAL jedoch nochmals vergrößert (-25 auf -52 Newton im Mittel). Ein Wechsel der Operationsmethode macht sich in Bezug auf die Kraft zum Zeitpunkt (3) also stärker bemerkbar als dies noch zum Zeitpunkt (2) der Fall war.

	HHS2	HHS3	GG2	GG3	KR2	KR3
MPL	-20,57	-7,90	-273,65	-192,50	-6,96	-21,13
KAL	-14,03	-14,31	-287,33	-228,28	-24,79	-52,44

Tabelle 9:

OLS MPL und KAL vs. OCM

*Veränderung der Messgrößen bei Wechsel der OP-Methode von OCM auf KAL/MPL
Werte sind kontrolliert für Alter, Geschlecht, BMI, unterschiedliche präoperative Messwerte
und sind signifikant auf 1-%-igem Signifikanzniveau*

5.3 Interpretation

Die drei vorangestellten statistischen Testverfahren ergeben vergleichbare Ergebnisse bezüglich einer Einteilung der drei unterschiedlichen Operationszugangswege, jedoch mit unterschiedlichen Zahlenwerten. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die zwei beziehungsweise drei Gruppen eben nicht vollständig randomisiert waren. Daher können vor allem Unterschiede zwischen den Mittelwertverfahren und der multivariaten Regressionsanalyse entstehen. Wie beschrieben besteht hierbei die Möglichkeit, die Ergebnisse für andere Einflussfaktoren zu kontrollieren. Die Tabellen mit den unterschiedlichen Schätzreihen zur Regressionsanalyse in Anlage 3 bis 14 zeigen den Einfluss der kontrollierten Variablen auf die Ergebnisfaktoren und bestätigen die leichte Verzerrung durch unvollständige Randomisierung.

Ungeachtet der geringen Differenzen der Zahlenwerte werden die Unterschiede zwischen der OCM und den etablierten Methoden, in allen drei Schätzverfahren ersichtlich. Vor allem im kurzfristigen postoperativen Verlauf, ist die OCM bezüglich der Kraft, dem Gleichgewicht und des HHS überlegen und liegt als einzige Operationsmethode zu diesem frühen Zeitpunkt im Hinblick auf den HHS und das Gleichgewicht bereits über dem präoperativen Wert.

Der Vorsprung bei diesen zwei Messgrößen gegenüber den etablierten Methoden wird zwar im weiteren postoperativen Heilungsverlauf geringer, bleibt aber immer hochsignifikant und mit deutlicher klinischer Relevanz verbunden. Diese Unterschiede sind auf die geringere Invasivität der unter 2.1.7.3 beschriebenen Methode zurückzuführen. Gerade die zunehmenden Kraftwerte bei der dritten Messung nach der von den Patienten durchgeführten Rehabilitation zeigt die Auswirkung nicht durchtrennter Muskulatur im Gegensatz zur Abtragung der untersuchten Hüftabduktoren, die im Rahmen der etablierten klassischen Methoden teilweise wie unter 2.1.7.1 beziehungsweise 2.1.7.2 beschrieben, durchgeführt wird.

Auch nach einer weiteren Aufspaltung der Kontrollgruppe in eine MPL- und eine KAL-Subgruppe ändert sich das Bild nur marginal. Nach Elimination der erfassten möglichen Störfaktoren sind die Werte der MPL im Vergleich zur OCM besser als die der KAL im Vergleich zur OCM (Ausnahme 2HHSM), bleiben aber trotzdem deutlich unter denen der OCM-Gruppe.

6. Diskussion

Es galt in dieser Studie darzulegen, welche Rolle die Wahl der Operationsmethode hinsichtlich des postoperativen Ergebnisses spielt. Weil minimalinvasive Methoden in den letzten Jahren erst angefangen haben sich flächendeckend auszubreiten, gibt es bisher kein einheitliches System, den Erfolg zu testen. Außerdem liegen Evidenz-Stufe-1-Studien, Meta- oder Cochraine-Analysen noch nicht vor (Jerosch, 2006). Studien, die isoliert den Vorteil hinsichtlich einer schnelleren Rehabilitation postulieren (Wenz et al., 2002; Wohlrab et al. 2004, Roth, 2007), existieren bereits. Ein Vergleich mit den bereits seit Jahrzehnten etablierten Methoden stand allerdings zum Zeitpunkt der Recherche noch aus. Es galt also ein Studiendesign zu konzipieren, das der Dokumentation von Ergebnissen einer Operation gerecht wird. Hierbei wurden die unter 4.3.0.0 vorgestellten objektiven Methoden auch in Hinblick auf Mobilität des Versuchsaufbaus, die durch die unterschiedlichen Standorte der Patienten erforderlich war, bereits in einer Testreihe an einigen Patienten, die nicht in die Ergebnisse eingingen, auf stabile Testwerte überprüft.

6.1 Diskussion der Methode

Intraindividuelle Einflussfaktoren wie

- Konzentrationsfähigkeit,
- Persönlichkeitsmerkmale,
- sportmotorische Vorerfahrungen und
- Trainingszustand im Bereich der Gleichgewichtsfähigkeit wie auch bei der Anspannung der zu überprüfenden Muskelgruppe

können in unterschiedlichen Ausprägungen die Ergebnisse beeinflussen. Und nicht zuletzt kann auch die einfache Tagesform zu besseren beziehungsweise schlechteren Testergebnissen führen.

Soweit wie möglich wurden deshalb Umgebungsbedingungen kontrolliert. Für die Tests stand in zwei von drei Kliniken jedoch kein separater Raum zur Verfügung. Insofern sind Störeinflüsse durch die Umgebung nicht völlig auszuschließen. Mit Hilfe eines standardisierten Einführungstextes und gleichem Ablauf der Messung bei allen Probanden wurde der Einfluss des Testleiters auf die Motivation der Teilnehmer minimiert. Außerdem wurden alle Messungen vom gleichen Testleiter durchgeführt. Der Ablauf und die Abfolge der Messung waren streng standardisiert und wurden immer nach dem gleichen Schema durchgeführt.

6.1.1 Posturomed als Analysegerät

Die Messtation für das Posturomed wurde immer exakt gleich aufgebaut. Hansen beschreibt große Lerneffekte bei Messung mit einem ähnlichen Gerät zur Quantifizierung des Balancevermögens (Kinesthetic Ability Trainer, KAT), die sich zwischen zwei Mess-Serien an einem Tag und noch deutlicher bei der Re-Test-Messung nach vier Wochen zeigen (Hansen, 2000). Ein derart deutlicher Lerneffekt ist auf der Posturomed- Plattform nicht vorhanden (Böer, 2006).

Innerhalb der ersten Minuten finden Anpassungseffekte an die instabile Unterlage statt, die zunächst mit größeren Ausgleichsbewegungen einhergehen, bis ein Habituationseffekt einsetzt (Bös, Brehm, 1998). Möglicherweise beeinflusste dieser Effekt die extrem große Standardabweichung in früheren Arbeiten mit dem Posturomed (Beyerlein 2003, Ilg, 2000).

Es wurde versucht, diesen Einfluss auf die Ergebnisse durch eine Gewöhnungsphase von mehreren Minuten und einer Probemessung vor Beginn der eigentlichen Messung zu minimieren (Böer, 2004). Eine Vergrößerung des „postural sway“ mit höherem Lebensalter ist bekannt und wird in der Literatur mit einer verminderten Balancefähigkeit (Hauer, 2003) und erhöhtem Sturzrisiko in Verbindung gebracht (Laughton, 2003, Massion, 1994, Nguyen, 2005).

Die Unfähigkeit, länger als 5 Sekunden im Einbeinstand zu stehen, wird als ein eigener Sturzrisikofaktor bezeichnet (Renteln-Kruse, 2004). Stürze sind das Ergebnis von einem Missverhältnis von Anforderungen und Reaktionsmöglichkeiten in einer konkreten Situation. Bei älteren Menschen sind die eingeschränkte Fähigkeit antizipierend zu reagieren sowie unzuverlässige sensorische Informationen Gründe für die Überforderung des sensomotorischen Systems (Morasso, Sanguineti, 2002).

Das Posturomed ist zur Evaluierung der Gleichgewichtsfähigkeit und der Reaktionsmöglichkeiten auf Störungen für Probandengruppen geeignet. Die Messwerte

auf dem Posturomed sind reproduzierbar und unterliegen bei Berücksichtigung der beschriebenen Messmethode nur einem minimalen Lerneffekt. Die Messung stellt eine einfache Methode zur Bestimmung des Standbeins dar (Böer, 2006).

6.1.2 MicroFet als Kraftmessgerät

Da die Muskelkraft und die Funktionalität nicht linear miteinander korrelieren und daher die maximale Kraft bereits vermindert sein kann während die funktionalen Fähigkeiten noch bestehen können, ist sowohl aus diagnostischer als auch aus therapeutischer Hinsicht wichtig, ein Defizit so früh und so exakt wie möglich zu messen.

Wie bereits unter 6.1.1.0 beschrieben wurde auch bei der Messung der Muskelkraft der Hüftabduktoren auf einen standardisierten Ablauf geachtet. Es galt eine praktische Methode zu wählen, die es erlaubt, zuverlässige Ergebnisse zu erhalten. Mit einem „Handheld Dynamometer (HHD)“ hat man ein leicht zu transportierendes, relativ kostengünstiges Gerät die Muskelkraft zu quantifizieren. Um zu beurteilen, ob sich die Werte der Muskelkraft aufgrund der Behandlung geändert haben oder sich unterschiedliche Werte durch Messfehler ergeben haben, ist hierbei zu beurteilen (Knols, 2008).

Die berücksichtigten Kriterien, die Fung (2003) beschreibt, müssen eingehalten werden, um valide und reliable Werte zu erhalten. Hierbei ist darauf zu achten, dass die Kraft des Versuchsleiters, die als Gegendruck bei geeigneter Position des Testers und des Patienten für stabile Testbedingungen sorgt, in Relation höher ist als die gemessene Kraft. Außerdem hängt die Reproduzierbarkeit von der Testerfahrung des Versuchsleiters ab. Die Tageszeit ist ebenfalls zu berücksichtigen, da es bei den Patienten im Tagesverlauf auch zu Ermüdungserscheinungen kommen kann. Ferner sollte - um Ausreißer zu minimieren - ein Mittelwert aus zwei bis drei Testläufe gebildet werden.

6.1.3 Harris-Hip-Score als theoretischer Erfassungsbogen

Als dritter Gesichtspunkt wurde der unter 2.1.2.0 erläuterte Harris-Hip-Score erhoben. Der Harris-Hip-Score ist ein klinischer Score mit subjektiver (91 %) sowie objektiver (9 %) Bewertung (Harris, 1969). Er ist einer der meist angewendeten Scores in der Hüftendprothetik weltweit (Söderman, Malchau, 2001).

Besonders in der Schmerzbeurteilung wiesen Södermann und Malchau (2001) eine deutlichere Auflösung nach, als in sogenannten Quality of life scores. Hoeksma (2003) bewiesen in ihrer Studie außerdem eine höhere Sensivität des HHS in Bezug auf Funktionsprüfung der Hüfte, Schmerz und Gehfähigkeit als der ebenfalls oft verwendete SF-36. Vorteilhaft hierbei ist die Verbindung von objektiver Beurteilung durch den Untersucher und subjektiver durch den Patienten selbst. Hierbei sind aufgrund der klar strukturierten Form der Inhalt, sowie Bezug auf ihre Erkrankung besser nachvollziehbar. Entsprechend sind auch die Fragen besser beantwortbar, als in den verglichenen Life scores.

Dies macht deutlich, dass eine rein objektive Messung dem Empfinden des Patienten nicht immer nachkommt. Für den Patienten sind die Teilbereiche im Harris-Hip-Score von unterschiedlicher Bedeutung. So ist der Bewegungsumfang für ihn nur dann relevant, wenn dieser die Funktionsfähigkeit des Hüftgelenkes im gewohnten Leben limitiert. Eine Einschränkung des Bewegungsumfanges zweier Patienten um dasselbe Maß kann von beiden subjektiv als different empfunden werden (Södermann, 2001). Gerade der Punkt Schmerz, den Patienten oftmals als gravierendste Einschränkung im täglichen Leben bewerten, wird im HHS demnach auch mit der höchsten Punktzahl bewertet.

Hierbei wird auch der Vorteil der OCM-Methode deutlich, da gerade die Abtrennung von Muskulatur sich in postoperativen Schmerz darstellt.

6.1.4 Diskussion der Ergebnisse

Verschiedene Einflussfaktoren konnten bei der Datenerhebung nicht optimal erfasst werden. Aus mehreren Gründen fand dadurch eine gewisse Vorauswahl von Probanden statt. Da das ursprüngliche Thema einen neueren Operationszugang mit etablierten Methoden zu vergleichen beinhaltete, war die Akquirierung von potentiellen Kliniken und Operateuren von vornherein eingeschränkt.

Maßgebliche limitierende Faktoren waren hierbei

- der verwendete Operationszugang in ausreichenden Fallzahlen,
- eine vergleichbare Lernkurve des jeweiligen Operationsteams,
- die Verwendung von Prothesenmaterialien gleicher Art und des gleichen Herstellers, sowie
- die Einwilligung der Operateure an einer vergleichenden Studie zu partizipieren.

Außerdem war es wichtig, Kliniken auszuwählen, in denen es möglich war, strukturell eine postoperative Nachbeobachtung durchzuführen. Als entscheidender Punkt ist zusätzlich die Voraussetzung der sofortigen postoperativen Vollbelastung der behandelten Hüfte, die für den in der Studie verwendeten Einbeinstand essentiell war, zu nennen.

Bei den in 2.1.7.0 vorgestellten Operationszugängen handelt es sich bei der Beschreibung des Vorgehens um die üblichen Maßnahmen bei den Eingriffen. Es kann individuell erforderlich sein, mehr oder weniger Muskeln abzulösen. Außerdem können auch die spezifischen Maßnahmen der einzelnen Operateure von den beschriebenen Schritten leicht abweichen.

Bei der Dokumentation des präoperativen Zustandes blieb der Grad der Arthrose bei Erstuntersuchung unberücksichtigt. Daraus resultierende Schonhaltungen mit Einfluss auf

- Muskelatrophie,
- -inkongruenz beziehungsweise
- Fehlstellungen

wurden damit nicht dezidiert erfasst. Da bei der Analyse jedoch ein zeitlicher Vergleich unter Berücksichtigung der jeweiligen präoperativen individuellen Ausgangswerte im Vordergrund stand und die verschiedenen Grade der Schädigung sowohl Einfluss auf die Ausgangswerte haben, als auch durch die Randomisierung in den einzelnen Gruppen gleichmäßig verteilt waren, kann davon ausgegangen werden, dass es dadurch zu keiner Verzerrung der Ergebnisse kam.

Jegliche Unterschiede zwischen den postoperativen Leistungswerten wurde bei der Analyse den jeweiligen Operationszugängen zugeschrieben. Da jedoch jede Methode in einer anderen Klinik durchgeführt wurde, kommen für die unterschiedlichen Werte teilweise auch Einflussfaktoren in Betracht, die durch die Qualität der Beübung in den angeschlossenen Reha Einrichtungen mit begründet sein können.

7. Zusammenfassung

Die Endoprothetik ist ein sehr häufig genutztes Hilfsmittel der Medizin, in einer immer älter werdenden Gesellschaft, die Verschleißerscheinungen und die damit verbundenen Faktoren wie Schmerz und vor allem Funktionsverlust Abhilfe schafft. Gerade der Ersatz der großen Gelenke wie Knie, Schulter und besonders der Hüfte haben sich in den letzten Jahren zu Standardeingriffen entwickelt, die an immer mehr Zentren weltweit genutzt werden.

2009 wurden alleine in der Bundesrepublik Deutschland etwa 190.000 primäre Hüftgelenkendoprothesen implantiert; hinzu kamen über 20.000 Austauschoperationen vor allem aseptisch ausgelockerter Implantate. Insgesamt sind weltweit über 400 Endoprothesenmodelle auf dem Markt (Kilian, Schnettler, 2009; Heisel, 2007).

Die Totalendoprothese des Hüftgelenks bei Coxarthrose ist eine innerhalb der Medizin unumstrittene Technologie. Die Frage war aber: Gibt es bezüglich der verwendeten OP-Methode funktionelle Unterschiede, die für den Patienten gerade in der frühpostoperativen Phase einen gesteigerten Nutzen bringen könnten?

Gerade dem Trend hin zu minimalinvasiven Eingriffen sollte nachgegangen werden, indem den in den meisten Zentren verwendeten Standardzugängen in posterolateraler beziehungsweise anterolateraler Technik ein modifizierter anterolateraler Zugang, der sich durch eine neuartige Lagerungstechnik und fehlende Ablösung von Muskelgewebe auszeichnet, gegenübergestellt wurde.

Es galt ein Untersuchungsdesign zu konzipieren, welches verlässliche Aussagen über den Zustand des geschädigten Gelenkes präoperativ und postoperativ liefert. Ein zentraler Punkt für die Durchführung der Untersuchungen war abhängig vom Zusammenhang koordinativer Fähigkeiten und Zustand des zu untersuchenden Gelenks beziehungsweise Zustand der für die Gelenkintegrität verantwortlichen Strukturen, wie Kapsel, Bänder oder Muskeln. Die koordinativen Fähigkeiten sind komplexe Leistungsvoraussetzungen, die sich primär auf Prozesse der Bewegungssteuerung und -regelung beziehen. Zusammen mit den konditionellen Fähigkeiten Kraft, Schnelligkeit und Ausdauer, sowie der Beweglichkeit, tragen sie als sogenannte motorische Fähigkeiten zur sportlichen Leistung bei (Meinel, Schnabel, 1998).

Um diese komplexen Zusammenhänge nun möglichst gut zu erfassen, wurde neben der üblichen Kraftmessung mit einem „Handheld Dynamometer“ eine Messung des Balanceverhaltens mit Hilfe eines in der Rehabilitation verbreiteten Trainingsgerätes mit dazugehöriger Verarbeitungssoftware, dem Posturomed beziehungsweise Microswing, genutzt. Als weitere Bewertungseinheit wurde ein standardisierter Erfassungsbogen, der Harris-Hip Score, erhoben.

Ziel der Studie war daher, das Balanceverhalten von Probanden auf dem Posturomed, sowie die Muskelkraft mit dem MicroFet als weiteren Parameter, zu testen, um etwaige Unterschiede der bereits beschriebenen unterschiedlichen Operationszugangswege zu evaluieren. Diese Hypothese stützte sich auf die unterschiedliche perioperative Traumatisierung der Muskulatur.

Daher fanden zwischen August 2006 und Oktober 2008 Untersuchungen an drei Zentren für Endoprothetik statt, die unterschiedliche Zugangswege für den Gelenkersatz der Hüfte nutzen. Es wurde darauf geachtet, Kliniken auszuwählen, die vergleichbare Fallzahlen, routinierte Operateure und ähnliche prä- sowie postoperative Bedingungen für die Patienten aufweisen.

Insgesamt wurden 102 Patienten zu drei Zeitpunkten untersucht. Hierbei befanden sich 50 Probanden in der Gruppe, die mit der minimalinvasiven OCM-Methode behandelt wurden und 52 Patienten in der Kontrollgruppe, die jeweils zur Hälfte mit den Standardzugängen, der modifizierten posterolateralen und der klassisch anterolateralen Technik operiert wurden.

Die erste Untersuchung fand am Aufnahmetag in der jeweiligen Klinik statt. Die zweite Messung wurde zum frühestmöglichen Zeitpunkt für alle drei Gruppen nach der Operation durchgeführt. Dies entsprach einem Zeitraum zwischen dem 7. und dem 10. postoperativen Tag. Hierbei war der limitierende Faktor, dass die Voraussetzung für die Untersuchung, der stabile Einbeinstand, eben erst frühestens ab einer Woche nach der Operation möglich war. Die dritte und letzte Messung war zeitlich kurz vor Entlassung der Patienten aus den Rehabilitationseinrichtungen nach Hause, im Zeitraum vier bis sechs Wochen nach der OP angesiedelt.

Zur Auswertung der Daten wurden zwei verschiedene Mittelwertverfahren, sowie eine multivariante Regressionsanalyse mit Hilfe des Statistikprogramms STATA 8 verwendet.

Kontrolliert wurden in der multivariaten Regressionsanalyse mögliche Störfaktoren wie Alter, Geschlecht, BMI und präoperativer Zustand der Patienten.

Ungeachtet relativ geringer Differenzen der Zahlenwerte werden die Unterschiede zwischen der OCM und den etablierten Methoden in allen drei Schätzverfahren ersichtlich. Vor allem im kurzfristigen postoperativen Verlauf ist die OCM bezüglich der Kraft, dem Gleichgewicht und des HHS überlegen und liegt als einzige Operationsmethode bereits zum ersten postoperativen Testzeitpunkt im Hinblick auf den HHS und das Gleichgewicht bereits über dem präoperativen Wert. Der Vorsprung bei diesen zwei Messgrößen gegenüber den etablierten Methoden wird zwar im weiteren postoperativen Heilungsverlauf geringer, bleibt aber immer hochsignifikant und mit deutlicher klinischer Relevanz verbunden.

Diese Unterschiede sind auf die geringere Invasivität der unter 2.1.7.3 beschriebenen Methode zurückzuführen. Gerade die zunehmenden Kraftwerte bei der dritten Messung nach der von den Patienten durchgeführten Rehabilitation zeigt die Auswirkung nicht durchtrennter Muskulatur im Gegensatz zur Abtragung der untersuchten Hüftabduktoren, die im Rahmen der etablierten klassischen Methoden teilweise wie unter 2.1.7.1 beziehungsweise 2.1.7.2 beschrieben, durchgeführt wird.

8. Schlussfolgerung und Ausblick

Die Minimal-Invasive Hüftchirurgie ist in ihren Standards wohl noch nicht dort angekommen, wo lange etablierte Operationsverfahren stehen. Ein Problem, hier Standards zu finden, resultiert sicherlich aus der großen Anzahl unterschiedlicher Prothesentypen und den verschiedenen Möglichkeiten der Operationsmethoden.

Genau betrachtet muss man sich fragen, ob ein bestimmter Prothesentyp, bei einem bestimmten Patienten, in minimal invasiver Technik implantierbar ist, und welche Vorteile dies mit sich bringt. Hierbei ist auch auf die Konstitution des Patienten zu achten. In der Regel führten die Erkrankungen des Hüftgelenkes bereits vor der Operation zu muskulären Dysbalancen und Kompensationsmechanismen (z. B. Hinken). Oder aber die Dysbalancen selbst waren die Ursachen der Arthrose. Zusätzlich bestehen mit zunehmender Dauer der Erkrankung sensomotorische Defizite. Jeder operative Zugang - sei er auch noch so klein - beeinflusst zwangsläufig den arthromuskulären Komplex (Erlert et al., 2007).

Die Ergebnisse dieser Studie stellen nur den direkten postoperativen Erfolg innerhalb von vier bis sechs Wochen dar, lassen jedoch keine Rückschlüsse auf die längerfristigen Auswirkungen der wesentlichen Unterschiede der Operationszugänge, wie etwa die entscheidende Muskelabtragung, zu. Eine weitere Untersuchung zu den Langzeitergebnissen wäre daher sinnvoll, um ein abschließendes Votum abgeben zu können.

9. Literaturverzeichnis

1. AEBI-MÜLLER, J., MORIONI, I., KOCH, P. (2005): Funktionelle Nachbehandlung von Patienten mit künstlichem Hüftgelenk (2. überarbeit. Aufl.). Göttingen: Hans Huber
2. BAUER, R., KERSCHBAUMER, F., POISEL, S. (1979): The transgluteal approach to the hip joint Arch. Orthop. Traumat. Surg. 95: 47–49
3. BEYER, W.F., WEIN, HOLZAPFEL, IRLACHER (2004): Effektivitätsanalyse eines posturalen Koordinationstrainingsprogrammes für Patienten mit chronischen Rückenschmerzen. Bad Füssing, Dittmann
4. BEYERLEIN, C. (2003): Auswirkungen eines neuro- muskulären Trainings auf die Koordinationsfähigkeit nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes: Theoretische Grundlagen und Ergebnisse unter besonderer Berücksichtigung der Masai Barfuss Technologie (MBT). Wissenschaftliche Arbeit für die Diplomprüfung in Sportwissenschaft an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen
5. BÖER, J., MÜLLER, O., KRAUSS, I., HAUPT, G., HORSTMANN, T. (2004): Charakterisierung des Balanceverhaltens von Gesunden, Hüft- und Kniepatienten auf dem Posturomed. Medizinische Klinik und Poliklinik, Abteilung Sportmedizin, Universität Tübingen
6. BÖER, J. (2006): Charakterisierung des Balanceverhaltens von Gesunden, Hüft- und Kniepatienten auf dem Posturomed. Wissenschaftliche Arbeit zur Erlangung des Dr. Grades der Medizin an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen
7. BÖS, K., BREHM, W. (1998): Zugänge zum Gesundheitssport. Gesundheitssport: Ein Handbuch. Hofmann, Schorndorf: 7-14
8. BOHANNON, R.W. (1998): Research incorporating hand- held dynamometry: publication trends since 1948. Percept Mot. Skills, 86(3 Pt2): 1177-8, Dep. of physical. therapy, school of allied health, univ. of Conneticut, USA
9. BOHANNON, R.W. (2006): Test-retest reliability of the MicroFET 4 hand-grip dynamometer Physiotherapy Theory and Practice, Volume 22, Number 4, S. 219-221(3)
10. BRINCKMANN, P., FROBIN, W., LEIVSETH, G. (2000): Orthopädische Mechanik, Stuttgart: Thieme
11. CREMERIUS, H., HORST, F., ADLER, B., STRATTHAUS, M. (1998): Training in der Therapie - Trainingstherapie bei Verletzungen/Erkrankungen der Hüfte und des Oberschenkels - Grundlagen und Praxis (301-331). Wiesbaden: Ullstein Medical

12. CROFT, P., COOPER, C., WICKHAM, C., COGGON, D. (1990): Defining osteoarthritis of the hip for epidemiologic studies, *AM J Epidemiol*, 132(3):514-22
13. DEBRUNNER, A.M. (1994): Die Störungen des Bewegungsapparates in Klinik und Praxis Orthopädie, orthopädische Chirurgie (3. vollst. Überarbeitete Aufl.), Göttingen: Huber
14. DI CESARE, P.E. (1998): Surgical management of osteoarthritis
15. DIEPPE, P., Kirwan, J. (1994): The localization of osteoarthritis, *Br J Rheumatol.*, 201-3
16. DIEPPE, P. (1995): Management of hip osteoarthritis, *BMJ*, 853-7
17. DOWNING, N.D., CLARK, D.I., HUTCHINSON, J.W., COLCLOUGH, K., HOWARD, P.W. (2001): Hip abductor strength following total hip arthroplasty - A prospective comparison of the posterior and lateral approach in 100 patients. *Acta Orthop Scand* 72 (3): 215–220, Departments of Orthopaedics, University Hospital, Queen's Medical Centre, Nottingham, Orthopaedics and Physiotherapy Derbyshire Royal
18. ECCLES, M., FREEMANTLE, N., MASON, J. (1998): North of England evidence based guideline development project summary guideline for non-steroidal anti-inflammatory drugs versus basic analgesia in treating the pain of degenerative arthritis. The North of England Non-Steroidal Anti-Inflammatory Drug Guideline Development Group, *BMJ*, 317(7157):526-30
19. ENGELHARDT, M. (2003): Epidemiologie der Arthrose in Westeuropa Orthopädische Klinik, Städtische Kliniken Bielefeld, *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, Jahrgang 54, Nr. 6
20. ERLER, K., NEUMANN, U., SANDER, K., LAYHER, F., ROTH, A., BRÜCKNER, P., (2007): Evaluierung von Rehabilitationsergebnissen nach minimalinvasiver Hüftendoprothesenimplantation. *Medizinisch Orthopädische Technik*
21. FRANCON, F. (1956): *Documenta rheumatologica geigy (Coxarthrose)*, Nr.9, Schweiz J.R. Geigy
22. FUNG, J. (2003): Manual muscle testing a thing of the past? Hand-Held Dynamometers may quickly replace subjective manual techniques, *Canadian Chiropractor*, Vol. 8, No. 4
23. GAIT POSTURE (2006): A method for comparing manual muscle strength measurements with joint moments during walking. 24(4): 406-11
24. GELLNER, H. (2007): Stand und Trends der Hüftendoprothetik. *Medizinisch*

Orthopädische Technik

25. GÖTZ-NEUMANN, K. (2003): Gehen verstehen. Ganganalyse in der Physiotherapie, Stuttgart: Thieme
26. GRILL, F., Müller D. (1997): Results of hip ultrasonographic screening in Austria, Orthopade, 26(1):25-32
27. HACKENBROCH, M. (2002): Arthrosen. Basiswissen zu Klinik, Diagnostik und Therapie, Stuttgart: Thieme
28. HAIDER – BIOSWING – Sitz - u. Ruhemöbel GmbH: Presseerklärung(2003): POSTUROMED - die neue Form der propriozeptiven posturalen Therapie
29. HANSSEN, J.-M. (2006): Gleichgewichts- / Koordinationsfähigkeit und Kraftverhalten der kniegelenksumgebenden Muskulatur bei Patienten vor und nach Implantation einer Kniegelenkstotalendoprothese wissenschaftliche Arbeit zur Erlangung des Dr. Grades der Medizin an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen
30. HARDINGE, K. (1982): The direct lateral approach to the hip. J. Bone Joint Surg. Am 64: 17–19
31. HARRIS, W.H. (1969): 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. 51A, 737-755
32. HAUER, K., PFISTERER, M., WEBER, C., WEZLER, N., KLIEGEL, M., OSTER, P. (2003): Cognitive Impairment Decreases Postural Control during Dual Tasks in Geriatric Patients with a History of Severe Falls. J Am Geriatr Soc 51
33. HEISEL, J. (2007): Hüftendoprothetik - gestern, heute, morgen. Medizinisch Orthopädische Technik
34. HOEKSMAN, H.L., VAN DEN ENDE, C.H., RONDAY, H.K., HEERING, A., BREEDVELD, F.C. (2003): Comparison of the responsiveness of the Harris-Hip Score with generic measures for hip function in osteoarthritis of the hip, Ann Rheuma Dis. 62(10):935-8
35. HORSTMANN, T., MARTINI, F., KNAK, J., MAYER, F., SELL, S., ZACHER, J., KÜSSWETTER, W. (1994): Isokinetic force-velocity curves in patients following implantation of an individual total hip prosthesis. Orthopedic University Hospital and Policlinic Tübingen, Int. J. Sports Med., 15 Suppl. 1: S64-9
36. HORSTMANN T., MARTINI F., MAYER F., SELL S., KNAK J., ZACHER J. (1995): Strength of muscles surrounding the hip joint and gait in patients following implantation of a cementless hip endoprosthesis Orthopädische Universitätsklinik

und Poliklinik Tübingen, Z. Orthop. Ihre Grenzgeb. 133(6): 562-7

37. ILG, M. (2000): Veränderung der Balance und Beweglichkeit von Hüftsportteilnehmern und Erweiterung der Testmethode auf dem Posturomed. Exploration der Möglichkeit durch den Einsatz der Elektromyographie im Zusammenhang mit dem Posturomed. Wissenschaftliche Arbeit für die Diplomprüfung in Sportwissenschaft an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen
38. JERGENSEN, F., ABBOTT, L.C. (1955): A comprehensive exposure of the hip joint. J. Bone Joint Surg. Am 37: 798–808
39. JEROSCH, J., HEISEL, J. (2001): Künstlicher Gelenkersatz: Hüfte, Knie, Schulter. München: Pflaum Orthopädie
40. JEROSCH, J. (2006): Minimalinvasive Hüftendoprothetik. Deutsches Ärzteblatt, Jg. 103, Heft 49
41. KILIAN, O., SCHNETTLER, R. (2009): Joint Replacement/Endoprothetik, Herausgeber: Krukemeyer, M., Möllenhoff, G., Berlin/New York
42. KIRCHNER, G. (1994): Der Automatismus Körpergleichgewicht im Alter, Praxis Psychomot. 19, 10-12
43. KNOLS, R.H., AUFDEMKAMPE, G., DE BRUIN, E.D., UEBELHART, D., AARONSON, N.K. (2008): Hand-held dynamometry in patients with haematological malignancies: measurement error in the clinical assessment of knee extension strength, BMC Musculoskelet Disord., 10:31
44. LAUGHTON, C.A., SLAVIN, M., KATDARE, K., NOLAN, L., BEAN, J.F., KERRIGAN, D.C., PHILLIPS, E., LIPSITZ, L.A., COLLINS, J.J. (2003): Aging, muscle activity and balance control: physiologic changes associated with balance impairment, Gait Posture 18
45. LEUCHTE, S., LUCHS, A., WOHLRAB, D. (2007): Measurement of ground reaction forces after total hip arthroplasty using different surgical approaches. Institut für Sportwissenschaft, Martin-Luther-Universität, Halle-Wittenberg - Z. Orthop. Ihre Grenzgeb.145(1): 74-80
46. LEVINE, B.R., KLEIN, G.R., DI CESARE, P.E. (2007): Surgical Approaches in Total Hip Arthroplasty. A Review of the Mini-Incision and MIS Literature. Bulletin of the NYU Hospital for Joint Diseases 65(1): 5-18
47. LORD, S.R., WARD, J.A., WILLIAMS, P. (1996): Exercise effect on dynamic stability in older women: A randomized controlled trial. Arch. of Phys. Med. and Rehabil. 77, 232-36

48. LÜHMANN, D., HAUSCHILD, B., RASPE, H. (2000): Aufbau einer Datenbasis 'Evaluation medizinischer Verfahren und Technologien' in der Bundesrepublik, Hüftgelenkendoprothetik bei Osteoarthritis - Eine Verfahrensbewertung Institut für Sozialmedizin Medizinische Universität zu Lübeck
49. MANKOVSKI, N.B., MINC, A.J. (1978): Das Nervensystem. Handbuch der Gerontologie, Grundlagen der Gerontologie, Jena, 263-84
50. MASONIS, J.L., BOURNE, R.B. (2002): Surgical approach, abductor function, and total hip arthroplasty dislocation. London Health Sciences Center, University of Western Ontario, London, Ontario, Canada, Clin. Orthop. Relat. Res., (405): 46-53
51. MASSION, J. (1994): Postural control system. Neurobiology, 4, 877-887.
52. MEINEL, K., SCHNABEL, G. (1998): Abriß einer Theorie der sportlichen Motorik unter pädagogischem Aspekt, Bewegungslehre – Sportmotorik. Berlin: Sportverlag
53. MENKE, W. (2000): Spezielle Sportorthopädie und Sporttraumatologie. Wiebelsheim, Limpert.
54. MEURER, A. (2001): Elektromyographie und Goniometrie der menschlichen Gehbewegung; eine methodische Studie mit gesunden Probanden versch. Altersklassen und mit Coxarthrose- und Gonarthrosepatienten. Berlin, Heidelberg: Springer
55. MILLIS, M.B., MURPHY, S.B., POSS, R. (1996): Osteotomies about the hip for the prevention and treatment of osteoarthritis, Instr Course Lect, 45:209-26
56. MITTELMEIER, H., HEISEL, J., SCHMITT, E. (1998): Replacement of the hip joint in young patients under 40 years of age, Clinico – statistical report of experiences, Z Orthop Ihre Grenzgeb., 126(3):304-13
57. MORASSO, P.G., SANGUINETI, V. (2002): Ankle Muscle Stiffness Alone Cannot Stabilize Balance During Quiet Standing. J Neurophysiology 88, 2157-2162
58. MÜLLER, O., GÜNTHER, M., KRAUSS, I., HORSTMANN, T. (2004): Physical characterization of the therapeutic device Posturomed as a measuring device presentation of a procedure to characterize balancing ability. Orthopädische Klinik, Universität Tübingen, Biomed. Tech. (Berl), 49(3): 56-60
59. NGUYEN, N.D., PONGCHAIYAKUL, C., CENTER, J.R., EISMAN, J.A., NGUYEN, T.V. (2005): Identification of high-risk individuals for hip fracture: a 14-year prospective study. J Bone Miner Res. 20, 11, 1921-8
60. PARK, H., KIM, K.J., KOMALON, T., PARK, S.K., MUTOH, Y. (2008): Effect of combined exercise training on bone, body balance and gait ability: a randomized

controlled study in community-dwelling elderly women, *J Bone Miner Metab*, 26(3):254-9

61. RASEV, E. (2005): Die Qualitätssicherung der Posturalen Therapie auf dem POSTUROMED in der funktionellen Stabilisierung des senso-motorischen Systems. Institut für neuroorthopädische Rehabilitation, Schweinfurt
62. RAUSSEN, W., ZICHNER, L. (2003): Endoprothese und Sport. *Sportorthop. Sporttraumatol.* (19), 207-13
63. RENTELN-KRUSE, W. von (2005): Stürze älterer Menschen, Diagnostik und Therapie, *Dtsch. Med. Wochenschr.*, 129, 880-883.
64. RITTMEISTER, M., KÖNIG, D.P., EYSEL, P., KERSCHBAUMER, F. (2004): Minimal-invasive Zugänge zum Hüft- und Kniegelenk bei künstlichem Gelenkersatz. Orthopädische Universitätsklinik Friedrichsheim, Frankfurt am Main, Klinik und Poliklinik für Orthopädie des Klinikums der Universität zu Köln, Klinik Rotes Kreuz, Frankfurt am Main, *Orthopäde*, 33: 1229–1235
65. RITTMEISTER, M., PETERS, A. (2006): Vergleich des Hüftgelenkersatzes über eine posteriore Miniinzision oder einen klassischen anterolateralen Zugang. Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie, Katharina Kasper GmbH, St. Marien Krankenhaus, Frankfurt/M. – *Orthopäde*, 35: 716–722
66. RÖTTINGER, H. (2006): Minimal-invasiver anterolateraler Zugang in der Hüftendoprothetik. *Orthopädische Chirurgie (OCM)*, München, *Orthopäde*, 35: 708–715
67. ROTH, A. (2007): Minimalinvasive Hüftendoprothetik – ein Trend mit Anspruch. *Medizinisch Orthopädische Technik*
68. RUNGE, M. (1998): Gehstörungen, Stürze, Hüftfrakturen. Darmstadt: Steinkopff
69. SCHMIDT, R. F., THEWS, G., LANG, F. (2000): *Physiologie des Menschen mit Pathophysiologie*. 28.Aufl., Berlin, Heidelberg: Springer
70. SCHUBERT, A., BÖS, K. (1996): Zur motorischen Leistungsfähigkeit älterer Menschen. *Alterssport – Aktuelle Forschungsergebnisse*, Schorndorf: Hofmann, 164-171
71. SHUMWAY-COOK, A., GRUBER, W., BALDWIN, M., LIAO, S. (1997): The Effect of Multidimensional Exercises on Balance, Mobility, and Fall Risk in Community-Dwelling Older Adults. *Phys Ther* 77, 46-57
72. SKINNER, H.B. (1993): Pathokinesiology and total joint arthroplasty, *Clinical Orthop.*, 288, 78-86

73. SÖDERMAN, P., MALCHAU, H. (2001): Is the Harris hip score system useful to study the outcome of total hip replacement?. Department of Orthopedics, Sahlgrenska University Hospital, Göteborg, Sweden, Clin. Orthop. Relat. Res., (384): 189-97
74. SÖDERMAN, P., MALCHAU, H., Herberts, P. (2001): Outcome of total hip replacement: a comparison of different measurement methods, Clin. Orthop. Relat. Res. (390):163-72
75. TORKLUS V., D. (2007): Atlas orthopädischer - chirurgischer Zugangswege. 5. überarbeitete Auflage, München – Jena: Urban & Fischer
76. WATSON-JONES, R. (1936): Fractures of the neck of the femur. Br J Surg 23: 787–808
77. WEGENER, L., KISNER, C., NICHOLS, D. (1997): Static and dynamic balance responses in persons with bilateral knee osteoarthritis, J. of Orthop. Sports Phys. Ther. 25, 13-18
78. WEINECK, J. (2000): Sportbiologie, Balingen: Spitta Verlag, 290: 438
79. WENZ, J.F., GURKAN, I., JIBODH, S.R. (2002): Mini-incision total hip arthroplasty, a comparative assessment of perioperative outcomes, Orthopedics, 25(10):1031-43
80. WETZEL, R. (2004): : Der minimal-invasive Zugang zur Implantation einer Hüftendoprothese. Kliniken Harthausen, Bad Aibling
81. WETZEL, R., DORSCH, M. (2006): Minimally invasive approach to implantation of a hip endoprosthesis. Kliniken Harthausen, Bad Aibling, Orthopäde, 35(7): 738-43
82. WOHLRAB, D., HAGEL, A., HEIN, W. (2004): Vorteile der minimalinvasiven Implantation von Hüfttotalendoprothesen in der frühen postoperativen Rehabilitationsphase. Klinik und Poliklinik für Orthopädie der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, Halle, Z. Orthop Unfall, 142: 685-690
83. WOHLRAB, D., HAGEL, A., HEIN, W. (2007): Hüftendoprothetik – Ein Stufenkonzept zur operativen - Therapie der Coxarthrose. Medizinisch Orthopädische Technik
84. WOJCIECHOWSKI, P., KUSZ, D., KOPEC, K., BOROWSKI, M., KATEDRA (2007): Minimally invasive approaches in total hip arthroplasty. M., i Klinika Ortopedii i Traumatologii Narządów Ruchu Śląskiej Akademii Medycznej, Katowice., Ortop. Traumatol. Rehabil., 9(1): 1-7
85. WOLFSON, L.I., WHIPPLE, R., AMERMAN, P., KAPLAN, J., KLEINBERG, A.

(1985): Gait and balance in the elderly. Two functional capacities that link sensory and motor ability to falls, *Clin Geriatr. Med*, 1(3):649-59

10. Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt allen, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben und mich in den vier Jahren seit Beginn unterstützt haben.

Mein besonderer Dank geht an:

Herrn Prof. Dr. Jansson für die freundliche Überlassung des Themas.

Herrn Prof. Dr. Dr. Plitz für die spontane Übernahme eines komplexen Themas, bei dem er mir stets mit Rat und Tat zur Seite stand und sehr viel Geduld bewies.

Herrn Dr. Röttinger für die Inspiration und die Ideen zu dem sehr interessanten Thema und die vielen Stunden bei der Entwicklung eines geeigneten Untersuchungsdesigns.

Herrn Prof. Dr. Wetzel für die freundliche Kooperation und die Hilfestellungen auch in Bereitstellung seines allzeit freundlichen Teams.

Herrn Prof. Dr. Wild und dem gesamten Team der Hessing Stiftung, vor allem **Herrn Dr. Pröbstl** und **Herrn Dr. Böhner**, die ebenfalls durch eine äußerst hilfreiche Kooperation und tatkräftige Unterstützung zur Durchführung der Arbeit unverzichtbar waren.

Den Teams der Rehakliniken **Feldafing, St. Hubertus/Bad Wiessee und Harthausen** für die freundliche Bereitstellung „meines Arbeitsplatzes“ und Kooperation in Sachen Logistik.

Herrn Mandel für die Hilfe und Beratung bei statistischen Fragen, sowie für zahlreiche Stunden mit Denkanstößen und Diskussionen.

Meinen Eltern **Viktoria und Dr. Marino Philippi** ohne deren moralische, aber auch finanzielle Unterstützung die ungestörte jahrelange Arbeit und die Fahrten quer durch Bayern nicht möglich gewesen wären.

Herrn Dr. Hofmann, der mit seinen journalistischen Fähigkeiten auf meinen Ausdruck und etwaige stilistische Unzulänglichkeiten achtete.

11. Lebenslauf

Name:	Marino Andreas Heinrich PHILIPPI	
Geburtsdatum:	1. Juli 1977	
Geburtsort:	München	
Familienstand:	ledig	
Eltern:	Viktoria und Dr. med. Marino Maximilian PHILIPPI	
Geschwister:	Alexander Benedikt PHILIPPI	
Schulbildung:	1984 – 1988	Grundschule an der Königswieserstraße
	1988 – 1998	Gymnasium Fürstenried – West
Zivildienst:	07/1998 – 08/99	Würmtalklinik Gräfelfing (Fachklinik für stoffgebundene Suchterkrankungen)
Studium:	04/2000 – 02/2002	Betriebswirtschaftslehre an der Ludwig-Maximilians-Universität München
	10/2002 – 02/2005	Humanmedizin an der Universität Leipzig
	04/2005 – 05/2009	Humanmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität München
	05/2009	Approbation als Arzt
Praktisches Jahr:	02/2008 – 06/2008	Kantonsspital St.Gallen / Schweiz
	06/2008 – 10/2008	Augustinum / München
	10/2008 – 02/2009	Klinikum Großhadern / München
Ärztliche Tätigkeit:	seit 08/2009	Assistenzarzt der Chirurgie Martha Maria München

12. Verzeichnis der Abbildungen

- Abbildung 1 Röntgenbild der Hüfte, links physiologisch, rechts arthrotisch verändert
(Schulthess Klinik, Zürich)
- Abbildung 2 Mouldenarthroplastik der linken Hüfte
(Smith-Peterson-Kappe) (Heisel, 2007)
- Abbildung 3 implantierte Hüft-TEP
(Schulthess Klinik, Zürich)
- Abbildung 4 mögliche Kombination einer Hüft-TEP
(Schulthess Klinik, Zürich)
- Abbildung 5 intraoperative Lagerung für den posterolateralen Zugang
(Torklus, 2007)
- Abbildung 6 Schnitfführung des posterolateralen Zuganges
(Torklus, 2007)
- Abbildung 7 Operationssitus
(Torklus, 2007)
- Abbildung 8 Schnitfführung des anterolateralen Zuganges
(Torklus, 2007)
- Abbildung 9 Natürliche Muskellücke des anterolateralen Zuganges
(Torklus, 2007)
- Abbildung 10 Darstellung des Schenkelhalses vor der Osteotomie
(Torklus, 2007)
- Abbildung 11 Patient in Seitenlagerung: Tischaussparung am Fußende für Femurpräparation
(Röttinger, 2006)
- Abbildung 12 Zugangsoptimierte Instrumente für größtmögliche Weichteilschonung
(Röttinger, 2006)
- Abbildung 13 Vereinfachtes Schema der Steuerung der Sensomotorik

	(Hanssen, 2006)
Abbildung 14	Altersverteilung der Operationsgruppen
Abbildung 15	Geschlechteraufteilung in den verschiedenen Gruppen
Abbildung 16	BMI der verschiedenen Gruppen
Abbildung 17a	Microswing Bildschirmdarstellung a)
Abbildung 17b	Microswing Bildschirmdarstellung b)
Abbildung 18	Versuchsaufbau: Posturomed u. Microswing (Fa. Haider Bioswing)
Abbildung 19	MicroFet Kraftmessgerät (Fa. Hoggan)
Abbildungen 20 - 22	Ergebnisse der HHS Erhebungen
Abbildungen 23 - 25	Vorsprung der OCM verglichen mit MPL beziehungsweise KAL
Abbildungen 26 - 28	MPL und KAL im Vergleich zur OCM bezüglich der verschiedenen Variablen

13. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1	Radiologische Schweregrade der Osteoarthrose nach Kellegren et Lawrence
Tabelle 2	Unterschiedliche Gelenkpaarungen (Heisel, 2007)
Tabelle 3	Biometrische Daten der Probanden
Tabelle 4	Mittelwertbetrachtung MPL/KAL vs. OCM
Tabelle 5	Mittelwertbetrachtung MPL beziehungsweise KAL vs. OCM (Ergebnisse)
Tabelle 6	Difference in differences MPL/KAL vs. OCM
Tabelle 7	Difference in differences MPL und KAL vs. OCM (Ergebnisse)
Tabelle 8	OLS MPL/KAL vs. OCM
Tabelle 9	OLS MPL und KAL vs. OCM (Einzelbetrachtung)

14. Anhang

Anlage 1: Übersicht der abhängigen Variablen

	Kraft		Gleichgewicht		HHS	
	Zeitpunkt (2)	Zeitpunkt (3)	Zeitpunkt (2)	Zeitpunkt (3)	Zeitpunkt (2)	Zeitpunkt (3)
Mean	62.02	97.54	358.43	605.36	61.83	85.19
Max	196	199	926.5	913	89.45	99.5
Min	20	34	0	0	35.8	56.75
Range	176	165	926.5	913	53.65	42.75
Std. Dev	33.29	39.59	332.02	282.54	13.73	10.26
median	54	91.5	265.25	712.75	60.73	87.43
N	102	102	102	102	102	102

Die Definition der Variablen ist Anhang 15 zu entnehmen

Anlage 2: Übersicht der unabhängigen Variablen

	Kraft (Zeitpunkt 1)	Gleichgewicht (Zeitpunkt 1)	HHS (Zeitpunkt 1)	MPL	KAL	OCM	Alter	Geschlecht	BMI
Mean	92.60	455.38	61.62	0.25	0.26	0.49	63.73	0.44	26.53
Max	208	900	91.7	1	1	1	81	1	38.74
Min	11	5	21	0	0	0	40	0	18.29
Range	197	895	70.7				41		20.45
Std. Dev	40.52	280.63	15.86	0.43	0.44	0.50	7.94	0.50	3.90
median	88.5	442.25	633.9				64		25.90
N	102	102	102	102	102	102	102	102	102

Die Definition der Variablen ist Anlage 15 zu entnehmen

Anlage 3: HHS 3

OCM	12.92 ^{***} (1.58)	12.07 ^{***} (1.58)	12.04 ^{***} (1.58)	11.88 ^{***} (1.58)	11.51 ^{***} (1.58)
HHS 1		0.12 ^{**} (0.05)	0.12 ^{**} (0.05)	0.11 ^{**} (0.05)	0.08 (0.05)
Alter			-0.10 (0,10)	-0.09 (0.09)	-0.09 (0.09)
Geschlecht				1.88 (1.58)	2.45 (1.58)
BMI					-0.39 (0.21)
N	102	102	102	102	102
R² adj. (%)	39.48	42.40	44.16	42.69	44.03
F-Statistic for Class Size	66.89	38.18	25.83	19.81	16.89
P-Value of F-statistic	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Root MSE	7.98	7.78	7.78	7.76	7.67

, ** beziehungsweise * kennzeichnen Signifikanz auf 10-, 5- beziehungsweise 1-prozentigem Signifikanzniveau, Standardabweichungen in Klammern*

Anlage 4: GG3M

OCM	236.38 ^{***} (51.03)	216.83 ^{***} (50.02)	215.42 ^{***} (49.99)	215.64 ^{***} (50.72)	211.89 ^{***} (51.94)
GGMW1		0.24 ^{**} (0.09)	0.24 ^{**} (0.09)	0.24 ^{**} (0.09)	0.24 ^{**} (0.09)
Alter			-3.39 (3.13)	-3.40 (3.17)	-3.41 (3.18)
Geschlecht				-1.62 (51.12)	1.32 (51.96)
BMI					-2.44 (6.60)
N	102	102	102	102	102
R² adj. (%)	16.84	21.77	21.90	21.09	20.39
F-Statistic for Class Size	21.46	15.05	10.44	7.75	6.17
P-Value of F-statistic	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Root MSE	257.65	249.9	249.69	250.97	252.1

, ** beziehungsweise * kennzeichnen Signifikanz auf 10-, 5- beziehungsweise 1-prozentigem Signifikanzniveau, Standardabweichungen in Klammern*

Anlage 5: KR3M

OCM	41.70 ^{***} (6.69)	40.49 ^{***} (5.48)	40.38 ^{***} (5.49)	37.35 ^{***} (4.84)	37.76 ^{***} (4.95)
KRM1		0.48 ^{***} (0.07)	0.48 ^{***} (0.07)	0.31 ^{***} (0.07)	0.31 ^{***} (0.07)
Alter			-0.23 (0.35)	-0.12 (0.31)	-0.12 (0.31)
Geschlecht				30.42 ^{***} (5.47)	30.21 ^{***} (5.51)
BMI					0.28 (0.64)
N	102	102	102	102	102
R² adj. (%)	27.29	51.29	51.01	62.47	62.15
F-Statistic for Class Size	38.90	54.18	36.05	43.03	34.17
P-Value of F-statistic	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Root MSE	33.76	27.63	27.71	24.25	24.36

, ** beziehungsweise * kennzeichnen Signifikanz auf 10-, 5- beziehungsweise 1-prozentigem Signifikanzniveau, Standardabweichungen in Klammern*

Anlage 6: HHS3M

MPL	-10.68 ^{***} (1.93)	-8.48 ^{***} (1.96)	-8.45 ^{***} (1.96)	-8.02 ^{***} (1.96)	-7.90 ^{***} (1.94)
KAL	-14.99 ^{***} (1.88)	-14.84 ^{***} (1.79)	-14.80 ^{***} (1.79)	-14.76 ^{***} (1.78)	-14.31 ^{***} (1.79)
HHS1		0.17 ^{***} (0.05)	0.16 ^{***} (0.05)	0.16 ^{***} (0.05)	0.13 ^{***} (0.05)
Alter			-0.10 (0.09)	-0.10 (0.09)	-0.09 (0.09)
Geschlecht				2.43 (1.52)	2.87 (1.54)
BMI					-0.33 (0.21)
N	102	102	102	102	102
R² adj. (%)	41.19	46.49	46.56	47.40	48.23
F-Statistic for Class Size	36.37	30.25	23.00	19.20	16.68
P-Value of F-statistic	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Root MSE	7.86	7.50	7.50	7.44	7.38

, ** beziehungsweise * kennzeichnen Signifikanz auf 10-, 5- beziehungsweise 1-prozentigem Signifikanzniveau, Standardabweichungen in Klammern*

**Anlage 7:
GG3M**

MPL	-224.43 (63.40)	-198.77 (62.20)	-196.98 (62.14)	-196.38 (63.75)	-192.50 (64.88)
KAL	-247.44 (61.81)	-233.14 (60.14)	-232.10 (60.10)	-231.99 (60.43)	-228.28 (61.52)
GGMW1		0.24 (0.09)	0.24 (0.09)	0.24 (0.09)	0.24 (0.09)
Alter			-3.40 (3.15)	-3.40 (3.18)	-3.40 (3.19)
Geschlecht				2.44 (51.95)	5.44 (52.80)
BMI					-2.46 (6.63)
N	102	102	102	102	102
R² adj. (%)	16.09	21.16	21.30	20.48	19.76
F-Statistic for Class Size	10.68	10.04	7.83	6.20	5.15
P-Value of F-statistic	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Root MSE	258.81	250.65	250.65	251.95	253.08

, ** beziehungsweise * kennzeichnen Signifikanz auf 10-, 5- beziehungsweise 1-prozentigem Signifikanzniveau, Standardabweichungen in Klammern*

**Anlage 8:
KR3M**

MPL	-36.4 (8.26)	-23.90 (6.43)	-23.80 (6.44)	-20.83 (5.51)	-21.13 (5.62)
KAL	-46.61 (8.05)	-55.43 (6.19)	-55.31 (6.21)	-52.22 (5.30)	-52.44 (5.38)
KR1M		0.57 (0.07)	0.57 (0.07)	0.40 (0.06)	0.40 (0.06)
Alter			-0.21 (0.32)	-0.10 (0.27)	-0.10 (0.28)
Geschlecht				30.34 (4.92)	30.22 (4.60)
BMI					-0.17 (0.60)
N	102	102	102	102	102
R² adj. (%)	27.42	58.30	58.06	69.66	69.37
F-Statistic for Class Size	20.08	48.07	35.95	47.37	39.12
P-Value of F-statistic	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Root MSE	33.73	25.57	25.64	21.81	21.91

, ** beziehungsweise * kennzeichnen Signifikanz auf 10-, 5- beziehungsweise 1-prozentigem Signifikanzniveau, Standardabweichungen in Klammern*

Anlage 9: HHS2M

OCM	19.50 ^{***} (1.92)	17.41 ^{***} (1.73)	17.36 ^{***} (1.71)	16.99 ^{***} (1.67)	16.89 ^{***} (1.69)
HHS 1		0.30 ^{***} (0.05)	0.30 ^{***} (0.05)	0.28 ^{***} (0.05)	0.27 ^{***} (0.05)
Alter			-0.17 (0.10)	-0.15 (0.10)	-0.15 (0.10)
Geschlecht				4.35 ^{**} (1.66)	4.50 (1.70)
BMI					-0.10 (0.23)
N	102	102	102	102	102
R² adj. (%)	50.38	61.63	62.27	64.39	64.10
F-Statistic for Class Size	103.53	82.13	56.56	46.66	37.07
P-Value of F-statistic	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Root MSE	9.68	8.51	8.44	8.20	8.23

** , ** beziehungsweise *** kennzeichnen Signifikanz auf 10-, 5- beziehungsweise 1-prozentigem Signifikanzniveau, Standardabweichungen in Klammern*

Anlage 10: HHS2M

MPL	-24.76 ^{***} (2.21)	-21.36 ^{***} (2.14)	-21.32 ^{***} (2.12)	-20.63 ^{***} (2.10)	-20.57 ^{***} (2.09)
KAL	-14.63 ^{***} (2.15)	-14.37 ^{***} (1.96)	-14.31 ^{***} (1.94)	-14.26 ^{***} (1.89)	-14.03 ^{***} (1.92)
HHS1		0.26 ^{***} (0.05)	0.25 ^{***} (0.05)	0.24 ^{***} (0.05)	0.22 ^{***} (0.05)
Alter			-0.18 [*] (0.10)	-0.16 (0.10)	-0.16 (0.10)
Geschlecht				3.83 ^{**} (1.62)	4.06 (1.65)
BMI					-0.17 (0.22)
N	102	102	102	102	102
R² adj. (%)	57.87	64.39	65.08	66.66	66.50
F-Statistic for Class Size	67.99	61.87	48.06	41.38	34.42
P-Value of F-statistic	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Root MSE	9.00	8.20	8.12	7.93	7.95

** , ** beziehungsweise *** kennzeichnen Signifikanz auf 10-, 5- beziehungsweise 1-prozentigem Signifikanzniveau, Standardabweichungen in Klammern*

**Anlage 11:
GG2M**

OCM	307.97 ^{***} (58.48)	283.37 ^{***} (56.89)	284.96 ^{***} (56.86)	277.19 ^{***} (57.38)	281.10 ^{***} (58.78)
GGMW1		0.30 ^{***} (0.10)	0.31 ^{***} (0.10)	0.32 ^{***} (0.10)	0.32 ^{***} (0.10)
Alter			3.83 (3.57)	4.17 (3.58)	4.18 (3.60)
Geschlecht				58.27 (57.84)	55.23 (58.80)
BMI					2.52 (7.47)
N	102	102	102	102	102
R ² adj. (%)	20.93	26.74	26.85	26.86	26.19
F-Statistic for Class Size	27.74	19.43	13.36	10.27	8.17
P-Value of F-statistic	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Root MSE	295.24	284.19	283.97	283.94	285.25

, ** beziehungsweise * kennzeichnen Signifikanz auf 10-, 5- beziehungsweise 1-prozentigem Signifikanzniveau, Standardabweichungen in Klammern*

**Anlage 12:
GG2M**

MPL	-314.31 ^{***} (72.67)	-282.36 ^{***} (70.79)	-284.37 ^{***} (70.76)	-269.69 ^{***} (72.21)	-273.65 ^{***} (73.50)
KAL	-302.10 ^{***} (70.86)	-284.29 ^{***} (68.48)	-285.50 ^{***} (68.44)	-283.56 ^{***} (68.45)	-287.33 ^{***} (69.69)
GGMW1		0.30 ^{***} (0.10)	0.31 ^{***} (0.10)	0.33 ^{***} (0.10)	0.32 ^{***} (0.10)
Alter			3.83 (3.58)	4.17 (3.60)	4.18 (3.62)
Geschlecht				59.85 (58.85)	56.80 (59.82)
BMI					2.51 (7.51)
N	102	102	102	102	102
R ² adj. (%)	20.15	25.99	26.10	26.13	25.44
F-Statistic for Class Size	13.74	12.82	9.92	8.14	6.74
P-Value of F-statistic	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Root MSE	296.69	285.63	285.43	285.38	286.71

, ** beziehungsweise * kennzeichnen Signifikanz auf 10-, 5- beziehungsweise 1-prozentigem Signifikanzniveau, Standardabweichungen in Klammern*

Anlage 13: KR2M

OCM	16.12 ^{**} (6.43)	14.99 ^{***} (5.32)	14.96 ^{***} (5.35)	13.98 ^{**} (5.34)	16.43 ^{***} (5.31)
KRM1		0.45 ^{***} (0.07)	0.45 ^{***} (0.07)	0.40 ^{***} (0.07)	0.38 ^{***} (0.07)
Alter			-0.06 (0.34)	-0.03 (0.34)	-0.02 (0.33)
Geschlecht				9.80 (6.03)	8.55 (5.91)
BMI					1.67 ^{**} (0.69)
N	102	102	102	102	102
R ² adj. (%)	4.98	34.96	34.32	35.40	38.50
F-Statistic for Class Size	6.29	28.14	18.59	14.83	13.65
P-Value of F-statistic	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Root MSE	32.45	26.85	26.98	26.76	26.11

, ** beziehungsweise * kennzeichnen Signifikanz auf 10-, 5- beziehungsweise 1-prozentigem Signifikanzniveau, Standardabweichungen in Klammern*

Anlage 14: KR2M

MPL	-16.28 ^{**} (7.99)	-5.21 (6.59)	-5.19 (6.63)	-4.24 (6.59)	-6.96 (6.54)
KAL	-15.98 ^{**} (7.79)	-23.77 ^{***} (6.35)	-23.74 ^{***} (6.38)	-22.75 ^{***} (6.36)	-24.79 ^{***} (6.26)
KR1M		0.51 ^{***} (0.07)	0.51 ^{***} (0.07)	0.45 ^{***} (0.08)	0.43 ^{***} (0.07)
Alter			-0.06 (0.33)	-0.02 (0.33)	-0.01 (0.32)
Geschlecht				9.76 (5.89)	8.56 (5.77)
BMI					1.61 ^{**} (0.67)
N	102	102	102	102	102
R ² adj. (%)	4.02	37.96	37.34	38.45	41.35
F-Statistic for Class Size	3.12	21.60	16.05	13.62	12.87
P-Value of F-statistic	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Root MSE	32.62	26.22	26.35	26.12	25.50

, ** beziehungsweise * kennzeichnen Signifikanz auf 10-, 5- beziehungsweise 1-prozentigem Signifikanzniveau, Standardabweichungen in Klammern*

Anlage 15: Übersicht über die Schätzvariablen

Abhängige Variablen

- KRXM - Kraft der Hüftabduktoren, gemessen am Malleolus lateralis in Newton, zu zwei Zeitpunkten, eine Woche (X=2) beziehungsweise 5-7 Wochen (X=3) postoperativ
- GGXM - Im Einbeinstand auf dem Posturomed gemessen in unabhängiger Skala von 0-1000, zu zwei Zeitpunkten, eine Woche (X=2) beziehungsweise 5-7 Wochen (X=3) postoperativ
- HHSXM - erhoben nach standardisiertem Fragebogen (siehe Anhang xx) mit Werten zwischen 0 und 100, zu zwei Zeitpunkten, eine Woche (X=2) beziehungsweise 5-7 Wochen (X=3) postoperativ

Unabhängige Variablen

- MPL - modifizierter posterolateraler Zugang (binär)
- KAL - klassischer anterolateraler Zugang (binär)
- OCM - modifizierter anterolateraler Zugang (binär)
- KR1M - Kraft der Hüftabduktoren, gemessen am Malleolus lateralis in Newton praeoperative Messung
- GG1M - Im Einbeinstand auf dem Posturomed gemessen in unabhängiger Skala von 0-1000, praeoperative Messung
- HHS1M - erhoben nach standardisiertem Fragebogen (siehe Anhang xx) mit Werten zwischen 0 und 100, praeoperative Messung
- Geschlecht - Aufteilung in weiblich (=0) beziehungsweise männlich (=1) (binär)
- Alter - Patienten mit maximalen Alter von 80 Jahren
- BMI - Gewicht (in Kg)/ Größe² (in m)

Anlage 16: Erstellter Bogen zur Erhebung des HHS

Schmerz (44 Pkte. möglich)

kein Schmerz (jedenfalls nicht wahrgenommen)	44	<input type="checkbox"/>
leichter oder gelegentlicher Schmerz (Aktivitäten nicht beeinträchtigt)	40	<input type="checkbox"/>
geringer S. (ohne Effekt auf durchschn. Aktiv., geleg. Tabletten)	30	<input type="checkbox"/>
mäßiger S. (tolerabel, Einsch. Für normale Aktiv./Arbeit, stärker als Aspirin)	20	<input type="checkbox"/>
ausgeprägter S. (starke S. Mit Einschränkungen)	10	<input type="checkbox"/>
sehr starke S., vollständige Behinderung, S. im Liegen)	0	<input type="checkbox"/>

Funktion (47 Pkte. möglich)

A. Gehen (33 Pkte. möglich)

Hinken

kein	11	<input type="checkbox"/>
leicht	8	<input type="checkbox"/>
mäßig	5	<input type="checkbox"/>
schwer	0	<input type="checkbox"/>

Gehhilfen

keine	11	<input type="checkbox"/>
Handstock für längere Gehstrecken	7	<input type="checkbox"/>
Handstock für die meiste Zeit	5	<input type="checkbox"/>
1 Unterarmgehstock	3	<input type="checkbox"/>
2 Handstöcke	2	<input type="checkbox"/>
2 Unterarmgehstöcke	1	<input type="checkbox"/>
Gehunfähig/Rollstuhl	0	<input type="checkbox"/>

Gehstrecke

unbegrenzt	11	<input type="checkbox"/>
einen kilometer	8	<input type="checkbox"/>
500 m	5	<input type="checkbox"/>
lediglich im Haus	2	<input type="checkbox"/>
Transfer Bett Stuhl	0	<input type="checkbox"/>

B. Aktivitäten (14 Pkte. möglich)

Treppen

Fuß vor Fuß, ohne Nutzung des Geländers	4	<input type="checkbox"/>
mit Geländer	2	<input type="checkbox"/>
andere Art	1	<input type="checkbox"/>
kein Treppensteigen möglich	0	<input type="checkbox"/>

Schuhe und Socken an- und ausziehen

leicht	4	<input type="checkbox"/>
mit Schwierigkeiten	2	<input type="checkbox"/>
nicht möglich	0	<input type="checkbox"/>

Sitzen

komfortabel in normalen Stühlen für 1 Std.	5	<input type="checkbox"/>
in einem hohen Stuhl für 30 min.	3	<input type="checkbox"/>
keine Sitzmöglichkeit in irgendeinem Stuhl	0	<input type="checkbox"/>

<i>kann öffentliche Verkehrsmittel nutzen</i>	1	<input type="checkbox"/>
---	---	--------------------------

Bewegungseinschränkungen (4 Pkte. Möglich)

< 30° fixierte Beugekontraktur	1	<input type="checkbox"/>
< 10° fixierte Adduktion	1	<input type="checkbox"/>
< 10° fixierte Innenrotation	1	<input type="checkbox"/>
< 3,2 cm Beinlängenunterschied	1	<input type="checkbox"/>

Beweglichkeit (5 Pkte. möglich): exakte Bewegungsausmaße

<i>Flexion</i>	0 – 45°	x 1,0
	45 – 90°	x 0,6
	90 – 110°	x 0,3
	110-130°	x 0
<i>Abduktion</i>	0 – 15°	x 0,8
	15 – 20°	x 0,3
	20 – 45°	x 0
<i>Außenrotation in Streckung</i>	0 – 15°	x 0,4
	> 15°	x 0
<i>Adduktion</i>	0 – 15°	x 0,2
	> 15°	x 0

Max. 100,5 Pkte. x 0,05 => Max. 5,025 Pkte.

Test nach Trendelenburg: fließt allerdings nicht in Bewertung ein

positiv negativ

Skala:

- 100 – 90 = sehr gut
- 89 – 80 = gut
- 79 – 70 = befriedigend
- < 70 unbefriedigend

Anlage 17a: Patienteninformation

Patienteninformation Studie über die Charakterisierung des Balanceverhaltens von Hüftarthroplastie Patienten

Liebe Patientin, lieber Patient,

Sie haben sich in der Vergangenheit einen endoprothetischen Hüftgelenkersatz erhalten. Ihr Arzt / Ihre Ärztin hat Ihnen angeboten, hierzu an einer Studie teilzunehmen.

Was ist der Zweck dieser Studie?

Das Ziel der Studie soll der Vergleich des funktionalen Ergebnisses von Hüftendoprothesen sein, welche auf zwei verschiedenen Zugangswegen – einem Standard-Zugang beziehungsweise einem minimalinvasiven Zugang - implantiert wurden. Die Studie wird durchgeführt, um Ihren Gleichgewichtssinn mit dem Posturomed zu evaluieren. Das Posturomed ist ein Gerät mit einer instabilen Plattform, welches zur Erfassung der senso-motorischen Fähigkeiten (Gleichgewichtsfähigkeit) entwickelt wurde.

Was passiert im Rahmen der Studie?

Sie werden gebeten, Fragebögen auszufüllen, in denen Sie nach Ihren Schmerzen und Ihrem Aktivitätsgrad befragt werden. Sie werden auch durch Ihren behandelnden Arzt / Ihre behandelnde Ärztin auf dem Posturomed Gerät getestet, um zu beobachten, wie gut Sie im Alltag zurechtkommen. Ihr Arzt / Ihre Ärztin wird diese Informationen erfassen, um zu sehen, wie ihr Balanceverhalten ist und um festzustellen, wie die Ergebnisse im Vergleich zu denen anderer Patienten sind, die eine ähnliche Behandlung erhalten haben.

Was passiert mit Ihren persönlichen Daten?

Ihr Arzt / Ihre Ärztin hat Ihnen angeboten, an dieser Studie teilzunehmen. Ihre Teilnahme führt nicht zu einer Sonderbehandlung, jedoch werden Ihre Daten dokumentiert. Dazu gehören Angaben wie Ihr Geburtsdatum, Geschlecht, Initialen, das Datum Ihrer Operation und wie Sie sich erholen, nicht aber Ihr Name oder Ihre Adresse. Zugriff auf die Daten haben ausschließlich Personen, die direkt an der Studiendurchführung beteiligt sind. Sie werden, nachdem die Daten gesammelt und in den Computer eingegeben worden sind, in keiner Weise als individueller Patient zu erkennen sein. Es werden die Daten vieler Patienten gesammelt und zusammengefasst, um daraus zu ersehen, wie der Verlauf und das Ergebnis der Operationen ausgefallen sind. Die Daten können für Veröffentlichungen in medizinischen Fachzeitschriften verwendet werden, niemand wird jedoch Sie als Person identifizieren können – die Daten werden anonym sein.

Wenn Sie sich einverstanden erklären, an dieser Studie teilzunehmen, bleiben Ihre medizinischen Unterlagen zu jeder Zeit vertraulich.

Ist die Teilnahme an der Studie freiwillig?

Die Teilnahme an dieser Studie ist freiwillig und Sie können jederzeit ohne Angabe von Gründen aus der Studie ausscheiden. Dies hat keinerlei negative Auswirkungen auf Ihre nachfolgende Behandlung.

Wie können Sie an der Studie teilnehmen?

Durch Unterschreiben dieses Formblatts erklären Sie sich mit der Teilnahme an der Studie einverstanden. Sie erteilen damit außerdem die Erlaubnis, dass Ihre persönlichen Daten im Computer gespeichert werden.

Vielen Dank!

**Anlage 17b:
Einverständniserklärung**

Einverständniserklärung

**Studie über die Charakterisierung des Balanceverhaltens
von Hüftarthroplastie Patienten**

Ja, ich möchte an der Studie teilnehmen.

Ja, ich erlaube entsprechend qualifizierten Personen bei Bedarf Einblick in meine medizinischen Unterlagen zu nehmen.

Unterschrift:

Datum:

Name (Druckbuchstaben):

Arzt:

Anlage 18: Patientenbogen

Thema: *Wiederherstellung der Muskelkraft nach total Endoprothese der Hüfte*

Datum:

Patientendaten:

Nachname:		Vorname:	
Adresse:		Tel:	
Geb.datum:		Größe:	Gewicht:
Geschlecht:			
Hüfte:	0	Links	0
			Rechts
Operateur:			
VorOps:			
Reha Einrichtung:		Termin:	

Posturomed Messung:

1.Termin:

Rechts:	Punkte	Note	Links:	Punkte	Note
Rechts/Links:	Punkte	Note		Punkte	Note

2.Termin:

Rechts:	Punkte	Note	Links:	Punkte	Note
Rechts/Links:	Punkte	Note		Punkte	Note

3.Termin:

Rechts:	Punkte	Note	Links:	Punkte	Note
Rechts/Links:	Punkte	Note		Punkte	Note

CompuFet Messung:

1.Termin:

Rechts:	Kraft	Zeit	Links:	Kraft	Zeit
---------	-------	------	--------	-------	------

2.Termin:

Rechts:	Kraft	Zeit	Links:	Kraft	Zeit
---------	-------	------	--------	-------	------

3.Termin:

Rechts:	Kraft	Zeit	Links:	Kraft	Zeit
---------	-------	------	--------	-------	------