

Aus dem Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie,
Klinik für Orthopädie, Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Dr. h.c. Norbert P. Haas

Habilitationsschrift

Der Einfluss unterschiedlicher Zugangswege in der primären Hüftendoprothetik auf die Hüftmuskulatur - Funktionelle Auswirkungen und bildmorphologische Analysen

Zur Erlangung der Lehrbefähigung für das Fach Orthopädie und Unfallchirurgie

Vorgelegt dem Fakultätsrat der Medizinischen Fakultät

Charité - Universitätsmedizin Berlin

von

Dr. med. Michael Müller

geboren am 03.06.1978 in Leipzig

Eingereicht: Januar 2014

Dekanin: Univ.-Prof. Dr. med. A. Grütters-Kieslich

Gutachter 1: Univ.-Prof. Dr. med. Maximilian Rudert

Gutachter 2: Univ.-Prof. Dr. med. Rüdiger von Eisenhart-Rothe

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	4
1.1	Die Hüftendoprothetik	4
1.1.1	Klinische Ergebnisse.....	4
1.1.2	Herausforderungen und Komplikationen	6
1.1.3	Peri- und postoperatives Management.....	7
1.1.4	Trends und Kontroversen.....	9
1.1.5	Hüftendoprothetik unter Berücksichtigung des Alters	12
1.1.6	Die Wiederherstellung der Gelenkfunktion als wesentliches Ziel der Hüftendoprothetik.....	12
1.2	Die minimalinvasive Hüftendoprothetik	14
1.2.1	Hintergrund und Ziele	14
1.2.2	Die Einführung in die Praxis: zwischen Euphorie und Vorbehalt	15
1.2.3	Probleme und Fragen in der Diskussion um die Vorteilhaftigkeit der minimalinvasiven Hüftendoprothetik.....	16
1.2.4	Die Rolle der Magnetresonanztomographie in der Hüftendoprothetik.....	18
1.3	Planung und Vorüberlegungen zur Untersuchung des Muskeltraumas in der Hüftendoprothetik	20
1.3.1	Minimalinvasive Zugangswege in der Hüftendoprothetik und einhergehende Risiken.....	21
1.3.2	Muskeln des Hüftgelenks und potentielle Schädigungen.....	25
1.3.3	Untersuchungsmethoden des Muskeltraumas	28
1.4	Die schmerzhafteste Hüftendoprothese.....	34
1.5	Fragestellungen.....	36
2	Ergebnisse	37
2.1	Die Untersuchung des Muskeltraumas des M. gluteus medius in der primären Hüftendoprothetik in Abhängigkeit vom chirurgischen Zugangsweg: minimalinvasiv anterolateraler versus modifiziert lateraler Zugang.	37
2.2	Die Untersuchung des Muskeltraumas des M. gluteus minimus nach endoprothetischem Hüftgelenksersatz und der Einfluss auf das klinische Outcome.	39
2.3	Der M. tensor fasciae latae – Die Untersuchung des Muskeltraumas unter Verwendung eines mDL- und minimalinvasiven anterolateralen Zugangs mit dem Nachweis der muskulären Kompensationsfähigkeit des TFL	41

2.4	Ganganalytische Vergleichsuntersuchung zwischen einem modifiziert direkt lateralen Zugang und einem minimalinvasiven anterolateralen Zugang	43
2.5	Altersabhängiges Auftreten des Muskeltraumas in der primären Hüftendoprothetik und der Vorteil eines minimalinvasiven Zugangs für Patienten älter als 70 Jahre ...	45
2.6	Muskeltrauma in der primären Hüftendoprothetik in Abhängigkeit von BMI und Zugangsweg.	47
2.7	Untersuchung eines möglichen schmerzhaften Impingements zwischen M. obturator externus und Pfannenkomponente	49
3	Diskussion	51
3.1	Bewertung des Verfahrens minimalinvasive Implantationstechnik und deren Auswirkungen auf die Hüftgelenksabduktoren	51
3.2	Die Reduktion des Muskeltraumas und deren Auswirkungen auf das funktionelle Outcome	53
3.3	Kompensationsfähigkeit der Hüftmuskulatur	55
3.4	Die Beurteilung des operationsbedingten Muskeltraumas und die herausragende Rolle der Magnetresonanztomographie	56
3.5	Die Untersuchung des muskulären Traumas nach Hüftendoprothesenimplantation durch die Ganganalyse	58
3.6	Einflussfaktoren und Risikogruppen für ein erhöhtes Muskeltrauma	60
3.7	Impingementsyndrome als Ursache einer schmerzhaften Hüftendoprothese	63
3.8	Aktueller Stand der minimalinvasiven Hüftendoprothesenimplantation	64
4	Zusammenfassung	68
5	Literaturverzeichnis	70

1 Einleitung

1.1 Die Hüftendoprothetik

Die Implantation einer totalen Hüftendoprothese ist eine der erfolgreichsten und am häufigsten durchgeführten orthopädischen Operationen. Ungefähr eine Million primäre Hüftendoprothesen werden weltweit jährlich implantiert [1], wobei sich die Anzahl nahezu zur Hälfte auf den angloamerikanischen Sprachraum und auf Europa verteilt [2-5]. Eine signifikante Schmerzreduktion, Funktionsverbesserung und Wiedererlangung der Lebensqualität werden in fast 95 % der Fälle erreicht [6-8]. Ian D. Learmonth bezeichnete aus diesem Grunde die Hüftendoprothetik auch als die Operation des Jahrhunderts und publizierte im Jahre 2007 einen Artikel im Lancet mit dem Titel: „The operation of the century: total hip replacement.“ [9].

1.1.1 Klinische Ergebnisse

1.1.1.1 Langzeitergebnisse

Die moderne Hüftendoprothetik weist hervorragende Langzeitergebnisse auf. So liegt die durchschnittliche Standzeit nach 10 Jahren bei 95 % und nach 25 Jahren bei 80 % [2].

Wichtige Kriterien, die die Standzeit der Endoprothese beeinflussen, sind das Abriebverhalten der Gleitpaarung, die Komponentenpositionierung sowie der Aktivitätslevel und die Komorbiditäten des Patienten [10].

1.1.1.2 Revisionen

Obwohl die primäre Hüftendoprothetik hervorragende Kurz- und Langzeiterfolge aufweist, bleibt die Anzahl der Revisionen konstant und stellt nach wie vor eine stetige operative als auch kostenverursachende Herausforderung dar [11]. Aufgrund der steigenden Anzahl von primären Hüftprothesen als auch durch ein zunehmend jüngeres und aktiveres Patientenkollektiv, wird eine zunehmende Rate an notwendig werdenden Revisionsoperationen in den nächsten Jahren postuliert [2, 12]. Aktuell wurde, basierend auf einer Auswertung der Registerdaten von 6 Ländern, eine mittlere Revisionsrate nach primärer Hüftendoprothesenimplantation von 1,29 Revisionen pro 100 Prothesenjahre ermittelt [13]. Dies entspricht im Mittel einer Revisionsrate von 6,5 % nach 5 Jahren und 12,9 % nach 10 Jahren. Diese Zahlen beruhen auf der kumulativen Anzahl von 689.608 primären Hüftendoprothesen und 79.231 Revisionen mit einem mittleren Follow-up von 8,9 Jahren [13]. Die häufigsten Ursachen für eine Revisionsoperation sind Luxationen (22 % aller

Revisionen) gefolgt von aseptischen Lockerungen (20 %), Infektionen (15 %), Implantatversagen (10 %), Osteolysen (7 %) und periprotetischen Frakturen (6 %) [11]. Ein Revisionsversagen wird wiederum vorwiegend durch Infektionen (30 %), Luxationen (25 %) und aseptische Lockerungen (19 %) hervorgerufen [14].

1.1.1.3 Funktion

Die Implantation einer Hüftendoprothese führt bei ungefähr 95 % der Patienten zu einer deutlichen Schmerzreduktion mit einer signifikanten Verbesserung von Gelenkfunktion und Lebensqualität [6-8]. Die Daten zeigen aber auch, dass bis 8 Monate nach Hüft-TEP Implantation immerhin nur ca. 80 % der Gelenkfunktion und des täglichen Aktivitätsniveaus eines gesunden Hüftgelenkes erreicht werden [8]. Eine nachweislich reduzierte postoperative Gelenkfunktion findet sich bei Patienten mit einem hohen Alter oder einem hohen Gewicht [15-17]. Desweiteren wird das postoperative Outcome nachteilig durch einen schlechten präoperativen Ausgangszustand, durch ein zu langes Abwarten bis zur Implantation der Prothese sowie durch unzureichende Aufklärung des Patienten bezüglich des postoperativen Behandlungsablaufs und den Erwartungen beeinflusst [7, 8].

1.1.1.4 Endoprothesenregister

Durch die umfassende Dokumentation und Auswertung der Hüftendoprothesenimplantation in nationalen Endoprothesenregistern wie dies in Schweden, Finnland, Norwegen, England und Australien erfolgt, ist eine hervorragende Beurteilung von Implantaten und deren Standzeit möglich [18]. Dadurch, dass eine sehr große Anzahl von Patienten erfasst wird, können Auffälligkeiten oder Unterschiede auch bei geringer Inzidenz mit ausreichender statistischer Power detektiert werden [18]. So konnten aufgrund der Registerdaten Produktrücknahmen vom Markt, Änderungen von Behandlungsstrategien und der Rückgang von Revisionsfällen erfolgreich bewirkt werden [13, 19]. Kritisch zu diskutieren ist, dass Registerdaten vordergründig die Implantatstandzeit bzw. Revisionsraten widerspiegeln, nicht aber die Funktion oder Zufriedenheit des Patienten, d.h., ein nicht revidiertes Implantat bedeutet nicht notwendiger Weise, dass das Implantat mit einer guten Funktion oder Zufriedenheit des Patienten einhergeht [13]. Ebenfalls lassen sich anhand der Registerdaten Auswirkungen von Zugangswegen oder Implantationstechniken nur unzureichend erfassen.

1.1.2 Herausforderungen und Komplikationen

1.1.2.1 Luxation und Instabilität

Gelenkinstabilitäten und Luxationen sind die häufigsten Ursachen für eine Revision nach primärer Hüft-TEP Implantation und die zweithäufigste Ursache für ein Versagen von Revisionsoperationen [20]. Die Inzidenz für eine Luxation nach primärer Hüft-TEP liegt bei 0,3 – 5 % und bis zu 30 % nach Revisionsoperationen [11, 14, 21]. Die hauptsächlichsten Ursachen für das Auftreten von Luxationen sind ein Komponentenmalalignment, ein Impingement oder eine pelvitrochantäre Insuffizienz [22]. Weitere Risikofaktoren für das Auftreten einer Luxation stellen vorherige Frakturen, der verwendete Zugangsweg, ein starker Polyethylenabrieb, die Kopfgröße und auch die Patientcompliance dar [23].

1.1.2.2 Aseptische Lockerungen und Osteolysen

Eine aseptische Prothesenlockerung ist die häufigste Ursache für das Spätversagen einer Hüftendoprothese [1, 24]. Ihr zugrunde liegen Abriebpartikel-bedingte Knochenresorptionen am Implantat-Knochen-Interface, die zur Lockerung und zur Migration der Prothese oder auch zu periprothetischen Frakturen führen können [24]. Häufig treten mehr oder weniger große Osteolysen, vor allem im Bereich des periprothetischen Femurs oder Azetabulums auf. Ähnlich wie bei den Luxationen stellt auch hier das Malalignment der Prothese die häufigste Ursache für das Auftreten von massivem Abrieb und Osteolysen dar [25]. Zusätzliche Abrieb-Einflussfaktoren sind der Aktivitätslevel des Patienten sowie das Material, die Größe und das Design der Komponenten [26]. Entsprechende spezifische, klinische und radiologische Auffälligkeiten führen meist direkt zur richtigen Diagnose. Dennoch sollte eine okkulte Infektion stets differenzialdiagnostisch mit berücksichtigt werden, da diese sich in bis zu 13 % der Fälle von vermeintlichen aseptischen Lockerungen als eigentliche Ursache ergibt [27].

Aufgrund der hohen Relevanz des Abriebs, als standzeitlimitierender Faktor, ist ein wesentliches Ziel der modernen Hüftendoprothetik, die Abriebraten durch optimale Gleitpaarungen und Implantatpositionierungen zu reduzieren. So könnten Haltbarkeit und Funktion einer Prothese deutlich verlängert werden.

1.1.2.3 Infektionen

Die periprothetische Infektion ist eine der schwerwiegendsten Komplikationen in der Hüftendoprothetik. Die korrekte Diagnose ist meist aufgrund eines unspezifischen klinischen Erscheinungsbildes sehr schwierig und bedarf der Erfassung verschiedener Parameter [14, 28, 29]. Die Therapie ist komplex und aufwendig und stellt eines der kostenintensivsten Behandlungsverfahren in der orthopädischen Chirurgie dar [30, 31]. Die Infektionsrate nach

primärer Hüft-TEP liegt bei ca. 0,5 - 2 % [32], für Revisionsoperationen ist sie wesentlich höher und beträgt dort bis zu 8 % [14]. Die häufigsten Erreger sind koagulasenegative Staphylokokken und der *Staphylococcus aureus* [28]. Die Behandlungsverfahren sind abhängig vom Keimspektrum und deren Resistenzlage, von der Mitbeteiligung des Weichteilgewebes, vom Zustand des Patienten sowie von muskulärer und knöcherner Situation des Gelenkes [33, 34].

Das Auftreten und folglich die Behandlungen von periprothetischen Infektionen werden durch steigende Implantationszahlen, vor allem aufgrund des demographischen Wandels verursacht, zunehmend an Bedeutung gewinnen. Die Infektdiagnostik und -therapie wird sich daher als ein komplett eigenständiges Teilgebiet der orthopädischen Chirurgie etablieren.

1.1.2.4 Periprothetische Frakturen

Periprothetische Frakturen stellen ebenfalls eine schwerere Komplikation in der Hüftendoprothetik dar, die mit einer erhöhten Mortalität und Morbidität einhergeht. Sie sind in ca. 6 % der Fälle die Ursache für Revisionsoperationen [11, 35]. Als Risikofaktoren für Frakturen gelten ein erhöhtes Alter, Stürze, Osteoporose, Fehlpositionierungen, vorausgegangene Frakturen und Revisionsoperationen [35]. Ein sehr häufig verwendetes Klassifikationssystem ist die Vancouver Klassifikation, an der sich unter Berücksichtigung von Lage der Fraktur, Lockerung der Prothese und Knochenqualität, der operative Behandlungsalgorithmus gut ableiten lässt [36, 37]. Die Komplikationsrate der operativen Behandlung liegt bei bis zu 20 %, wobei Re-Frakturen, Implantatbrüche und Infektionen die häufigsten Versagensursachen darstellen [37, 38].

1.1.3 Peri- und postoperatives Management

1.1.3.1 Postoperatives Schmerzmanagement

Ein modernes multimodales Schmerzmanagement umfasst eine ausbalancierte Anwendung von langanhaltenden niedrig dosierten Opioiden, Nichtsteroidalen Antiphlogistika und Adjuvantien. Ziel des multimodalen Systems ist die optimale Schmerztherapie bei maximaler Reduktion der Nebenwirkungseffekte, insbesondere die der Opiode wie Übelkeit und Müdigkeit. Neben der oralen Einnahme ist eine patientenkontrollierte Analgesie (PCA: patient-controlled analgesia) mittels selbstbestimmter intravenösen Gabe von Morphin zusätzlich möglich [39]. Durch dieses multimodale Schmerzmanagement kann eine zügige Mobilisation und physiotherapeutische Beübung im frühen postoperativen Zeitraum erfolgen [39].

1.1.3.2 Rehabilitation und Gangbild

Ein neueres Behandlungsziel in der primären Hüftendoprothetik ist eine frühe physiotherapeutische Beübung des Patienten. Dadurch wird die Funktion und Beweglichkeit im frühen Follow-up signifikant verbessert. Desweiteren werden die Krankenhausverweildauer sowie die thrombembolischen Risiken und die Gefahr der Lungenentzündung reduziert [40].

Bezüglich des Gangbildes konnte durch ganganalytische Untersuchungen gezeigt werden, dass signifikante Verbesserungen nach Implantation einer Hüft-TEP im Vergleich zu präoperativ erreicht werden können [41]. Dennoch bleiben Unterschiede zum gesunden, physiologischen Gangbild bestehen. Durch die Art des operativen Zugangswegs oder das Prothesendesign sind möglicherweise zusätzliche Verbesserungen der Gangkinematik zu erreichen [42, 43].

1.1.3.3 Fast-Track Hüftendoprothetik

Bestrebungen, die postoperative Mobilisation zu verbessern, um damit die Krankenhausverweildauer zu verkürzen sowie Thrombembolierisiken zu reduzieren, haben zur Entwicklung von sogenannten Fast-Track-Programmen geführt [44, 45]. Diese Programme basieren auf einer multidisziplinären Zusammenarbeit von Orthopädie, Anästhesie, Schmerztherapie, Physiotherapie und Patientenmanagement [45]. Durch eine gezielte präoperative Aufklärung über Behandlungsablauf, Operation und Erwartungen sollen Patienten bereits vor der Operation geschult und mental gut vorbereitet sein [44].

1.1.3.4 Postoperative Anämie und Thromboseprophylaxe

Eine postoperative Anämie kann durch das Vorhandensein einer präoperativen Anämie, den intraoperativen Blutverlust oder durch postoperative Blutungen verursacht werden. Die Häufigkeit für eine postoperative Anämie liegt bei 51 - 87 %, das Risiko für eine postoperative Blutung hingegen unter 1 % [46]. Eine präoperative Anämie tritt meist bei älteren Patienten auf und bedarf der therapeutischen Abwägung einer präoperativen Gabe von Blutprodukten. Die Hauptursache für eine postoperative Anämie ist der intraoperative Blutverlust. Zur Kostenersparnis und zur Vermeidung von zusätzlichen Komplikationen durch die Gabe von Blutprodukten sollte dieser so gering wie möglich gehalten werden. Eine korrekte Blutstillung, die Reduktion der OP-Zeit, die Verwendung eines Cellsavers sowie die Minimierung des operativen Gewebetraumas sind effektive Möglichkeiten, den intraoperativen Blutverlust zu reduzieren [1]. Neuere Studien zeigen, dass die zusätzliche Gabe von Tranexamsäure den intraoperativen Blutverlust reduzieren kann, ohne dabei thrombembolische Komplikationen zu erhöhen [47].

Thrombembolische Komplikationen sind gefürchtete Ereignisse in der Hüftendoprothetik. Eine adäquate Thrombembolieprophylaxe muss daher standardmäßig verabreicht werden, wobei dabei aber die Balance zwischen Thromboseprophylaxe und Blutungsneigung die Herausforderung der Therapie darstellt. Zur Thromboseprophylaxe eignen sich Vitamin-K Antagonisten, niedermolekulare Heparine, Fondaparinux als selektiver Faktor Xa-Inhibitor oder auch orale Antikoagulantien wie Dabigatran oder Rivaroxaban [48].

1.1.4 Trends und Kontroversen

1.1.4.1 Neue Implantatdesigns/ -Konzepte

In den letzten Jahren zeigte sich eine zunehmende Verwendung von Kurzschäften und Oberflächenersatzprothesen in der Primärendoprothetik. Beide Implantate ermöglichen eine knochensparende Implantation und bewirken eine physiologische Krafteinleitung in das proximale Femur [43, 49, 50]. Die Verwendung des Kurzschafte erleichtert außerdem die Durchführung einer minimalinvasiven und muskelschonenderen Implantationstechnik über einen kleineren Zugang [51, 52]. Die Indikation beschränkt sich vordergründig auf junge, männliche Patienten mit guter Knochenqualität und mit primären Arthrosen [49, 51, 53, 54]. Problematisch zu sehen ist der Mangel an Langzeitergebnissen und der Nachweis der postulierten Vorteile durch gut designte, prospektive und randomisierte Studien [53, 55].

Für den Oberflächenersatz resultierten vermehrte Revisionsraten aufgrund von erhöhten Metallionenkonzentrationen im Serum, Pseudotumoren, Metallabrieb-bedingten schmerzhaften lokalen Gewebsreaktionen (ALTR), schmerzhaften Impingement, Schenkelhalsfrakturen und vorzeitigen aseptischen Lockerungen [53, 55, 56]. Aufgrund dessen besteht aktuell eine kontroverse Diskussion über die Berechtigung des weiteren Einsatzes in der Endoprothetik.

Bei Patienten mit einem Oberflächenersatz können in bis zu 30% der Fälle postoperativ persistierende Leistenschmerzen auftreten [57, 58]. Die Gründe dafür sind zum Teil die gleichen wie bei einer Standardprothese, so z.B. durch ein Psoasimpingement. Es gibt allerdings zusätzlich eine Reihe von Implantat-spezifischen Ursachen. Zum einen kann es beim Oberflächenersatz aufgrund der ungünstigeren Kopf-Hals-Ratio, zu einem schmerzhaften anterioren Impingement zwischen Schenkelhals und Pfannenrand kommen [59]. Dieses anteriore Schenkelhalsimpingement ist gerade bei Patienten, die aufgrund einer primären Arthrose einen Oberflächenersatz erhalten haben, möglich, da bei diesen häufig eine mangelnde Taillierung des Schenkelhalses, bereits präoperativ - als Arthrose-prädisponierender Faktor - vorgelegen hat [60]. Ein weiteres Problem stellt der mit einer Metallgroßkopfgleitpaarung vermehrt einhergehende Metallabrieb dar [61]. Die sich im periartikulären Gewebe ansammelnden Metallabrieb-Partikel führen zu schmerzhaften

lokalen Entzündungsreaktionen (ALTR: Adverse local tissue reaction) [56]. Insbesondere an der Hüftgelenkscapsel kann sich eine schmerzhaft, unspezifische ALVAL-Reaktion (Aseptic Lymphocyte-dominated Vasculitis Associated Lesion) in Kombination mit einem zusätzlich auftretenden Pseudotumor zeigen [62]. Die Stärke der unspezifischen Entzündungsreaktion ist abhängig vom Ausmaß der Metallionenkonzentration im Gewebe, also vom Ausmaß des Abriebs [62]. Der Abrieb wiederum wird beeinflusst durch die Größe des Metallkopfes, der Anzahl der modularen Verbindungen, der Komponentengröße, dem Pfanneninklinationswinkel sowie der Größe der kombinierten Anteversion von Kopf und Pfanne [61, 63]. Hinweise auf das Vorliegen eines vermehrten Metallabriebs geben eine erhöhte Serumkonzentrationen von Kobalt und Chrom [64] sowie eventuell Osteolysen im Röntgenbild. Die effektivste, nicht-invasive Methode eine ALVAL-Reaktion zu detektieren, ist die Magnetresonanztomographie [65]. Mit einer spezifischen Artefakt reduzierenden Sequenz (MARS: metal artifact reduction sequence) können die unspezifischen Entzündungsreaktionen in Form von vermehrter Kapseldicke, Ergussbildung, periartikuläre Flüssigkeitsansammlungen und Pseudotumoren (massive Gelenkkapselaussackungen / Schwellungen) dargestellt werden [62, 66, 67]. Eine Korrelation zwischen MRT-Befund und histopathologischen ALVAL-Score konnte belegt werden [65]. Damit ist die MRT für den behandelnden Operateur in der Abklärung einer schmerzhaften Metallgleitpaarung sowie in der Entscheidungsfindung zur notwendigen Revisionsoperation, neben dem Röntgenbefund und der Serum-Ionen-Konzentration, eine wesentliche Untersuchungsmethode.

1.1.4.2 Gleitpaarungen / Artikulation

Die Hauptursache für das Versagen einer Endoprothese im Langzeitverlauf ist die aseptische Lockerung aufgrund von Abriebpartikel-bedingter Knochenresorption am Knochen-Implantat-Interface [1, 24]. Eine Verminderung des Abriebs führt daher zu einer Verlängerung der Prothesenstandzeit. Keramik/Keramik-Gleitpaarungen haben aufgrund ihrer Materialeigenschaften sehr geringe Abriebraten und sind damit für jüngere und aktivere Patienten ideal geeignet [68, 69]. Zusätzlich liegen die Vorteile der Keramik auch in der guten Verträglichkeit, der fehlenden Metallionenfreisetzung, der Materialhärte und der Kratzfestigkeit [68]. Potentielle Risiken bestehen in der Bruchgefahr und dem Auftreten von Quietsch-Geräuschen [69]. Keramikbrüche (Kopf oder Inlay) traten anfänglich mit einer Häufigkeit von 2 von 10.000 auf [70]. Mittlerweile konnten diese aber aufgrund besserer Materialeigenschaften deutlich reduziert werden [68, 69, 71]. Als Risikofaktoren für das Auftreten von Keramikbrüchen werden unter anderem Pfannenfehlpositionierungen und ein Implantatimpingement gesehen [69, 70]. Fehlpositionierung und Impingement führen zu hohen Punkt- oder Kantenbelastungen der Keramikoberfläche, die wiederum mit einer erhöhten Bruchgefahr einhergehen.

Eine alternative Gleitpaarung mit ebenfalls sehr geringen Abriebraten ist die Keramik/hochvernetztes Polyethylen-Gleitpaarung. Hier zeigen sich ähnlich geringe Abriebraten wie bei Keramik/Keramik mit einem nahezu ausgeschlossenen Risiko für Brüche, Absprengungen oder Quietschgeräuschen [71].

Metall/Metall-Gleitpaarungen werden in der aktuellen Literatur äußerst kontrovers diskutiert [69, 72, 73]. Während das Abriebverhalten und die Standzeiten für Standardkopfgrößen 28 und 32 mm akzeptabel sind, liegen deutlich erhöhte Abriebraten für Metallgroßköpfe > 36 mm vor [69, 73, 74]. Diese Abriebraten potenzieren sich zusätzlich bei Pfannenfehlstellungen oder Impingement aufgrund von hohen Punkt- oder Randbelastungen [75] und führen dann zu hohen Metallionenkonzentrationen im Blut, lokalen Gewebsreaktionen und Schmerzen [56, 63, 76].

1.1.4.3 Navigation

Ein fehlerhaftes Komponentenalignment ist nachweislich assoziiert mit vermehrten Abriebraten, dem Auftreten eines Impingements oder Luxationen sowie aseptischen Frühlockerungen [77, 78]. Mit Hilfe der Computer-Navigation ist eine sehr präzise Positionierung der Hüftendoprothese möglich, wodurch insbesondere das Auftreten von Fehlpositionierungen (Ausreißen) signifikant reduziert wird [79, 80]. Anhand dieser Ergebnisse könnte postuliert werden, dass durch die Verwendung einer Computernavigation die Komplikationsrate vermindert und längere Prothesenstandzeiten erreicht werden. Langzeitergebnisse fehlen allerdings bisher, um dies zu bestätigen [81]. Sinnvoll wäre die Kombination der Navigation mit der minimalinvasiven Hüftendoprothesenimplantation, um dadurch die reduzierte Orientierung aufgrund des kleineren Zugangsweges zu kompensieren [82].

1.1.4.4 Minimalinvasive Hüftendoprothetik

Die minimalinvasive Hüftendoprothetik ist ein relativ neues Implantationsverfahren, welches mit dem Ziel in die orthopädische Chirurgie eingeführt wurde, das Operationstrauma zu minimieren, um damit Funktion und Mobilisation zu verbessern sowie Schmerzen, Blutverluste, Liegedauer und Rehabilitationszeit zu reduzieren [83-87]. Schwierigkeiten zeigen sich bezüglich der Interpretation und der Vergleichbarkeit der publizierten Ergebnisse, da verschiedene Standardzugänge modifiziert und minimiert wurden und häufig nicht eine reine Schnittlängenreduktion von einer tatsächlichen muskelschonenden Technik durch Vermeidung von Muskel- und Sehneninzision unterschieden wird [88].

1.1.5 Hüftendoprothetik unter Berücksichtigung des Alters

Der Einfluss des Alters hat in der Hüftendoprothetik eine nicht unbedeutende Rolle [13, 89, 90]. Insbesondere kristallisieren sich zwei Altersgruppen heraus, die aufgrund ihrer Charakteristika gesondert betrachtet werden sollten [91, 92]. Dies sind zum einen jüngere Patienten < 60 Jahre und besonders alte Patienten > 80 Jahre [90, 91]. Jüngere Patienten haben ein wesentlich größeres Aktivitätslevel, woraus ein schnellerer Verschleiß der Gleitpaarung und damit wesentlich höhere Abriebraten resultieren [13, 20, 89-91]. Da die Konzentration an Abriebpartikeln mit Osteolysen und Implantatlockerungen korreliert [24], sind die Standzeiten bei jüngeren Patienten deutlich geringer als bei älteren und weniger aktiven Patienten [20, 89].

Ältere Patienten weisen häufiger ein schlechteres Outcome, eine langsamere Mobilisation und mehr Komplikationen auf [15, 16, 90]. So sind Morbiditäts- und Mortalitätsraten erhöht, die Krankenhausverweildauer verlängert und Infektions- und Luxationsrisiko vermehrt [20, 23, 90]. Generell nimmt die Anzahl an älteren Patienten mit altersspezifischen Erkrankungen, wie z.B. Arthrosen oder Schenkelhalsfrakturen durch den demographischen Wandel in den westlichen Ländern, aufgrund niedriger Geburtenraten und steigender Lebenserwartung, deutlich zu [93, 94]. Eine intensivere Auseinandersetzung mit dieser Patientengruppe wird daher notwendig sein. Es konnte z.B. der Vorteil der hüftendoprothetischen Versorgung bei älteren, aber noch aktiven Patienten mit Schenkelhalsfraktur im Langzeitverlauf gegenüber der Standardversorgung mit einer Duokopfprothese, insbesondere bezüglich Funktion und Revisionsraten, belegt werden [95].

1.1.6 Die Wiederherstellung der Gelenkfunktion als wesentliches Ziel der Hüftendoprothetik

Die erste moderne Hüftendoprothesenimplantation (low-friction arthroplasty) wurde durch Sir John Charnley in den sechziger Jahren des 20. Jahrhunderts vorgenommen. Seither unterliegt die Hüftendoprothetik einer stetigen Weiterentwicklung und Modifizierung mit dem Ziel, den Erfolg der Implantation sowohl unmittelbar als auch langfristig zu steigern.

Eines der wesentlichen Ziele ist die Verbesserung der Gelenkfunktion und die Reduktion des Schmerzes. Die Funktionsweise des Hüftgelenkes ist zum einen von einer korrekt aufeinander abgestimmten Biomechanik abhängig, zum anderen aber auch vom Zustand des periartikulären Weichgewebes, insbesondere von muskulärer und tendinöser Struktur. Eine unversehrte und physiologisch arbeitende Muskulatur sowie auch intakte Sehnen sind Grundvoraussetzung für eine schmerzfreie Gelenkfunktion.

So sind die wichtigsten operativen Herausforderungen in der Hüftendoprothetik die biomechanisch korrekte Gelenkrekonstruktion und der Erhalt der periartikulären Muskulatur

und Sehnen. Für letzteren Punkt sollte die operative Invasivität so weit wie möglich reduziert werden, um das periartikuläre Gewebe während der Operation maximal zu schonen. Für die Verbesserung der unmittelbar postoperativen Gelenkfunktion ist es natürlich auch notwendig, Rehabilitation und postoperatives Schmerzmanagement zu optimieren. Zusätzlich ist die Ursachenanalyse und die Therapie der schmerzhaften Hüftendoprothese ein wichtiger Punkt in der Auseinandersetzung mit der Gelenkfunktion und des Gelenkschmerzes (Abbildung 1).

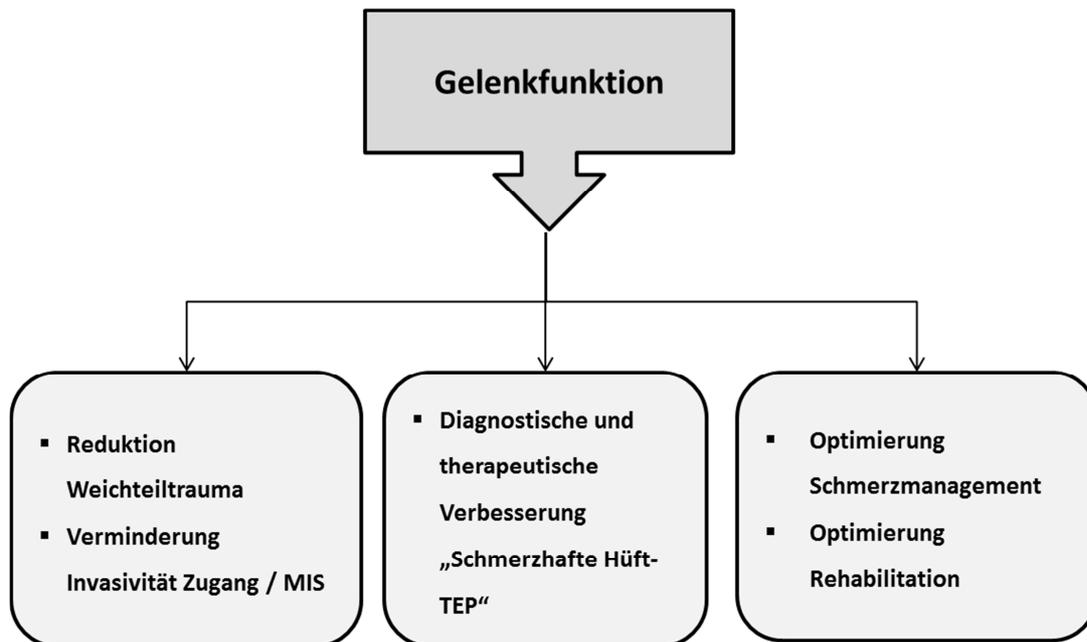


Abbildung 1: Gelenkfunktion und Schmerzreduktion: Schematische Darstellung der Möglichkeiten von Funktionsverbesserung und Schmerzreduktion

1.2 Die minimalinvasive Hüftendoprothetik

1.2.1 Hintergrund und Ziele

Während in den 80iger Jahren des 20. Jahrhunderts die zementierte oder nicht zementierte Prothesenfixation [96] und in den 90iger Jahren die Frage nach distal oder proximal zementfrei verankerten Schäften [97] Schwerpunkte der wissenschaftlichen Auseinandersetzungen waren, rückte in der ersten Dekade des 21. Jahrhunderts - nachdem gute Primärfixationen und ausreichend lange Prothesenstandzeiten vorlagen - das Interesse an funktionellen Verbesserungen des künstlichen Hüftgelenkersatzes in den wissenschaftlichen Vordergrund [83, 98]. Die Bestrebungen lagen darin, Rehabilitationszeit und Schmerzen zu reduzieren sowie Funktion und Mobilisation des Patienten zu optimieren. Die Umsetzung dieser Ziele sah man in der Reduktion des operativen Traumas, genauer gesagt in der Schonung der periartikulären Muskulatur und des Weichteilgewebes durch die Minimierung von Zugangsweg und Invasivität der Implantationstechnik [6, 84-86, 99]. So entstanden die Idee und der Begriff der minimalinvasiven Hüftendoprothetik.

Aus der Minimierung von Zugangsweg und Invasivität versprach man sich verschiedene Vorteile gegenüber den Standardtechniken [85-87, 98-102]. Diese postulierten Vorteile sind in Tabelle 1 aufgelistet.

Tabelle 1: Postulierte Vor- und Nachteile der minimalinvasiven Technik

Postulierte Vorteile	Postulierte Nachteile
<ul style="list-style-type: none">weniger Muskel- und Weichteiltrauma	<ul style="list-style-type: none">schlechtere intraoperative Übersicht und Orientierung
<ul style="list-style-type: none">weniger postoperative Schmerzen	<ul style="list-style-type: none">Gefahr von Fehlpositionierungen
<ul style="list-style-type: none">bessere Funktion	<ul style="list-style-type: none">erhöhtes Risiko für neurovaskuläre Verletzungen
<ul style="list-style-type: none">schnellere Mobilisation	<ul style="list-style-type: none">größeres stumpfes Operationstrauma durch stärkeren Retraktorzug
<ul style="list-style-type: none">geringere Krankenhausverweil- und Rehabilitationszeiten	<ul style="list-style-type: none">erhöhte Anzahl von Frakturen
<ul style="list-style-type: none">weniger Blutverluste	<ul style="list-style-type: none">vermehrtes Auftreten von Beinlängenunterschieden
<ul style="list-style-type: none">kleinere Narben	

Neben verschiedenen Vorteilen wurden auch unterschiedliche Risiken diskutiert, die möglicher Weise aufgrund der Minimierung des Zugangsweges resultieren könnten (Tabelle 1); dabei insbesondere die Gefahr von Fehlpositionierungen und Verletzungen von neurovaskulären Strukturen durch die einhergehend schlechtere Übersicht und Orientierung [103-107].

1.2.2 Die Einführung in die Praxis: zwischen Euphorie und Vorbehalt

Nach den ersten Publikationen einzelner Operateure über ihre positiven Erfahrungen mit der minimalinvasiven Prothesenimplantation zeigte sich eine „minimalinvasive Euphorie“ in den orthopädischen Fachkreisen, aufgrund dessen sich die minimalinvasive Hüftendoprothetik zunehmend in der orthopädischen Chirurgie etablierte. Es wurden eine Vielzahl von Standardzugängen modifiziert und minimiert [86, 100, 101, 108] und einige Zugänge, wie der „2-Incision“ Zugang, auch neu entwickelt [109]. Entsprechende Techniken wurden veröffentlicht und deren Vorteilhaftigkeit bezüglich Mobilisation, Rehabilitation, Blutverlusten und Patientenzufriedenheit an meist kleinen und selektierten Patientengruppen belegt [84-87, 99, 109].

Einhergehend folgten diverse Berichte in der Laienpresse, wodurch die Euphorie in die Öffentlichkeit zum Patienten getragen wurde. Daraus resultierte eine relativ hohe Erwartungshaltung der Patienten an die neue Implantationstechnik, die zusätzlich durch ein gezieltes Marketing von Ärzten, Kliniken und Firmen verstärkt wurde [110]. Die kleinere Narbe und die postulierte schnelle Rehabilitation waren dabei die überzeugendsten Argumente mit entsprechend hohem Marketingeffekt [110].

Mit der weiteren Verbreitung der minimalinvasiven Implantationstechnik wurde jedoch auch deutlich, dass die minimierten Zugänge mit der einhergehenden eingeschränkten Übersicht und reduzierten anatomischen Landmarken technisch schwieriger für die breite Anwendung waren. Sie erforderten operative Erfahrung mit einer deutlichen Lernkurve und waren ohne modifizierte Instrumente nur bedingt umsetzbar. So wurden Kritiken von einigen Operateuren geäußert, die auf mögliche Risiken und auf eine unzureichende klinische Studienlage hinwiesen [103, 104]. Es folgten dann etwa ab 2005 Berichte, in welchen die postulierten Vorteile etwas relativiert werden mussten. Die geringeren Blutverluste waren nicht Hb-relevant [104, 111, 112], die Vorteile im klinischen Outcome wurden hauptsächlich nur in der frühen Rehabilitationsphase nachgewiesen [102, 111], ein Einfluss auf eine Schmerzreduktion konnte nicht belegt werden [104, 111, 113] und die größere Zufriedenheit der Patienten resultierte am ehesten aus der kleineren Narbe [102, 110]. Einige Autoren berichten sogar, dass überhaupt keine MIS-Vorteile resultieren [104]. Für noch deutlichere Ernüchterung sorgten Berichte, die ein erhöhtes Risiko für Wundheilungsstörungen und Nervenverletzungen belegten [103] sowie ein Fallbericht mit dem Titel “Catastrophic complications of minimally invasive hip surgery” [114], der MIS-bedingte Frakturen,

Luxationen, und Fehlpositionen aufzeigte. Es folgte eine kontroverse Diskussion über den tatsächlichen Nutzen der minimalinvasiven Hüftendoprothetik.

1.2.3 Probleme und Fragen in der Diskussion um die Vorteilhaftigkeit der minimalinvasiven Hüftendoprothetik

Nach den ersten Veröffentlichungen und Debatten zu potentiellen Vor- und Nachteilen der minimalinvasiven Hüftendoprothetik kristallisierten sich zwei Probleme heraus, die eine eindeutige Aussage über die Vorteilhaftigkeit der minimalinvasiven Hüftendoprothetik gegenüber der Standardendoprothetik sowie die Interpretation, Vergleichbarkeit und Nachvollziehbarkeit der Ergebnisse erschwerten. Zum einen fehlte es an einer einheitlichen Definition und Terminologie des Begriffes „minimalinvasiver Zugangsweg“, zum anderen bestand ein Mangel an einem tatsächlichen bildmorphologischen Nachweis der postulierten Gewebeschonung.

1.2.3.1 Definition des Begriffs „minimalinvasive Hüftendoprothetik“

So erwies es sich als problematisch, dass der Begriff „minimalinvasiv“ sehr weitgefächert verwendet wurde und daher insgesamt nur von schwammiger Aussagefähigkeit und Abgrenzung war. Auch umfasste er unterschiedliche Techniken, wodurch zum Beispiel nicht unterschieden werden konnte, ob nur die Schnittlänge reduziert oder aber eine Inzision in Muskel und Sehne vermieden wurde. Desweiteren war auch nicht ganz eindeutig, wie viel Schnittlängenreduktion minimalinvasiv definierte, welchen Einfluss die Expertise des Operateurs und die Auswahl der Patienten auf die Ergebnisse hatte oder welche Rolle das anästhesiologische, schmerz- und physiotherapeutische Management spielte.

Um aber den tatsächlichen Vorteil von MIS zu belegen und die Ergebnisse verschiedener Studien vergleichen zu können, musste die Terminologie „minimalinvasiv“ differenzierter und eindeutiger definiert werden.

Aus diesem Grund wurde im Jahre 2007 von der American Academy of Orthopaedic Surgeons eine vereinheitlichende Definition für eine minimalinvasive Prothesenimplantation vorgenommen. Diese besagt, dass ein minimalinvasiver Hüftgelenkersatz im Vergleich zu einer Standardimplantation über einen oder zwei kleinere Inzisionen und unter verminderter Weichgewebsdissektion erfolgt. Die Schnittlänge kann bei nur einer Inzision dabei zwischen 7 und 15 cm betragen. [AAOS, 2007, „Minimally Invasive Total Hip Replacement“ <http://orthoinfo.aaos.org>]

1.2.3.2 Der Nachweis der postulierten Muskeltraumareduktion durch einen minimalinvasiven Zugang

Ein weiteres wesentliches Problem für den Beleg der Vorteilhaftigkeit der minimalinvasiven Hüftendoprothetik gegenüber der Standardtechnik stellte der Mangel eines direkten bildmorphologischen Nachweises der postulierten Muskeltraumareduktion in vivo dar. Es war immer noch unklar, ob und wie viel Gewebeschonung tatsächlich aus der Minimierung des Zugangsweges hervorging. Es konnte auch möglich sein, dass gar keine Reduktion des Muskeltraumas durch einen minimalinvasiven Zugang resultiert oder sich das muskuläre Trauma - aufgrund eines möglichen stärkeren Hebel- und Retraktorenzuges durch den verkleinerten Zugang - nur von einem scharfen Trauma zu einem stumpfen Trauma verschiebt. Dadurch wäre auch erklärbar, warum viele Studien gar keinen signifikanten funktionellen Zugewinn für Patienten mit einem minimalinvasiven Zugang nachweisen konnten. Natürlich könnten die Ursachen für mangelnde oder nur geringgradig funktionelle Unterschiede auch an einem guten Regenerationsvermögen der Hüftmuskulatur oder an muskulären Kompensationsfähigkeiten liegen. Diesbezügliche Untersuchungen lagen bis zu Beginn dieser Arbeit nicht vor. Die prinzipielle Frage bestand also darin, ob eine Muskelschonung durch einen minimalinvasiven Zugang überhaupt möglich ist und wenn ja, warum sich dies dann nur so geringgradig im funktionellen Outcome widerspiegelt?

Um diese Frage zu beantworten und damit die Vorteilhaftigkeit der minimalinvasiven Hüftendoprothetik bezüglich der Muskeltraumareduktion zu belegen, war der Nachweis der postulierten Muskeltraumareduktion notwendig. Ein direkter bildmorphologischer Nachweis wäre dazu ideal und von entscheidendem Vorteil, da neben der direkten Visualisierung der Traumareduktion die jeweilig betroffenen Muskeln hinsichtlich ihres Traumarisikos einzeln untersucht werden könnten. Auch wäre es durch eine Visualisierung möglich, eventuelle muskuläre Kompensationsvorgänge darzustellen sowie das potentielle Regenerationsvermögen und bestimmte Risikogruppen von Patienten für ein operatives Trauma zu ermitteln. Desweiteren könnte dadurch auch eine direkte Korrelation zwischen bildmorphologischen Befunden und dem funktionellem Outcome erfolgen, um somit die klinischen Auswirkungen direkt zu erfassen.

1.2.4 Die Rolle der Magnetresonanztomographie in der Hüftendoprothetik

In der Phase der intensiven Diskussion um die Rolle des Weichteilgewebes bezüglich eines guten funktionellen Outcomes und um die postulierte Muskeltraumareduktion durch einen minimalinvasiven Zugangsweg wurde 2005 eine Studie veröffentlicht, die die MRT als ein geeignetes Bildgebungsverfahren zur Darstellung des periartikulären Weichteilmantels bei Patienten mit Hüftendoprothese vorstellte [115]. In dieser Studie konnte gezeigt werden, dass bei Patienten mit symptomatischer Hüftendoprothese signifikant mehr MR-tomographische Auffälligkeiten des periartikulären Weichteilgewebes (Muskelatrophien, Schleimbeutelentzündungen, Sehnenentzündungen) vorlagen als bei Patienten mit asymptomatischer Hüftendoprothese. Diese Arbeit war deshalb sehr beachtenswert, da hier erstmalig die Möglichkeit aufgezeigt wurde, das periartikuläre Weichteilgewebe - trotz Vorhandensein einer Hüft-TEP - detailliert und ohne Artefakte darzustellen. Bis dahin galt im Allgemeinen das Vorhandensein einer Hüftendoprothese als Ausschlusskriterium für eine MRT-Untersuchung. Zum anderen wurde der visuelle Nachweis erbracht, dass pathologische Veränderungen des Weichteilgewebes für ein schlechteres Outcome nach TEP-Implantation verantwortlich sein können.

Durch diese Studie tat sich eine neue, vielversprechende Option auf, die Hüftmuskulatur nach Hüft-TEP Implantation direkt zu visualisieren und damit hinsichtlich eines stattgehabten operativen Traumas, in Form von fettiger Muskelatrophie oder Sehnenabrissen, zu untersuchen.

So stellte sich daher für diese Arbeit die Frage, ob es mit Hilfe der MRT möglich ist, Unterschiede im Ausmaß des Muskeltraumas zwischen einem minimalinvasiven und einem Standardzugang zu detektieren und zu visualisieren, natürlich vorausgesetzt, diese Unterschiede liegen überhaupt vor.

Aufgrund der in der MRT verwendeten Magnet- und Radiofrequenzfelder war bis zur Einführung von Titanprothesen eine Untersuchung von Patienten mit stark ferromagnetischen (Kobalt-Chrom) Gelenkendoprothesen nicht durchführbar. Diese metallischen Implantate verursachen durch eine raschere Dephasierung der im angrenzenden Umfeld angeregten Wasserstoff-Atome eine regionale Verschlechterung des MR-Signals und damit ein starkes Bildrauschen mit einhergehend schlechter Bildqualität [116, 117]. Desweiteren haben metallische Implantate eine andere magnetische Suszeptibilität und werden dadurch leichter magnetisiert als das diamagnetische umliegende Gewebe [116, 117]. Daraus resultiert eine regionale Frequenzverschiebung mit wechselnden Signalintensitäten, die wiederum zu einer Verschleierung von anatomischen Gewebsschichten/-grenzen führt und damit zu einer ungenauen Bildgebung [118]. Eine qualitativ hochwertige MR-Tomographie war bei Patienten mit Kobalt-Chrom-Prothesen bis dahin somit nicht möglich [117].

Der Einfluss von Metallartefakten konnte allerdings in den letzten Jahren aufgrund neuerer Spulentechnik und modifizierter Bildgebungssequenzen als auch vor allem durch die Verwendung der deutlich weniger ferromagnetischen Titanprothesen mit Keramikköpfen statt Metallköpfen weitestgehend eliminiert werden [119]. Unter Verwendung von entsprechenden MR-Systemen und modifizierten Pulssequenzen können sich Patienten mit Titanendoprothesen daher problemlos einer MR-Tomographie unterziehen.

Somit wurde es möglich, neue kausal-pathologische Zusammenhänge in Patienten mit schmerzhafter Hüftendoprothese nachzuweisen [115]. Sehnen- und Schleimbeutelentzündungen, Muskelatrophien als auch Nerven- und Sehnenverletzungen konnten dargestellt und als Ursache der entsprechenden Schmerzen belegt werden. Die MRT ist damit ein geeignetes Verfahren, den Einfluss der Hüftendoprothesenimplantation auf das periartikuläre Weichteilgewebe, unter dem Aspekt verschiedener Zugangstechniken, zu untersuchen.

Ein erhöhtes Risiko für Patienten mit Gelenkendoprothesen in einem MRT besteht nicht. Eine MRT-Untersuchung von Patienten mit Endoprothesen ist genauso ungefährlich und unbedenklich, wie dies für Patienten ohne Prothesen der Fall ist. In der medizinischen Fachliteratur lassen sich keine Hinweise bezüglich aufgetretener Komplikationen für Patienten mit Endoprothesen während einer MRT-Untersuchung finden. Ein im Zusammenhang mit Metallimplantaten geäußertes Risiko einer radiofrequenzinduzierten übermäßigen Gewebeerwärmung kann nach allgemeinem Kenntnisstand nicht bestätigt und als vernachlässigbar angesehen werden. Die gering ferromagnetischen Titanendoprothesen unterliegen in einem MR-Tomographen keiner höheren Energieabsorption (Erwärmung) als das umliegende Gewebe [119, 120]. Auch verteilt sich die eingestrahlte Radiofrequenzenergie auf ein relativ großes Prothesenvolumen und hat dadurch keine wesentlichen Auswirkungen auf die lokale Wärmeentwicklung.

Der Unterschied zu Patienten mit Herzschrittmachern, welche sich keiner MR-Tomographie unterziehen dürfen, liegt darin, dass erstens, Herzschrittmacher aus stark ferromagnetischen Metallen zusammengesetzt sind und zweitens sich die eingestrahlte Radiofrequenzenergie auf eine sehr dünne Schrittmacherelektrode konzentriert [118, 120, 121]. Drittens ähnelt die Form und Länge der Elektrode die der MRT-Radiowellenlänge/-frequenz, was zusätzlich zu einer verstärkten Energieabsorption führt [116, 118, 121]. Aus diesen Gründen können lokale Überwärmungen auf mehr als 20 °C die Folge sein und dadurch zu erheblichen Verbrennungen des Gewebes führen [121]. Diese drei, für Herzschrittmacher typische Merkmale, liegen für Endoprothesen nicht vor und es besteht damit auch kein erhöhtes Risiko.

1.3 Planung und Vorüberlegungen zur Untersuchung des Muskeltraumas in der Hüftendoprothetik

Für den Nachweis einer möglichen Traumareduktion durch einen minimalinvasiven Zugang war es zuvor notwendig zu klären, welche Hüftmuskeln überhaupt bei welchem Zugang potentiell geschädigt werden können, welche Untersuchungsmethoden es gibt, um ein Muskeltrauma zu beurteilen, zu visualisieren und zu quantifizieren und welche Untersuchungen zur Verfügung stehen, um mögliche resultierende funktionelle Auswirkungen zu ermitteln (Abbildung 2).

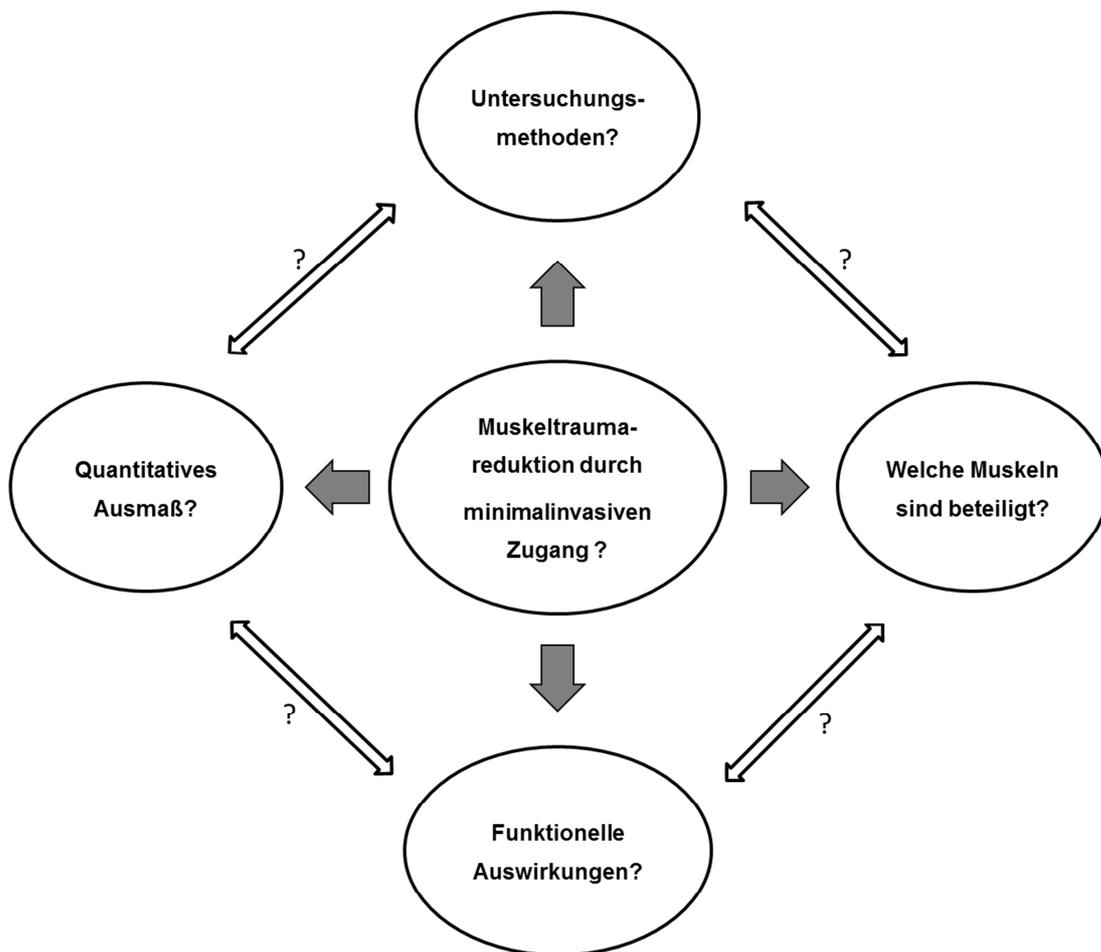


Abbildung 2: Schematische Skizze (Planung und Vorüberlegungen) zur Untersuchung der Muskeltraumareduktion durch einen minimalinvasiven Zugangsweg: Wie lässt sich das Ausmaß der Traumareduktion bestimmen und visualisieren, welche funktionelle Auswirkungen resultieren für welche Muskeln und wie lassen die Auswirkungen wiederum messen?

1.3.1 Minimalinvasive Zugangswege in der Hüftendoprothetik und einhergehende Risiken

Für die Implantation einer Hüftendoprothese stehen verschiedene Zugangswege zur Verfügung. Während im angloamerikanischen Sprachraum vordergründig ein posteriorer Zugangsweg verwendet wird, finden in Europa und Deutschland traditionell vor allem der laterale (transgluteale) und anterolaterale Zugang Anwendung.

Grob können die Zugänge zum Hüftgelenk in intramuskuläre und intermuskuläre Zugangswege eingeteilt werden. Intramuskulär bedeutet, dass der Zugang durch die Muskulatur (in Form von Inzision und Dissektion) erfolgt, und von intermuskulär, wenn der Zugang zwischen der Muskulatur hindurch, ohne Inzision durchgeführt wird. Prinzipiell können alle zur Verfügung stehenden Hüftzugänge in einer minimalinvasiven Technik ausgeführt werden. Eine Übersicht über die zur Verfügung stehenden minimalinvasiven Zugänge und deren Risiken gibt Tabelle 2.

Tabelle 2: Übersicht über die minimalinvasiven Zugangswege

Zugang – Merkmale und Vorteile	Nachteile und Risiken
Anteriorer Zugang (intermuskulär)	
<ul style="list-style-type: none"> ▪ modifizierter Smith-Petersen Zugang ▪ Hautschnitt 5-7 cm entlang des Tensor über Schenkelhals ▪ direktester Weg zum Hüftgelenk zwischen Tensor und Satorius ▪ Präparation am Vorderrand des Tensors + Abschieben des M. rectus femoris ▪ Erhalt der Glutealmuskulatur (Innervation + Funktion) 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Verletzung N. cut. fem. lateralis und N. femoralis ▪ Gefahr v. anterioren Luxationen und Frakturen ▪ Blutungen teilweise schlecht stillbar da geringe Übersicht ▪ nicht erweiterbar, somit keine Revisionen möglich ▪ nicht jeder Prothesenschaft verwendbar ▪ meist Extensionstisch zur Hyperextension des Oberschenkels notwendig ▪ schwierige Mobilisation des proximalen Femurs da dorsales Kapselrelease schwierig
Anterolateraler Zugang (intermuskulär)	
<ul style="list-style-type: none"> ▪ modifizierter Watson-Jones Zugang ▪ 8-12 cm Hautschnitt über dem Trochanter in Femurlängsrichtung ▪ Zugang zwischen Glutaeus medius Vorderrand und Tensor ▪ Erhalt der Glutealmuskulatur (Innervation + Funktion) ▪ Luxationsrisiko 1-2% 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ internervaler Zugang: Verletzungsgefahr N. glut.superior ▪ Gefahr von Trochanterfrakturen (bis zu 4%) ▪ schwierige Präparation des proximalen Femurs da Glutealmuskulatur im Zugangsbereich, insbesondere unter Verwendung eines Geradschaft → laterale Präparation ▪ oft Release der kleinen Außenrotatoren notwendig
Lateraler (transglutealer) Zugang (intramuskulär)	
<ul style="list-style-type: none"> ▪ modifizierte Hardinge / Bauer Zugang ▪ Schnittlänge 10-15cm statt 20cm in Femurlängsrichtung ▪ Splittung des Glutaeus medius und minimus (vordere Drittel) ▪ geringste Luxationsrate (0,5-1%) ▪ sehr gute Übersicht und einfach erweiterbar ▪ Revisionszugang 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Ablösen eines Teils des Sehnenspiegels von der ventralen Trochanterfascette notwendig ▪ Verletzung von Nervenästen des N. glutaeus superior ▪ „Savezone“ 5 cm von Trochanter Spitze ▪ häufiger postoperatives Hinken mit +Trendelenburg Zeichen ▪ Refixation von Sehne und Muskel am Trochanter notwendig mit Gefahr von ausbleibender tendinöser Reintegration
Posteriorer Zugang (intramuskulär)	
<ul style="list-style-type: none"> ▪ schräge Inzision hinter der Trochanter Spitze ▪ erfordert das Ablösen der Piriformissehne und eines Teils der kurzen Außenrotatoren ▪ Vorteil: gute Übersicht, einfach erweiterbar ▪ Revisionszugang 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ potentielle Gefahr einer N. Ischiadicus Läsion ▪ A circumflexa femoris medialis ▪ höchstes Luxationsrisiko (3-4%) ▪ Notwendigkeit der Refixation der Außenrotatoren ▪ Erhalt und Naht der Kapsel ▪ Seitenlagerung erforderlich
MIS – Two-Incision	
<ul style="list-style-type: none"> ▪ kleiner anteriore Zugang für Pfannenimplantation ▪ kleiner posteriore Zugang für Schaftimplantation ▪ Spezialinstrumente notwendig ▪ hohe Erfahrung des Operateurs da hoch anspruchsvoll ▪ fluroskopische Kontrolle notwendig 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ hohe Komplikationsrate (bis 40 %) ▪ hohe Revisionsrate (10 -14 %) ▪ Frakturen, Luxationen, Malalignment, Lockerung ▪ hohe Rate an Muskelschäden

Die in dieser Arbeit verwendeten Zugangswege sind der laterale (transgluteale) Zugangsweg als Standardzugangsweg und der minimalinvasive anterolaterale Zugangsweg. Aus diesem Grund werden die beiden Zugänge hier im Folgenden detailliert vorgestellt.

Der laterale (transgluteale) Zugangsweg

Der laterale Zugangsweg nach Bauer [122] oder Hardinge [123] ist ein klassischer Standardzugang, den O'Brien et al. [108] 2005 etwas modifizierten (modifizierter direkt lateraler Zugang – mDL). Der Hautschnitt erfolgt dabei ca. 12-15 cm in Längsrichtung über dem Trochanter major. Nach bogenförmiger Spaltung des Tractus iliotibialis wird der M. gluteus medius und minimus in Faserrichtung auf Höhe des vorderen Drittels des M. gluteus medius inzidiert und die Inzision in den Sehnen Spiegel am Trochanter major nach kaudal fortgeführt (Abbildung 3). Die Länge der Inzision beschränkt sich dabei auf maximal 3-4 cm des M. gluteus medius, gemessen von der Trochanterspitze. Eine Verlängerung der Inzision in den Vastus lateralis wird vermieden. Anschließend wird der vordere Teil des M. gluteus medius zusammen mit dem M. gluteus minimus nach ventral mit Hilfe von Hohmann-Hebeln hochgeklappt und das Hüftgelenk dargestellt.

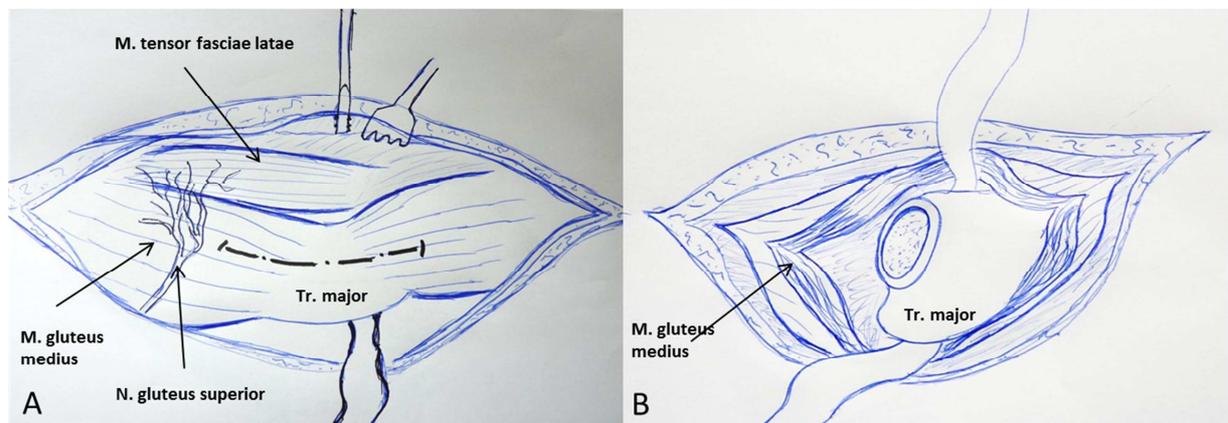


Abbildung 3: modifizierter direkt lateraler Zugang – mDL. A): intramuskuläre Schnittführung. B): intramuskuläre Darstellung des proximalen Femurs.

Der minimalinvasive anterolaterale Zugangsweg

Der in dieser Arbeit verwendete minimalinvasive Zugang ist der von Bertin und Röttinger [100] beschriebene minimalinvasive anterolaterale Zugang, der eine Modifikation des klassischen Watson-Jones Zuganges ist. Bei dieser Technik erfolgt der Zugang intermuskulär, zwischen dem M. tensor fasciae latae und dem Vorderrand des M. gluteus medius (Abbildung 4). Der Hautschnitt beschränkt sich dabei auf 8 bis 12 cm Länge.

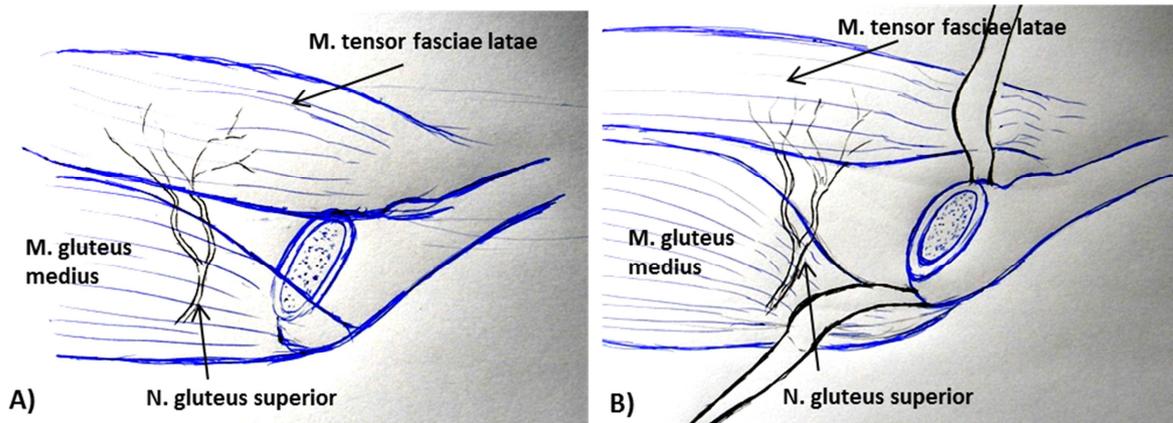


Abbildung 4: Minimalinvasiver anterolateraler Zugang; A): Intermuskulärer Zugang zwischen M. tensor fasciae latae und M. gluteus medius; B): Intermuskuläre Darstellung des proximalen Femurs

Die zwei zum Vergleich gewählten Zugänge vertreten einen traditionellen und einen minimalinvasiven Zugang.

1.3.2 Muskeln des Hüftgelenks und potentielle Schädigungen

Die Muskeln des Hüftgelenks umfassen ähnlich wie die Rotatorenmanschette des Schultergelenks als dicht anliegender geschlossener Muskelmantel das Hüftgelenk. Sie entspringen fast alle am Becken und setzen vornehmlich am proximalen Femurende an. Schädigungen können entweder direkt durch Quetschung, Dehnung, Dissektion oder indirekt durch Gefäß- und Nervenschädigung erfolgen.

M. tensor fasciae latae (TFL)

Der TFL entspringt an der Spina iliaca anterior superior des Os ilium und strahlt in den Tractus iliotibialis ein. Durch Zugwirkung des Tractus iliotibialis spannt der TFL die Fascia lata. Der TFL gehört außerdem zu den Beckenstabilisatoren und ist damit am Gangzyklus als Stabilisator des Hüftgelenks beteiligt. Desweiteren ist er aufgrund seiner Lage, trotz seines kleinen physiologischen Querschnittes, ein kräftiger Beuger im Hüftgelenk. Der Muskel wirkt zudem bei der Flexion im Kniegelenk mit und stabilisiert somit das gestreckte Kniegelenk. Weiterhin wirkt der TFL unterstützend bei der Innenrotation und Abduktion im Hüftgelenk. Innerviert wird der TFL durch den N. glutaesus superior.

Der N. glutaesus superior entspringt aus dem Plexus lumbosacralis (L4-S1) und zieht durch das Foramen suprapiriforme zwischen M. glutaesus medius und minimus nach ventral. Er teilt sich in seinem Verlauf in eine obere und unter Portion. Die obere innerviert den M. glutaesus medius und den TFL, die untere Portion neben dem M. glutaesus medius und TFL den M. glutaesus minimus. Der Eintrittspunkt in den TFL bzw. der intermuskuläre Verlauf des N. glutaesus superior in der intermuskulären Lücke zwischen M. glutaesus medius und TFL ist ca. 5 cm oberhalb des Trochanter majors. Variationen zwischen 3 und 7 cm werden je nach Körpergröße berichtet [124-126].

Potentielle Schädigung: Das Risiko einer Schädigung des Muskels liegt beim anterioren und anterolateralen Zugang in einem direkten Trauma sowie insbesondere beim transglutealen als aber auch beim anterolateralen Zugang in einem indirekten Trauma durch Verletzung oder Durchtrennung eines Astes des N. glutaesus superior in seinem Verlauf zwischen M. glutaesus medius und TFL bei der Präparation des Hüftgelenkes [127, 128].

Glutealmuskulatur

Die Mm. glutei medius et minimus sind zusammen die stärksten Abduktoren und Beckenstabilisatoren des Hüftgelenks. Beide entspringen an der Außenseite der Ala ossis ilii, wobei der Medius dem Minimus von außen aufliegt. Der M. glutaesus minimus inseriert an der anterioren Facette des Trochanter majors. Die Sehne des Medius inseriert in drei Teilen an der hinteren und mittleren Trochanterfascette und läuft mit dem vorderen Teil seiner Sehne in den M. glutaesus minimus hinein. Die Hauptfunktion des M. glutaesus minimus ist neben der

Abduktion die Stabilisation des Beckens und Zentrierung des Hüftgelenks während des Schrittzklus. Der M. gluteus medius ist der stärkste Abduktor des Hüftgelenks und stabilisiert dadurch das Becken beim Gehen und Laufen und verhindert dessen Absinken zur Gegenseite. Der vordere Anteil des M. gluteus medius rotiert den Oberschenkel außerdem nach innen und beugt ihn, der hintere Anteil hingegen wirkt als Außenrotator und streckt den Oberschenkel. Innerviert werden die Mm. glutei ebenfalls vom N. gluteus superior. Bei einer Lähmung der Mm. glutei kippt das Becken beim Stand auf dem betroffenen Bein auf die Spielbeinseite (Trendelenburg-Zeichen). Um dieses zu verhindern, versucht der Patient durch skoliotische Ausgleichsbewegungen der Wirbelsäule den Körperschwerpunkt über das Hüftgelenk der gelähmten Seite zu bringen. Daraus ergibt sich das Bild des Watschelgangs (Duchenne-Zeichen).

Zwischen dem Trochanter major und der Sehnen von M. gluteus medius und minimus liegt jeweils eine Bursa trochanterica musculi glutei medii und minimi. Diese können sich entzünden und zu schmerzhaften Bewegungseinschränkungen des Hüftgelenks führen.

Potentielle Schädigung: Die Mm. glutei medius et minimus können beide beim transglutealen und beim anterolateralen Zugang geschädigt werden. Beim transglutealen Zugang werden die Mm. glutei im vorderen Drittel inzidiert und mit ihrem Sehnenansatz von der ventrolateralen Trochanterfascette abgelöst. Hierbei besteht möglicher Weise die Gefahr einer muskulären Schädigung des vorderen Drittels durch eine Denervation bei der Inzision und dem Risiko einer ausbleibenden Reintegration oder insuffizienten Refixation der Sehne am Trochanter major. Weitere Schädigungen können aus einer Überdehnung durch Hakenzug oder aber auch bei einer zu weiten Inzision in den proximalen Muskelbauch hinein, mit einhergehender Verletzung des N. gluteus superior, resultieren. Beim anterolateralen Zugang besteht die mögliche Gefahr eines Quetschungs- oder Dehnungsschaden der Mm. glutei durch den Hakendruck am dorsolateralen Trochanter oder eines direkten mechanischen Traumas während des Raspelns des proximalen Femurs.

M. iliopsoas

Der M. iliopsoas setzt sich aus dem M. psoas major et minor (Ursprung: Wirbelkörper und Querfortsätze BWK12-LWK4) und dem M. iliacus (Ursprung: Fossa iliaca) zusammen und zieht zum Trochanter minor. Er ist der stärkste Hüftbeuger und ein Außenrotator des Hüftgelenks. Die Innervation des Musculus iliopsoas erfolgt über Äste aus dem Plexus lumbosacralis. Zwischen der Sehne des M. iliopsoas und der Eminentia iliopubica bzw. Hüftgelenkscapsel befindet sich die Bursa iliopectinea. Lähmungen oder Sehnenentzündungen des Iliopsoas gehen mit einer geschwächten oder schmerzhaften Flexion des Hüftgelenks einher. Bekannt ist das Iliopsoas-Impingement, bei welchem es zu einer schmerzhaften Reizung der Iliopsoassehne einschließlich der Bursa iliopectinea am

Pfannenrand bei einer unzureichenden knöchernen Deckung des Implantats kommen kann [129].

Potentielle Schädigung: Eine potentielle Schädigung des Iliopsoas kann prinzipiell bei allen Zugängen erfolgen, da stets bei der Pfannenpräparation ein Haken auf den vorderen und kaudalen Pfannenrand gesetzt werden muss und dabei die Gefahr eines sowohl direkten scharfen als auch eines indirekten Dehnungstraums besteht. Desweiteren ist es möglich, den Muskel an seiner Ansatzstelle am Trochanter minor zu verletzen, entweder durch eine zu tiefe Osteotomie des Schenkelhalses oder bei der Resektion von Kapselanteilen am ventrokaudalen Pfannenrand. Postoperativ kann es zusätzlich bei überstehenden ventralen Pfannenrand oder bei ungünstiger Pfannenposition zu einem schmerzhaften Psoasimpingementsyndrom kommen.

Die kleinen Außenrotatoren

Die kleinen Außenrotatoren des Hüftgelenks sind eine Gruppe aus sechs kleinen Muskeln, die vom Kreuzbein und den unteren Abschnitten des Beckens entspringen und zu ihren Insertionsstellen im Bereich des Trochanter majors ziehen. Wie der Name sagt, dienen sie hauptsächlich der Außenrotation des Beines. Entsprechend ihrer kраниokaudalen Anordnung bestehen sie aus M. piriformis, M. gemellus superior, M. obturator internus, M. gemellus inferior, M. obturator externus, M. quadratus femoris. Innerviert werden sie über den Plexus sacralis, den N. obturatorius und den N. femoralis.

Potentielle Schädigung: Eine Schädigung der kleinen Außenrotatoren ist bei einem posterioren Zugang möglich, da hier eine partielle Inzision und Ablösen notwendig ist. Ähnlich wie für den Iliopsoas ist für den M. obturator externus ein Impingementsyndrom beschrieben worden. Aufgrund seines engen anatomischen Verlaufs an der Incisura acetabuli kann es dort bei unzureichender kaudaler Deckung des Pfannenimplantats zu einer schmerzhaften Sehnenreizung kommen [130].

1.3.3 Untersuchungsmethoden des Muskeltraumas

Die Untersuchung des operativen Muskeltraumas kann durch verschiedene Parameter und Methoden erfolgen. Hierbei kann grob in direkte und indirekte Untersuchungsparameter unterschieden werden (Tabelle 3):

Tabelle 3: Möglichkeiten der Untersuchung des Muskeltraumas

Direkte Untersuchungsmethoden	Indirekte Untersuchungsmethoden
Magnetresonanztomographie <ul style="list-style-type: none"> ▪ Fettige Degeneration ▪ Atrophie ▪ Muskeldurchmesser 	Hüft-Scores <ul style="list-style-type: none"> ▪ Harris-HIP ▪ WOMAC ▪ Oxford-12HIP
Computertomographie <ul style="list-style-type: none"> ▪ Fettige Degeneration ▪ Muskelquerschnitt 	Ganganalyse <ul style="list-style-type: none"> ▪ Analyse des Gangmusters ▪ Messung der Bodenkontaktkräfte ▪ Elektromyographische Untersuchung
Kadaveruntersuchungen <ul style="list-style-type: none"> ▪ Makroskopische Darstellung des Muskelschadens 	Dual photon X-ray absorptiometry (DEXA) <ul style="list-style-type: none"> ▪ Fett/Muskelquotient
Muskelbiopsie <ul style="list-style-type: none"> ▪ pathohistologische Untersuchung 	EMG <ul style="list-style-type: none"> ▪ Innervationsmuster
Ultraschall <ul style="list-style-type: none"> ▪ Sehnendefekte 	Funktionstests <ul style="list-style-type: none"> ▪ Abduktionstest ▪ Isokinetische Untersuchung
	Laborparameter <ul style="list-style-type: none"> ▪ Troponin I ▪ Kreatinkinase ▪ Myoglobin

1.3.3.1 Indirekte Untersuchungsmethoden

Indirekte Untersuchungsmethoden ermöglichen eine rein mittelbare Abschätzung des Muskeltraumas. Ort und Ausmaß der Schädigung können nicht direkt visualisiert werden. Sie dienen eher einer quantitativen Vergleichsmessung zwischen verschiedenen Operationstechniken.

Laborparameter

Bei einer Traumatisierung von Muskulatur werden entsprechend des Ausmaßes der Traumatisierung Muskelenzyme und –proteine freigesetzt. So kann die Schädigung der Muskulatur durch eine Operation indirekt über die Bestimmung der dabei freigesetzten Muskelenzyme und –proteine abgeschätzt werden. Zu den am häufigsten gemessenen Bestandteilen zählen dabei Myoglobin, Kreatinkinase und Troponin T und I. In mehreren Studien konnte deren Aussagekraft belegt werden [131-133].

EMG

Über die Messung der elektrischen Aktivität des Muskels sind Rückschlüsse über die Funktion und Innervation möglich. Prä- zu postoperative Vergleichsmessungen, aber auch intraoperative Messungen sind durchführbar. Schwieriger ist die Unterscheidung, ob eine rein nervale Schädigung oder eine muskuläre Schädigung vorliegt [127, 134-136].

Ganganalyse

Die Ganganalyse ermöglicht eine Analyse des Bewegungsablaufs und des Gangmusters über die Messung von z.B. kinematischen Parametern des Gangzykluses wie Schrittgeschwindigkeit, -länge, -frequenz oder auch des Foot Progression Angle. Neben der kinematischen Messmethode kann der Gang auch kinetisch (Messung der Bodenkontaktkräfte) und elektromyographisch (Messung der Muskelströme) untersucht werden (Tabelle 4).

Tabelle 4: Funktionsweise und Anwendungsgebiete der Ganganalyse

Ganganalyse			
Messmethode	kinematisch	kinetisch	elektromyographisch
Prinzip	Optische Aufzeichnung des sichtbaren Bewegungsablaufs über Hautmarker	Messung der Bodenkontaktkräfte	Messung der Innervationsmuster der Muskeln
Mittel/Gerät	Infrarotkamera	Kraftmessplatte mit Dehnungsstreifen oder Piezokristallen	EMG
Messparameter	Schrittgeschwindigkeit/-länge/-winkel/-frequenz	Bodenkontaktkraft	Muskelströme
Anwendung	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Neurologie (Parkinson, Multiple Sklerose, Gangataxien) ▪ Pädiatrie (infantile Zerebralpareesen, Muskeldystrophien) ▪ Rheumatologie ▪ Sportmedizin ▪ Rehabilitation ▪ Orthopädie (Exoprothetik, Endoprothetik, Fehlstellungen) 		

Die kinematische Messung des Gangzyklus erfolgt über auf die Haut aufgebrachte Marker (Abbildung 5). Diese Marker werden, während der Patient entlang einer vorgegebenen Strecke läuft, durch mehrere Infrarotkameras dreidimensional aufgezeichnet und mittels eines angeschlossenen Computersystems in ihrer räumlichen Positionsänderung analysiert. Mittels einer prä- und postoperativen Analyse des Gangzyklus lassen sich somit Änderungen des Gangbildes erfassen und dadurch auch z. B. operationsbedingte von degenerativbedingten Auswirkungen auf das Gangbild unterscheiden [137-139]. Da das Bewegungsmuster des Gangzyklus von der Funktion der Skelettmuskulatur wesentlich beeinflusst wird, sollten sich Schädigungen der Muskulatur in veränderten Gangparametern bemerkbar machen. Dadurch sollten mit einer Ganganalyse Rückschlüsse auf ein operationsbedingtes muskuläres Trauma möglich sein. Für die Muskeltraumaanalyse in der Hüftendoprothetik würde dies bedeuten, wenn durch einen minimalinvasiven Zugangsweg die Muskulatur stärker geschont wird, so sollte sich dies im postoperativen Gangbild widerspiegeln. Das Ausmaß des Muskeltraumas ließe sich somit indirekt über die Messung der kinematischen Gangparameter beurteilen.



Abbildung 5: Durchführung einer Ganganalyse. Verschiedene Marker werden an fest definierten Punkten der Extremitäten angebracht. Damit läuft die Patientin auf einer vorgegebenen Strecke und wird dabei von verschiedenen Kameras aus unterschiedlichen Perspektiven gefilmt. Anschließend werden die Bewegungsabläufe in einem Computersystem dreidimensional analysiert.

Isokinetische Krafttests

Durch isokinetische Krafttests (Abbildung 6) lässt sich die muskuläre Funktion beurteilen. Dabei sind Aussagen bezüglich eines stattgehabten muskulären Traumas möglich, da das Trauma indirekt mit der maximalen aufzubringende Muskelkraft korreliert [140, 141].



Abbildung 6: Isokinetisches Kraftmessgerät zur Bestimmung der Abduktionskraft des Hüftgelenks.

Quality Scores Harris-Hip Score, WOMAC, Oxford-12Hip

Ein etabliertes Verfahren in der Beurteilung des funktionellen Outcomes nach Hüftendoprothesenimplantation und damit auch der muskulären Funktion ist die Erhebung von funktionellen Outcome Scores [142-145]. Diese Outcomescores basieren auf der subjektiven Einschätzung der Lebensqualität des einzelnen Patienten mit Schwerpunkt auf Funktion und Schmerz im Alltag.

1.3.3.2 Direkte Untersuchungsmethoden

Computertomographie

Mit Hilfe der CT sind quantitative Analysen der Muskelquerschnittsflächen [146], aber auch die Beurteilung der fettigen Atrophie möglich [147]. In beiden Parametern spiegelt sich direkt das Ausmaß einer muskulären Schädigung wider.

Ultraschall

Mittels Ultraschall können operationsbedingte Sehnenverletzungen, insbesondere die Sehnen von M. gluteus medius und minimus beurteilt werden [148]. Unterschiede in der Häufigkeit von verletzten Sehnen lassen sich zwischen verschiedenen Techniken ermitteln.

Kadaveruntersuchungen

Eine Möglichkeit, das zugangsbedingte Muskeltrauma direkt zu untersuchen, ist die Durchführung einer Hüft-TEP Implantation an Kadavern, wodurch eine unmittelbare makroskopische Begutachtung der entsprechenden Muskulatur nach der Operation vorgenommen werden kann. Dabei ist es möglich, die Hüftgelenkmuskulatur hinsichtlich des flächenhaften Anteils von zerrissenen oder abgelösten Muskelfasern und Sehnen zu begutachten [105, 106]. Mardones et al. konnten dadurch ein höheres Muskeltrauma eines 2-incision Zugangs gegenüber einem mini-posteriorem Zugang belegen. Kritikpunkt dieser Untersuchungsmethode ist, dass die Muskulatur im Kadaver eine andere Elastizität und Konsistenz aufweist als im Lebenden. Desweiteren können mögliche Regenerationsprozesse nicht beurteilt werden.

Magnetresonanztomographie

Mit der Magnetresonanztomographie (MRT) steht der medizinischen Diagnostik ein technologisch hoch entwickeltes bildgebendes Verfahren zur Verfügung. Sie ist in der Lage, eine Reihe von Fragen zu beantworten, die weder durch konventionelle Röntgentechnik noch durch die Computertomographie geklärt werden können [119]. Ein hervorragender Weichteilkontrast und eine hohe Auflösung ermöglichen eine detaillierte Bildgebung, insbesondere von Sehnen, Bändern, Muskulatur und Knorpel. Schmerzverursachende Pathologien dieser Strukturen lassen sich dadurch ausgezeichnet wiedergeben.

Durch die Verwendung von niedrig-ferromagnetischen Titanprothesen und durch die Verwendung von Keramik- statt Metallköpfen, ist eine qualitative hochwertige MR-tomographische Untersuchung auch von Patienten mit Hüftendoprothesen möglich.

Eine Übersicht der in dieser Arbeit verwendeten Pulssequenzen für eine Untersuchung des Hüftgelenks mit Titanprothesen gibt Tabelle 5.

Tabelle 5: MR-Protokoll (Pulssequenzen) der vorliegenden Arbeit zur Untersuchung des periartikulären Weichteilgewebes des Hüftgelenks bei Patienten mit Hüftendoprothese, Anwendung an einem 1,5 Tesla MRT (Symphony, Medical Solutions, Siemens, Erlangen, Germany) unter Verwendung einer flexiblen wraparound phased-array Oberflächenspule

Sequenz Parameter	Coronal T1 TSE	Coronal TIRM	transversal T1 TSE	transversal TIRM
RT / ET / IT (ms)	667 / 12 / --	6040/30/150	667 / 12 / --	5260/59/150
Slice thickness (mm)	5	6	6	6
Flip angle (°)	150	150	150	150
FOV (mm)	400 × 400	400 × 400	420 x 275,52	360 × 270
Matrix	512 × 256	512 × 256	512x168	512 × 154
Bandbreite (Hz/Px)	195	130	195	130 Hz/Px
Anzahl Schichten	27	23	28	39

TSE: Turbo spin echo, TIRM: Turbo inversion recovery magnitude, RT: Repetition time, ET: Echo time, IT: Inversion time, FOV: Field of view, Hz/Px: Herz pro Pixel

1.4 Die schmerzhafte Hüftendoprothese

Die primäre Hüftendoprothesenimplantation ist eine der erfolgreichsten Operationen in der orthopädischen Chirurgie [9]. Eine signifikante Schmerzreduktion und das nahezu vollständige Wiedererlangen einer physiologischen Gelenkfunktion führen zu einem hohen Maß an postoperativer Patientenzufriedenheit. Nichtsdestotrotz gibt es einen kleinen Prozentsatz (ca. 5%) von Patienten die nach Prothesenimplantation über neu aufgetretene oder persistierende Schmerzen klagen [57, 149], deren Ursachenbestimmung meist eine diagnostische Herausforderung darstellt [110, 150, 151]. Grob kann man zwischen hüftgelenksassoziierten Schmerzen und hüftgelenksunabhängigen Schmerzen unterteilen (Abbildung 7) [63, 150, 152]. Die wesentliche Unterscheidung liegt dabei meist hinsichtlich der Änderung des Schmerzcharakters nach der Prothesenimplantation [6]. Bei einer Persistenz von Schmerzen ist eher von einer hüftgelenksunabhängigen Ursache auszugehen, bei neu aufgetretenen Schmerzen liegt die Ursache eher im Gelenk bzw. an der Prothese. Es gibt verschiedene Hüftgelenks-unabhängige, extraartikuläre Ursachen [6, 63, 150, 152], die häufigsten extraartikulären Ursachen sind Wirbelsäulen- oder Gefäßerkrankungen [6, 150, 152]. Die artikulären Ursachen können vielseitig sein. Hierzu zählen unter anderem Lockerungen bzw. unzureichende Verankerungen, Infektionen, Fehlpositionierungen, Ossifikationen, Instabilitäten, Frakturen oder Infektionen [6, 63, 150, 152, 153]. Weitere, nicht zu unterschätzende und in den letzten Jahren in den Vordergrund gerückte schmerzauslösende Ursachen sind Pathologien des periartikulären Weichteilgewebes [115, 153, 154]. So können Muskel- oder Sehnenverletzungen sowie Entzündungen von Schleimbeuteln oder Sehnen ebenfalls starke Schmerzen verursachen [115, 154-157]. Auch kann ein Muskel-Implantat-Konflikt ein schmerzhafte Impingement hervorrufen [156].

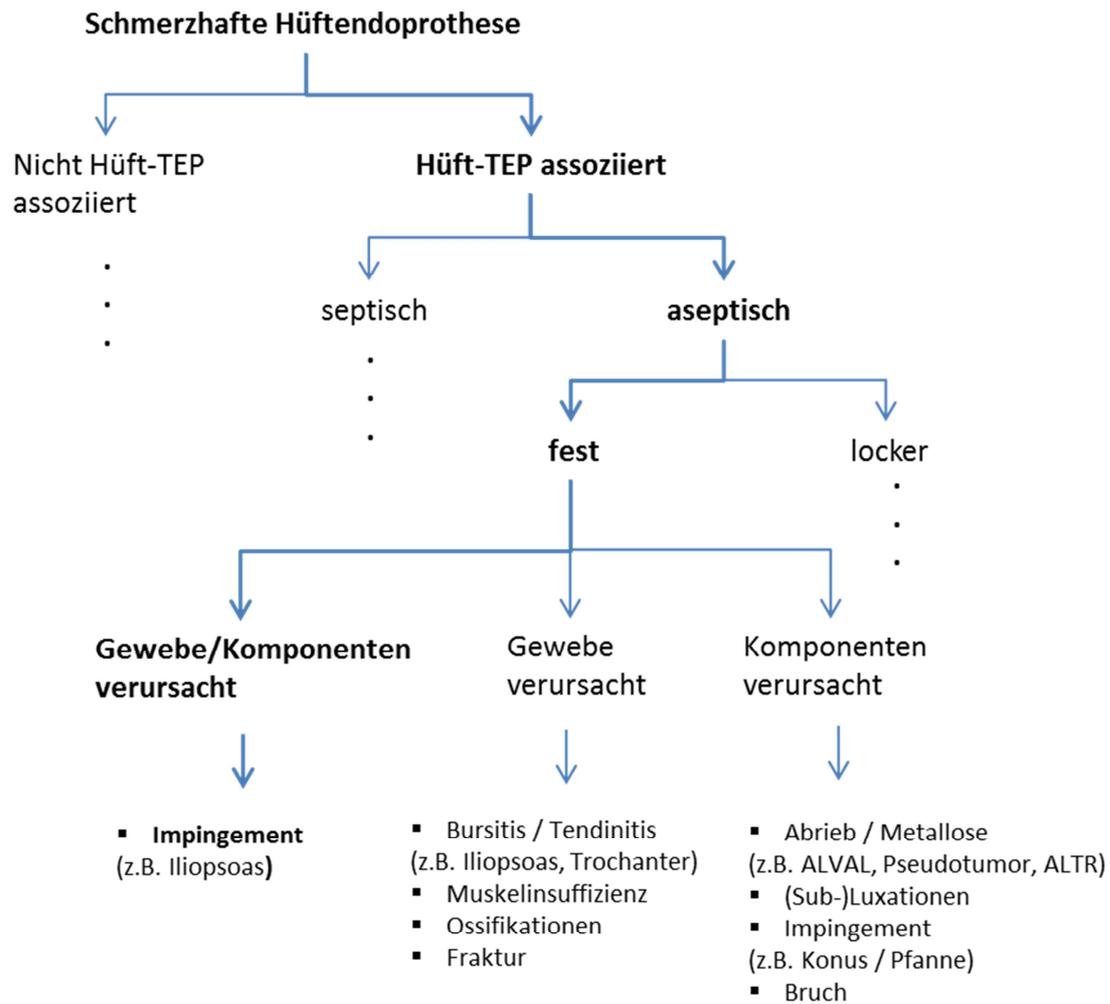


Abbildung 7: Schematische Darstellung der Ursachen einer schmerzhaften Hüftendoprothese. Herausgestellt ist der Pfad bezüglich Hüft-TEP assoziierter Schmerzen bei aseptischer, nicht gelockerter Prothese. (ATLR: Adverse Local Tissue Reaction, ALVAL: Aseptic Lymphocytic Vasculitis and Associated Lesions)

1.5 Fragestellungen

Ziel der Arbeit ist, das Ausmaß der tatsächlichen Muskelschonung durch einen minimalinvasiven Zugangsweg und die mögliche resultierende Auswirkungen auf Funktion und Schmerzreduktion zu bestimmen. Erfasst werden sollen außerdem Risikofaktoren und Kompensationsmöglichkeiten für ein muskuläres Trauma der Hüftmuskulatur, da aus der bisherigen Erfahrung und Literatur die funktionellen Unterschiede nur partiell oder nur sehr gering ausgefallen sind. Zur Untersuchung von Muskeltrauma und –funktion werden verschiedene Parameter verwendet. Hierbei gilt besonderes Interesse zum einen der MRT, aufgrund der hervorragenden Möglichkeit Weichteilgewebe darzustellen sowie zum anderen der Ganganalyse als geeignete Methode funktionelle Aspekte des Gelenkes widerzugeben. Desweiteren soll ein möglicher Muskel-Implantat-Konflikt als schmerzauslösendes Impingement evaluiert werden.

Im folgendem werden die für die Arbeit relevanten Fragen aufgelistet.

- 1.) Kann durch einen minimalinvasiven Zugangsweg das Muskeltrauma reduziert werden und welche Muskeln sind dabei betroffen bzw. können geschont werden?**
- 2.) Hat eine mögliche Reduktion des Muskeltraumas messbare Auswirkungen auf das funktionelle Outcome?**
- 3.) Besteht eine muskuläre Kompensationsfähigkeit unter den Hüftmuskeln?**
- 4.) Inwieweit eignet sich die Magnetresonanztomographie zur Untersuchung des operationsbedingten Muskeltrauma nach Hüft-TEP Implantation?**
- 5.) Welche Rolle spielt die Ganganalyse für die Untersuchung des operativen Muskeltraumas in der Hüftendoprothetik und sind funktionelle Unterschiede durch diese Methode messbar?**
- 6.) Gibt es Risikogruppen für ein erhöhtes Muskeltrauma?**
- 7.) Existieren noch andere Impingementsyndrome nach Hüft-TEP Implantation?**

2 Ergebnisse

2.1 Die Untersuchung des Muskeltraumas des M. gluteus medius in der primären Hüftendoprothetik in Abhängigkeit vom chirurgischen Zugangsweg: minimalinvasiv anterolateraler versus modifiziert lateraler Zugang.

Müller M, Tohtz S, Springer I, Dewey M, Perka C. *Randomized controlled trial of abductor muscle damage in relation to the surgical approach for primary total hip replacement: minimally invasive anterolateral versus modified direct lateral approach.* Arch Orthop Trauma Surg. 2011 Feb;131(2):179-89.

Ziel war es, das operative Muskeltrauma des M. gluteus medius (vordere, mittlere und hintere Drittel) nach primärer Hüftendoprothesenimplantation mit Hilfe der MRT zu untersuchen und entsprechende Auswirkungen auf das klinische Outcome abzuleiten. Zusätzlich wird die mögliche Traumareduktion durch einen minimalinvasiven Zugang evaluiert.

Vierundvierzig Patienten (Durchschnittsalter 64 Jahre (35–80)) mit primärer Koxarthrose wurden in die Studie eingeschlossen. Die Patienten wurden randomisiert einer minimalinvasiven anterolateralen oder modifiziert transglutealen (mDL) Standardgruppe zugeordnet. Implantiert wurde ein nicht-zementierter Geradschaft (Zweymüller®, Smith and Nephew, Rotkreuz, Switzerland) und eine nicht-zementierte Allofit® (Zimmer, Warsaw, Indiana, US) Titan-Press-Fit Pfanne. Die Patienten wurden radiologisch und klinisch prä-, drei und 12 Monate postoperativ nachuntersucht. Klinisch wurde der Harris Hip Score, das Trendelenburg Zeichen, ein Schmerz- (VAS 0-10) und ein Zufriedenheitsscore (1-6) erhoben. Kreatinkinase und Myoglobin wurden prä-, 6 h, 24 h und 96 h nach Implantation gemessen. Radiologisch erfolgte die Beurteilung der fettigen Atrophie im vorderen, mittleren und hinteren Drittel des M. gluteus medius sowie die Beurteilung von Sehndefekten.

Insgesamt zeigten die Patienten unter Verwendung eines minimalinvasiven Zugangs einen höheren Harris Hip- und Zufriedenheitsscore sowie einen geringeren Schmerzscore nach drei und zwölf Monaten. Dieser Unterschied war aber nicht signifikant. Ein signifikant häufigeres Auftreten eines leichten positiven Trendelenburg Zeichens lag nach zwölf Wochen bei Patienten mit einem mDL-Zugang vor. Bildmorphologisch zeigte sich unter Verwendung des mDL-Standardzugangs in der MRT eine deutliche postoperative fettige Atrophie, insbesondere des vorderen Drittels des M. gluteus medius. Diese höhergradige

Atrophie konnte unter der Verwendung eines minimalinvasiven anterolateralen Zugangs nicht nachgewiesen werden. Hinsichtlich der Blutparameter lag ein maximaler Anstieg der Serumkonzentrationen nach 6 und 24 h vor. Höhere Serumkonzentrationen des Myoglobins traten bei Patienten mit einem mDL-Zugang auf, allerdings ohne statistische Signifikanz.

Diese Arbeit konnte belegen, dass die Implantation einer Endoprothese mit einer partiellen Traumatisierung des M. gluteus medius einhergeht. Unter Verwendung eines minimalinvasiven Zugangsweges kann das Ausmaß der Schädigung signifikant reduziert werden. Deutlich mehr fettige Atrophie und Sehnendefekte resultieren aus einem direkt lateralen Zugang. Dies spiegelt sich im klinischen Outcome wieder, wenn auch nicht in gleicher signifikanten Weise. Die Arbeit zeigt deutlich, dass zur Reduktion des muskulären Traumas die Inzision und das Ablösen von Muskel und Sehne vermieden werden sollte.

Link zur Publikation:

<http://dx.doi.org/10.1007/s00402-010-1117-0>

2.2 Die Untersuchung des Muskeltraumas des M. gluteus minimus nach endoprothetischem Hüftgelenkersatz und der Einfluss auf das klinische Outcome.

Müller M, Tohtz S, Winkler T, Dewey M, Springer I, Perka C. *MRI findings of gluteus minimus muscle damage in primary total hip arthroplasty and the influence on clinical outcome.* Arch Orthop Trauma Surg. 2010 Jul;130(7):927-35. Epub 2010 Mar 11.

Der M. gluteus minimus liegt dem M. gluteus medius medialseitig an und verläuft ebenfalls vom Os ilium zum Trochanter major. Die Funktion des M. gluteus minimus wird der des M. gluteus medius weitestgehend gleich gesetzt und besteht in der Beckenstabilisation, Hüftabduktion und Rotation des Hüftgelenkes - je nach Gelenkstellung [158-160]. Zusätzlich wird ihm eine hüftgelenkszentrierende Funktion während des Gangzyklus zugeschrieben [161], woraus eine prothesenstabilisierende Wirkung postuliert werden kann. Schädigungen des M. gluteus minimus könnten daher potentiell zu einem schlechteren funktionellem Outcome mit Kraftverlust der Hüftabduktion, mangelnder Beckenstabilität und einer Hüftgelenksinstabilität mit der Gefahr von Luxationen führen. Aufgrund seiner exponierten Insertion an der ventralen Trochanterfascette besteht ein erhöhtes operatives Risiko für eine Traumatisierung während des Zugangs und der Prothesenimplantation, insbesondere während der Schaftpräparation des proximalen Femurs.

Es existieren insgesamt bisher nur sehr wenige Untersuchungen hinsichtlich des Vorkommens von M. gluteus minimus-Schädigungen in der primären Hüftendoprothetik und deren Folgen. Das Ziel der vorliegenden Studie war es daher, die Art und die Häufigkeit von implantationsbedingten Schädigungen des M. gluteus minimus in Abhängigkeit des Zugangsweges zu ermitteln und entsprechend deren Auswirkungen auf das funktionelle Outcome zu untersuchen. Dazu wurden 44 Patienten (Durchschnittsalter 64 Jahre (35–80), mittlerer BMI, 28 kg/m² (19–35)) mit primärer Koxarthrose eingeschlossen. Die Patienten wurden randomisiert einer minimalinvasiven anterolateralen und einer transglutealen (mDL) Gruppe zugeordnet. Implantiert wurden ein nicht-zementierter Geradschaft (Zweymüller®, Smith&Nephew, Rotkreuz, Switzerland) und eine nicht-zementierte Allofit® (Zimmer, Warsaw, Indiana, US) Titan-Press-Fit Pfanne. Die Operation wurde von zwei sehr erfahrenen Chirurgen mit mehr als 1500 Implantationen über entsprechende Zugangswege ausgeführt. Die Patienten wurden radiologisch und klinisch prä-, drei und zwölf Monate postoperativ nachuntersucht. Die Untersuchung des M. gluteus minimus erfolgte mit Hilfe der Magnetresonanztomographie unter Verwendung eines standardisierten Untersuchungsprotokolls (Phased-Array Spule, coronale und axiale T1 TSE 5mm und TIRM 5mm Sequenz). Beurteilt wurden Sehndefekte und die fettige Degeneration (Grad 0-4) nach Goutallier [147]. Für die klinische Untersuchung wurde der Harris-Hip, ein Schmerz-

(VAS 0-10) und ein Zufriedenheitsscore (1-6) erhoben. Die Beurteilung der Beckenstabilisation wurde mit Hilfe des Trendelenburg Zeichens (stabil, unsicherer Einbeinstand, kein Einbeinstand möglich) untersucht. Die Abduktionskraft wurde mit Hilfe eines Dynamometers gemessen. Achtunddreißig der 44 Patienten durchliefen das komplette Follow-up. Einundzwanzig (55%) der Patienten zeigten nach drei Monaten einen Glutaeus minimus-Sehnendefekt, 19 (50%) nach 12 Monaten. Ein signifikanter Zusammenhang zwischen dem Vorliegen eines Sehnendefekts und einem schlechteren klinischen Outcome konnte nicht gefunden werden. Hinsichtlich der fettigen Degeneration wiesen 13 (34.2 %) der 38 Patienten keine postoperative Zunahme auf. 13 (34.2 %) Patienten hatten eine Zunahme der fettigen Degeneration von 1 oder 2 Atrophiegraden und 12 (31.6%) Patienten hatten eine Zunahme von 3 oder 4 Atrophiegraden. Hier resultierte ebenfalls kein Zusammenhang mit dem klinischen Outcome. Ein Einfluss des operativen Zugangsweges auf die Häufigkeit von Sehnendefekten und auf das Ausmaß der fettigen Atrophie konnte nicht nachgewiesen werden.

Die Arbeit belegt, dass fettige Degenerationen und Sehnendefekte des M. gluteus minimus häufig nach primärer Hüftendoprothesenimplantation vorliegen ohne besondere Relation zu einem minimalinvasiven anterolateralen oder mDL-Zugangsweg. Das Ausmaß der M. gluteus minimus-Verletzung hat innerhalb des ersten postoperativen Jahres keinen relevanten Einfluss auf das klinische Outcome, insbesondere nicht auf die Abduktionskraft oder das Auftreten des Trendelenburg Zeichens. Die Verwendung eines Geradschaftes mit entsprechend notwendiger lateraler Präparation des proximalen Femurs stellt einen Risikofaktor für eine M. gluteus minimus-Traumatisierung dar. Auf eine entsprechend vorsichtige Präparation sollte deswegen geachtet werden.

Link zur Publikation:

<http://dx.doi.org/10.1007/s00402-010-1085-4>

2.3 Der M. tensor fasciae latae – Die Untersuchung des Muskeltraumas unter Verwendung eines mDL- und minimalinvasiven anterolateralen Zugangs mit dem Nachweis der muskulären Kompensationsfähigkeit des TFL

Müller M, Tohtz S, Dewey M, Springer I, Perka C. *Evidence of reduced muscle trauma through a minimally invasive anterolateral approach by means of MRI.* Clin Orthop Relat Res. 2010 Dec;468(12):3192-200.

Als Risiko des minimalinvasiven anterolateralen Zugangs werden eine Verletzung des N. gluteus superior genannt [128], da dieser im Muskelintervall vom M. gluteus medius zum M. tensor fasciae latae (TFL) zieht. Hieraus würde eine Atrophie des TFL resultieren. Desweiteren sind auch Schädigungen des TFL und des M. gluteus medius aufgrund eines zugangsbedingten Hebel- und Retraktorenzuges denkbar. Bildmorphologische Untersuchungen liegen diesbezüglich bisher noch nicht vor. Beim mDL-Zugang besteht ein klares Risiko einer Muskelschädigung durch die Inzision und das Ablösen des Muskels. Zusätzlich sind auch hier Schädigungen des N. gluteus superior möglich, da dieser ca. 5 cm oberhalb der Trochanter Spitze zwischen M. gluteus medius und minimus verläuft und dort in seinem Verlauf durch die Inzision verletzt werden kann.

Das Ziel der Arbeit ist es daher, den Einfluss dieser beiden Zugangswege auf das potentielle Muskeltrauma von M. gluteus medius und TFL bildmorphologisch anhand von fettiger Atrophie und Änderungen der Muskelquerschnittsfläche mittels MRT zu untersuchen. Desweiteren sollen Zusammenhänge zwischen zugangsbedingten Veränderungen der Muskulatur – dargestellt in der MRT - und den klinischen Outcome-Scores abgeleitet werden. Vierundvierzig Patienten mit primärer Koxarthrose wurden randomisiert (minimalinvasiven anterolateraler Zugang, mDL-Zugang) in die Studie eingeschlossen. Die Patienten wurden präoperativ sowie drei und zwölf Monate postoperativ klinisch und radiologisch untersucht. Die klinische Untersuchung beinhaltete die Erfassung des Harris Hip-, Schmerz- und Zufriedenheitsscore sowie das Trendelenburg Zeichen. MR-tomographisch wurde die fettige Atrophie und die Muskelquerschnittsfläche (MQF) von M. gluteus medius und TFL bestimmt. Es resultiert eine signifikant größere Zunahme der fettigen Atrophie des M. gluteus medius unter Verwendung eines mDL-Zugangs als unter der Verwendung eines minimalinvasiven anterolateralen Zugangs. Signifikante Änderungen der fettigen Atrophie des TFL lagen bei beiden Zugängen nicht vor. Hinsichtlich der MQF zeigten sich postoperativ keine signifikanten Veränderungen des Gluteus medius bei beiden Zugangswegen. Gegenüber dem minimalinvasiven anterolateralen Zugang war eine signifikante Zunahme der MQF des TFL bei Patienten mit mDL-Zugang auffällig. Diese MQF-Zunahme korrelierte signifikant mit dem Ausmaß der fettigen Atrophie des M. gluteus medius. Bezüglich des klinischen Outcomes trat signifikant häufiger ein geringgradig

positives Trendelenburg Zeichen bei Patienten mit mDL-Zugang nach zwölf Wochen gegenüber Patienten mit einem minimalinvasiven anterolateraler Zugang auf.

Aus dieser Arbeit folgt klar, dass durch einen minimalinvasiven anterolateralen Zugang das Muskeltrauma geringer ist als bei einem mDL-Zugang. Ein erhöhtes Risiko einer M. gluteus medius- und insbesondere TFL-Schädigung unter Verwendung eines minimalinvasiven anterolateralen Zugangs, aufgrund von Nerven-, Kompressions- oder Dehnungsschäden, besteht nicht. Demgegenüber liegt beim mDL-Zugang, durch einhergehende Inzision und Ablösen von Muskulatur und Sehne, ein erhöhtes Risiko einer M. gluteus medius-Schädigung vor. Weiterhin ergibt sich aus der Arbeit, dass es bei einer Schädigung des M. gluteus medius offensichtlich zu einer kompensatorischen Hypertrophie des TFL kommt. Diese TFL-Hypertrophie ermöglicht einen funktionellen Ausgleich des geschädigten Anteils des M. gluteus medius, wodurch sich das Outcome beider Patientengruppen nicht wesentlich unterscheidet.

Link zur Publikation:

<http://dx.doi.org/10.1007/s11999-010-1378-5>

2.4 Ganganalytische Vergleichsuntersuchung zwischen einem modifiziert direkt lateralen Zugang und einem minimalinvasiven anterolateralen Zugang

Müller M, Tohtz S, Taylor B, Duda G, Heller M, Perka C, Schwachmeyer V. *The direct lateral approach: impact on gait pattern, foot progression angle and pain in comparison with a minimally invasive anterolateral approach.* Arch Orthop Trauma Surg. 2012 May;132(5):725-31.

Die Ergebnisse aus 2.1 und 2.3 belegen, dass ein modifizierter intramuskulärer lateraler Standardzugang (mDL) im Vergleich zu einem minimalinvasiven anterolateralen Zugang häufiger zu einer fettigen Atrophie des vorderen Anteils des M. gluteus medius führt. Funktionelle Auswirkungen dieser Schädigung sind unklar. Muskuläre Imbalancen können zu unphysiologischen Gelenkbelastungen mit der Gefahr von Frühlockerungen [162-164], zu Störungen des Gangbildes [165], Sturzneigung [166] und zur Entstehung von Schmerzen [137] führen. Neben der Abduktion dient der M. gluteus medius auch als Innen- und Außenrotator des Hüftgelenkes. Dabei bewirkt der vordere Anteil des Gluteus medius eine Innenrotation des Beines im Hüftgelenk und der hintere Teil eine Außenrotation. Aus einer lokalen Schädigung des vorderen Anteils sollte daher eine Schwächung der Innenrotation resultieren und damit einhergehend, die außenrotierende Funktion überwiegen. Folglich müsste dann bei Patienten mit einem mDL-Zugang eine Innenrotationsschwäche mit vermehrter Außenrotation des Beines beim Laufen zu beobachten sein. Diese Außenrotation würde sich klinisch in einer Zunahme des Foot Progression Angle (FPA - Winkel zwischen der Fußlängsachse und der Gehrichtung) äußern.

Es stellt sich daher die Frage, ob ein lateraler Zugang gegenüber einem muskelschonenderen anterolateralen minimalinvasiven Zugang zu postoperativen nachteiligen Änderungen des Gangbildes, des Foot Progression Angle (FPA) und zu größeren Schmerzen führt?

Diesbezüglich wurden 30 Patienten (14 m, 16 w; 65 ± 7 Jahre) in die Arbeit eingeschlossen, wobei je 15 entweder über einen mDL- oder über einen minimalinvasiven anterolateralen Zugang operiert wurden. Präoperativ und drei Monate postoperativ wurden die Patienten einer Ganganalyse unterzogen, in welcher Foot Progression Angle (FPA), die Gehgeschwindigkeit, die Schrittlänge, Standbeindauer sowie die Schrittfrequenz gemessen wurden. Zusätzlich wurden das Trendelenburg Zeichen, der Harris Hip Score sowie ein Schmerzscore (VAS 0-10) ermittelt.

Hinsichtlich der in der Ganganalyse untersuchten Gangparameter liegen keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen vor. Schmerz- und Harris Hip Score waren zwischen den Gruppen gleich. Der FPA betrug präoperativ im Mittel $12.5^\circ (\pm 5^\circ)$ in beiden Gruppen.

Postoperativ konnte für die minimalinvasive anterolaterale Gruppe ein FPA von 13° (SD 5°) und für die mDL-Gruppe von 10° (\pm 6°) ermittelt werden ($p=0.22$). Eine vermehrte Außenrotation bzw. eine Funktionseinschränkung der Hüftinnenrotation während des Gangzyklus konnte nicht nachgewiesen werden.

Die Ergebnisse zeigen, dass ein direkt lateraler Zugangsweg im Vergleich zu einem minimalinvasiven anterolateralen Zugangsweg zu keinem nachteiligen Einfluss auf das Gangbild und den Foot Progression Angle nach drei Monaten führt. Auswirkungen hinsichtlich stärkerer postoperativer Schmerzen bestehen ebenfalls nicht. Umgekehrt konnten Vorteile eines minimalinvasiven anterolateralen Zugangs gegenüber einem lateralen Standardzugang ganganalytisch nicht nachgewiesen werden. Beide Zugänge sind sicher und routinemäßig anwendbar mit guten bis sehr guten postoperativen Ergebnissen.

Link zur Publikation:

<http://dx.doi.org/10.1007/s00402-012-1467-x>

2.5 Altersabhängiges Auftreten des Muskeltraumas in der primären Hüftendoprothetik und der Vorteil eines minimalinvasiven Zugangs für Patienten älter als 70 Jahre

Müller M, Tohtz S, Dewey M, Springer I, Perka C. *Age-related appearance of muscle trauma in primary total hip arthroplasty and the benefit of a minimally invasive approach for patients older than 70 years.* Int Orthop. 2011 Feb;35(2):165-71.

In einer Reihe von Untersuchungen konnte gezeigt werden, dass ältere Patienten häufiger ein schlechteres funktionelles Outcome nach Hüftendoprothesenimplantation aufweisen [15, 16, 167]. Ursachen hierfür sind bisher unklar. Ein wesentlicher Aspekt, der für ein hervorragendes funktionelles Outcome nach Prothesenimplantation verantwortlich ist, ist eine adäquate postoperative Muskelfunktion. Möglicherweise könnten eine erhöhte operative Vulnerabilität und eine schlechtere Regenerationsfähigkeit der Skelettmuskulatur älterer Menschen zu einer unzureichenden postoperativen muskulären Funktion führen. Die Magnetresonanztomographie erlaubt die Beurteilung von operationsbedingten, strukturellen Veränderungen der Glutealmuskulatur [115] und ermöglicht dadurch eine direkt bildmorphologische, vergleichende Untersuchung von älteren und jüngeren Patienten nach primärer Hüftendoprothese. Die Invasivität des Zugangs und das Ausmaß des Muskeltraumas kann durch eine minimalinvasive Implantationstechnik reduziert werden. Es stellt sich hierbei die Frage, ob gerade ältere Menschen von einem minimalinvasiven Zugang profitieren würden?

Ziel der vorliegenden Arbeit ist daher zu untersuchen, ob ältere Menschen ein erhöhtes operatives Muskeltrauma in Form einer höheren fettigen Atrophie ihrer Glutealmuskulatur nach Hüftendoprothesenimplantation aufweisen und sich diese in einem schlechteren funktionellen Outcome widerspiegelt. Desweiteren soll die Möglichkeit einer Muskeltraumareduktion durch einen minimalinvasiven Zugang in Patienten älter als 70 Jahre überprüft werden.

In die Untersuchung wurden 40 Patienten (n=24 < 70 Jahre (MW: 58 J), n=16 ≥ 70 Jahre (MW: 74 J.) eingeschlossen. In der jüngeren Gruppe wurden 11 mit einem mDL- und 13 mit einem minimalinvasiven anterolateraler Zugang operiert, in der älteren Patienten Gruppe hatten 7 einen mDL- und 9 einen minimalinvasiven anterolateraler Zugang. Die Patienten wurden prä-, drei und zwölf Monate postoperativ, klinisch und radiologisch, in Abhängigkeit von Alter und Zugangsweg untersucht. Die klinische Untersuchung beinhaltete die Erfassung des Harris Hip-, eines Schmerz- und eines Zufriedenheitscores sowie die Beurteilung des Trendelenburg Zeichens. MR-tomographisch wurde die fettige Atrophie des M. gluteus medius beurteilt.

Die Ergebnisse zeigen einen signifikanten Einfluss des Alters auf den Grad der fettigen Atrophie und das klinische Outcome. Patienten älter als 70 Jahre wiesen eine signifikant höhere postoperative fettige Atrophie des M. gluteus medius auf als jüngere Patienten. Gleichfalls ergab sich in dieser Gruppe auch ein signifikant schlechterer Harris Hip- und Schmerzscore. Hinsichtlich des Zugangsweges hatten ältere Patienten signifikant weniger fettiger Atrophie unter Verwendung eines minimalinvasiven anterolateralen als unter Verwendung eines mDL-Zugangs. Dies korrelierte eindeutig mit einem insgesamt besseren Outcome der älteren minimalinvasiven anterolateralen Gruppe. Interessanter Weise konnte in der jüngeren Patientengruppe kein Einfluss des Zugangsweges auf die fettige Atrophie und das klinische Outcome gefunden werden. Die Ergebnisse der Arbeit beweisen ganz klar, dass ältere Menschen ein höheres Muskeltrauma durch eine Hüftendoprothesenimplantation erfahren als jüngere und sich dies in einem schlechteren klinischen Outcome widerspiegelt. Im Gegensatz zu jüngeren Patienten profitieren Patienten älter als 70 Jahre signifikant von einem minimalinvasiven Zugangsweg, durch welchen das Muskeltrauma deutlich reduziert und das Outcome verbessert werden kann.

Ältere Patienten haben offensichtlich eine höhere Vulnerabilität und eine schlechtere Regenerationskapazität ihrer Skelettmuskulatur als jüngere Patienten. Ursachen dafür liegen entsprechend Studienlage höchstwahrscheinlich in einer bei älteren Menschen reduzierten Anzahl von Satelittenzellen [168], welche für die Regeneration verantwortlich sind. Zusätzlich besitzen diese Satelittenzellen eine verminderte Proliferationskapazität [169] und eine erhöhte Anfälligkeit für einen programmierten Zelltod in einem pro-apoptischen (traumatisierten) Gewebsumilieu [170].

Link zur Publikation:

<http://dx.doi.org/10.1007/s00264-010-1166-6>

2.6 Muskeltrauma in der primären Hüftendoprothetik in Abhängigkeit von BMI und Zugangsweg.

Müller M, Tohtz S, Dewey M, Springer I, Perka C. *Muscle trauma in primary total hip arthroplasty depending on age, BMI, and surgical approach: Minimally invasive anterolateral versus modified direct lateral approach.* Orthopade. 2011 Mar;40(3):217-23. German.

Eine weitere Patientengruppe, die neben den älteren Patienten ebenfalls häufiger ein funktionell schlechteres Outcome nach primärer Hüftendoprothesenimplantation aufweist, sind übergewichtige Patienten [17, 171]. Möglicher Weise können auch hier muskuläre Ursachen zugrunde liegen. Es stellt sich die Frage, ob auch übergewichtigere Patienten ein höheres operatives Muskeltrauma in der primären Hüftendoprothetik haben, woraus ein schlechteres klinisches Outcome resultiert und ob ein minimalinvasiver anterolateraler Zugang gegenüber einem lateralen Zugang in dieser Patientengruppe zu einer Reduktion des Traumas und damit Verbesserung des Outcomes führt. Diesbezüglich wurden 38 Patienten (20 weiblich, 18 männlich) in die Untersuchung eingeschlossen, welche sich aufgrund einer primären Koxarthrose einer Hüftendoprothesenimplantation entweder über einen mDL- (n=19) oder über einen minimalinvasiven anterolateraler Zugang (n=19) unterzogen. Das Durchschnittsalter lag bei 65 (35–80) Jahren und der mittlere Body-Mass-Index (BMI) bei 27,6 (19,7–37,5) kg/m².

Die Patienten wurden prä-, drei und zwölf Monate postoperativ, klinisch und MR-tomographisch unter Berücksichtigung des Body Mass Index (BMI ≥ 25 kg/m² übergewichtig und BMI < 25 kg/m² normgewichtig) untersucht. Die klinische Untersuchung beinhaltete die Erfassung des Harris Hip-, eines Schmerz- und eines Zufriedenheitscores sowie die Beurteilung des Trendelenburg Zeichens. MR-tomographisch wurde die fettige Atrophie (FA) des M. gluteus medius beurteilt.

Sechzehn Patienten hatten einen normgewichtigen BMI < 25 kg/m² und 22 Patienten waren übergewichtig mit einem BMI ≥ 25 kg/m². Der mittlere BMI in der Gruppe mit BMI < 25 kg/m² betrug 23,7 (19,7–24,9) kg/m², der mittlere BMI in der Gruppe ≥ 25 kg/m² 30,4 (25,4–37,5) kg/m². Signifikante Unterschiede bezüglich Alter (MW: 63 Jahre, BMI-Gruppe < 25 und MW: 63 Jahre, BMI-Gruppe ≥ 25), Geschlechterverteilung (BMI-Gruppe < 25 : 9w, 7m; BMI-Gruppe ≥ 25 : 11w, 11m) und Verwendung des operativen Zugangswegs (BMI-Gruppe < 25 : 10 lateral, 6 minimalinvasive anterolateral; BMI-Gruppe ≥ 25 : 9 lateral, 13 minimalinvasiv anterolateral) lagen nicht vor. Postoperativ wurde eine signifikant höhere FA des M. gluteus medius in der übergewichtigen Gruppe nach 3 und 12 Monaten ($p < 0,05$, Mann-Whitney-U-Test)

festgestellt: BMI-Gruppe <25 FA: 0,08 / 0,44 / 0,38; BMI-Gruppe \geq 25 FA: präoperativ/3/12 Monate 0,2 / 1,2 / 1,26). Präoperativ lag kein signifikanter Unterschied vor ($p=0,3$).

In Bezug auf den Zugangsweg lag die höchste FA des M. gluteus medius in der übergewichtigen Patientengruppe mit einem mDL Zugangsweg (Mittelwert FA 1,8). Für die übergewichtige Gruppe mit einem minimalinvasiven anterolateralen Zugang war dieser signifikant niedriger bei 0,9 ($p=0,037$, Mann-Whitney-U-Test). In der Gruppe mit BMI <25 kg/m² war die mittlere FA des M. gluteus medius nach 3 Monaten bei 0,18 für minimalinvasiv operierte Patienten und 0,6 für Patienten mit einem mDL-Zugang ($p=0,329$, Mann-Whitney-U-Test). Es bestand ein signifikanter Unterschied des Atrophiegrads sowohl zwischen übergewichtiger und normgewichtiger Gruppe (mDL $p=0,002$; minimalinvasiv anterolateral $p=0,01$) als auch in der übergewichtigen Gruppe bzgl. des Zugangswegs ($p=0,03$). Kein signifikanter Einfluss des Zugangs bestand hingegen in der normgewichtigen Gruppe ($p=0,33$).

Die Ergebnisse deuten auf einen signifikanten Einfluss des BMI auf den Grad der postoperativen Atrophie des M. gluteus medius nach Hüftendoprothesenimplantation hin. Übergewichtige Patienten haben offensichtlich eine höhere Vulnerabilität ihrer Muskulatur. Ebenfalls resultierte, dass ein minimalinvasiver Zugang in übergewichtigen Patienten das Muskeltrauma deutlich reduziert. In der normgewichtigen Patientengruppe konnte dieser signifikante zugangsbedingte Einfluss nicht nachgewiesen werden.

Link zur Publikation:

<http://dx.doi.org/10.1007/s00132-010-1730-1>

2.7 Untersuchung eines möglichen schmerzhaften Impingements zwischen M. obturator externus und Pfannenkomponente

Müller M, Dewey M, Springer I, Perka C, Tohtz S. *Relationship between cup position and obturator externus muscle in total hip arthroplasty*. J Orthop Surg Res. 2010 Jul 21;5:44.

Die Diagnose der schmerzhaften Hüftendoprothese stellt zum Teil eine diagnostische Herausforderung dar [6]. Neben häufigen Ursachen wie Frakturen, Luxationen, Infektionen oder aseptischen Lockerungen können muskuläre Ursachen schmerzauslösende Faktoren darstellen. Eines der bekanntesten muskulären Schmerzsyndrome nach Hüftendoprothesenimplantation ist das Iliopsoasimpingement, bei welchem es zu einem schmerzhaften Kontakt zwischen Iliopsoassehne und Pfannenrand kommt [129, 156]. Ähnlich wurde auch ein schmerzhafter Kontakt zwischen M. obturator externus und Pfanne beschrieben [130]. Detaillierte Untersuchungen hinsichtlich postoperativer Veränderungen, räumlicher Zusammenhänge, möglicher Kontakte und resultierender Schmerzsymptomatik zwischen M. obturator externus und Pfanne liegen bisher nicht vor. Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist es daher, räumliche Lage zwischen M. obturator externus und Pfannenkomponente zu untersuchen und mögliche resultierende schmerzhafte Kontakte abzuleiten.

Dazu wurden vierzig Patienten mit primärer Koxarthrose randomisiert in die Studie eingeschlossen. Die Patienten erhielten eine nicht-zementierte Titan-Press-Fit Pfanne (Allofit®, Zimmer, Warsaw, Indiana, US) und einen nicht-zementierten Geradschaft (Zweymüller®, Smith & Nephew, Rotkreuz, Switzerland). Nach 12 Monaten postoperativ erfolgte eine klinische und MR-tomographische Nachuntersuchung. Klinisch wurden der Harris Hip-, ein Schmerz- und ein Zufriedenheitsscore bestimmt. MR-tomographisch wurden die Pfanneninklination [172], das Muskelvolumen, die Querschnittsfläche und der räumliche Zusammenhang zwischen Obturator externus und unterem Pfannenrand (Grad 1: kein Kontakt, Grad 2: Kontakt, Grad 3: Kontakt mit Verdrängung des Muskels) ermittelt sowie das Vorhandensein von Bursitiden, Tendiniten und Ergüssen beurteilt.

Bei neun von den 40 Patienten trat ein Kontakt mit einer Verdrängung des Muskels in seinem Verlauf auf. Weitere 13 Patienten hatten einen klaren Kontakt zwischen Pfanne und Muskel und 18 Patienten zeigten keinen Kontakt. Es bestand ein signifikanter Zusammenhang zwischen Pfanneninklination und M. obturator externus Kontakt. So war der mittlere Pfanneninklinationwinkel in der Gruppe ohne Kontakt bei $49^\circ \pm 4.7^\circ$, während dieser in Gruppe 3 bei $(40^\circ \pm 5.4^\circ)$ lag ($p < 0.05$, Mann-Whitney U-Test). Interessanterweise waren Harris Hip-, Schmerz- und Zufriedenheitsscore zwischen den Gruppen gleichverteilt und unabhängig davon, ob ein Kontakt vorlag oder nicht. Das mittlere Muskelvolumen betrug

19 ± 4.2 cm³ und die mittlere Querschnittsfläche 824 ± 152 mm². Diese waren ebenfalls zwischen den Gruppen gleich verteilt. Begleitende Schleimbeutel- oder Sehnenentzündungen waren nicht nachzuweisen. Die Arbeit belegt, dass nach primärer Hüftendoprothesenimplantation ein Kontakt zwischen M. obturator externus und unterem Pfannenrand häufig vorliegt, dieser aber im Gegensatz zum Iliopsoas nicht zwangsweise zu einem schmerzhaften Impingement führt. Gründe hierfür liegen zum einen in der spezifischen Funktion des M. obturator externus (Außenrotation), die weniger an täglichen Bewegungszyklen wie Laufen und Treppensteigen beteiligt ist als der M. iliopsoas und dadurch geringere Muskelkontaktkräfte resultieren [173, 174]. Zum anderen fehlen in der vorliegenden Studie begleitende Bursitiden und Tendiniten, die z.B. beim Iliopsoasimpingement wesentlich für die Schmerzentstehung verantwortlich sind [156, 175]. Dennoch sollte bei der Pfannenimplantation auf eine korrekte Inklination und eine adäquate knöcherne Deckung des unteren Pfannenrands geachtet werden. Eine sehr steile Inklination und eine ungenügende knöcherne Pfannendeckung stellen einen potentiellen Risikofaktor für einen Muskel-Pfannenkontakt dar und sollten daher intraoperativ beachtet werden.

Link zur Publikation:

<http://dx.doi.org/10.1186/1749-799X-5-44>

3 Diskussion

3.1 Bewertung des Verfahrens minimalinvasive Implantationstechnik und deren Auswirkungen auf die Hüftgelenksabduktoren

Durch diese Arbeit wird der bildmorphologische in vivo Nachweis einer Muskeltraumareduktion durch einen minimalinvasiven Zugang erbracht und die bisher nur postulierte Gewebeschonung damit nachgewiesen, d.h., eine muskelschonendere Implantation durch einen MIS-Zugang ist tatsächlich möglich.

Eine gewisse Traumatisierung der Hüftmuskulatur kann zwar auch durch die Verwendung des minimalinvasiven Zugangs nicht komplett vermieden werden, jedoch ist diese Schädigung signifikant geringer als bei einem nicht-minimalinvasiven Standardzugang. Insbesondere wird der für die Hüftfunktion essentielle M. gluteus medius durch einen minimalinvasiven anterolateralen Zugang effektiv geschont.

Entsprechend den Ergebnissen ist eine maximale Reduktion des operativen Muskeltraumas durch eine intermuskuläre Gelenkpräparation möglich, wodurch, wie beim anterolateralen Zugang, ein traumatisierendes Ablösen und Einschneiden von Sehne oder Muskulatur vermieden wird.

Der M. gluteus medius ist einer der wesentlichsten Kernmuskeln des Hüftgelenkes, dessen Schädigung signifikant mit einer Abduktionsschwäche, Gelenkinstabilität und Gangstörung einhergeht. Oberstes Ziel ist daher, neben der korrekten Positionierung der Prothese, die Glutealmuskulatur maximal zu schonen.

Weiterhin folgt aus der Zusammenführung der Einzelresultate, dass der M. gluteus medius durch die Implantation einer Hüftendoprothese sowohl unter der Verwendung eines mDL- als auch durch einen minimalinvasiven anterolateralen Zugangs partiell geschädigt wird. Eine komplette Schonung ist durch keinen der beiden Zugänge möglich. Allerdings ist das Ausmaß der Schädigung durch einen mDL-Zugang wesentlich größer als bei einem minimalinvasiven anterolateralen Zugang. In etwa der Hälfte der über einen mDL-Zugang operierten Patienten zeigte sich eine dritt- bis viertgradige fettige Atrophie des vorderen Drittels des M. gluteus medius. Solch höhergradige Glutealmuskelschädigungen kamen beim minimalinvasiven anterolateralen Zugang nicht vor, offensichtlich dadurch, dass hier weder die Sehne noch die Muskulatur inzidiert oder abgelöst wurden, d.h., durch einen minimalinvasiven Zugang kann der M. gluteus medius gegenüber einem lateralen Standardzugang eindeutig und signifikant geschont werden.

Diese häufiger auftretende fettige Atrophie des M. gluteus medius als Folge eines höheren muskulären Traumas beim mDL-Zugang ist in Übereinstimmung zu anderen Arbeiten, die ein gluteales Trauma durch den lateralen Zugang mittels indirekten Untersuchungsmethoden

bereits postulierten. Einige dieser Arbeiten leiteten durch indirekte EMG-Messungen ein erhöhtes Muskeltrauma ab [127, 134, 176], konnten aber über Ausmaß oder Persistenz keine evidenten Aussagen treffen. In einer anderen Arbeit wurden nachteilige Auswirkungen des lateralen Zugangsweges auf die muskuläre Integrität des M. gluteus medius mittels intraoperativ in die Glutealsehne eingebrachten Metallmarkern beschrieben [177]. Durch postoperative Röntgenuntersuchung konnte dadurch eine partielle Elongation und Separation der Metallmarker Rückschlüsse über Schäden der Glutealsehne nach lateralem Zugang gezogen werden.

Die Schädigung des M. gluteus medius beim mDL-Zugang ist offensichtlich die Folge der Inzision und des partiellen Ablösens der Muskulatur und Sehne vom Trochanter major. Zum einen kann eine Denervation des vorderen Muskelanteils durch die Inzision [17, 40] resultieren, weil dadurch kleine Nervenäste des N. gluteus superior verletzt werden, die zwischen M. gluteus medius und minimus nach anterior verlaufen [128, 136]. Andererseits scheint möglicher Weise ein stabiles Einwachsen und eine Reintegration der abgelösten glutealen Sehne, trotz Refixation am Trochanter major, nicht in allen Fällen zu erfolgen. Ein persistierender Sehnendefekt mit entsprechender Muskelatrophie geht daraus hervor. Diese Atrophie ist nicht regredient und zeigte sich bereits nach drei und dann auch weiterhin nach zwölf Monaten. Eine Regeneration war bildmorphologisch im zeitlichen Verlauf nicht zu erkennen. Eine komplette Atrophie oder Schädigung des M. gluteus medius nach lateralem Zugang trat bei keinem Patienten auf. Dies ist dadurch zu erklären, dass der in dieser Arbeit verwendete mDL-Zugang in seiner Inzision des M. gluteus medius auf maximal 3 bis 5 cm kranial der Trochanter Spitze beschränkt wurde und damit die Inzision innerhalb einer Sicherheitszone lag, in der das Risiko einer Nervenschädigung auf ein Minimum reduziert wird [178, 179].

Bezüglich des Muskeltraumas des M. gluteus minimus geht aus den Ergebnissen der Arbeit hervor, dass dieser in etwa der Hälfte der Fälle, unabhängig vom operativen Zugangsweg, durch die Implantation einer Hüftendoprothese geschädigt wird. Offensichtlich ist er durch seinen Ansatz an der anterioren Trochanterfacette einem vermehrten Risiko für eine Schädigung ausgesetzt, dass sich in Form von Sehnendefekten und fettiger Atrophie MR-tomographisch darstellt. Dieses Risiko wird womöglich durch die Verwendung eines Geradschaftes noch erhöht, da zur adäquaten Positionierung des Geradschaftes eine sehr laterale Präparation des proximalen Femurs notwendig ist. Insbesondere beim anterolateralen Zugang ist der M. gluteus minimus durch die Raspel und/oder durch einen zu starken Hakendruck an seiner trochanteren Ansatzstelle gefährdet. Beim direkt lateralen Zugangsweg scheint eher eine mangelnde ossäre Reintegration der abgelösten und wieder refixierten Sehne für eine verbleibende Schädigung verantwortlich zu sein.

Der M. tensor fasciae latae (TFL) wird weder durch einen mDL- noch durch einen minimalinvasiven anterolateralen Zugang geschädigt bzw. wird der TFL durch beide Zugänge geschont. Atrophien oder Strukturunterbrechungen konnten im gesamten Patientenkollektiv nicht nachgewiesen werden. Insbesondere die postulierte Gefahr einer TFL- Schädigung unter Verwendung des minimalinvasiven anterolateralen Zugangs durch mögliche zugangsspezifische Nerven- oder muskuläre Kompression- und Dissektionsverletzungen [128, 180] konnten nicht bestätigt werden.

3.2 Die Reduktion des Muskeltraumas und deren Auswirkungen auf das funktionelle Outcome

Als interessant und wesentlich ist hervorzuheben, dass die strukturellen Unterschiede des M. gluteus medius, die zwischen den beiden Zugängen auftraten, sich unter Betrachtung des Gesamtpatientenkollektives nicht so eindrücklich im klinischen Outcome widerspiegeln. Patienten mit einem lateralen Standardzugang wiesen drei Monate nach Implantation ähnliche funktionelle Ergebnisse wie Patienten mit einem minimalinvasivem anterolateralem Zugang auf, obwohl bei Patienten mit einem lateralen Zugang in etwa fünfzig Prozent der Fälle eine Schädigung des vorderen Drittels des M. gluteus medius vorlag. So unterschieden sich HHS, VAS und Abduktionskraft zwischen den beiden Gruppen nicht signifikant. Lediglich ein häufigeres Auftreten eines positiven Trendelenburg Zeichens in der mDL-Gruppe deutete auf eine muskuläre Schwächung hin. Dieses häufigere Auftreten eines positiven Trendelenburg Zeichens nach lateralem Zugang ist von anderen Autoren ebenfalls beschrieben und mit Verletzungen des Muskels, der Sehne oder einer Schädigung des N. gluteus superior begründet worden [127, 134, 176, 177].

Eine Erklärung dafür, dass HHS, VAS und Abduktionskraft sich zwischen den Gruppen nicht signifikant unterschieden, könnte sein, dass diese zu grob in der Erfassung von partiellen muskulären Schädigungen der Hüftmuskulatur sind. HHS und VAS sind in der Hüftendoprothetik Standard-Scores für die Beurteilung von Schmerzen und der Funktion des Hüftgelenkes, weswegen sie in dieser Arbeit auch verwendet wurden. Allerdings ist der HHS ursprünglich vor über 40 Jahren eingeführt worden, um die Vorteile der endoprothetischen Versorgung gegenüber einer Arthrodesis bei posttraumatischen Koxarthrosen aufzuzeigen [145]. Möglicher Weise ist der Score daher weniger aussagekräftig, um kleinere und diffizilere Unterschiede zu ermitteln, die aus einem minimalinvasiven Zugang, im Vergleich zu einem Standardzugang resultieren.

Unter anderem wurde deshalb und mit dem Hintergrund das postoperative Outcome nach Hüft-TEP Implantation patientenspezifischer und subtiler beurteilen zu können, modifizierte Scores wie z.B. der Hip disability and osteoarthritis outcome score (HOOS) entwickelt [181].

Nach klinischer Anwendung konnte dieser in einer Untersuchung im Jahre 2010 als geeignet und gegenüber herkömmlichen Scores als überlegen validiert werden [182].

Wie bereits erwähnt, war das Auftreten einer M. gluteus minimus - Schädigung unabhängig vom operativen Zugangsweg. Einen Einfluss auf das klinische Outcome einer M. gluteus minimus - Schädigung konnte nicht nachgewiesen werden. Es zeigte sich weder eine Korrelation mit dem Schmerz und der Patientenzufriedenheit noch mit der Abduktionskraft oder dem Auftreten eines positiven Trendelenburg Zeichens.

Bezüglich der muskulären Funktion des M. gluteus minimus gibt es unterschiedliche Aussagen. Zum einen wird die Funktion des M. gluteus minimus der des M. gluteus medius gleich gesetzt: Stabilisierung des Beckens, Abduktion und Hüftrotation in Abhängigkeit der Gelenkstellung [158-160]. Dies wird durch die Untersuchung von Kumagai et al. bestärkt, die mit Hilfe einer funktionellen MRT die Abduktorenmuskulatur ohne und mit Belastung untersuchten und dabei nachwiesen, dass der M. gluteus minimus signifikant, zusammen mit dem M. gluteus medius, zur Stabilisierung des Beckens und im Fall einer Insuffizienz, zum Auftreten eines positiven Trendelenburg Zeichens beiträgt [183]. Ralston et al. korrelierten die Abduktionskraft von M. gluteus medius, minimus und des M. tensor fasciae latae (TFL) mit deren Muskelmasse und definierten so ein Kraftverhältnis von 4:2:1 (Glmed/TFL/Glumin) [184]. Entsprechend ist eine Kompensation durch den M. gluteus medius und TFL denkbar und erklärt somit möglicherweise das unauffällige klinische Outcome der Patientengruppe mit Minimus-Schädigung.

Auf der anderen Seite gibt es Autoren, die dem M. gluteus minimus funktionell eher eine Zentralisierung des Hüftkopfes in der Pfanne während des Gangzyklus zuschreiben als eine Hüftabduktion und Stabilisierung des Beckens [124, 161]. So wurde von den Autoren in einem biomechanischen Modell eine Abhängigkeit der Muskelfunktion des M. gluteus minimus von der Stellung des Hüftgelenks demonstriert. Der Muskel agiert entsprechend des Modells je nach Stellung im Gangzyklus sowohl als Hüftrotator als auch als Flexor, um so den Hüftkopf in der Pfanne zu zentrieren [161]. Dadurch hätte der M. gluteus minimus in der Hüftendoprothetik prinzipiell auch eine stabilisierende Funktion des Gelenkes und damit auch eine Luxations-vorbeugende Funktion. Auch unter dieser Funktionsbetrachtung wäre bei einer Schädigung des M. gluteus minimus ein eher unauffälliges klinisches Outcome bezüglich Abduktionskraft, Schmerzen und Zufriedenheit nachvollziehbar.

Pfirman et al. untersuchten ebenfalls MR-tomographisch die Glutealmuskulatur von Patienten mit asymptomatischer und symptomatischer Hüft-TEP [115]. Sie fanden ebenfalls häufig eine Schädigung des M. gluteus minimus sowohl in asymptomatischer als auch in symptomatischer Patientengruppe ohne Korrelation zu Schmerzen oder Hinken.

Neben der wohlmöglichen stabilisierenden und zentrierenden Funktion des M. gluteus minimus dient seine Kraftübertragung am Trochanter major auch dem physiologischen

Knochenremodelling mit dem Erhalt einer adäquaten periprothetischen Knochendichte [185]. Eine gestörte Muskel-Knochen-Interaktion führt nachweislich zu einer Reduktion der periprothetischen Knochendichte [186] und gefährdet damit auch den Langzeiterfolg der Prothese. Auch aus diesem Grunde ist ein Erhalt der M. gluteus minimus-Sehne anzustreben.

3.3 Kompensationsfähigkeit der Hüftmuskulatur

In dieser Arbeit wurden prä- und postoperative strukturelle Veränderungen der Muskulatur in vivo analysiert, wodurch ein mögliches Regenerations- oder Kompensationspotential mit beurteilt werden konnte. Bisherige Untersuchungen zum zugangsbedingten Gewebetrauma beruhten vordergründig auf indirekten Analysen [131, 176, 187] oder auf Muskeluntersuchungen an Kadavern [105, 106]. Erstere lassen eine morphologische Beurteilung nicht zu, Untersuchungen an Kadavern simulieren nur annäherungsweise die Traumatisierung in vivo und lassen Regenerations- und Kompensationsmöglichkeiten unberücksichtigt.

Eine wesentliche Erkenntnis dieser Arbeit ist die nachgewiesene kompensatorische Hypertrophie des M. tensor fasciae latae (TFL) bei Patienten mit höhergradiger Atrophie des vorderen Drittels des M. gluteus medius. Der TFL ist offensichtlich in der Lage, funktionelle Ausfälle des M. gluteus medius zu kompensieren. Dies wurde in vivo so noch nie beschrieben und zeigt - äußerst interessant - die komplexe Interaktion der Muskeln des Hüftgelenks, die im Gegensatz zur Rotatorenmanschette der Schulter in der Lage sind, kompensatorisch zu interagieren. Bisher wurde nur eine theoretische synergistische Interaktion von Glutealmuskulatur und TFL in biomechanischen Vektoren-Modellen und in Kadaveruntersuchungen demonstriert [124, 184, 188, 189]. Die vorliegende Arbeit bestätigt nun klinisch die theoretischen postulierten Untersuchungen. Der TFL wirkt hauptsächlich als Hüftbeuger und Traktusspanner, kann aber auch als Innenrotator und Abduktor im Hüftgelenk agieren [158]. Daher kann dieser auch entsprechend seines anatomischen Verlaufs, funktionelle Anteile des M. gluteus medius und hier aufgrund seiner räumlichen Nähe insbesondere des vorderen Gluteus medius-Drittels übernehmen und ausgleichen. In der Praxis lässt sich dies bei Patienten mit ausgeprägter glutealer Insuffizienz beobachten, wenn diese in Seitlage auf der Untersuchungsfläche liegen und gebeten werden, das Bein mit der glutealen Schädigung deckenwärts, innenrotiert abzuspreizen. Dies gelingt ihnen meist nur unter deutlicher Außenrotation des Beines, da dann die Hüftbeuger, insbesondere der TFL, ihre maximale Kompensationskraft einsetzen können.

Der Kompensationsmechanismus des TFL würde auch erklären, warum die funktionellen Unterschiede zwischen den Gruppen nicht so deutlich ausgefallen sind.

So ist das postoperativ unauffällige Gangbild in der mDL-Gruppe, in aller Wahrscheinlichkeit nach, die Folge der TFL-Kompensation. In dieser Gruppe wurde eigentlich, aufgrund der häufigeren Schädigung des Innenrotations-verantwortlichen vorderen Anteils des Glutaeus medius, ein vermehrter Außenrotationsgang vermutet. Dieser konnte aber postoperativ nicht nachgewiesen werden. Ebenfalls waren die Funktionsscores als auch die Kraftmessung ohne signifikante Unterschiede. Somit bestätigen die funktionellen und ganganalytischen Untersuchungen prinzipiell die bildmorphologischen MRT-Befunde der Arbeit.

Die Erkenntnis der muskulären Kompensation könnten auch die Ergebnisse anderer MIS-Arbeiten erklären, die zeigen, dass vorteilhafte Auswirkungen eines MIS-Zugangs auf die Mobilisation sich vordergründig nur auf die frühe Rehabilitationsphase der ersten 6 Wochen beziehen [190, 191], da danach der TFL wahrscheinlich zunehmend die Funktion des M. glutaeus medius übernimmt. Natürlich ist nicht auszuschließen, dass eine Kompensation anderer Muskeln wie z.B. des Semitendinosus und Semimembranosus, die ebenfalls eine Hüftinnenrotation bewirken, möglich ist.

3.4 Die Beurteilung des operationsbedingten Muskeltraumas und die herausragende Rolle der Magnetresonanztomographie

In dieser Arbeit wurden für die Analyse des Muskeltraumas verschiedene diagnostische Parameter verwendet. Die Untersuchungsparameter ließen sich in direkte und indirekte unterteilen. Direkte Parameter ermöglichten eine strukturmorphologische Beurteilung des Traumas durch eine direkte Visualisierung des Gewebes wie z.B. mittels der MRT. Indirekte Parameter ließen Rückschlüsse auf das Ausmaß des Traumas durch spezifische Tests, Funktionsanalysen oder Messungen von z.B. Enzymen, die bei einer Muskelschädigung freigesetzt werden, zu.

Die Arbeit zeigt, dass prinzipiell durch alle verwendeten Untersuchungsparameter eine Beurteilung des Muskeltraumas in der Hüftendoprothetik möglich ist und diese zur quantitativen Bestimmung verwendet werden können. Die MR-Tomographie erwies sich dabei als eine sehr sensible und genaue Methode das Muskeltrauma darzustellen und zu evaluieren. Der hervorragende Weichteilkontrast und die hohe Auflösung der MRT ermöglichten eine detaillierte Beurteilung des Weichgewebes sowie vor allem des Ausmaßes und der Lokalisation des Traumas. So konnten durch die MR-tomographische Analyse von Sehndefekten, entzündlicher Flüssigkeitsansammlungen und insbesondere der fettigen Muskelatrophie, Unterschiede zwischen den verwendeten Zugängen visuell eindeutig dargestellt und tatsächlich auch nachgewiesen werden. Damit führt die Arbeit mit der MR-

tomographischen Untersuchung zu einem wesentlichen Zugewinn an Erkenntnissen und zu einem besseren Verständnis der operativen Auswirkungen einer Hüftendoprothesenimplantation auf die periartikuläre Muskulatur. Die MRT erweitert damit das diagnostische Spektrum in der Endoprothetik. Es wird deutlich, dass neben einer festen und korrekten Prothesenverankerung auch eine intakte Integrität von Sehnen und Muskulatur für einen Langzeiterfolg und eine hohe Patientenzufriedenheit verantwortlich sind.

Außer der MRT erbrachte nur das Trendelenburg Zeichen, als muskulärer Funktionstest, einen signifikanten Unterschied zwischen den Zugangswegen. Ein leicht positives Trendelenburg Zeichen trat in der Patientengruppe mit mDL-Zugang signifikant häufiger auf als in der minimalinvasiven anterolateralen Gruppe und korrespondierte damit zu den Befunden der MRT.

Die funktionellen Scores (HHS, Schmerz und Zufriedenheit), der Kraft-Abduktionstest und die Serummarker des Skelettmuskels korrelierten zwar alle mit dem muskulären Trauma, besaßen jedoch keine ausreichende Sensitivität, um statistisch signifikante Unterschiede nachzuweisen. Sie zeigten in ihrer Aussage lediglich eine gewisse Tendenz eines reduzierten muskulären Traumas durch einen minimalinvasiven Zugangsweg. Es muss natürlich auf die relativ kleine Anzahl von untersuchten Patienten hingewiesen werden, wodurch möglicherweise die Aussagekraft der Tests reduziert ist.

Im Rahmen der Vorüberlegungen zu dieser Arbeit wurden die Skelettmuskelerummarker Myoglobin und Kreatinkinase (CK) in ihrer diagnostischen Wertigkeit des Muskeltraumas als sehr hoch eingestuft, da nach entsprechenden Literaturangaben ein direkter Zusammenhang zwischen Muskelschädigung und Freisetzung besteht [132, 133]. Potentielle Unterschiede zwischen den verwendeten Zugängen hätten sich daher gut nachweisen lassen müssen. Wie die Ergebnisse allerdings zeigen, war, möglicher Weise aufgrund einer unzureichenden Sensitivität, eine Unterscheidung zwischen den Zugangswegen durch die verwendeten Marker CK und Myoglobin nicht möglich. Eine maximale Serumkonzentration von CK und Myoglobin lag 6 h postoperativ vor, wobei das Myoglobin eine messbare Tendenz zu einer geringeren Serumkonzentration in Patienten mit einem minimalinvasiven anterolateralen Zugang aufwies. Die Ergebnisse stimmen mit einer ähnlichen Arbeit zur Untersuchung der Muskelmarker-Serumkonzentrationen in Abhängigkeit verschiedener Zugangstechniken (minimalinvasiv anterolateral, miniposterior, 2-Inzision) überein, in der ebenfalls kein signifikanter Unterschied gefunden wurde [131]. Für die gute Vergleichbarkeit der Resultate beider Arbeiten spricht, dass die mittleren Myoglobinkonzentration für Patienten mit minimalinvasiven anterolateralen Zugang zwischen beiden Arbeiten sehr ähnlich war ($331 \pm 143 \mu\text{g/l}$ nach 6h in dieser Arbeit vs $346 \pm 144 \mu\text{g/l}$ nach 8 h in der Arbeit von Cohen et al.). Zur Diskriminierung von nur kleineren muskulären Unterschieden des Muskeltraumas sind

Myoglobin und CK offensichtlich zu wenig sensitiv. In einer ganz aktuellen Arbeit wurde hingegen die Serumkonzentration von skelettalen Troponin I für die Differenzierung beider Zugangswege bestimmt [192]. Die Serumkonzentrationen unterschieden sich signifikant und eine höhere Konzentration wurde für den mDL-Zugang ermittelt.

Es kann geschlussfolgert werden, dass zur Beurteilung des periartikulären Weichteiltraumas in der Endoprothetik die MRT eine herausragende Untersuchungsmethode darstellt und sowohl zu Studienzwecken als auch in der klinischen Praxis verwendet werden sollte. Mittels der Magnetresonanztomographie wurden in dieser Arbeit neue strukturelle Zusammenhänge erfasst und damit neue Erkenntnisse hinsichtlich des operationsbedingten Muskeltraumas der periartikulären Hüftmuskulatur herausgearbeitet. Für die Abklärung von möglichen weichteilassozierten Schmerzen stellt die MRT die Methode der Wahl dar. Muskelatrophien, Sehnendefekte, Sehnen- oder Schleimbeutelentzündungen lassen sich hervorragend darstellen [115]. Ganz aktuell erlangte die MRT eine weitere wichtige Bedeutung in der Untersuchung von Patienten mit einer Metallgleitpaarung zur Einschätzung des Ausmaßes von Metallabrieb bedingten lokalen Entzündungsreaktionen. Mit einem Metallartefakt reduzierendem Untersuchungsprotokoll (MARS: metal artifact reduction sequence), können lokale Entzündungsreaktionen in Form von vermehrter Kapseldicke, Ergussbildung, periartikuläre Flüssigkeitsansammlungen und Pseudotumoren (massive Gelenkkapselaussackungen/Schwellungen) untersucht werden [62, 66]

3.5 Die Untersuchung des muskulären Traumas nach Hüftendoprothesenimplantation durch die Ganganalyse

Neben der Abduktion bewirkt der vordere Anteil des M. gluteus medius auch eine Innenrotation des Beines im Hüftgelenk. Eine Schwächung des vorderen Anteils könnte daher zu einer abgeschwächten Innenrotation mit konsekutiv vermehrter Außenrotation des Beines führen. Dies würde sich theoretisch in einer Zunahme des Foot Progression Angle (FPA) und damit auch in einem veränderten Gangbild äußern. Entsprechend biomechanischen Untersuchungen führt eine dauerhafte unphysiologische Änderung des FPA zu Überbelastungen des Hüftgelenks [162] und der Prothese [163], dass wiederum die Standzeit der Prothese [164, 174] nachteilig beeinflussen kann. Deshalb war ein weiteres Ziel dieser Arbeit zu untersuchen, ob ein mDL-Zugang im Vergleich zu einem minimalinvasiven anterolateralen Zugang nachteilige Auswirkungen auf den FPA, das Gangbild und das Ausmaß der Schmerzen von Patienten mit primärer Hüft-TEP hat.

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, dass der mDL-Zugang keinen Einfluss auf den FPA hat. Eine vermehrte Außenrotation des Beines, als Folge einer geschwächten Innenrotation, konnte nicht nachgewiesen werden. Offensichtlich hat die häufiger vorkommende

Fettatrophie des vorderen Teils des M. gluteus medius nach Verwendung eines mDL-Zugangs keine funktionelle Auswirkung auf die Rotationsausrichtung des Beines oder des Fußes.

Die Ursachen dafür könnten entweder darin liegen, dass die Atrophie eher eine untergeordnete Rolle hinsichtlich der muskulären Funktion spielt und daher vernachlässigbar ist oder aber in einer möglichen Kompensation bei anderen angrenzenden Muskeln des Hüftgelenks wie der M. gluteus minimus oder der M. tensor fasciae latae (TFL). Entsprechend der anatomischen Faser-Orientierung kann der TFL auch - neben seiner Funktion als Hüftbeuger und Traktusspanner - als ein Hüftabduktor und Innenrotator wirken [158] und damit die Funktion des M. gluteus medius kompensieren.

In der Literatur gibt es nur wenige Studien, die den FPA vor und nach Implantation einer primären Hüft-TEP untersuchen. In einer Studie von Martin et al. wurde der FPA an Patienten ein Jahr nach Prothesenimplantation unter Verwendung der selbigen zwei Zugängen gemessen [138]. Die Werte waren denen in dieser Arbeit ähnlich und zeigten ebenfalls keinen Unterschied zwischen den Patientengruppen.

Als ein anderer möglicher FPA-beeinflussender Faktor, neben der muskulären Spannung, ist die femorale Antetorsion zu berücksichtigen. Die Schaftantetorsion des Patientenkollektivs in dieser Arbeit, sollte entsprechend den allgemeinen Implantationsvorgaben zwischen 10° und 15° liegen. Es ist allerdings bekannt, dass die operativ angestrebte Schafttorsion eines nicht zementierten Geradschaftes, aufgrund der Patienten-spezifischen femoralen Anatomie, nicht unerheblich beeinflusst wird und daher stark abweichen bzw. variieren kann [193, 194]. Aus diesem Grund ist ein Einfluss der femoralen Antetorsion auf den FPA ebenfalls möglich und kann hier nicht ausgeschlossen werden. Um dies detailliert zu untersuchen, wäre eine CT-Untersuchung zur Ermittlung der Patienten/Schaft-spezifischen Antetorsion notwendig und für zukünftige Bewertungen erforderlich.

Die Ergebnisse der Arbeit belegen außerdem, dass zugangsbedingte funktionelle Unterschiede zwischen den Patientengruppen hinsichtlich weiterer Ganganalyseparameter wie z.B. Schrittlänge-, -dauer und -frequenz sowie Bewegungsumfängen nicht auftreten. Die Patienten weisen insgesamt alle eine postoperative Verbesserung des Gangbildes und der Bewegungsumfänge auf, ohne Präferenz zu einem Zugangsweg. Somit bestehen offensichtlich keine vorteilhaften Auswirkungen eines minimalinvasiven Zugangs auf den Bewegungsablauf und die Mobilisation nach drei Monaten der Prothesenimplantation. Zu ähnlichen Ergebnissen kommen Pospischill et al., welche ebenfalls den minimalinvasiven anterolateralen und den lateralen Zugang miteinander verglichen [139]. Auch diese fanden keinen zugangsbedingten Einfluss auf entsprechende Ganganalyseparameter nach drei Monaten. Ebenso konnten Martin et al. in ihrer ganganalytischen Untersuchung keinen Unterschied zwischen den beiden Zugängen nach einem Jahr [138] aufzeigen. In einer

anderen Studie von Lugade et al., welche einen anterioren und anterolateralen Zugang mit einander verglichen, konnte für den anterioren Zugang nach 6 Wochen ein symmetrischeres Gangbild nachgewiesen werden [195]. Allerdings ergab sich nach 16 Wochen ebenfalls kein Unterschied mehr im gesamten Gangbild zwischen den Gruppen. Zugangsbedingte Unterschiede im Gangbild scheinen sich möglicher Weise vordergründig nur auf diese frühe Rehabilitationsphase auszuwirken und werden dann muskulär kompensiert.

Um vielleicht einen direkten Einfluss eines erhöhten Muskeltraumas auf den FPA und das Gangbild zu belegen, wäre möglicher Weise eine selektive Gruppe von Patienten mit nachgewiesener glutealer Schädigung vorteilhaft. Hierzu ist die Durchführung einer weiteren, auf diese Ergebnisse aufbauenden Studie notwendig.

Zusammenfassend kann geschlussfolgert werden, dass ein direkt lateraler Zugangsweg im Vergleich zu einem minimalinvasiven anterolateralen Zugangsweg zu keiner stärkeren postoperativen Änderung von Funktion und Gangbild führt. Umgekehrt konnten Vorteile eines minimalinvasiven anterolateralen Zugangs gegenüber einem lateralen Standardzugang nicht nachgewiesen werden. Beide Zugänge sind sichere und routinemäßig anwendbare Zugänge, mit guten bis sehr guten postoperativen Ergebnissen.

3.6 Einflussfaktoren und Risikogruppen für ein erhöhtes Muskeltrauma

Die Ergebnisse der Arbeit belegen einen signifikanten Einfluss des BMI und des Alters auf die Ausprägung der postoperativen fettigen Atrophie des M. gluteus medius. Zusätzlich konnte sowohl bei übergewichtigen als auch bei älteren Patienten ein signifikanter Einfluss des operativen Zugangswegs auf den Grad der Atrophie nachgewiesen werden.

Übergewichtige Patienten (BMI > 25) oder Patienten älter als 70 Jahre hatten gegenüber normgewichtigen und jüngeren Patienten insgesamt eine signifikant höhere postoperative Degeneration des M. gluteus medius. Entsprechend unserem Kenntnisstand ist dieser alters- und gewichtsbedingte Effekt klinisch bisher in der Literatur, zumindest für das operative Trauma, noch nicht geschildert. Er beruht offensichtlich auf einer höheren Vulnerabilität und einem schlechteren Regenerationsvermögen der Muskulatur älterer und übergewichtiger Patienten. Hinweise für zunehmende degenerative Veränderungen der Glutealsehne mit einer erhöhten Vulnerabilität im Alter liefern die Arbeiten von Chung et al. und Cormier et al., die zeigen konnten, dass bei älteren Patienten häufiger Spontanrupturen der Glutealsehne auftreten können [196, 197].

Die hier ermittelte höhergradige postoperative Muskelatrophie scheint die Ursache für das bereits in vorherigen klinischen Untersuchungen beschriebene schlechtere postoperativ-funktionelle Outcome älterer und übergewichtigerer Patienten nach primärer Hüftendoprothesenimplantation zu sein [17] [16] [15]. Auch in der hier vorliegenden

Untersuchung lag ein schlechteres klinisches Outcome für ältere und übergewichtigere Patienten vor, insbesondere, wenn diese über einen mDL-Zugang operiert wurden. Es korrelierte also das Outcome mit der MR-tomographisch nachgewiesenen fettigen Muskelatrophie. Obwohl die fettige Muskelatrophie des M. gluteus medius in gleichem Ausmaß auch nach zwölf Monaten vorlag, zeigte sich dann aber eine Verbesserung des klinischen Outcomes in diesen Patienten.

Auf einer höheren muskulären Vulnerabilität und schlechterem Regenerationsvermögen begründet sich höchstwahrscheinlich auch der nachgewiesene signifikante Einfluss des operativen Zugangswegs. So wiesen ältere und übergewichtige Patienten unter der Verwendung eines (transglutealen, intramuskulären) mDL-Zugangswegs eine signifikant höhere Atrophie auf als unter Verwendung eines minimalinvasiven Zugangs. In der jüngeren und normgewichtigen Patientengruppe konnte dieser signifikante zugangsbedingte Einfluss interessanter Weise nicht nachgewiesen werden. In diesen Patientengruppen liegt offensichtlich ein noch ausreichendes muskuläres Regenerationspotential vor.

Die hier aufgezeigten klinischen Ergebnisse können anhand experimenteller Untersuchungen auf pathophysiologischer Ebene erklären werden. So konnte mit Hilfe von tierexperimentellen Studien gezeigt werden, dass ein höheres Alter insgesamt mit einem abnehmenden Regenerationsvermögen einhergeht [170, 198-201]. Dieses Alters-assoziierte, verminderte Regenerationsvermögen bedingt neben einer geringeren Muskelmasse [201] eine erhöhte Empfindlichkeit der Skelettmuskulatur für Schädigungen [198], eine verminderte Fähigkeit der Muskelregeneration nach Verletzungen [199, 201] sowie eine insgesamt verlängerte Regenerationsphase [200]. Eine Ursache für diese verminderte Regenerationsfähigkeit basiert auf zellularbiologischen Veränderungen. Der Beginn eines jeden Muskelregenerationsprozesses nach einer Verletzung oder Überbelastung ist die Aktivierung und Proliferation von so genannten Satellitenzellen, welche sich im Ruhezustand zwischen Muskelfaser und deren Basallamina befinden [202]. Aus diesen Satellitenzellen entwickeln sich neue Myoblasten, die sich wiederum zu neuen Myofibrillen zusammenschließen [202, 203]. Nun konnte festgestellt werden, dass eine signifikante Abnahme von Satellitenzellen in Menschen, die älter als 70 Jahre sind, vorliegt [168], dass diese Satellitenzellen eine insgesamt herabgesetzte Proliferationskapazität haben [169] und dass Satellitenzellen von älteren Menschen eine erhöhte Empfänglichkeit für einen programmierten Zelltod in einem pro-apoptotischen Milieu (z.B. traumatisiertes Muskelgewebe) aufweisen [170]. Zusätzlich liegt im älteren Skelettmuskel eine geringere Kapillardichte mit einem entsprechend verminderten Level an VEGF und mRNA vor [204, 205]. All diese Fakten begründen die verminderte Regenerationsfähigkeit und die erhöhte Vulnerabilität der Skelettmuskulatur älterer Menschen, welche wie mit dieser Arbeit gezeigt,

bei entsprechender Traumatisierung zu einer vermehrten fettigen Degeneration bzw. narbigen strukturellen Veränderung des Muskelgewebes führen.

Beim übergewichtigen Menschen scheinen ebenfalls Veränderungen auf zellulärer Ebene hinsichtlich muskulärer Regenerationsfähigkeit und Vulnerabilität vorzuliegen. Diese Veränderungen beruhen aber vermutlich auf anderen Ursachen als beim alternden Gewebe und sind insgesamt auch noch unzureichend untersucht. Aus Untersuchungen weiß man, dass bestimmte Glucosetransporter, die in regenerativen muskulären Prozessen eine wesentliche Rolle spielen, im adipösen Muskelgewebe reduziert sind [206, 207]. Dadurch sind die zu Regenerationszwecken erforderlichen Stoffwechselprozesse und die notwendige Gewebekommunikation vermindert. Auch konnte in einer anderen Arbeit gezeigt werden, dass die mit der Regeneration einhergehende Reinnervation der Muskelfibrille über die motorische Endplatte in übergewichtigen Patienten reduziert ist [208]. Desweiteren besteht beim übergewichtigen Patienten häufig eine zunehmende Insulinresistenz (Insulin = anaboles Hormon), die wiederum zu einer verminderten Expression und Sekretion von Proteinen führt, die im Zusammenhang mit muskulären Regenerationsprozessen stehen [209]. Auch gibt es Hinweise, dass muskuläre Satellitenzellen in übergewichtigen Menschen ein anderes Differenzierungspotential besitzen als in nicht adipogenem Umfeld [210]. Dies alles zusammen sind relativ neue Erkenntnisse, die zwar nicht direkt eine erhöhte Vulnerabilität oder ein vermindertes Regenerationsvermögen von Skelettmuskelgewebe übergewichtiger Patienten belegen, aber sich dennoch gewisse Hinweise daraus ableiten lassen, die die hier abgeleiteten Ergebnisse erklären können.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass ältere und übergewichtige Patienten eine wesentlich höhere postoperative muskuläre Atrophie nach Implantation einer Hüftendoprothese aufweisen als entsprechend normgewichtige und jüngere Vergleichsgruppen. Desweiteren besteht bei diesen beiden Gruppen gegenüber normgewichtigen und jüngeren Vergleichsgruppen ein signifikanter Einfluss des Zugangswegs auf das Ausmaß der Muskel-Degeneration. Ältere und übergewichtige Patienten haben also eine höhere operative Vulnerabilität und ein schlechteres Regenerationsvermögen ihrer periartikulären Muskulatur. Es lässt sich daraus schlussfolgern, dass gerade bei älteren und übergewichtigen Patienten ein scharfes muskuläres Trauma in Form von Inzision oder Ablösen von Muskulatur vermieden und zur maximalen Reduktion des Gewebetraumas ein minimalinvasiver Zugangsweg verwendet werden sollte.

3.7 Impingementsyndrome als Ursache einer schmerzhaften Hüftendoprothese

Bei einigen Patienten war ein nachweisbarer Kontakt zwischen kaudalem Pfannenrand und dem M. obturator externus auffällig, der zugangsunabhängig auftrat und möglicher Weise die Ursache eines muskulären Impingements sein kann. Ein muskuläres Impingementsyndrom an der Hüftendoprothese ist eine seltene Pathologie und wurde bisher fast ausschließlich nur für den M. iliopsoas beschrieben [129, 156, 175, 211]. Eine chronische Reizung der Psoas-Sehne und Bursa iliopectinea an einem prominenten vorderen Pfannenrand führt dabei zu äußerst schmerzhaften Bewegungseinschränkungen des Hüftgelenks. Aufgrund des Verlaufs des M. obturator externus in unmittelbarer Nähe zur Incisura acetabuli und Kontakt zum Ligamentum transversum acetabuli ist auch hier ein pathologisches Impingement zwischen Muskel und Pfannenrand, ähnlich dem Iliopsoas Impingement, denkbar und in einem Fall auch so beschrieben worden [130]. In dieser Arbeit konnte in den MR-tomographischen Untersuchungen in der Hälfte der Patienten ein Kontakt zwischen Pfannenrand und M. obturator externus mit zum Teil leichter Verdrängung des Muskels nachgewiesen werden. Dabei bestand eine signifikante Abhängigkeit zwischen dem Inklinationwinkel der Pfanne und der Häufigkeit des Muskel-Implantat-Kontaktes. Je steiler eine Pfanne implantiert war, desto signifikant größer war die Wahrscheinlichkeit eines Kontaktes. Ein großer Inklinationwinkel ist daher als begünstigender Faktor eines eventuellen Impingements des M. obturator externus mit der Pfanne anzusehen.

Nichtsdestotrotz führte offensichtlich ein Kontakt zwischen M. obturator externus und Pfannenkomponente nicht automatisch zu schmerzhaften Symptomen bzw. zu einem pathologischen Impingement. Beim Psoasimpingement wird von den meisten Autoren eine begleitende Tendinitis und Bursitis iliopectinea mit beschrieben, die mit hoher Wahrscheinlichkeit wesentlich zur Entstehung der Schmerzen beitragen sollen. Auch für den M. obturator externus konnte eine Bursa nachgewiesen werden, die zwar sehr selten, aber dennoch auch entzündlich verändert und dann für Schmerzen im Hüftgelenk verantwortlich sein kann [212]. Die Sehne des M. obturator externus befindet sich direkt am Trochanter major und im Vergleich zur Psoassehne weniger in der Nähe des Pfannenrandes, d.h., eine schmerzhafte Irritation der M. obturator externus-Sehne ist eher unwahrscheinlich. Dies wäre eine Begründung für den schmerzlosen Kontakt. Eine weitere Ursache für einen eher asymptomatischen Kontakt von Obturator externus und Pfanne ist in der Anzahl der jeweiligen Bewegungszyklen des Hüftgelenks und in der entsprechenden Stärke der Muskelkontaktkräfte zu sehen. Beugung und Streckung des Hüftgelenks sind durch alltägliches Laufen und Treppensteigen wesentlich häufigere durchgeführte Bewegungsabläufe mit nachweislich höheren Muskelkontaktkräften als Rotationsbewegungen [173, 213]. So sind Muskelgruppen, welche an Beugung und

Streckung beteiligt sind, wie es der M. iliopsoas ist, aufgrund von höherer Anzahl an Bewegungszyklen und stärkerer Krafteinwirkung höchstwahrscheinlich für ein schmerzhaftes Impingement mehr prädisponiert. Um einen Kontakt zwischen Obturator externus und Pfanne zu vermeiden, sollte auf eine ausreichende Pfannentiefe (knöcherne Deckung des kaudalen Pfannenrandes) geachtet werden. In diesem Zusammenhang ist bei der Pfannenpräparation der Erhalt des Ligamentum transversum acetabuli zu bedenken. Dieses Band überspannt die Incisura acetabuli, an welcher der M. obturator externus kaudal nahe vorbei läuft. Das Ligament kann daher als protektive anatomische Struktur zwischen Muskel und Pfannenrand angesehen werden. Ebenfalls muss bei einer zur Offset-Rekonstruktion eventuell notwendigen Lateralisation des Hüftzentrums, durch Lateralisation der Pfanne, das Risiko eines muskulären Impingements berücksichtigt werden. Bei einer lateralisierten Pfanne besteht die Gefahr eines hervorstehenden Pfannenrandes und damit das Risiko eines Kontaktes am Pfannenrand. Daher ist vor diesem Hintergrund die Implantationstiefe der Pfanne nicht uneingeschränkt variabel.

Zusammenfassend kann gesagt werden, auch wenn es offensichtlich relativ häufig zu einem Kontakt zwischen M. obturator externus und kaudalen Pfannenrand kommt, scheint dies nur in seltenen Fällen mit einem schmerzhaften muskulären Impingement einherzugehen. Gründe dafür liegen wahrscheinlich in der Häufigkeit der muskelspezifischen Bewegungszyklen und in der Ausprägung von einhergehenden schmerzhaften Sehnen- und Schleimbeutelentzündungen. Die Pfannenposition, insbesondere die Inklination, ist als eines der wesentlichen Risikofaktoren für einen Kontakt zwischen Pfannenrand und M. obturator externus zu sehen. Auf eine ausreichende knöcherne Deckung des kaudalen Pfannenrandes ist daher bei Implantation zu achten. Der Erhalt des Ligamentums transversum acetabuli als protektive Deckung der Incisura acetabuli ist ebenfalls zu berücksichtigen.

3.8 Aktueller Stand der minimalinvasiven Hüftendoprothesenimplantation

Die minimalinvasive Hüftendoprothetik ist in Deutschland mittlerweile ein etabliertes Implantationsverfahren. So wurden im Jahre 2007, entsprechend einer Umfrage, ein Drittel aller Prothesen über einen minimalinvasiven Zugang implantiert [214]. Betrachtet man die Registerdaten anderer Länder, so ist die Rate an durchgeführten minimalinvasiven Implantationsverfahren deutlich niedriger. Gerade einmal ein Prozent (734 von 78.098) aller Prothesen wurde in Schweden zwischen 2005 und 2010 über einen minimalinvasiven Zugang implantiert [215]. Im Britischen Register lag die Rate zwischen 2003 und 2010 bei nur fünf Prozent (19.041 von 344.953) [5]. Eine mögliche Begründung für den Unterschied in der Häufigkeit der Verwendung liegt sicherlich darin, dass die Umfrage in Deutschland vordergründig an Endoprothesenzentren durchgeführt wurde, während die Registerdaten alle

Prothesen-versorgenden Krankenhäuser des jeweiligen Landes darstellen. Zusätzlich repräsentieren die Registerdaten eine große Zeitspanne, in der zur Anfangszeit MIS-Zugänge kaum oder überhaupt nicht verwendet wurden.

Die aktuellen Gründe der Operateure, einen MIS-Zugang zu verwenden, sind die Intention das Muskeltrauma zu reduzieren, die Mobilisation des Patienten zu verbessern und kosmetische Aspekte [214, 216].

Bezüglich der operativen Umsetzung besteht Einigkeit darin, dass die Schnittlänge deutlich kürzer ist als die der jeweiligen Erstbeschreiber der Standardzugänge. Im Mittel liegt diese zwischen 10 und 12 cm [5, 216, 217]. Sie sollte nicht zwingend auf das absolute Minimum reduziert werden, damit nicht die Sicherheit der Implantation und die Implantatpositionierung gefährdet oder das Frakturrisiko erhöht wird [217-219]. Ebenfalls liegt Klarheit darin, dass die Technik einer gewissen Lernkurve bedarf und sie deshalb vordergründig in die Hände des erfahrenen Operateurs gehört [218, 219]. Auch sollte nicht jede Arthrose bzw. Hüftgelenkspathologie über ein minimalinvasives Verfahren operiert werden [218], da operative Übersicht, Orientierung oder Zugänglichkeit für die endoprothetische Versorgung von z.B. Deformitäten oder bei Voroperationen, zu stark eingeschränkt sind [218]. Desweiteren sind modifizierte OP-Instrumente für die Technik erforderlich [217].

Hinsichtlich der tatsächlichen Vorteilhaftigkeit eines minimalinvasiven Zugangs gegenüber einem Standardzugang liegen in der gegenwärtigen Literatur immer noch sehr verschiedene Meinungen, Erfahrungen und Ergebnisse vor.

In einer aktuellen Meta-Analyse von Moskal und Capps (2013), die 418 Artikel zum Thema minimalinvasive Hüftendoprothetik auswerteten (1835 MIS Hüft-TEPs gegen 1713 Standard Hüft-TEPs), konnte herausgearbeitet werden, dass sich ein minimalinvasiver Zugang gegenüber einem Standardzugang in vier Endpunkten unterscheidet [216]. So resultieren aus einem MIS-Zugang etwas weniger Blutverluste (ca. 70ml weniger), etwas weniger Schmerzen zum Zeitpunkt des Entlassungstages (VAS 2 versus 4), ein Tag (6 versus 7 Tage) frühere Krankenhausentlassung sowie ein besseres frühfunktionelles Outcome (Harris Hip Score im Mittel 90 versus 84 nach 3 Monaten) [216]. Im längeren Follow-up konnten keine Unterschiede mehr nachgewiesen werden. Eine erhöhte Komplikationsrate für einen minimalinvasiven Zugang lag ebenfalls nicht vor (MIS 8,4% versus Standard 7,2% Komplikationsrate). Die Autoren schlussfolgern, dass im Wesentlichen keine größeren klinischen Unterschiede zwischen einem minimalinvasiven und einem Standardzugang bestehen. Ähnliche Meta-Analysen von Imamura et al. (2012) [220], Jung et al. (2011) [221] oder von Rocco Pitto (2013) [218] kommen zur gleichen Schlussfolgerung wie Moskal und Capps. Alle Autoren weisen aber auch auf einen immer noch bestehenden Mangel an größeren, randomisiert-kontrollierten Studien mit entsprechenden Langzeitergebnissen hin.

Weitere Faktoren, die eine einheitliche Auswertung der Studien limitierten, sind eine immer noch weitgefächerte Definition des Begriffs minimalinvasive Hüft-TEP Implantation, die zusammengefasste Auswertung der verschiedenen minimalinvasiven Techniken, unterschiedliche Messmethoden des funktionellen Outcomes sowie die Verwendung verschiedener Prothesenmodelle [5, 218].

Insgesamt bestätigen die Ergebnisse der aktuellen Meta-Analysen prinzipiell die sich bereits in der Mitte der ersten Dekade dieses Jahrhunderts abzeichnenden tendenziellen Vorteile der minimalinvasiven Hüftendoprothesenimplantation.

Ein noch kritisch zu sehender Punkt ist, dass bisher neben den hier vorliegenden Ergebnissen immer noch keine weiteren bildmorphologischen in vivo Untersuchungen durchgeführt wurden, wodurch die aus dieser Arbeit resultierenden MR-tomographischen Ergebnisse weder bestätigt noch verglichen oder diskutiert werden können. Auch ist eine Gegenüberstellung zu anderen minimalinvasiven Zugängen nicht möglich. Der Endpunkt - bildmorphologisches Ausmaß des Muskeltraumas – ist aber ein wesentliches Auswertungskriterium in der Beurteilung der Invasivität des Zugangs, ohne diesen das Ausmaß der Traumatisierung, mögliche muskuläre Kompensationsvorgänge oder eventuelle Risikogruppen nur unzureichend ausgewertet oder erfasst werden können.

Es bestehen also noch offene Fragen und zu klärende Punkte bezüglich der direkten Auswirkungen der jeweiligen minimalinvasiven Zugänge auf die Hüftgelenkmuskulatur. Weitere Studien wären zu dieser Thematik von großem Interesse.

Die Industrie hat auf die Anforderungen der minimalinvasiven OP-Technik reagiert und das Implantatdesign herkömmlicher Prothesen an die minimierten Zugänge angepasst oder neue, muskelschonender zu implantierende Prothesen entwickelt. So wurde das Schaftdesign des bewährten und seit 30 Jahren sehr erfolgreich eingesetzten, nicht zementierten Zweymüller®-Geradschaftes in seiner Form modifiziert. Die ausladende proximale Prothesenschulter wurde reduziert, um den Schaft dadurch gewebeschonender und leichter über einen kleineren Zugang implantieren zu können. Seit 2007 ist der MIA-Schaft (MIA: „Minimally Invasive Application“) als modifizierter SL-Plus Zweymüller®-Schaft der Firma Smith&Nephew speziell für die Verwendung in der minimalinvasiven Endoprothetik auf dem Markt erhältlich. In ähnlicher Philosophie – ein nicht zementierter Geradschaft mit einer reduzierten lateralen Schulter - wurde der TRJ-Schaft (TRJ: Trochanter Retaining Joint Replacement) von der Firma Aesculap neu designt. Auch durch diesen ist eine muskelschonendere Implantation, über einen kleineren Hautschnitt realisierbar. Zusätzlich wurde für diesen Schaft auch ein neues Raspel-System entwickelt, wodurch zusätzlich ein sehr muskelschonendes Aufraspeln des proximalen Femurs ermöglicht wird.

Ein weiterer, mehr oder weniger neuer Prothesentyp ist die Kurzschaftprothese, die es seit einigen Jahren in unterschiedlicher Ausführung gibt und von verschiedenen Firmen

angeboten wird. Der Kurzschaft ist unter anderem für eine knochen- und muskelschonende minimalinvasive Implantation entwickelt worden. Verschiedene Studien belegen den erfolgreichen Einsatz unter Verwendung eines minimalinvasiven Zugangs, zumindest im kurzzeitigen Follow up [222-224].

Generell können sowohl Standardschäfte als auch modifizierte Standard- oder Kurzschäfte mit gutem Erfolg und exzellentem klinischen Ergebnis über einen MIS-Zugang implantiert werden [225]. Die operative Umsetzung wird natürlich mit einem modifiziertem Design oder einem Kurzschaft deutlich erleichtert.

Aus den hier vorliegenden Ergebnissen kann für die minimalinvasive Hüftendoprothetik geschlussfolgert werden, dass, obwohl die klinischen Unterschiede zwischen den Zugangswegen nicht von eindrucklicher Deutlichkeit sind, aufgrund des nachweislich muskelschonenden Effekts ein minimalinvasiver anterolateraler Zugangsweg als Primärzugang präferiert werden sollte. Das ist insbesondere auch in Hinblick auf spätere Wechseloperationen zu berücksichtigen, da es dabei von wesentlichem Vorteil ist, wenn eine nahezu komplett intakte und nicht vorgeschädigte Hüftgelenkmuskulatur zur Revision vorliegt. Das postoperative funktionelle Outcome nach der Revisionsoperation wird mit Sicherheit auch von der präoperativen muskulären Funktion abhängig sein. Sollte bereits vorher ein muskulärer Schaden bestehen, so kann sich womöglich die muskuläre Degeneration durch den in der Regel invasiveren Revisionszugang, summieren.

Hinweise dafür geben die Arbeiten von Biring et al und Davis et al., die unabhängig voneinander zeigen konnten, dass das postoperative Outcome nach durchgeführter Revisionsoperation umso schlechter ist, wenn bei den Patienten bereits präoperativ eine deutlich schlechtere Gelenkfunktion vorlag [226, 227]. Sie erbrachten zwar keinen direkten Nachweis für eine vorgeschädigte Muskulatur, aber der Zusammenhang ist naheliegend.

Zusammenfassend heißt das, dass bei der Primärimplantation so maximal muskelschonend wie möglich in Hinblick auf notwendige Wechseleingriffe vorzugehen ist. Ein muskelschonender, so wenig wie möglich Muskulatur inzidierender Primärzugang ist einem invasiveren Standardzugang vorzuziehen.

Abschließend kann geschlussfolgert werden, dass sich durch die Einführung und die Auseinandersetzung mit der minimalinvasiven Hüftendoprothetik in den letzten 10 Jahren, die Erkenntnis der Bedeutung einer intakten Muskulatur und des Einflusses auf die Hüftgelenksfunktion herausgebildet und verbreitet haben und sich damit auch ein allgemeines Bewusstsein entwickelt hat, diese Muskulatur während der Implantation zu schonen.

4 Zusammenfassung

Ein minimalinvasiver Zugangsweg ermöglicht gegenüber einem Standardzugang eine muskelschonendere Implantation. Die bisher nur postulierte Muskeltraumareduktion konnte mit dieser Arbeit nachweislich belegt werden. Bildmorphologisch zeigt sich unter der Verwendung eines intramuskulären mDL-Zugangs in der Hälfte der Fälle eine muskuläre Schädigung des M. gluteus medius, insbesondere eine Atrophie des vorderen Gluteus medius-Drittels. Diese höhergradige Atrophie ist bei einem intermuskulären, minimalinvasiven anterolateralen Zugang nicht nachweisbar. Hier kann der M. gluteus medius signifikant geschont werden. Der M. gluteus minimus wird in beiden Zugängen gleich häufig an seinem tendinösen Ansatz an der anterioren Trochanterfascette geschädigt. Dies ist aber weniger im Zusammenhang mit dem Zugang zu sehen, sondern eher die Folge des verwendeten Geradschafts, der eine sehr laterale Präparation des proximalen Femurs erfordert und wodurch die Gefahr einhergeht, die Minimus-Sehne zu schädigen. Der M. tensor fasciae latae wird in keinem der beiden Zugänge traumatisiert. Ein erhöhtes Risiko einer indirekten Schädigung des Tensors unter Verwendung eines anterolateralen Zugangsweges, aufgrund der internervalen Präparation mit der Gefahr einer Schädigung des N. gluteus superior besteht nicht.

Das funktionelle Outcome korreliert nur tendenziell mit der muskulären Schädigung, meist nicht in signifikantem Ausmaß. Ganganalytisch sind keine Unterschiede bezüglich Gangbild und Foot Progression Angle nachweisbar. Die Ursache hierfür liegt in aller Wahrscheinlichkeit in einer nachgewiesenen Kompensationsfähigkeit der periartikulären Muskulatur. So zeigt die Arbeit eindrücklich, dass eine Schädigung des vorderen Gluteus medius-Drittels zu einer signifikanten kompensatorischen Hypertrophie des M. tensor fasciae latae führt. Der Tensor ist damit anscheinend in der Lage, funktionell Anteile des M. gluteus medius zu übernehmen.

Als besondere Risikogruppen für eine Schädigung der Glutealmuskulatur unter der Verwendung eines mDL-Zugangs erweisen sich ältere Patienten und Patienten mit einem erhöhten BMI. Diese Patientengruppen besitzen offensichtlich eine höhere Vulnerabilität und ein schlechteres Regenerationsvermögen und profitieren besonders von der Verwendung eines minimalinvasiven Zugangs. Für die Beurteilung der periartikulären Muskulatur und deren pathologische Veränderungen stellt sich die MRT als exzellentes Verfahren heraus. Durch die MRT ist eine sehr gute qualitative und quantitative Analyse des periartikulären Weichgewebes möglich und sollte daher standardmäßig bei Fragen zu unklaren Schmerzen, muskulären Defiziten und Funktionsstörungen verwendet werden.

Obwohl die funktionellen Unterschiede zwischen den verwendeten Zugängen eher geringgradig ausgefallen sind, sollte dennoch, unter Anbetracht möglicher, zukünftig notwendiger Wechseloperationen des Patienten, ein muskelschonender, minimalinvasiver

Zugangsweg bei der Erstimplantation verwendet werden. Wird der Muskel bei der Primärimplantation durch einen MIS-Zugang komplett geschont, ist dann die muskuläre Ausgangssituation bei anstehenden Wechseloperationen umso besser. Denn es gilt, je häufiger ein Muskel traumatisiert wird, desto größer ist die Wahrscheinlichkeit einer progredienten fettigen Degeneration. Diese Tatsache sollte berücksichtigt werden, da aufgrund der voranschreitenden Alterssituation der Bevölkerung, die Revisionsendoprothetik an Häufigkeit und Bedeutung zunimmt und dabei auch die muskuläre Funktion, neben der sicheren Knochenverankerung, von entscheidender Bedeutung für ein gutes postoperatives Outcome darstellt.

Es ist also insgesamt jedem Operateur zu empfehlen, die primäre Hüftendoprothesenimplantation maximal muskelschonend - unter Verwendung eines intermuskulären Zugangs wie z.B. den minimalinvasiven anterolateralen Zugang - durchzuführen. Ungeachtet dessen ist die minimalinvasive Technik anspruchsvoll, so dass allerhand Erfahrung und Übung notwendig sind, um potentielle Risiken des minimalinvasiven anterolateralen Zugangs, wie Trochanterfrakturen oder ein Schaftmalalignment [228, 229] zu minimieren.

5 Literaturverzeichnis

1. Pivec, R., et al., *Hip arthroplasty*. Lancet, 2012. 380(9855): p. 1768-77.
2. Kurtz, S., et al., *Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030*. J Bone Joint Surg Am, 2007. 89(4): p. 780-5.
3. Eingartner, C., *Current trends in total hip arthroplasty*. Ortop Traumatol Rehabil, 2007. 9(1): p. 8-14.
4. National-Joint-Registry-for-England-and-Wales, *7th annual report*. National Joint Registry: Hemel Hempstead, 2010.
5. UK-National-Joint-Register, *7th Annual Report*, P.c.C. Newell, Editor. 2010, National Joint Registry.
6. Bozic, K.J. and H.E. Rubash, *The painful total hip replacement*. Clin Orthop Relat Res, 2004(420): p. 18-25.
7. Montin, L., et al., *A systematic review of empirical studies between 1966 and 2005 of patient outcomes of total hip arthroplasty and related factors*. J Clin Nurs, 2008. 17(1): p. 40-5.
8. Vissers, M.M., et al., *Recovery of physical functioning after total hip arthroplasty: systematic review and meta-analysis of the literature*. Phys Ther, 2011. 91(5): p. 615-29.
9. Learmonth, I.D., C. Young, and C. Rorabeck, *The operation of the century: total hip replacement*. Lancet, 2007. 370(9597): p. 1508-19.
10. Hirakawa, K., et al., *Mechanisms of failure of total hip replacements: lessons learned from retrieval studies*. Clin Orthop Relat Res, 2004(420): p. 10-7.
11. Bozic, K.J., et al., *The epidemiology of revision total hip arthroplasty in the United States*. J Bone Joint Surg Am, 2009. 91(1): p. 128-33.
12. Kurtz, S.M., et al., *Future young patient demand for primary and revision joint replacement: national projections from 2010 to 2030*. Clin Orthop Relat Res, 2009. 467(10): p. 2606-12.
13. Labek, G., et al., *Revision rates after total joint replacement: cumulative results from worldwide joint register datasets*. J Bone Joint Surg Br, 2011. 93(3): p. 293-7.
14. Jafari, S.M., et al., *Revision hip arthroplasty: infection is the most common cause of failure*. Clin Orthop Relat Res, 2010. 468(8): p. 2046-51.
15. Pettine, K.A., B.C. Aamlid, and M.E. Cabanela, *Elective total hip arthroplasty in patients older than 80 years of age*. Clin Orthop Relat Res, 1991(266): p. 127-32.
16. Roder, C., et al., *Demographic factors affecting long-term outcome of total hip arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 2003(417): p. 62-73.
17. Busato, A., et al., *Influence of high BMI on functional outcome after total hip arthroplasty*. Obes Surg, 2008. 18(5): p. 595-600.
18. Graves, S.E., *The value of arthroplasty registry data*. Acta Orthop, 2010. 81(1): p. 8-9.
19. de Steiger, R.N., et al., *Joint registry approach for identification of outlier prostheses*. Acta Orthop, 2013. 84(4): p. 348-52.
20. Prokopetz, J.J., et al., *Risk factors for revision of primary total hip arthroplasty: a systematic review*. BMC Musculoskelet Disord, 2012. 13: p. 251.
21. Rodriguez, J.A. and P.A. Rathod, *Large diameter heads: is bigger always better?* J Bone Joint Surg Br, 2012. 94(11 Suppl A): p. 52-4.
22. Dorr, L.D. and Z. Wan, *Causes of and treatment protocol for instability of total hip replacement*. Clin Orthop Relat Res, 1998(355): p. 144-51.
23. Leder, S. and K. Knahr, *Instability Following Total Hip Arthroplasty: Etiology and Treatment Options*. Semin Arthro, 2012. 23: p. 200-205.
24. Iannotti, J.P., et al., *Aseptic loosening after total hip arthroplasty. Incidence, clinical significance, and etiology*. J Arthroplasty, 1986. 1(2): p. 99-107.
25. Callanan, M.C., et al., *The John Charnley Award: risk factors for cup malpositioning: quality improvement through a joint registry at a tertiary hospital*. Clin Orthop Relat Res, 2011. 469(2): p. 319-29.

26. Kadoya, Y., A. Kobayashi, and H. Ohashi, *Wear and osteolysis in total joint replacements*. Acta Orthop Scand Suppl, 1998. 278: p. 1-16.
27. Parvizi, J., et al., *Aseptic loosening of total hip arthroplasty: infection always should be ruled out*. Clin Orthop Relat Res, 2011. 469(5): p. 1401-5.
28. Muller, M., et al., *Diagnosis of periprosthetic infection following total hip arthroplasty--evaluation of the diagnostic values of pre- and intraoperative parameters and the associated strategy to preoperatively select patients with a high probability of joint infection*. J Orthop Surg Res, 2008. 3: p. 31.
29. Muller, M., et al., *[Histopathological diagnosis of periprosthetic joint infection following total hip arthroplasty : use of a standardized classification system of the periprosthetic interface membrane]*. Orthopade, 2009. 38(11): p. 1087-96.
30. Ong, K.L., et al., *Economic burden of revision hip and knee arthroplasty in Medicare enrollees*. Clin Orthop Relat Res, 2006. 446: p. 22-8.
31. Kurtz, S.M., et al., *Economic burden of periprosthetic joint infection in the United States*. J Arthroplasty, 2012. 27(8 Suppl): p. 61-5 e1.
32. Ong, K.L., et al., *Prosthetic joint infection risk after total hip arthroplasty in the Medicare population*. J Arthroplasty, 2009. 24(6 Suppl): p. 105-9.
33. Trampuz, A. and W. Zimmerli, *Prosthetic joint infections: update in diagnosis and treatment*. Swiss Med Wkly, 2005. 135(17-18): p. 243-51.
34. Zimmerli, W., A. Trampuz, and P.E. Ochsner, *Prosthetic-joint infections*. N Engl J Med, 2004. 351(16): p. 1645-54.
35. Lindahl, H., et al., *Three hundred and twenty-one periprosthetic femoral fractures*. J Bone Joint Surg Am, 2006. 88(6): p. 1215-22.
36. Brady, O.H., et al., *The reliability and validity of the Vancouver classification of femoral fractures after hip replacement*. J Arthroplasty, 2000. 15(1): p. 59-62.
37. Muller, M., et al., *Periprosthetic femoral fractures: outcome after treatment with LISS internal fixation or stem replacement in 36 patients*. Acta Orthop Belg, 2009. 75(6): p. 776-83.
38. Lindahl, H., et al., *Risk factors for failure after treatment of a periprosthetic fracture of the femur*. J Bone Joint Surg Br, 2006. 88(1): p. 26-30.
39. Singelyn, F.J., et al., *Effects of intravenous patient-controlled analgesia with morphine, continuous epidural analgesia, and continuous femoral nerve sheath block on rehabilitation after unilateral total-hip arthroplasty*. Reg Anesth Pain Med, 2005. 30(5): p. 452-7.
40. Chen, A.F., et al., *Effect of immediate postoperative physical therapy on length of stay for total joint arthroplasty patients*. J Arthroplasty, 2012. 27(6): p. 851-6.
41. Sinha, A., et al., *Motion analysis as an outcome measure for hip arthroplasty*. Surgeon, 2011. 9(5): p. 284-91.
42. Klausmeier, V., et al., *Is there faster recovery with an anterior or anterolateral THA? A pilot study*. Clin Orthop Relat Res, 2010. 468(2): p. 533-41.
43. Mont, M.A., et al., *Gait analysis of patients with resurfacing hip arthroplasty compared with hip osteoarthritis and standard total hip arthroplasty*. J Arthroplasty, 2007. 22(1): p. 100-8.
44. Kehlet, H., *Fast-track hip and knee arthroplasty*. Lancet, 2013. 381(9878): p. 1600-2.
45. Husted, H., *Fast-track hip and knee arthroplasty: clinical and organizational aspects*. Acta Orthop Suppl, 2012. 83(346): p. 1-39.
46. Spahn, D.R., *Anemia and patient blood management in hip and knee surgery: a systematic review of the literature*. Anesthesiology, 2010. 113(2): p. 482-95.
47. Gandhi, R., et al., *Tranexamic acid and the reduction of blood loss in total knee and hip arthroplasty: a meta-analysis*. BMC Res Notes, 2013. 6: p. 184.
48. Barrack, R.L., *Current guidelines for total joint VTE prophylaxis: dawn of a new day*. J Bone Joint Surg Br, 2012. 94(11 Suppl A): p. 3-7.
49. Tohtz, S.W., et al., *[On the biomechanics of the hip: relevance of femoral anteversion for hip contact force and loading using a short-stemmed prostheses]*. Orthopade, 2008. 37(9): p. 923-9.

50. Albanese, C.V., et al., *Periprosthetic DXA after total hip arthroplasty with short vs. ultra-short custom-made femoral stems: 37 patients followed for 3 years*. Acta Orthop, 2009. 80(3): p. 291-7.
51. Gulow, J., R. Scholz, and G. Freiherr von Salis-Soglio, *[Short-stemmed endoprostheses in total hip arthroplasty]*. Orthopade, 2007. 36(4): p. 353-9.
52. Lombardi, A.V., Jr., K.R. Berend, and J.B. Adams, *A short stem solution: through small portals*. Orthopedics, 2009. 32(9).
53. van der Weegen, W., et al., *Survival of metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty: a systematic review of the literature*. J Bone Joint Surg Br, 2010. 93(3): p. 298-306.
54. Johnson, A.J., et al., *Narrowed indications improve outcomes for hip resurfacing arthroplasty*. Bull NYU Hosp Jt Dis, 2011. 69 Suppl 1: p. S27-9.
55. Pailhe, R., et al., *Hip resurfacing: a systematic review of literature*. Int Orthop, 2012. 36(12): p. 2399-410.
56. Schmalzried, T.P., *Metal-metal bearing surfaces in hip arthroplasty*. Orthopedics, 2009. 32(9).
57. Lavigne, M., et al., *Residual groin pain at a minimum of two years after metal-on-metal THA with a twenty-eight-millimeter femoral head, THA with a large-diameter femoral head, and hip resurfacing*. J Bone Joint Surg Am, 2011. 93 Suppl 2: p. 93-8.
58. Bin Nasser, A., et al., *Incidence of groin pain after metal-on-metal hip resurfacing*. Clin Orthop Relat Res, 2010. 468(2): p. 392-9.
59. Lavigne, M., et al., *Painful impingement of the hip joint after total hip resurfacing: a report of two cases*. J Arthroplasty, 2008. 23(7): p. 1074-9.
60. Ganz, R., et al., *Femoroacetabular impingement: a cause for osteoarthritis of the hip*. Clin Orthop Relat Res, 2003(417): p. 112-20.
61. Elkins, J.M., J.J. Callaghan, and T.D. Brown, *Stability and Trunnion Wear Potential in Large-diameter Metal-on-Metal Total Hips: A Finite Element Analysis*. Clin Orthop Relat Res, 2013.
62. Campbell, P., et al., *Histological features of pseudotumor-like tissues from metal-on-metal hips*. Clin Orthop Relat Res, 2010. 468(9): p. 2321-7.
63. Schmalzried, T.P., *The painful hip: diagnosis and deliverance*. J Bone Joint Surg Br, 2012. 94(11 Suppl A): p. 55-7.
64. De Smet, K., et al., *Metal ion measurement as a diagnostic tool to identify problems with metal-on-metal hip resurfacing*. J Bone Joint Surg Am, 2008. 90 Suppl 4: p. 202-8.
65. Nawabi, D.H., et al., *MRI Predicts ALVAL and Tissue Damage in Metal-on-Metal Hip Arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 2013.
66. Hayter, C.L., et al., *MRI findings in painful metal-on-metal hip arthroplasty*. AJR Am J Roentgenol, 2011. 199(4): p. 884-93.
67. Hayter, C.L., M.F. Koff, and H.G. Potter, *Magnetic resonance imaging of the postoperative hip*. J Magn Reson Imaging, 2012. 35(5): p. 1013-25.
68. Al-Hajjar, M., et al., *Wear of 36-mm BIOLOX(R) delta ceramic-on-ceramic bearing in total hip replacements under edge loading conditions*. Proc Inst Mech Eng H, 2013. 227(5): p. 535-42.
69. Zywiell, M.G., et al., *Survival of hard-on-hard bearings in total hip arthroplasty: a systematic review*. Clin Orthop Relat Res, 2011. 469(6): p. 1536-46.
70. Park, Y.S., et al., *Ceramic failure after total hip arthroplasty with an alumina-on-alumina bearing*. J Bone Joint Surg Am, 2006. 88(4): p. 780-7.
71. Hamilton, W.G., et al., *THA with Delta ceramic on ceramic: results of a multicenter investigational device exemption trial*. Clin Orthop Relat Res, 2010. 468(2): p. 358-66.
72. Voleti, P.B., K.D. Baldwin, and G.C. Lee, *Metal-on-metal vs conventional total hip arthroplasty: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials*. J Arthroplasty, 2012. 27(10): p. 1844-9.
73. Al-Hajjar, M., et al., *Effect of femoral head size on the wear of metal on metal bearings in total hip replacements under adverse edge-loading conditions*. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2013. 101(2): p. 213-22.

74. Garbuz, D.S., et al., *The John Charnley Award: Metal-on-metal hip resurfacing versus large-diameter head metal-on-metal total hip arthroplasty: a randomized clinical trial*. Clin Orthop Relat Res, 2010. 468(2): p. 318-25.
75. Lee, R.K., et al., *Metal-on-metal bearings: the problem is edge-loading wear*. Surg Technol Int, 2010. 20: p. 303-8.
76. Lombardi, A.V., Jr., et al., *The Hip Society: algorithmic approach to diagnosis and management of metal-on-metal arthroplasty*. J Bone Joint Surg Br, 2012. 94(11 Suppl A): p. 14-8.
77. Kligman, M., H. Michael, and M. Roffman, *The effect of abduction differences between cup and contralateral acetabular angle on polyethylene component wear*. Orthopedics, 2002. 25(1): p. 65-7.
78. Lewinnek, G.E., et al., *Dislocations after total hip-replacement arthroplasties*. J Bone Joint Surg Am, 1978. 60(2): p. 217-20.
79. Wassilew, G.I., et al., *Ultrasound-based computer navigation of the acetabular component: a feasibility study*. Arch Orthop Trauma Surg, 2012. 132(4): p. 517-25.
80. Parratte, S. and J.N. Argenson, *Validation and usefulness of a computer-assisted cup-positioning system in total hip arthroplasty. A prospective, randomized, controlled study*. J Bone Joint Surg Am, 2007. 89(3): p. 494-9.
81. Rubash, H.E. and M.W. Pagnano, *Navigation in total hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am, 2009. 91 Suppl 5: p. 17.
82. Nogler, M., et al., *Reduced variability in cup positioning: the direct anterior surgical approach using navigation*. Acta Orthop, 2008. 79(6): p. 789-93.
83. Berger, R.A., *Mini-incisions: two for the price of one!* Orthopedics, 2002. 25(5): p. 472, 498.
84. Sculco, T.P., *Minimally invasive total hip arthroplasty: in the affirmative*. J Arthroplasty, 2004. 19(4 Suppl 1): p. 78-80.
85. Waldman, B.J., *Advancements in minimally invasive total hip arthroplasty*. Orthopedics, 2003. 26(8 Suppl): p. s833-6.
86. Wenz, J.F., I. Gurkan, and S.R. Jibodh, *Mini-incision total hip arthroplasty: a comparative assessment of perioperative outcomes*. Orthopedics, 2002. 25(10): p. 1031-43.
87. Wright, J.M., et al., *Mini-incision for total hip arthroplasty: a prospective, controlled investigation with 5-year follow-up evaluation*. J Arthroplasty, 2004. 19(5): p. 538-45.
88. Smith, T.O., V. Blake, and C.B. Hing, *Minimally invasive versus conventional exposure for total hip arthroplasty: a systematic review and meta-analysis of clinical and radiological outcomes*. Int Orthop, 2011. 35(2): p. 173-84.
89. Makela, K.T., et al., *Results of 3,668 primary total hip replacements for primary osteoarthritis in patients under the age of 55 years*. Acta Orthop, 2011. 82(5): p. 521-9.
90. Santaguida, P.L., et al., *Patient characteristics affecting the prognosis of total hip and knee joint arthroplasty: a systematic review*. Can J Surg, 2008. 51(6): p. 428-36.
91. Ravi, B., et al., *The changing demographics of total joint arthroplasty recipients in the United States and Ontario from 2001 to 2007*. Best Pract Res Clin Rheumatol, 2012. 26(5): p. 637-47.
92. Nonaka, H., et al., *Age-related changes in the interactive mobility of the hip and knee joints: a geometrical analysis*. Gait Posture, 2002. 15(3): p. 236-43.
93. Statistisches_Bundesamt, *Alter im Wandel*. 2012.
94. Antapur, P., N. Mahomed, and R. Gandhi, *Fractures in the elderly: when is hip replacement a necessity?* Clin Interv Aging, 2011. 6: p. 1-7.
95. Hedbeck, C.J., et al., *Comparison of bipolar hemiarthroplasty with total hip arthroplasty for displaced femoral neck fractures: a concise four-year follow-up of a randomized trial*. J Bone Joint Surg Am, 2011. 93(5): p. 445-50.
96. Rothman, R.H. and J.C. Cohn, *Cemented versus cementless total hip arthroplasty. A critical review*. Clin Orthop Relat Res, 1990(254): p. 153-69.
97. Mont, M.A. and D.S. Hungerford, *Proximally coated ingrowth prostheses. A review*. Clin Orthop Relat Res, 1997(344): p. 139-49.

98. Sherry, E., et al., *Minimally invasive techniques for total hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am, 2002. 84-A(8): p. 1481; author reply 1481-2.
99. Berger, R.A., *Mini-incision total hip replacement using an anterolateral approach: technique and results*. Orthop Clin North Am, 2004. 35(2): p. 143-51.
100. Bertin, K.C. and H. Rottinger, *Anterolateral mini-incision hip replacement surgery: a modified Watson-Jones approach*. Clin Orthop Relat Res, 2004(429): p. 248-55.
101. Sculco, T.P., L.C. Jordan, and W.L. Walter, *Minimally invasive total hip arthroplasty: the Hospital for Special Surgery experience*. Orthop Clin North Am, 2004. 35(2): p. 137-42.
102. Chung, W.K., D. Liu, and L.S. Foo, *Mini-incision total hip replacement--surgical technique and early results*. J Orthop Surg (Hong Kong), 2004. 12(1): p. 19-24.
103. Woolson, S.T., et al., *Comparison of primary total hip replacements performed with a standard incision or a mini-incision*. J Bone Joint Surg Am, 2004. 86-A(7): p. 1353-8.
104. Ogonda, L., et al., *A minimal-incision technique in total hip arthroplasty does not improve early postoperative outcomes. A prospective, randomized, controlled trial*. J Bone Joint Surg Am, 2005. 87(4): p. 701-10.
105. Meneghini, R.M., et al., *Muscle damage during MIS total hip arthroplasty: Smith-Petersen versus posterior approach*. Clin Orthop Relat Res, 2006. 453: p. 293-8.
106. Mardones, R., et al., *The Frank Stinchfield Award: muscle damage after total hip arthroplasty done with the two-incision and mini-posterior techniques*. Clin Orthop Relat Res, 2005. 441: p. 63-7.
107. Berry, D.J., et al., *Minimally invasive total hip arthroplasty. Development, early results, and a critical analysis. Presented at the Annual Meeting of the American Orthopaedic Association, Charleston, South Carolina, USA, June 14, 2003*. J Bone Joint Surg Am, 2003. 85-A(11): p. 2235-46.
108. O'Brien, D.A. and C.H. Rorabeck, *The mini-incision direct lateral approach in primary total hip arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 2005. 441: p. 99-103.
109. Berger, R.A., *Total hip arthroplasty using the minimally invasive two-incision approach*. Clin Orthop Relat Res, 2003(417): p. 232-41.
110. Bozic, K.J. and D. Beringer, *Economic considerations in minimally invasive total joint arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 2007. 463: p. 20-5.
111. Chimento, G.F., et al., *Minimally invasive total hip arthroplasty: a prospective randomized study*. J Arthroplasty, 2005. 20(2): p. 139-44.
112. Howell, J.R., B.A. Masri, and C.P. Duncan, *Minimally invasive versus standard incision anterolateral hip replacement: a comparative study*. Orthop Clin North Am, 2004. 35(2): p. 153-62.
113. DiGioia, A.M., 3rd, et al., *Mini-incision technique for total hip arthroplasty with navigation*. J Arthroplasty, 2003. 18(2): p. 123-8.
114. Fehring, T.K. and J.B. Mason, *Catastrophic complications of minimally invasive hip surgery. A series of three cases*. J Bone Joint Surg Am, 2005. 87(4): p. 711-4.
115. Pfirrmann, C.W., et al., *Abductor tendons and muscles assessed at MR imaging after total hip arthroplasty in asymptomatic and symptomatic patients*. Radiology, 2005. 235(3): p. 969-76.
116. Brown, R.W., M.R. Thompson, and E.M. Haacke, *Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design*. 1. ed. 1999: John Wiley & Sons. 914.
117. Lemmens, J.A., et al., *MR imaging of 22 Charnley-Muller total hip prostheses*. Rofo, 1986. 145(3): p. 311-5.
118. Zimmermann, B.H. and D.D. Faul, *Artifacts and hazards in NMR imaging due to metal implants and cardiac pacemakers*. Diagn Imaging Clin Med, 1984. 53(1): p. 53-6.
119. Stoller, D.W., *Magnetic Resonance Imaging in Orthopaedics and Sports Medicine*. 2006: Lippincott Williams & Wilkins. 2336.
120. den Boer, J.A. and M.T. Vlaardingerbroek, *Magnetic Resonance Imaging. Theory and Practice*. Vol. 3rd. 2004: Springer. 500.

121. Luechinger, R., et al., *In vivo heating of pacemaker leads during magnetic resonance imaging*. Eur Heart J, 2005. 26(4): p. 376-83; discussion 325-7.
122. Bauer, R., et al., *The transgluteal approach to the hip joint*. Arch Orthop Trauma Surg, 1979. 95(1-2): p. 47-9.
123. Hardinge, K., *The direct lateral approach to the hip*. J Bone Joint Surg Br, 1982. 64(1): p. 17-9.
124. Gottschalk, F., S. Kourosh, and B. Leveau, *The functional anatomy of tensor fasciae latae and gluteus medius and minimus*. J Anat, 1989. 166: p. 179-89.
125. Lavigne, P. and T.H. Lorient de Rouvray, [*The superior gluteal nerve. Anatomical study of its extrapelvic portion and surgical resolution by trans-gluteal approach*]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 1994. 80(3): p. 188-95.
126. Eksioğlu, F., et al., *Reliability of the safe area for the superior gluteal nerve*. Clin Orthop Relat Res, 2003(412): p. 111-6.
127. Picado, C.H., F.L. Garcia, and W. Marques, Jr., *Damage to the superior gluteal nerve after direct lateral approach to the hip*. Clin Orthop Relat Res, 2007. 455: p. 209-11.
128. Ince, A., et al., *Minimally invasive anterolateral approach to the hip: risk to the superior gluteal nerve*. Acta Orthop, 2007. 78(1): p. 86-9.
129. Trousdale, R.T., M.E. Cabanela, and D.J. Berry, *Anterior iliopsoas impingement after total hip arthroplasty*. J Arthroplasty, 1995. 10(4): p. 546-9.
130. Müller, M., C. Perka, and S. Tohtz, [*Obturator externus impingement after total hip replacement*]. Orthopade, 2009. 38(11): p. 1113-6.
131. Cohen, R.G., J.A. Katz, and N.V. Skrepnik, *The relationship between skeletal muscle serum markers and primary THA: a pilot study*. Clin Orthop Relat Res, 2009. 467(7): p. 1747-52.
132. Laurence, A.S., *Serum myoglobin and creatine kinase following surgery*. Br J Anaesth, 2000. 84(6): p. 763-6.
133. Lenke, L.G., K.H. Bridwell, and A.S. Jaffe, *Increase in creatine kinase MB isoenzyme levels after spinal surgery*. J Spinal Disord, 1994. 7(1): p. 70-6.
134. Kenny, P., et al., *Damage to the superior gluteal nerve after two different approaches to the hip*. J Bone Joint Surg Br, 1999. 81(6): p. 979-81.
135. Jacobs, C.A., et al., *Electromyographic analysis of hip abductor exercises performed by a sample of total hip arthroplasty patients*. J Arthroplasty, 2009. 24(7): p. 1130-6.
136. Siebenrock, K.A., et al., *Intraoperative electromyography of the superior gluteal nerve during lateral approach to the hip for arthroplasty: a prospective study of 12 patients*. J Arthroplasty, 2000. 15(7): p. 867-70.
137. Skinner, H.B., *Pathokinesiology and total joint arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 1993(288): p. 78-86.
138. Martin, R., et al., *Anterolateral Minimally Invasive Total Hip Arthroplasty A Prospective Randomized Controlled Study With a Follow-Up of 1 Year*. J Arthroplasty, 2011.
139. Pospischill, M., et al., *Minimally invasive compared with traditional transgluteal approach for total hip arthroplasty: a comparative gait analysis*. J Bone Joint Surg Am, 2010. 92(2): p. 328-37.
140. Müller, M., et al., *Initial intramuscular perfusion pressure predicts early skeletal muscle function following isolated tibial fractures*. J Orthop Surg Res, 2008. 3: p. 14.
141. Bertocci, G.E., et al., *Isokinetic performance after total hip replacement*. Am J Phys Med Rehabil, 2004. 83(1): p. 1-9.
142. Soderman, P. and H. Malchau, *Is the Harris hip score system useful to study the outcome of total hip replacement?* Clin Orthop Relat Res, 2001(384): p. 189-97.
143. Soderman, P., H. Malchau, and P. Herberts, *Outcome of total hip replacement: a comparison of different measurement methods*. Clin Orthop Relat Res, 2001(390): p. 163-72.
144. Patrick, D.L., et al., *Patient-reported outcomes to support medical product labeling claims: FDA perspective*. Value Health, 2007. 10 Suppl 2: p. S125-37.

145. Harris, W.H., *Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation.* J Bone Joint Surg Am, 1969. 51(4): p. 737-55.
146. Adolphson, P., et al., *Bone and muscle mass after hip arthroplasty. A quantitative computed tomography study in 20 arthrosis cases.* Acta Orthop Scand, 1993. 64(2): p. 181-4.
147. Goutallier, D., et al., *Fatty muscle degeneration in cuff ruptures. Pre- and postoperative evaluation by CT scan.* Clin Orthop Relat Res, 1994(304): p. 78-83.
148. Garcia, F.L., C.H. Picado, and M.H. Nogueira-Barbosa, *Sonographic evaluation of the abductor mechanism after total hip arthroplasty.* J Ultrasound Med, 2010. 29(3): p. 465-71.
149. Britton, A.R., et al., *Pain levels after total hip replacement: their use as endpoints for survival analysis.* J Bone Joint Surg Br, 1997. 79(1): p. 93-8.
150. Hanssen, A.D., *Revision total hip arthroplasty: the painful hip.* J Bone Joint Surg Am, 2009. 91 Suppl 5: p. 22.
151. Brown, T.E., et al., *Thigh pain after cementless total hip arthroplasty: evaluation and management.* J Am Acad Orthop Surg, 2002. 10(6): p. 385-92.
152. Duffy, P.J., et al., *Evaluation of patients with pain following total hip replacement.* J Bone Joint Surg Am, 2005. 87(11): p. 2566-75.
153. Henderson, R.A. and P.F. Lachiewicz, *Groin pain after replacement of the hip: aetiology, evaluation and treatment.* J Bone Joint Surg Br, 2012. 94(2): p. 145-51.
154. Long, S.S., D. Surrey, and L.N. Nazarian, *Common sonographic findings in the painful hip after hip arthroplasty.* J Ultrasound Med, 2012. 31(2): p. 301-12.
155. Cyteval, C., et al., *Iliopsoas impingement on the acetabular component: radiologic and computed tomography findings of a rare hip prosthesis complication in eight cases.* J Comput Assist Tomogr, 2003. 27(2): p. 183-8.
156. Della Valle, C.J., M. Rafii, and W.L. Jaffe, *Iliopsoas tendinitis after total hip arthroplasty.* J Arthroplasty, 2001. 16(7): p. 923-6.
157. Ala Eddine, T., et al., *[Anterior iliopsoas impingement after total hip arthroplasty: diagnosis and conservative treatment in 9 cases].* Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2001. 87(8): p. 815-9.
158. Gray, H., et al., *Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Medicine & Surgery.* Vol. 38. 1995, New York: Churchill Livingstone.
159. Hollinshead, W., *Anatomy for Surgeons: The Back and Limbs.* Vol. 3. 1982: Lippincott Williams & Wilkins.
160. Wilson, G.L., E.K. Capen, and N.B. Stubbs, *A fine-wire electromyographic investigation of the gluteus minimus and gluteus medius muscles.* Res Q, 1976. 47(4): p. 824-8.
161. Beck, M., et al., *The anatomy and function of the gluteus minimus muscle.* J Bone Joint Surg Br, 2000. 82(3): p. 358-63.
162. Bowsher, K.A. and C.L. Vaughan, *Effect of foot-progression angle on hip joint moments during gait.* J Biomech, 1995. 28(6): p. 759-62.
163. Heller, M.O., et al., *Influence of femoral anteversion on proximal femoral loading: measurement and simulation in four patients.* Clin Biomech (Bristol, Avon), 2001. 16(8): p. 644-9.
164. Kleemann, R.U., et al., *THA loading arising from increased femoral anteversion and offset may lead to critical cement stresses.* J Orthop Res, 2003. 21(5): p. 767-74.
165. Nallegowda, M., et al., *Balance and gait in total hip replacement: a pilot study.* Am J Phys Med Rehabil, 2003. 82(9): p. 669-77.
166. Lloyd, B.D., et al., *Recurrent and injurious falls in the year following hip fracture: a prospective study of incidence and risk factors from the Sarcopenia and Hip Fracture study.* J Gerontol A Biol Sci Med Sci, 2009. 64(5): p. 599-609.
167. Ogino, D., et al., *Total hip replacement in patients eighty years of age and older.* J Bone Joint Surg Am, 2008. 90(9): p. 1884-90.

168. Kadi, F., et al., *Satellite cells and myonuclei in young and elderly women and men*. Muscle Nerve, 2004. 29(1): p. 120-7.
169. Schultz, E. and B.H. Lipton, *Skeletal muscle satellite cells: changes in proliferation potential as a function of age*. Mech Ageing Dev, 1982. 20(4): p. 377-83.
170. Jejurikar, S.S., et al., *Aging increases the susceptibility of skeletal muscle derived satellite cells to apoptosis*. Exp Gerontol, 2006. 41(9): p. 828-36.
171. Johnsson, R. and K.G. Thorngren, *Function after total hip replacement for primary osteoarthritis*. Int Orthop, 1989. 13(4): p. 221-5.
172. Murray, D.W., *The definition and measurement of acetabular orientation*. J Bone Joint Surg Br, 1993. 75(2): p. 228-32.
173. Bergmann, G., et al., *Hip contact forces and gait patterns from routine activities*. J Biomech, 2001. 34(7): p. 859-71.
174. Heller, M.O., et al., *Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing*. J Biomech, 2001. 34(7): p. 883-93.
175. Hessmann, M.H., et al., *[Irritation of the iliopsoas tendon after total hip arthroplasty]*. Orthopade, 2007. 36(8): p. 746-51.
176. Baker, A.S. and V.C. Bitounis, *Abductor function after total hip replacement. An electromyographic and clinical review*. J Bone Joint Surg Br, 1989. 71(1): p. 47-50.
177. Svensson, O., S. Skold, and G. Blomgren, *Integrity of the gluteus medius after the transgluteal approach in total hip arthroplasty*. J Arthroplasty, 1990. 5(1): p. 57-60.
178. Bos, J.C., et al., *The surgical anatomy of the superior gluteal nerve and anatomical radiologic bases of the direct lateral approach to the hip*. Surg Radiol Anat, 1994. 16(3): p. 253-8.
179. Comstock, C., S. Imrie, and S.B. Goodman, *A clinical and radiographic study of the "safe area" using the direct lateral approach for total hip arthroplasty*. J Arthroplasty, 1994. 9(5): p. 527-31.
180. Meneghini, R.M., et al., *A randomized, prospective study of 3 minimally invasive surgical approaches in total hip arthroplasty: comprehensive gait analysis*. J Arthroplasty, 2008. 23(6 Suppl 1): p. 68-73.
181. Nilsson, A.K., et al., *Hip disability and osteoarthritis outcome score (HOOS)--validity and responsiveness in total hip replacement*. BMC Musculoskelet Disord, 2003. 4: p. 10.
182. Thorborg, K., et al., *Validity, reliability and responsiveness of patient-reported outcome questionnaires when assessing hip and groin disability: a systematic review*. Br J Sports Med, 2010. 44(16): p. 1186-96.
183. Kumagai, M., et al., *Functional evaluation of hip abductor muscles with use of magnetic resonance imaging*. J Orthop Res, 1997. 15(6): p. 888-93.
184. Ralston, H.J., V.T. Inman, and et al., *Mechanics of human isolated voluntary muscle*. Am J Physiol, 1947. 151(2): p. 612-20.
185. Bitsakos, C., et al., *The effect of muscle loading on the simulation of bone remodelling in the proximal femur*. J Biomech, 2005. 38(1): p. 133-9.
186. Perka, C., et al., *Surgical approach influences periprosthetic femoral bone density*. Clin Orthop Relat Res, 2005(432): p. 153-9.
187. Suzuki, K., et al., *Mini-incision total hip arthroplasty: a quantitative assessment of laboratory data and clinical outcomes*. J Orthop Sci, 2004. 9(6): p. 571-5.
188. Kummer, B., *Is the Pauwels' theory of hip biomechanics still valid? A critical analysis, based on modern methods*. Ann Anat, 1993. 175(3): p. 203-10.
189. Maquet, P., *Biomechanics of the Hip*. . 1985, Berlin, Germany: Springer-Verlag
190. Lin, D.H., et al., *Effects of anterolateral minimally invasive surgery in total hip arthroplasty on hip muscle strength, walking speed, and functional score*. J Arthroplasty, 2007. 22(8): p. 1187-92.
191. Wohlrab, D., et al., *[Minimally invasive vs. transgluteal total hip replacement. A 3-month follow-up of a prospective randomized clinical study]*. Orthopade, 2008. 37(11): p. 1121-6.

192. Matziolis, D., et al., *Differences in muscle trauma quantifiable in the laboratory between the minimally invasive anterolateral and transgluteal approach*. Arch Orthop Trauma Surg, 2010.
193. Dorr, L.D., et al., *A comparison of surgeon estimation and computed tomographic measurement of femoral component anteversion in cementless total hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am, 2009. 91(11): p. 2598-604.
194. Sendtner, E., et al., *Stem torsion in total hip replacement*. Acta Orthop, 2010. 81(5): p. 579-82.
195. Lugade, V., et al., *Gait asymmetry following an anterior and anterolateral approach to total hip arthroplasty*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2010. 25(7): p. 675-80.
196. Chung, C.B., et al., *Gluteus medius tendon tears and avulsive injuries in elderly women: imaging findings in six patients*. AJR Am J Roentgenol, 1999. 173(2): p. 351-3.
197. Cormier, G., J.M. Berthelot, and Y. Maugars, *Gluteus tendon rupture is underrecognized by French orthopedic surgeons: results of a mail survey*. Joint Bone Spine, 2006. 73(4): p. 411-3.
198. Brooks, S.V. and J.A. Faulkner, *Contractile properties of skeletal muscles from young, adult and aged mice*. J Physiol, 1988. 404: p. 71-82.
199. Jarvinen, M., et al., *Age dependent repair of muscle rupture. A histological and microangiographical study in rats*. Acta Orthop Scand, 1983. 54(1): p. 64-74.
200. McBride, T.A., F.A. Gorin, and R.C. Carlsen, *Prolonged recovery and reduced adaptation in aged rat muscle following eccentric exercise*. Mech Ageing Dev, 1995. 83(3): p. 185-200.
201. Tinetti, M.E., *Factors associated with serious injury during falls by ambulatory nursing home residents*. J Am Geriatr Soc, 1987. 35(7): p. 644-8.
202. Hill, M., A. Wernig, and G. Goldspink, *Muscle satellite (stem) cell activation during local tissue injury and repair*. J Anat, 2003. 203(1): p. 89-99.
203. Rosenblatt, J.D., D. Yong, and D.J. Parry, *Satellite cell activity is required for hypertrophy of overloaded adult rat muscle*. Muscle Nerve, 1994. 17(6): p. 608-13.
204. Croley, A.N., et al., *Lower capillarization, VEGF protein, and VEGF mRNA response to acute exercise in the vastus lateralis muscle of aged vs. young women*. J Appl Physiol, 2005. 99(5): p. 1872-9.
205. Parizkova, J., et al., *Body composition, aerobic capacity, and density of muscle capillaries in young and old men*. J Appl Physiol, 1971. 31(3): p. 323-5.
206. Gaster, M., H. Beck-Nielsen, and H.D. Schroder, *Regenerating human muscle fibres express GLUT3 protein*. Pflugers Arch, 2002. 445(1): p. 105-14.
207. Graham, T.E. and B.B. Kahn, *Tissue-specific alterations of glucose transport and molecular mechanisms of intertissue communication in obesity and type 2 diabetes*. Horm Metab Res, 2007. 39(10): p. 717-21.
208. Kauhanen, S., et al., *Satellite cell proliferation, reinnervation, and revascularization in human free microvascular muscle flaps*. J Surg Res, 2003. 115(2): p. 191-9.
209. Sell, H., et al., *Skeletal muscle insulin resistance induced by adipocyte-conditioned medium: underlying mechanisms and reversibility*. Am J Physiol Endocrinol Metab, 2008. 294(6): p. E1070-7.
210. De Coppi, P., et al., *Rosiglitazone modifies the adipogenic potential of human muscle satellite cells*. Diabetologia, 2006. 49(8): p. 1962-73.
211. Dora, C., et al., *Iliopsoas impingement after total hip replacement: the results of non-operative management, tenotomy or acetabular revision*. J Bone Joint Surg Br, 2007. 89(8): p. 1031-5.
212. Robinson, P., et al., *Obturator externus bursa: anatomic origin and MR imaging features of pathologic involvement*. Radiology, 2003. 228(1): p. 230-4.
213. Heller, M.O., et al., *Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing*. J Biomech, 2005. 38(5): p. 1155-63.
214. Sendtner, E., D. Boluki, and J. Grifka, *[Current state of doing minimal invasive total hip replacement in Germany, the use of new implants and navigation--results of a nation-wide survey]*. Z Orthop Unfall, 2007. 145(3): p. 297-302.

215. Hailer, N.P., et al., *The risk of revision due to dislocation after total hip arthroplasty depends on surgical approach, femoral head size, sex, and primary diagnosis. An analysis of 78,098 operations in the Swedish Hip Arthroplasty Register.* Acta Orthop, 2012. 83(5): p. 442-8.
216. Moskal, J.T. and S.G. Capps, *Is Limited Incision Better Than Standard Total Hip Arthroplasty? A Meta-analysis.* Clin Orthop Relat Res, 2013. 471(4): p. 1283-94.
217. Basad, E., et al., *The anterolateral minimally invasive approach for total hip arthroplasty: technique, pitfalls, and way out.* Orthop Clin North Am, 2009. 40(4): p. 473-8, viii.
218. Pitto, R.P., *CORR Insights: Is Limited Incision Better Than Standard Total Hip Arthroplasty? A Meta-analysis.* Clin Orthop Relat Res, 2013. 471(4): p. 1295-6.
219. Sendtner, E., et al., *Tackling the learning curve: comparison between the anterior, minimally invasive (Micro-hip(R)) and the lateral, transgluteal (Bauer) approach for primary total hip replacement.* Arch Orthop Trauma Surg, 2011. 131(5): p. 597-602.
220. Imamura, M., et al., *Single mini-incision total hip replacement for the management of arthritic disease of the hip: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials.* J Bone Joint Surg Am, 2012. 94(20): p. 1897-905.
221. Jung, J., K. Anagnostakos, and D. Kohn, *[Clinical results of minimally invasive total hip arthroplasty].* Orthopade, 2011. 41(5): p. 399-406.
222. Ghera, S. and L. Pavan, *The DePuy Proxima hip: a short stem for total hip arthroplasty. Early experience and technical considerations.* Hip Int, 2009. 19(3): p. 215-20.
223. Lazovic, D. and R. Zigan, *Navigation of short-stem implants.* Orthopedics, 2006. 29(10 Suppl): p. S125-9.
224. Walde, H.J. and T.A. Walde, *Minimally invasive orthopedic surgery: first results in navigated total hip arthroplasty.* Orthopedics, 2006. 29(10 Suppl): p. S139-41.
225. McElroy, M.J., et al., *Short and standard stem prostheses are both viable options for minimally invasive total hip arthroplasty.* Bull NYU Hosp Jt Dis, 2011. 69 Suppl 1: p. S68-76.
226. Biring, G.S., et al., *Predictors of quality of life outcomes after revision total hip replacement.* J Bone Joint Surg Br, 2007. 89(11): p. 1446-51.
227. Davis, A.M., et al., *Predictors of functional outcome two years following revision hip arthroplasty.* J Bone Joint Surg Am, 2006. 88(4): p. 685-91.
228. Bernasek, T.L., et al., *Minimally invasive primary THA: anterolateral intermuscular approach versus lateral transmuscular approach.* Arch Orthop Trauma Surg, 2010.
229. Laffosse, J.M., et al., *Prospective and comparative study of the anterolateral mini-invasive approach versus minimally invasive posterior approach for primary total hip replacement. Early results.* Int Orthop, 2007. 31(5): p. 597-603.

Danksagung

Ein besonderer Dank gilt Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Dr. h.c. Norbert P. Haas, Direktor des Centrums für Muskuloskeletale Chirurgie, der mir die Arbeit ermöglicht hat. Ich danke ihm für das in mich gesetzte Vertrauen sowie seine Unterstützung in der Umsetzung der wissenschaftlichen Arbeit.

Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Carsten Perka, Stellvertretender Direktor des Centrums für Muskuloskeletale Chirurgie und Direktor der Klinik für Orthopädie der Charité, danke ich für die intensive wissenschaftliche Begleitung bei der Planung, Durchführung und Auswertung durchgeführter Studien. Er trägt in hohem Maß Mitverantwortung für die Qualität und den Erfolg der durchgeführten Arbeiten.

Herrn Priv. Doz. Dr. med. Stephan Tohtz, ehemaliger leitender Oberarzt der Klinik für Orthopädie des Centrums für Muskuloskeletale Chirurgie und nun Chefarzt der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie am Klinikum Emil von Behring in Berlin, danke ich recht herzlich für die wissenschaftlichen Anregungen und Diskussionen, die ebenfalls für den Erfolg der Arbeiten wesentlich beigetragen haben.

Auch möchte ich Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Klaus-Dieter Schaser für seine intensiven Anregungen und Hinweise bezüglich der exakten Durchführung von klinischen und wissenschaftlichen Tätigkeiten danken sowie Herrn Prof. Dr. med. Marc Dewey für die Anregungen und Unterstützung in der Durchführung der MR-Tomographischen Untersuchungen.

Danken möchte ich auch allen Kolleginnen und Kollegen sowie allen Mitarbeitern der Klinik für die geleistete Unterstützung sowohl wissenschaftlich als auch durch ihre klinische Tätigkeit.

Ferner gilt mein Dank und meine Anerkennung allen ehemaligen und noch tätigen Doktoranden, Frau Dr. med. Ivonne Springer, Frau Dr. med. Nicole Zabel und Herrn Dirk Crucius für die Zeit und die Leidenschaft, die sie in die Durchführung der Studien investiert haben.

Erklärung

§ 4 Abs. 3 (k) der HabOMed der Charité - Universitätsmedizin Berlin

Hiermit erkläre ich, dass

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

.....
Ort, Datum

.....
Unterschrift