Aus dem Department für Orthopädie, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie der Medizinischen Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

(Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. med. Karl-Stefan Delank)

Abteilung Endoprothetik

(Abteilungsleiter: Prof. Dr. med. David Wohlrab, PD Dr. med. Alexander Zeh)

Klinische und radiologische Langzeitergebnisse der Mayo®-Kurzschaftendoprothese

Dissertation zur Erlangung des
akademischen Grades Doktor der Medizin (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Julia Dietz
geboren am 23.08.1987 in Leipzig

Gutachter: 1) Prof. Dr. med. David Wohlrab
2) Prof. Dr. med. Hans-Michael Klinger (Göttingen)
3) Prof. Dr. med. Andreas Roth (Leipzig)

15.02.2016

05.07.2016

Referat

Der Einsatz von Kurzschaftendoprothesen wird bis heute kontrovers diskutiert. Ziel dieser retrospektiven monozentrischen Studie war es Langzeitergebnisse der ersten, in der Universitätsklinik Halle (Saale) implantierten Mayo®-Kurzschaftprothesen, bezüglich subjektiver Patientenzufriedenheit, Implantatpositionierung und Langzeitstabilität zu erheben.

Insgesamt wurden 51 Patienten (61 Hüftgelenke), welche im Zeitraum von 2000 bis 2003 aufgrund einer primären oder sekundären Coxarthrose mit einer Mayo®-Kurzschaftendoprothese versorgt wurden, untersucht. Mittels verschiedener Scores wurden die subjektive Patientenzufriedenheit, die Funktionalität des betroffenen Hüftgelenkes (Harris Hip Score) sowie das Empfinden der Patienten im Alltag in Bezug auf das Kunstgelenk (Forgotten Joint Score) erfasst. Des Weiteren wurde anhand der radiologischen Verlaufskontrollen geprüft, inwieweit Beinlänge, Schaftposition, femorales Offset und Drehzentrum des Hüftgelenkes rekonstruiert werden konnten. Es wurde das Vorhandensein von radioluzenten Linien und periartikulären Ossifikationen analysiert, um Aussagen bezüglich der Langzeitstabilität treffen zu können.

Nach einem follow up von durchschnittlich 163,9 Monaten (140-181 Monate) zeigte sich hinsichtlich des Harris Hip Scores ein durchschnittlicher Gesamtwert von 83,6 Punkten (34-96 Punkte) und hinsichtlich des Forgotten Joint Scores ein Mittelwert von 67,9 % (0-100%), was eine hohe subjektive Patientenzufriedenheit widerspiegelt. Radiologisch wurde postoperativ keine wesentliche Veränderung der Beinlänge und eine valgische Schaftposition bei 35 von 61 Fällen (MW 1,6°) erhoben. Es zeigte sich durchschnittlich eine Vergrößerung des postoperativen femoralen Offsets (46 von 61 Fällen) von bis zu 17 mm sowie eine Medialisierung (52 von 61 Fällen) des Drehzentrums (MW 6 mm). Das vertikale Drehzentrum zeigte postoperativ keine wesentliche Änderung im Vergleich zur präoperativen Ausgangslage. Bei insgesamt 14 Prothesenschäften traten radioluzente Linien (>2 mm) in den Gruen-Zonen 1, 2, 3 und / oder 7 auf. Periartikuläre Ossifikationen konnten bei insgesamt 27 Mayo®-Kurzschaftprothesen in den Stadien Brooker 1-3 nachgewiesen werden.

Die Mayo®-Kurzschaftprothese ist ein zuverlässiger Hüftprothesenschaft mit guten Langzeitergebnissen, die vergleichbar mit denen etablierter Geradschaftprothesen sind. Aufgrund des reduzierten Stress shieldings im proximalen Femur im Vergleich zu Geradschaftprothesen und der vergleichbar guten Langzeitergebnisse sollten Kurzschaftprothesen bevorzugt bei jüngeren Patienten zur Anwendung kommen.

Dietz, Julia: Klinische und radiologische Langzeitergebnisse der Mayo®-Kurzschaftendoprothese. Halle (Saale), Univ., Med. Fak., Diss., 80 Seiten, 2016

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung 1

1.1 Die Geschichte der Hüftendoprothetik 1
1.2 Prinzipien der Hüftendoprothetik 3
1.3 Zementfreie Hüftschäfte 4
1.4 Kurzschaftendoprothesen 5
1.5 Der Mayo®-Kurzschaft 7

2 Zielstellung 10

3 Material und Methoden 11

3.1 Studienablauf 11
3.2 Patientenkollektiv 11
3.3 Patientenzufriedenheit 11
3.4 Scores 12
3.4.1. Harris Hip Score (HHS) 12
3.4.2. Forgotten Joint Score (FJS) 15

3.5 Radiologische Untersuchung 17
3.5.1 Messung der Beinlängendifferenz 18
3.5.2 Bestimmung der Schaftposition 19
3.5.3 Messung des femoralen Offsets 20
3.5.4 Lage des Drehzentrums 21
3.5.5 Radioluzente Linien (RL) des Prothesenschaftes 22
3.5.6 Periartikuläre Ossifikationen (PAO) 23

4 Ergebnisse 24

4.1 Patientenkollektiv 24
4.2 Nachuntersuchungszeitraum 24
4.3 Patientenzufriedenheit 25

4.4 Scores **26**
4.4.1 Harris Hip Score 26
4.4.2 Forgotten Joint Score 27

4.5 Röntgenologische Daten **27**
4.5.1 Postoperative Beinlängendifferenz 27
4.5.2 Postoperative Schaftposition 28
4.5.3 Prä- und postoperatives Offset 29
4.5.4 Prä- und postoperatives Drehzentrum 30
4.5.5 Radioluzente Linien des Prothesenschaftes 32
4.5.6 Periartikuläre Ossifikation 32

4.6 Abhängigkeiten von Parametern **33**
4.6.1 Patientenzufriedenheit und Body-Maß-Index 33
4.6.2 Harris Hip Score und postoperative Beinlängendifferenz 36
4.6.3 Forgotten Joint Score und postoperative Beinlängendifferenz 36
4.6.4 Harris Hip Score und postoperative Schaftposition 37
4.6.5 Forgotten Joint Score und postoperative Schaftposition 38
4.6.6 Harris Hip Score und operationsbedingte Offsetveränderung 38
4.6.7 Forgotten Joint Score und operationsbedingte Offsetveränderung 39
4.6.8 Harris Hip Score und operationsbedingte Veränderung des Drehzentrums 40
4.6.9 FJS und operationsbedingte Veränderung des Drehzentrums 41
4.6.10 Veränderung von postoperativer Schaftposition und Beinlängendifferenz 42
4.6.11 Veränderung von postoperativer Schaftposition und Offset 43
4.6.12 Veränderung von postoperativer Schaftposition und Drehzentrum 43
4.6.13 Operationsbedingte Änderungen von Offset und Drehzentrum 45
4.6.14 Radioluzente Linien und Patientengeschlecht 46
4.6.15 Radioluzente Linien und Body-Maß-Index 47
4.6.16 Radioluzente Linien und Schaftposition 47
4.6.17 Periartikuläre Ossifikation und Patientengeschlecht 48
4.6.18 Periartikuläre Ossifikation und Body-Maß-Index 48
4.6.19 Periartikuläre Ossifikation und Patientenzufriedenheit Funktion 49

5 Diskussion 50

5.1 Patientenkollektiv 50
5.2 Nachuntersuchungszeitraum 50
5.3 Patientenzufriedenheit 50
5.4 Scores 51
5.5 Röntgenologische Daten 52
5.6 Abhängigkeit von Parametern 60

6 Zusammenfassung 69

7 Literaturverzeichnis 72

8 Thesen 79

Verzeichnis der Abkürzungen und Symbole

®	registrierte Marke
MW	Mittelwert
PTFE	Polytetrafluorethylen
UHMWPE	Ultra-high-molecular-weight polyethylene
PMMA	Polymethylmetacrylat
sog.	sogenannt
z. B.	zum Beispiel
BMP-2	Bone Morphogenetic Protein
bzw.	beziehungsweise
Abb.	Abbildung
a.p.	anterior-posterior
CCD-Winkel	Caput-Collum-Diaphysenwinkel
BMI	Body-Maß-Index
ROM	Range of Motion
≙	entspricht gleich
HHS	Harris Hip Score
max.	maximal
UAG	Unterarmgehstützen
km	Kilometer
cm	Zentimeter
FJS	Forgotten Joint Score
mm	Millimeter
m	Meter
PACS	Picture archiving and communication system
o. g.	oben genannt
RL	radioluzente Linien
PAO	periartikuläre Ossifikation
PE	Polyethylen
OD	Odds ratio

1 Einleitung

1.1 Die Geschichte der Hüftendoprothetik

Die Geschichte der Hüftendoprothetik reicht bis auf das Jahr 1927 zurück. Hier wurde von Ernest William Hey-Groves eine Schenkelhalsprothese aus Elfenbein vorgestellt, die mithilfe eines Stiftes im Schenkelhals befestigt wurde. Elf Jahre darauf stellte Marius Nygaard Smith-Peterson eine Vitalliumkappe (Legierung aus Chrom-Kobalt-Molybdän) vor, die auf den Hüftkopf aufgesteckt wurde und ohne weitere Fixierung auskam. Zur gleichen Zeit verwendete Philip Wiles eine Hüfttotalendoprothese mit einer Metall-Metall-Gleitpaarung. Im Jahre 1940 präsentierte Austin T. Moore eine Hüftkopfprothese aus einer Kobalt-Chrom-Legierung, die mit einem langen Metallstiel intramedullär im Femur verankert wurde. Das Material zeigte deutliche Vorteile. Es entstanden jedoch Ausdünnungen des Acetabulums mit einer Penetration des Metallkopfes in das kleine Becken und damit verbunden einer Prothesenlockerung aufgrund einer überlasteten knöchernen Pfanne. Die Brüder Jean und Robert Judet berichteten 1946 über eine Hüftkopfprothese aus Plexiglas, die mit einem Stiel im Schenkelhals fixiert wurde. Bei anfänglich hoher Primärstabilität entwickelten sich dennoch rasch Lockerungen, Materialversagen und Gewebereaktionen auf das Fremdmaterial [1,2].
Wiles präsentierte 1938 in London die erste Totalendoprothese des Hüftgelenkes mit einer Hüftpfanne aus Metall, die mit Schrauben im Acetabulum befestigt wurde und einem Hüftkopf aus Metall, der mit einem Bolzen im Schenkelhals verankert wurde [2].
Nach dem Weltkrieg stellte George K. McKee und John Watson-Farrar 1951 eine Hüfttotalendoprothese mit Metall-Metall-Gleitpaarung vor, die im Acetabulum und intramedullär im Femur befestigt wurde. Es entstanden jedoch vermehrt Metallabrieb und frühzeitige Lockerungen sowohl der Pfannen- als auch der Schaftkomponente. Haboush präsentierte zwei Jahre danach eine durch Knochenzement (Polymethylmetacrylat) verankerte Doppel-Coup-Endoprothese [1,2].

Als Vater der modernen Hüftendoprothetik wird in der Literatur John Charnley genannt. Er kam nach seinen eigenen Analysen zu dem Ergebnis, dass eine größere Kontaktfläche zwischen lebendem Knochen und Prothese eine bessere Kraftübertragung über die Prothese auf den Knochen gewährleistet. Ein weiterer Grund für das Versagen von Hüfttotalendoprothesen war nach Ermittlungen von Charnley der Verschleiß der Gelenkpartner. Er entwickelte das „low-friction"-Prinzip, das statt einer Metall-Metall-Gleitpaarung auf eine Metall-Kunststoff-Paarung

setzte und verringerte den Durchmesser des Prothesenkopfes auf 22,2 Millimeter. Die ersten Pfannenmodelle wurden aus Teflon (PTFE) hergestellt. Dieses, im Verschleißtest bewährte Material, zeigte allerdings in der klinischen Prüfung nach einem Jahr eine Neigung zur Dauerverformung und erhöhtem Abrieb mit massiver Granulombildung, sodass diese Implantate wieder entfernt werden mussten. Indem er seine Arbeit fortsetzte, entdeckte Charnley 1963 ein Pfannenmaterial aus hochverdichtetem Polyethylen (UHMWPE). Dieses Material wird noch heute in der Endoprothetik verwendet.

Müller stellte 1964 eine Totalendoprothese mit einem Kopfdurchmesser von 32 Millimetern her, um die flächenhafte Druckbelastung des Polyethylens zu minimieren. 1966 vergrößerte Buchholz den Kopfdurchmesser erneut auf 38 Millimeter, wodurch zusätzlich die Neigung zur Luxation verringert wurde. Die erste modulare Hüftendoprothese mit drei Teilen - Schaft, Kopf mit Bolzen in verschiedenen Größen und Pfanne - mit der eine korrekte Gelenkspannung eingestellt werden konnte, wurde 1968 entwickelt. 1974 verwendete man erstmals eine Aluminiumoxidkeramik für den Prothesenkopf, um die Reibung und damit den Abrieb zwischen Kopf und Pfanne weiter zu reduzieren [1,2].
Des Weiteren wurde durch Charnley ab 1960 eine Verankerungstechnik sowohl der Pfanne als auch des Schaftes mit einem im Knochen aushärtendem Kunststoff (PMMA) geprägt. Durch die Verwendung von PMMA als Knochenzement und Formvermittler im Markraum des Femurs konnte die Last großflächig und homogen übertragen werden, sodass eine hohe Primärstabilität erzielt wurde. Dieser Knochenzement wurde mit Formaldehyd sterilisiert und mit Bariumsulfat, einem Röntgenkontrastmittel, vermischt [1].

Bei anfänglich hohen Infektionsraten arbeitet Charnley zunehmend in einer Kammer im OP-Saal mit gefilterter Luft („greenhouse“) und verwendete für das gesamte OP-Personal einen Mundschutz sowie eine perioperative Antibiotikaprophylaxe. Mit diesen Maßnahmen konnte die Infektionsrate bis unter ein Prozent reduziert werden. Charnley verhalf damit der Hüftendoprothetik als Standardverfahren zum weltweiten Durchbruch [1,2].
Langzeitbeobachtungen zeigten allerdings, dass die Rate aseptischer Lockerungen nach 5 – 10 Jahren 19% betrug. Als ein Grund hierfür wurde von Mittelmeier 1956 die mechanische Zerrüttung des Knochenzementes beschrieben. Willert und Puls vermuteten als Ursache zusätzlich durch Abrieb entstandene Fremdkörpergranulome an der Knochen-Zement-Grenze. 1964 implantierte Peter Ring eine zementfreie Hüfttotalendoprothese, deren Pfanne mit einer langen zentralen Schraube im Becken fixiert wurde. Von Siwash wurde erstmals im Jahre 1967 ein Prothesenschaft aus Titan mit rotationsstabiler Verankerung im Femur und mit einem Sprengring zwischen Kopf und Pfanne gefertigt. Da eine ossäre Integration der zementfreien Modelle häufig ausblieb, wurden von Judet, Lord und Mittelmeier zementfreie

Hüftendoprothesen mit vergrößerter Oberfläche entwickelt, deren Prinzip sich als erfolgreich erwies [1,2].

Bis heute ist die Entwicklung in der Hüfttotalendoprothetik nicht abgeschlossen. So werden einerseits neue Schaftdesigns zur Verbesserung der Verankerung und Reduktion des stress-shieldings und andererseits neue Werkstoffe zur weiteren Reduktion des Abriebes entwickelt.

1.2 Prinzipien der Hüftendoprothetik

Die Hüftendoprothetik ist eine der weitverbreitetsten Operationen mit einer weltweit erfolgreichen Anwendung aufgrund des hohen einheitlichen Outcomes. Die Operationszahlen nehmen u. a. aufgrund von verbesserten Standzeiten, hoher Patientenzufriedenheit und Kosteneffektivität stetig zu. In deutschen Kliniken zählt dieser Eingriff zu den 20 häufigsten Operationen und erreichte im Jahr 2011 155 300 Eingriffe pro Jahr mit kontinuierlich steigender Rate. Ebenso stieg in Deutschland der Anteil der Hüftprothesenwechsel von 7,2 % im Jahr 2005 auf 9,5 % im Jahr 2011 [3,4].

Die häufigste Ursache einer endoprothetischen Versorgung ist dabei eine ätiologisch multifaktorielle Arthrose. Auch für Patienten mit rheumatisch-entzündlichen Gelenkerkrankungen oder hüftgelenksnahen Frakturen sowie aseptischen Femurkopfnekrosen oder Deformitäten stellt das künstliche Hüftgelenk eine Behandlungsoption dar. Eine kontinuierliche Entwicklung, aufgrund der erweiterten Indikationsstellung vor allem bei jüngeren Patienten, hat die Prothesen hinsichtlich ihres Designs, der Materialien und abschließenden Oberflächen sowie ihrer Tribologie modifiziert. Damit entstand auch eine neue Philosophie der weichteilschonenden Chirurgie [2,4].

Die physiologische Kraftübertragung bei einem normalen Hüftgelenk ist in der sagittalen Ebene, je nach Einsatz der Gluteus- und ischiokruralen Muskulatur, von vertikal und dorso-kranial nach kaudo-ventral gerichtet. Der daraus entstehende Kraftvektor („Hüftgelenkresultierende“) bewirkt eine nach ventral gerichtete Biegebeanspruchung des Schenkelhalses. In der Frontalebene weicht die Kraftübertragung von der Schenkelhalsachse distalwärts zunehmend nach medial ab, wodurch ein in dieser Richtung anwachsendes Biegemoment resultiert [5].

Bei einer Hüftgelenkendoprothese erfolgt die Übertragung der Kraft über den Prothesenkopf auf das Implantat und bei einer schlanken Hals- und Stielkonstruktion medial außerhalb der Prothese. Dadurch entsteht neben einer axialen Belastung auch ein Biege-Kippmoment. Der

Prothesenschaft muss diese auftretenden Kräfte kompensieren und weiterleiten. Dies hat zur Folge, dass durch die veränderte und unphysiologische Belastung am proximalen Femur nach Implantation einer Hüfttotalendoprothese Knochenumbauprozesse hervor gerufen werden [6]. Durch die Schenkelhalsresektion wird die physiologische Krafteinleitung nach distal verlagert. Eine distale Krafteinleitung bedingt aufgrund einer Minderbelastung des proximalen Femurs einen lokalen Knochenumbau bis hin zur Knochenatrophie sowie eine distale Kompaktaverdichtung und -verbreiterung mit Hypertrophie des distalen Femurs aufgrund einer Überbelastung. Diese Phänomene werden unter dem Begriff des stress-shieldings zusammengefasst. Diese, insbesondere um einen zementfreien Schaft auftretende, Knochenatrophie stellt eine potentielle Lockerungsursache dar. Es ist daher notwendig, dass ein moderner zementfreier Prothesenschaft so gestaltet ist, dass er die Kraft möglichst proximal und weniger distal einleitet, um damit den physiologischen Verhältnissen zu entsprechen und ein stress shielding weitgehend zu verhindern [6,7,8].
Veränderungen an der Hüftgelenkgeometrie beeinflussen die Kräfteverhältnisse, die Gelenkbelastung und die hüftstabilisierende Muskulatur. Das Prothesendesign sowie die OP-Technik müssen diese Veränderungen berücksichtigen, damit Parameter wie das femorale Offset, die Varus- oder Valguspositionierung der Prothese sowie das Drehzentrum rekonstruiert werden können und die Balancierung der Weichteile entsprechend angepasst wird [9].

Hinsichtlich der Verankerungstechnik unterscheidet man in der Hüftendoprothetik ein zementiertes, teilzementiertes oder zementfreies Implantationsverfahren. Bei zementierten Schäften wird aus dem Implantat und dem Knochenzement eine Einheit gebildet, die auf eine langstreckige und intertrochantäre Verankerung angewiesen sind. Zementfreie Implantate dagegen erreichen über poröse raue Oberflächen und eine Rippenstruktur eine primäre und sekundäre Stabilität mit in zwei Phasen ablaufender ossärer Integration [2].
Im folgenden Kapitel soll auf diesen zementfreien, proximalen Verankerungsmechanismus noch einmal gesondert eingegangen werden.

1.3 Zementfreie Hüftschäfte

Zementfreie Hüftschäfte erreichen initial eine hohe Primärstabilität durch eine stabile Verankerung zwischen Knochen und Implantat, welche einen Kraft-Reib-Schluss mit einer Druckvorspannung (sog. Pressfit) und Verkeilung voraussetzt. Diese Primärstabilität muss aufrechterhalten werden, bis eine Sekundärstabilität durch ein knöchernes An- und Einwachsen in die Schaftoberfläche erfolgt ist [2,8].

Die Verankerung eines Hüftprothesenschaftes kann diaphysär, meta-diaphysär oder metaphysär erfolgen. Die Schaftantorsion kann bei einem kreisrunden Schaftquerschnitt noch bis zum Ende der Schaftpräparation verändert und optimiert werden. Bei allen anderen Schaftgeometrien wird die Antetorsion letztlich zu Beginn der Schaftpräparation definitiv festgelegt.
Eine distale Verankerung und Krafteinleitung verläuft über den gesamten Schaftquerschnitt über eine Länge von 60 – 90 Millimetern, damit ein proximales Schwingen des Schaftes im Femur vermieden wird. Dem Schaftquerschnitt kommt dabei eine entscheidende Bedeutung zu, da er eine räumliche kortikale oder hart-spongiöse Verkeilung und damit die Krafteinleitung gewährleistet.
Die proximale Verankerung und Krafteinleitung realisiert auf einer Länge von 40 – 80 Millimetern eine medio-laterale kortikale sowie antero-posteriore spongiöse Abstützung in Form von rauen, porösen Oberflächen und Rippen [2]. Zementfreie Schäfte werden aus Titanschmiedelegierungen (vor allem Titan-Aluminium-Vanadium-Legierungen) und in einigen Fällen auch aus Kobalt-Chrom-Legierungen gefertigt, welche flexibler sind und damit näher an der Elastizität des natürlichen knöchernen Femurs liegen. Da für die Sekundärstabilität das knöcherne An- / Einwachsen dieser Schäfte die Struktur der implantierten Oberfläche entscheidend ist, kommen Implantate mit einer großen Oberflächenrauigkeit zur Anwendung, welche die Kontaktoberfläche von Implantat und Knochen vergrößert. Dabei ist es notwendig, dass diese poröse Beschichtung („porous-coating“) ausreichend an Stellen mit kortikalem oder hart-spongiösem Kontakt vorhanden ist, damit die ossäre Integration stimuliert wird [2,8].
Durch zusätzliche Beschichtungen z. B. mit Hydroxylapatit oder dem Wachstumsfaktor BMP-2 kann ein Einwachsen des Knochens an die Implantatoberfläche begünstigt werden [10].

Mit der Einführung von Kurzschaftprothesen wurde versucht, die Philosophie der proximalen / metaphysären Krafteinleitung sowie das Prinzip der porösen Beschichtung umzusetzen.

1.4 Kurzschaftendoprothesen

In einer im Jahre 2005 veröffentlichten Publikation von Effenberger et al. wird eine 15-Jahres-Überlebensrate von metaphysär bzw. metadiaphysär verankerten Schaftsystemen von 95 bis 98 % berichtet [8]. Aufgrund solcher positiven Ergebnisse wird immer häufiger die Indikation zur Implantation auch bei aktiven und jüngeren Patienten gestellt, um eine gewohnte Lebensqualität erhalten zu können [7]. Der Anteil der Patienten, die jünger als 60 Jahre sind, beträgt etwa 20%. Insbesondere für diese Patienten wurden die Kurzschaftendoprothesen mit proximaler / metaphysärer Krafteinleitung entwickelt [11].

Hierbei steht der Knochenerhalt während der Primärimplantation im Vordergrund. Entscheidend für eine suffiziente Primärstabilität bei minimierter Fixationsstrecke sind eine gute Knochenqualität und eine weitestgehend physiologische Anatomie des proximalen Femurs. Dies sollte bei der präoperativen Planung berücksichtigt werden. Patienten, bei denen eine Osteoporose oder eine ausgeprägte Deformität (z. B. Coxa vara oder valga) besteht, sollten mit einem distal verankerndem System mit einer längerer Fixationsstrecke versorgt werden [7]. Als Kontraindikationen für ein Kurzschaftsystem gelten also eine schlechte Knochenqualität bedingt durch eine Osteoporose oder Osteodystrophie sowie eine stark ausgeprägte Coxa vara et valga und Schenkelhalsdeformitäten nach einer Umstellungsosteotomie oder und Trauma [8]. Die Indikation für ein metaphysär verankerndes System sollte daher sorgfältig nach altersbedingter oder postmenopausaler Osteoporose und bio-morphologischen Parametern gestellt werden, um ein frühes Fehlschlagen der Prothese zu vermeiden [4].

Alle Kurzschaftprothesenmodelle verfolgen als wesentliches Ziel eine proximale Krafteinleitung und damit eine Reduktion des stress shieldings. Dies führt zu besseren Ausgangbedingungen im Falle einer notwendigen Wechseloperation. Ist ein Schaftwechsel nach Kurzschaft-Implantation erforderlich, so führt eine bessere Knochenstabilität im proximalen Femur zu einer leichteren stabilen ossären Verankerung des Revisionsimplantates. Im Falle einer Revisionsoperation kann nach Primärimplantation einer Kurzschaftprothese ein distal-fixierendes Standardprothesensystem Anwendung finden. Damit gewinnt man für den Patienten eine weitere Wechseloption durch primären Knochenerhalt. Dieses Prinzip stellt hohe Anforderungen an das Prothesensystem, um trotz knochensparender Implantation und kürzerer ossärer Verankerungsstrecke dennoch eine hohe Standzeit zu erreichen [7]. Der erhaltene Schenkelhals (insbesondere der Calcar femoris) dient hierbei der proximalen Krafteinleitung. Die Verankerung erfolgt in der Spongiosa des proximalen Femurs mit der Auflage am Calcar femoris. Des Weiteren stützt sich der Prothesenschaft an der inneren, lateralen Femurkortikalis ab. Bei liegenden Kurzschaftendoprothesen angefertigte Knochendichtemessungen bestätigen eine Verdichtung im Calcarbereich und einen starken Knocheneinwuchs in den dynamisch beanspruchten Verankerungszonen. Dagegen zeigen sich unterhalb der Prothesenspitze normale Knochenverhältnisse [8].

Der Begriff der Kurzschaftprothesen umfasst eine Vielzahl von Systemen. Eine mögliche Kategorisierung teilt die Hüftkurzschäfte anhand der Resektionsebene am Schenkelhals in schenkelhalserhaltende, -teilerhaltende und -resezierende Systeme ein [11].
Schenkelhalserhaltende Prothesenmodelle leiten die Kraft intertrochantär im Bereich der proximalen medialen Femurkortikalis ein, um ein Stress-Shielding weitestgehend zu vermeiden. Dennoch konnte man bei diesem Prothesentypen Frühlockerungen beobachten.

Schenkelhalsteilerhaltende (z. B. Nanos®, Firma Smith & Nephew PLC, London, Großbritannien) und schenkelhalsresezierende Systeme (z. B. Metha®, Firma Aesulap B. Braun Melsungen AG, Tuttlingen, Deutschland und Mayo®, Firma Zimmer, Warsaw, USA) leiten die Kraft metaphysär ein [11].

In dieser Arbeit wurden Langzeitergebnisse des Mayo®-Kurzschaftes, einem knochenerhaltenden, proximal verankernden, zementfreien Hüftschaft, untersucht, der im folgenden Kapitel vorgestellt werden soll.

1.5 Der Mayo®-Kurzschaft

Entwickelt wurde der Mayo®-Kurzschaft für eine zementfreie metaphysäre Verankerung Anfang der 1980er Jahre von B. F. Morrey an der Mayo-Clinic in Rochester, USA. Seit 1985 wird dieser Titanschaft in anteroposteriorer und mediolateraler Richtung mit einer doppelt konischen Form implantiert. Diese Multipoint-Verankerung gewährleistet eine sofortige mechanische Verkeilung durch eine hüftgelenksnahe Krafteinleitung im Bereich des proximalen medialen Schenkelhalses (Calcar femoris) und einen Formschluss an der lateralen Kortikalis des proximalen Femurs (s. Abb. 1 und 2). Dadurch wird eine ausreichende Primärstabilität erreicht, bei der ein Nachsinken des Implantates nicht nachgewiesen werden konnte. Durch die leicht abgewinkelte Schaftspitze wird die Prothese ausgerichtet [11]. Die korrekte Antetorsionsstellung des Prothesenschaftes wird durch eine weite proximale Verankerung bis in den lateralen Schenkelhals vorgegeben [7].

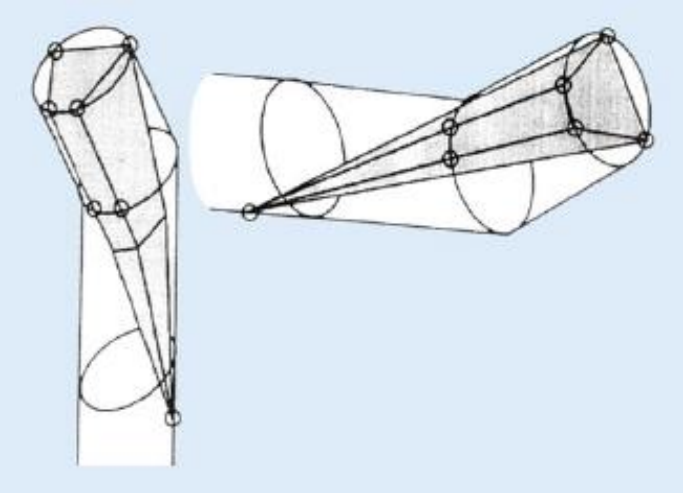

Abb. 1: konischer Mayo®-Schaft mit Multi-Punkt-Verankerung im proximalen Femur (aus [7])

Abb. 2: a.p.-Aufnahme eines rechten Mayo®-Schaftes mit Krafteinleitung am Kalkar und lateralem Formschluss an der Kortikalis (aus [7])

Bei der Implantation eines Mayo®-Schaftes erfolgt nach der proximalen Osteotomie des Schenkelhalses die Eröffnung des Markraumes mit einer Ahle. Diese Markhöhle wird dann mit aufsteigenden Raspeln bis zur geplanten Prothesengröße aufgeweitet und die Spongiosa verdichtet. Das originale Implantat wird dann hartspongiös verankert. Das Schaftsystem beinhaltete zunächst vier, später sieben Größen mit einer Länge von 90 – 120 Millimetern mit einem Schenkelhals-Schaft-Winkel (CCD-Winkel) von 132° und einem 12/14-er Eurokonus, die eine Versorgung aller proximalen Femora mit physiologischer Anatomie zulassen [6,7].

Der Mayo®-Schaft besteht aus einer Titan-Aluminium-Vanadium-Legierung und hat ein nicht-anatomisches Design mit zwei unterschiedlich ausgeprägten Oberflächen, die die Kontaktoberfläche zum Knochen vergrößern und eine ossäre Fixation erreichen sollen. Rings um den gesamten, proximalen Schaftanteil befindet sich eine körnig-bestrahlte Region („grit-blasted“) aus Aluminium-Oxid, welche die Oberflächenrauigkeit vergrößert. Zusätzlich befindet sich an der anterioren, posterioren und medialen proximalen Oberfläche eine netzartige poröse Beschichtung. Diese Beschichtung besteht aus Titan-Faser-Netzen (fiber mesh) mit einer Poren-Größe von durchschnittlich 80 µm [12] (s. Abb. 3). Des Weiteren existieren auch Schäfte mit einer Hydroxylapatit-Beschichtung. Die in dieser Arbeit nachuntersuchten Mayo®-Prothesen waren ausschließlich mit dieser Beschichtung versehen.
In der Literatur wurde beschrieben, dass diese netzartige, erhabene Beschichtung während der Implantation ein potentielles Risiko für die Entstehung von Hohlräumen darstellt, die Ablagerungen und eine Migration begünstigen könnten. Eine Analyse konnte jedoch keine signifikanten Unterschiede in der ossären Integration im Vergleich zu einem konventionellen unzementierten Schaft aufzeigen [4].

Abb. 3: Mayo®-Schaft mit Hydroxylapatitbeschichtung und Titan-Faser-Netzen (aus[12], [4])

Die überschaubare Präparation des Knochens bei der Implantation eines Mayo®-Schaftsystems führt zu einer Verkürzung der Operationszeit. Da ein Aufbohren des Markraumes bis in den diaphysären Bereich nicht notwendig ist, kommt es zu einem geringeren intraoperativen Blutverlust und einer niedrigeren Transfusionsrate. Durch eine weichteilschonende Präparation des Kurzschaftsystems zeigen sich eine verbesserte Frühfunktionalität mit zeitiger Entwöhnung von Unterarmgehstützen und ein geringer ausgeprägtes postoperatives Schmerzempfinden [7].

Drei Monate postoperativ zeigten sich die größten Veränderungen der periprothetischen Knochendichte nach zementfreier Hüft-TEP-Implantation [6]. In osteodensitometrischen Untersuchungen konnte eine ossäre Hypertrophie im Bereich des Kalkars nachgewiesen und damit das Prinzip der metaphysären Krafteinleitung bestätigt werden. Dadurch kommt es zu einer Reduktion des stress shieldings und der damit verbundenen Atrophie des Knochens [7,13]. Es zeigte sich allerdings auch eine signifikante Verlagerung der Last im Bereich der Gruen-Zonen 3 und 4 [4]. Jakubowitz et al. veröffentlichten 2009 eine Studie, die beweisen konnte, dass eine Kurzschaftprothese wie der Mayo®-Stem kein höheres Frakturrisiko des proximalen Femurs mit sich bringt. Es konnte gezeigt werden, dass im Allgemeinen ein steigender Body-Maß-Index bei Patienten mit einer zementfreien Kurzschaftprothese mit einem erhöhten Frakturrisiko assoziiert ist [14]. In Publikationen aus den Jahren 2008 und 2009 wurde eine aseptische Lockerungsrate des Mayo®-Schaftes von 1,1% bis 10,2% beschrieben. Martins et al. vermuteten, dass einige der lockeren Schäfte auf operateurspezifische Operationstechniken, die eine ossäre Integration verhindern, zurück zu führen sein könnten. Des Weiteren beschrieben Sie, dass ein zu klein gewählter Stem die Hauptursache für eine Lockerungstendenz war [15].

Basierend auf den guten klinischen Ergebnissen des Mayo®-Schaftsystems wurden weitere erfolgreiche Implantate mit zum Teil vergleichbarer Philosophie entwickelt. Beispielhaft seien hier der Nanos®-Stem der Firma Smith & Nephew mit einem ovalen und der Metha®-Stem der Firma Aesculap mit einem trapezförmigen Querprofil genannt [4].

2 Zielstellung

Ziel dieser monozentrischen retrospektiven Studie war die Erhebung der klinischen und radiologischen Langzeitergebnisse der ersten 100 Patienten, welche am Universitätsklinikum Halle (Saale) in den Jahren 2000 – 2003 mit einem Mayo®-Kurzschaftsystem versorgt wurden. Hierfür wurden die subjektive Patientenzufriedenheit, die Funktionalität des betroffenen Hüftgelenkes und das Empfinden der Patienten im Alltag in Bezug auf das künstliche Hüftgelenk erfasst. Des Weiteren sollte die Frage geklärt werden, ob eine korrekte Implantation des Mayo®-Schaftes in Bezug auf die Femurlängsachse erfolgte und in wieweit die Beinlänge, das femorale Offset sowie das Drehzentrum des Hüftgelenkes rekonstruiert werden konnten. Um die Langzeitstabilität des Mayo®-Schaftes zu bestimmen, wurden das Auftreten und die Ausprägung von radioluzenten Linien und periartikulären Ossifikationen erhoben.

3 Material und Methoden

3.1 Studienablauf

Die ersten 100 implantierten Mayo®-Kurzschaftprothesen wurden aus den Operationsbüchern des Departments für Orthopädie, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie des Universitätsklinikums Halle (Saale) entnommen, sodass diese Studie letztlich Patienten einschloss, denen im Zeitraum vom 01.01.2000 bis 30.04.2003 aufgrund einer primären oder sekundären Coxarthrose eine Hüfttotalendoprothese mit einem Mayo®-Kurzschaft implantiert wurde. Als Grundlage für die klinische und radiologische Nachuntersuchung dienten die Daten der ersten 87 Patienten, welche mit insgesamt 102 Mayo®-Kurzschaftprothesen versorgt wurden. 15 der 87 Patienten wurden beidseitig operiert. Diese Patienten wurden zu einer klinisch-radiologischen Nachuntersuchung schriftlich eingeladen. Zur Nachuntersuchung erschienen bzw. letztlich mit vollständiger Datenerhebung eingeschlossen werden konnten insgesamt 51 Patienten und 61 Mayo®-Kurzschaftprothesen.

3.2 Patientenkollektiv

Bei allen 51 Patienten wurden das Geschlecht, das Alter, die Körpergröße und das Körpergewicht erfragt und der entsprechende BMI berechnet. Des Weiteren wurde der Zeitraum von der Operation bis zum Tag der Nachuntersuchung in Monaten bestimmt und weitere mögliche operative Eingriffe in diesem Zeitraum erfasst. Bei allen operativ versorgten Hüftgelenken wurde weiterhin der Bewegungsumfang (ROM) nach der Neutral-Null-Methode erfasst sowie das Vorhandensein eines Trendelenburg-Zeichens überprüft.

3.3 Patientenzufriedenheit

Die Patienten wurden nach ihrer subjektiven Zufriedenheit nach der Hüftoperation hinsichtlich der Schmerzen und der Funktion befragt. Eine Einteilung war jeweils in die Kategorien „sehr zufrieden“ (≙ 1) bis „sehr unzufrieden“ (≙ 5) möglich.
Weiterhin wurden die Patienten gebeten die Frage nach einer Wiederholung der genannten Operation aus heutiger Sicht mit „ja“, „vielleicht“ oder „nein“ zu beantworten.

3.4 Scores

3.4.1. Harris Hip Score (HHS)

Zur Objektivierung der Schmerzen und der Funktionalität des oder der operierten Hüftgelenke wurde am Tag der Nachuntersuchung durch den Untersucher für jeden Patienten ein Harris Hip Score erhoben. Der Harris Hip Score wurde hierbei unterteilt in Angaben hinsichtlich einer Schmerzsymptomatik im Bereich des oder der operierten Hüftgelenke und Angaben bezüglich der Funktionalität des oder der operierten Hüftgelenke im alltäglichen Leben.
Weiterhin wurden anhand der bei der klinischen Untersuchung erhobenen Funktionsumfänge (ROM) für die Flexion, Abduktion, Außenrotation und Adduktion erfassten Bewegungsausmaße und schlussendlich auch eine Gesamt-Punktzahl des Harris Hip Scores durch Summation der Punktwerte aus den einzelnen Teilen berechnet. Die maximal zu erreichende Punktezahl von 100 Punkten spiegelte das bestmögliche Ergebnis wider.

Tabelle 1: Harris Hip Score – Schmerz (max. 44 Punkte)

Schmerzen	**Punkte**
Keine Schmerzen	44
Gelegentliche Schmerzen	40
Leichte Schmerzen	30
Mittlere Schmerzen	20
Starke Schmerzen	10
Körperbehinderung, Invalidität	0

Tabelle 2: Harris Hip Score – Funktion (max. 47 Punkte)

Hinken Sie?	**Punkte**
Kein Hinken	11
Leichtes Hinken	8
Mäßiges Hinken	5
Starkes Hinken	0

Benötigen Sie Gehhilfen?	**Punkte**
Keine Gehhilfen	11
1 Handstock für längere Strecken	7
1 Handstock ständig	5
1 Unterarmgehstütze (UAGS)	3
2 UAGS oder kann gar nicht gehen	0

Wie groß ist Ihre Gehdistanz?	**Punkte**
Unbegrenzt	11
4 - 5 Blocks (4-5 km)	8
2 - 3 Blocks (2-3 km)	5
Nur im Hause	2
Nur Stuhl und Bett	0

Wie gut können Sie Treppensteigen?	**Punkte**
Leicht möglich	4
Möglich mit Geländer	2
Mit Schwierigkeiten möglich	1
Treppensteigen unmöglich	0

Wie gut können Sie Schuhe und Socken anziehen?	**Punkte**
Leicht möglich	4
Schwierig	2
Anziehen unmöglich	0

Wie lange können Sie sitzen?	**Punkte**
Sitzen auf allen Stühlen möglich für mindestens1 Stunde	5
Sitzen auf hohem Stuhl für mindestens 30 Minuten möglich	3
Sitzen unmöglich	0

Können Sie öffentliche Verkehrsmittel nutzen?	**Punkte**
Benutzung möglich	1
Benutzung unmöglich	0

Tabelle 3: Harris Hip Score – Fehlen von Deformitäten (max. 4 Punkte)

4 Punkte werden vergeben, wenn folgende Deformitäten vorliegen:

A.	weniger als 30° fixierte Flexionskontraktur
B.	weniger als 10° fixierte Abduktion
C.	weniger als 10° fixierte Innenrotation in Extension
D.	Beinlängendifferenz weniger als 3,2 cm

Tabelle 4: Harris Hip Score – Beweglichkeit (max. 5 Punkte)

A. Flexion	0 – 45°	2,25
	45 – 90°	3,60
	90 – 110 °	3,75
	> 110°	3,90
B. Abduktion	0 – 5°	0,20
	5 – 10°	0,40
	10 – 15°	0,60
	> 15°	0,65
C. Außenrotation in Extension	0 – 5°	0,1
	5 – 10°	0,2
	> 15 °	0,3
D. Innenrotation in Extension	alle	0,0
E. Adduktion	0 – 5°	0,05
	5 – 10°	0,10
	> 15 °	0,15
F. Extension	alle	0,0

3.4.2. Forgotten Joint Score (FJS)

Des Weiteren wurde der Forgotten Joint Score zur Überprüfung der Wahrnehmung des Kunstgelenkes durch den Patienten im täglichen Leben erhoben. Er beinhaltete insgesamt zwölf Fragen. Am Ende errechnete sich aus einer vorgegebenen Formel eine Prozentzahl, die zum Ausdruck bringen soll, wie sehr die Hüftgelenkendoprothese vom Patienten wahrgenommen wird.

Tabelle 5: Forgotten Joint Score

Die folgenden 12 Fragen beziehen sich darauf, wie sehr Sie Ihr künstliches Hüftgelenk im alltäglichen Leben zur Kenntnis nehmen.
Bitte kreuzen Sie bei jeder Frage eine Antwort an.

Nehmen Sie Ihr künstliches Hüftgelenk wahr ...

1) ... nachts im Bett?
☐ nie ☐ fast nie ☐ selten ☐ manchmal ☐ häufig

2) ... wenn Sie über eine Stunde auf einem Stuhl sitzen?
☐ nie ☐ fast nie ☐ selten ☐ manchmal ☐ häufig

3) ... wenn Sie länger als 15 Minuten laufen?
☐ nie ☐ fast nie ☐ selten ☐ manchmal ☐ häufig

4) ... wenn Sie ein Bad nehmen / duschen?
☐ nie ☐ fast nie ☐ selten ☐ manchmal ☐ häufig

5) ... wenn Sie mit einem Auto verreisen?
☐ nie ☐ fast nie ☐ selten ☐ manchmal ☐ häufig

6) ... wenn Sie Treppen steigen?
☐ nie ☐ fast nie ☐ selten ☐ manchmal ☐ häufig

7) ... wenn Sie auf unebenem Boden laufen?
☐ nie ☐ fast nie ☐ selten ☐ manchmal ☐ häufig

8) ... wenn Sie aus dem tiefen Sitz aufstehen?

☐ nie ☐ fast nie ☐ selten ☐ manchmal ☐ häufig

9) ... wenn Sie längere Zeit lang stehen?

☐ nie ☐ fast nie ☐ selten ☐ manchmal ☐ häufig

10) ... wenn Sie Haus- / Gartenarbeit erledigen?

☐ nie ☐ fast nie ☐ selten ☐ manchmal ☐ häufig

11) ... wenn Sie spazieren / wandern gehen?

☐ nie ☐ fast nie ☐ selten ☐ manchmal ☐ häufig

12) ... wenn Sie Ihrem Hobby / Sport nachgehen?

☐ nie ☐ fast nie ☐ selten ☐ manchmal ☐ häufig

Zur Berechnung des FJS wurden die Antworten mit Punktwerten belegt. Die Antwort „nie“ erhielt dabei 0, „fast nie“ 1, „selten“ 2, „manchmal“ 3 und „häufig“ 4 Punkte. Anschließend wurde der Score nach folgender Formel berechnet:

$$FJS = 100 - \frac{Summe\ der\ Punkte}{Anzahl\ beantwortete\ Fragen} * 25$$

Hierzu wurde die Summe der Punkte durch die Anzahl der beantworteten Fragen dividiert und multipliziert mit 25, um einen Wert zwischen 0 und 100 zu erhalten. Anschließend wurde der errechnete Wert von 100 abgezogen, damit ein hoher Score einem hohen Grad des „Vergessens“ entspricht und ein geringer Score das Bewusstsein in Bezug auf das Vorhandensein eines Kunstgelenkes widerspiegelt. Wenn mehr als vier Fragen nicht beantwortet wurden, konnte dieser Score keine Verwendung finden [16].

In dieser Studie wurde der Forgotten Joint Score von allen befragten Patienten vollständig ausgefüllt.

3.5 Radiologische Untersuchung

Die radiologischen Nachuntersuchungen wurden standardisiert am Tag der Nachuntersuchung durchgeführt. Es wurde eine Röntgenaufnahme des Beckens im Stehen im anterior-posterioren Strahlengang und eine Röntgenaufnahme des oder der betroffenen Hüftgelenke im axialen Strahlengang jeweils mit 25 mm Referenzkugel auf Gelenkniveau angefertigt. Das betroffene Hüftgelenk wurde in Neutral-Null-Stellung gelagert. Der Film-Fokus-Abstand betrug bei allen Aufnahmen 1,15 m.
Die angefertigten Röntgenbilder wurden digital im PACS® gespeichert. In vereinzelten Fällen wurden vom Patienten aktuelle Röntgenaufnahmen in digitaler Form vorgelegt. In diesen Fällen wurden keine neuen Röntgenaufnahmen angefertigt und die vorgelegten Bilder ins PACS® eingelesen. Die Pfannengröße des jeweiligen Bildes, welche aus den Operationsdaten bekannt war, diente als Referenzkörper und konnte mit der realen Pfannengröße entsprechend ins Verhältnis gesetzt werden, um einen Vergrößerungsfaktor zu definieren.
Der Vergleich zum präoperativen Zustand gelang anhand der nicht-operierten Gegenseite. Bei einer beidseitigen Implantation einer Hüfttotalendoprothese wurden präoperative Aufnahmen aus dem klinikinternen Archiv angefordert und im PACS® digitalisiert. Als Referenzkörper fungierte hier die bekannte Pfannen- bzw. Kopfgröße der implantierten Prothesen.
Die Auswertung der vorliegenden Röntgenaufnahmen wurde von einer einzigen Person an einem speziellen Monitor, welcher über eine für die Betrachtung von Röntgenbildern zugelassene Bildschirmauflösung verfügte, durchgeführt.

Mithilfe der Planungssoftware mediCAD® Version 3.50 (Firma Hectec GmbH, Landshut, Deutschland) konnten anhand der Röntgenbilder nach initialer Bildskalierung mit der 25 mm Referenzkugel oder anderer o.g. Referenzkörper folgende radiologische Parameter ausgewertet werden:

- Beinlängendifferenz
- Schaftposition
- femorales Offset
- Drehzentrum
- radioluzente Linien des Prothesenschaftes
- periartikuläre Ossifikationen (nach Brooker)

In den folgenden Kapiteln werden diese Parameter methodisch definiert.

3.5.1 Messung der Beinlängendifferenz

Die Messung zur Bestimmung der Beinlängendifferenz erfolgte anhand der a.p.-Aufnahme des Beckens im Stehen mithilfe der Planungssoftware MediCad®, welche in ihren Messfunktionen einen Menüpunkt zur Bestimmung der Beinlänge vorgegeben hat. Dieser bildete eine Gerade nach einem ersten definierten Messpunkt (in dieser Arbeit die kaudale Begrenzung des Trochanter minors), der zuerst auf der Seite des liegenden Prothesenschaftes und anschließend auf der Gegenseite markiert wurde. Im nächsten Schritt wurde eine weitere Gerade entlang zweier weiterer definierter Messpunkte (in dieser Arbeit der tiefste Punkt des Tuber ischiadicums) gebildet. Anschließend berechnete das Planungsprogramm in Millimetern die vorhandene Differenz zwischen beiden Geraden als Beinlängendifferenz. Die Beinlängendifferenz wurde mit einem „+“ bei einer Verlängerung des operierten Beines und mit einem „-“ bei einer Verkürzung beschrieben (s. Abb. 4).

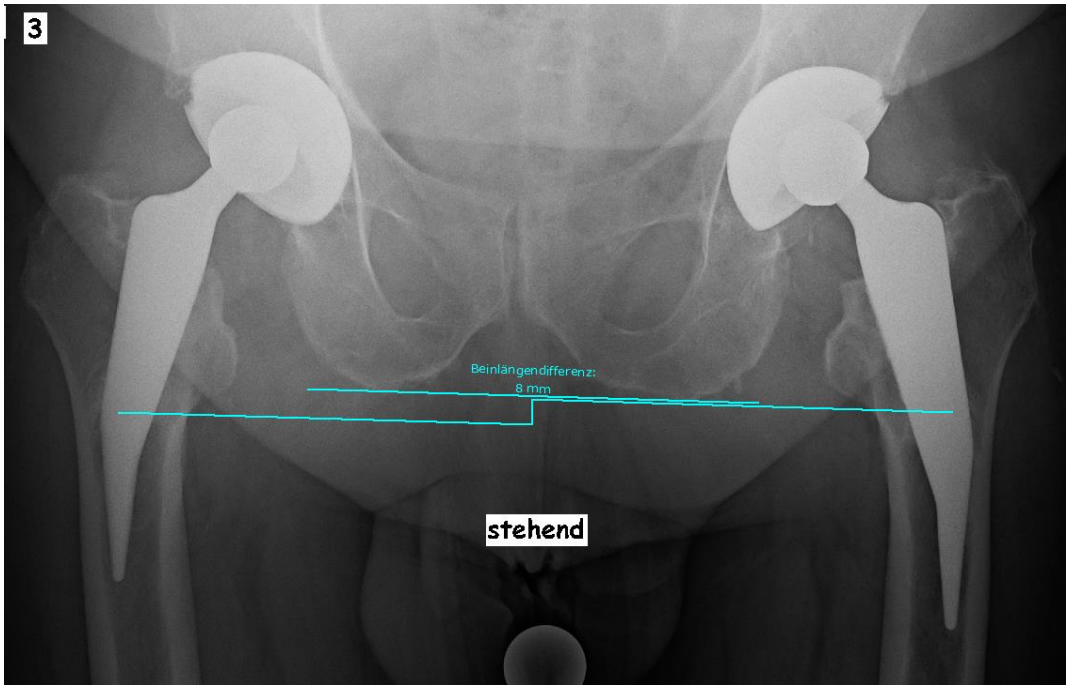

Abb. 4: Messung der Beinlängendifferenz (mm)

Legende: Beinlängendifferenz von 8 mm im vorliegenden Röntgenbild

3.5.2 Bestimmung der Schaftposition

Zur Bestimmung einer neutralen, varischen oder valgischen Schaftposition anhand des liegenden Prothesenschaftes erfolgte zuerst die Festlegung der proximalen Femurlängsachse. Hierzu wurde die medio-laterale Breite des proximalen Femurs an zwei Punkten mit einem Winkel von 90° zur Kortikalis und mit einem Abstand von 50 mm Länge zueinander bestimmt. Die Mittelpunkte beider Breitenmessungen konnten anschließend zu einer Geraden verbunden werden. Anschließend wurde an die laterale Kante des Prothesenschaftes ebenfalls durch zwei markierte Punkte eine zweite Gerade gelegt. Anhand des Winkels zwischen beiden Geraden konnte die Schaftposition beschrieben werden. Lagen beide Geraden direkt aufeinander, handelte es sich um eine neutrale Schaftposition. Existierte ein Winkel nach lateral, wurde eine valgische Schaftposition in Grad-Angaben dokumentiert. Bestand ein Winkel nach medial, konnte eine varische Schaftposition angegeben werden (s. Abb. 5).

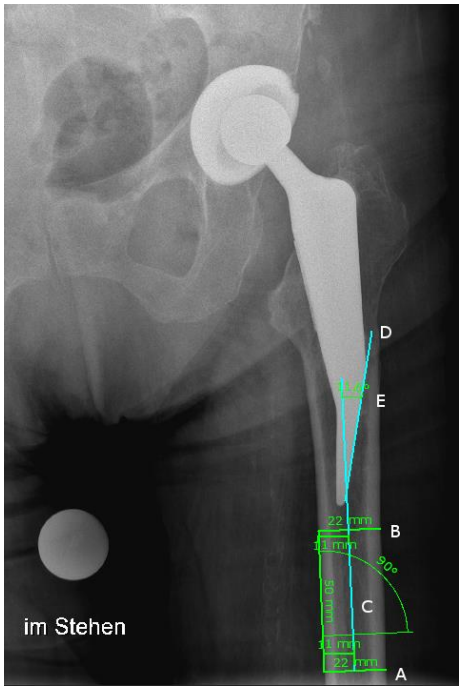

Abb. 5: Bestimmung der Schaftposition (°)

Legende: A = distaler medio-lateraler Femurdurchmesser
B = proximaler medio-lateraler Femurdurchmesser
C = proximale Femurlängsachse
D = Gerade an lateraler Kante des Prothesenschaftes
E = Winkel zwischen Gerade C und D

3.5.3 Messung des femoralen Offsets

Um eine Zu- oder Abnahme des Offsets anhand des Röntgenbildes in a.p.-Projektion beschreiben zu können, erfolgte zunächst erneut die Festlegung der proximalen Femurlängsachse wie unter 3.5.2. beschrieben. Mithilfe der Planungssoftware MediCad® konnte durch den Mittelpunkt eines Kreises, der durch zwei Punkte entlang der Konturen des Hüftkopfes gebildet wurde, das Hüftdrehzentrum bestimmt werden. Anschließend wurde vom Hüftdrehzentrum eine Senkrechte auf die proximale Femurlängsachse gezogen. Der Abstand vom Zentrum bis zum Schnittpunkt der beiden Geraden stellte das femorale Offset dar. Dieses wurde sowohl auf der Seite der implantierten Hüfttotalendoprothese als auch im Vergleich zum präoperativen Zustand auf der nicht-operierten Gegenseite bestimmt. (s. Abb. 6).

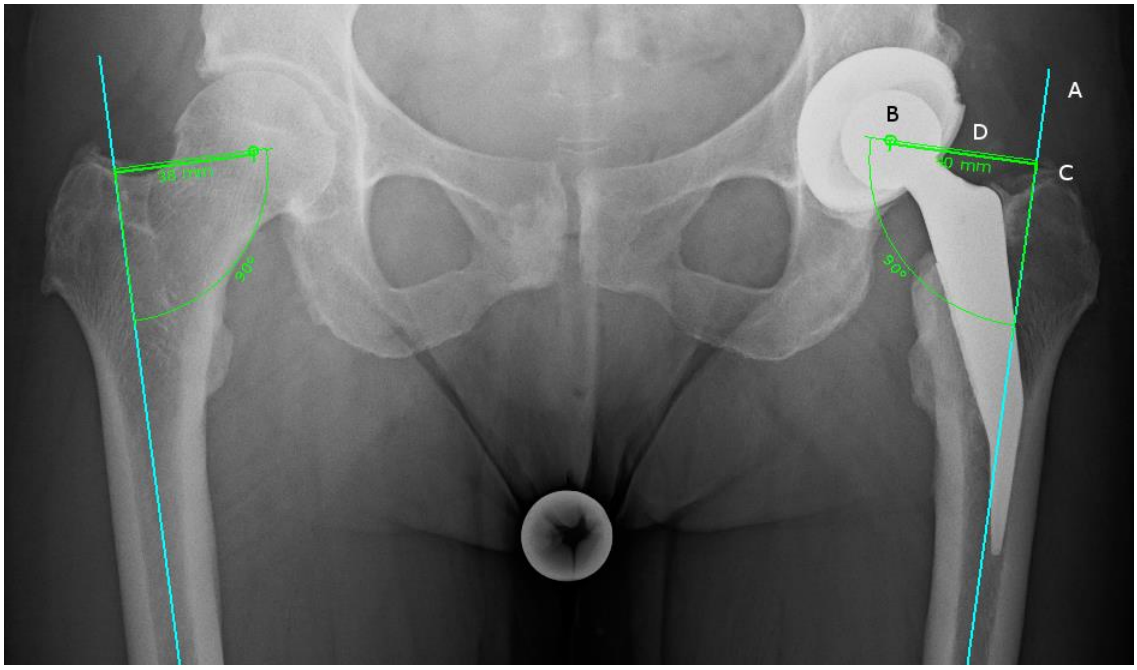

Abb. 6: Messung des femoralen Offsets prä- und postoperativ (mm)

Legende: A = proximale Femurlängsachse
B = Hüftdrehzentrum
C = Senkrechte zwischen A und B
D = femorales Offset

3.5.4 Lage des Drehzentrums

Das Hüftdrehzentrum konnte durch den Mittelpunkt eines Kreises, der durch zwei Punkte entlang der Konturen des Hüftkopfes gebildet wurde, bestimmt werden. Um die Lage dieses Drehzentrums zu beschreiben, wurde eine horizontale Linie entlang der kaudalen Begrenzung beider Köhler'schen Tränenfiguren angelegt. Senkrecht zu dieser Gerade wurde an die mediale Begrenzung der Köhler'schen Tränenfigur beidseits eine vertikale Linie gezogen. Gemessen wurden die Abstände jeweils vom Hüftdrehzentrum zur horizontalen Verbindungslinie beider Köhler'schen Tränenfiguren und zur vertikalen Linie der einzelnen Tränenfiguren beidseits. Diese Messung wurde auf der Seite der implantierten Hüfttotalendoprothese und auf der nicht-operierten Gegenseite als präoperativer Vergleich durchgeführt (s. Abb. 7).

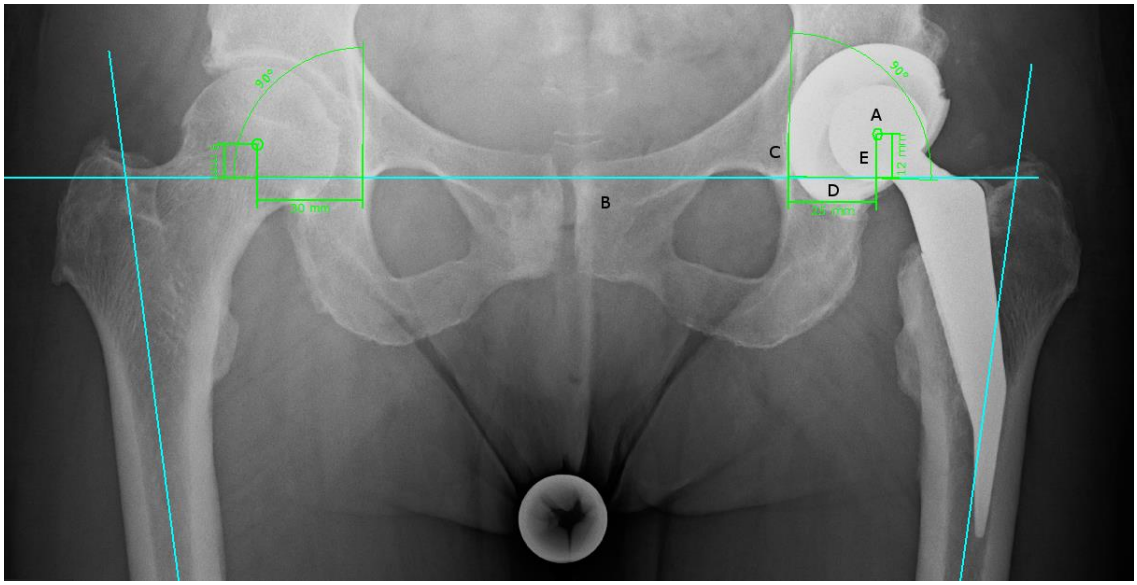

Abb. 7: Lage des Drehzentrums prä- und postoperativ (mm)

Legende: A = Hüftdrehzentrum
B = horizontale Verbindungslinie zwischen beiden Köhler'schen Tränenfiguren
C = vertikale Linie entlang der Köhler'schen Tränenfigur
D = horizontale Lage des Drehzentrums
E = vertikale Lage des Drehzentrums

3.5.5 Radioluzente Linien (RL) des Prothesenschaftes

Ein zementfreies Implantat wie der Mayo®-Schaft erhält seine primäre Stabilität über eine Pressfit-Verankerung und sekundär durch ein Anwachsen des Knochens an die Implantatoberfläche. Parallele, scharf begrenzte Aufhellungszonen zwischen Knochen und Prothese werden als radioluzente Linien (RL) definiert und sind ein Zeichen für eine fehlende Osteointegration und/oder Stress-Shielding [17,18]. Ebenso können Radioluzenzen als Ergebnis der Präparation und Implantation entstehen.
In Anlehnung an eine Studie von Thomas A. Gruen aus dem Jahre 1979 wurde der Bereich um die femorale Schaftkomponente in einer anterior-posterioren Röntgenaufnahme in sieben Zonen eingeteilt, um eine Lockerungstendenz anhand radioluzenter Linien beurteilen zu können [19]. Solche definierten Aufhellungslinien von über 2 mm Breite und über 1 cm Länge wurden in dieser Arbeit untersucht und deren Lokalisation anhand der Gruen-Zonen eingeteilt (s. Abb. 8).

Abb. 8: Einteilung der Gruen-Zonen bei liegendem Mayo®-Schaft (aus [15])

3.5.6 Periartikuläre Ossifikationen (PAO)

Die vorliegenden Röntgenaufnahmen wurden auf das Vorhandensein von ektopen periartikulären Ossifikationen (PAO) untersucht. Die Einteilung wurde einer Publikation von Brooker aus dem Jahre 1973 entsprechend neben einem Fehlen der PAO aufsteigend in vier Schweregrade eingeteilt [20]. Demnach beinhaltet Grad I vereinzelte Knocheninseln im Weichteilgewebe um die implantierte Hüfttotalendoprothese herum. Grad II beschreibt einen Knochensporn am Becken oder proximalen Femur mit einem Mindestabstand der gegenüberliegenden Ossifikationen von über 1 cm. Grad III beinhaltet ebenso Ossifikationen am Becken oder proximalen Femur mit einem Abstand von weniger als 1 cm. Eine komplette Spangenbildung der Knochensporne im Sinne einer Ankylose wird durch Grad IV definiert [21]. In der vorliegenden Arbeit wurden die Röntgenbilder auf das Vorhandensein einer PAO untersucht und entsprechend der Brooker-Einteilung klassifiziert (s. Abb. 9).

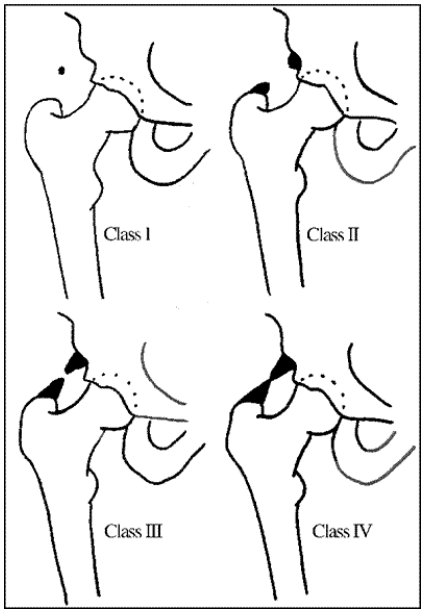

Abb. 9: Brooker-Klassifikation der periartikulären Ossifikation um das Hüftgelenk (aus [21])

4 Ergebnisse

4.1 Patientenkollektiv

Insgesamt konnten in dieser retrospektiven monozentrischen Studie von 87 Patienten mit 102 Mayo®-Kurzschaftprothesen 51 Patienten mit 61 Mayo®-Kurzschaftprothesen nachuntersucht werden. Von 51 Patienten waren 31 männlich (61 %) und 20 weiblich (39 %). Die insgesamt 61 Prothesenschäfte waren in 32 Fällen auf der linken Seite (52 %) und in 29 Fällen auf der rechten Seite (48 %) implantiert.

Das Alter, die Körpergröße (cm), das Körpergewicht (kg) und der Body-Maß-Index des Patienten wurden erfasst. Das Patientenalter betrug im Mittel 53,9 Jahre (27-71 Jahre), die Größe 171,3 cm (157-185 cm), das Gewicht 80,9 kg (49-115 kg) und der Body-Maß-Index 27,4 kg/m^2 (19,1-39,8 kg/m^2) (s. Abb. 10).

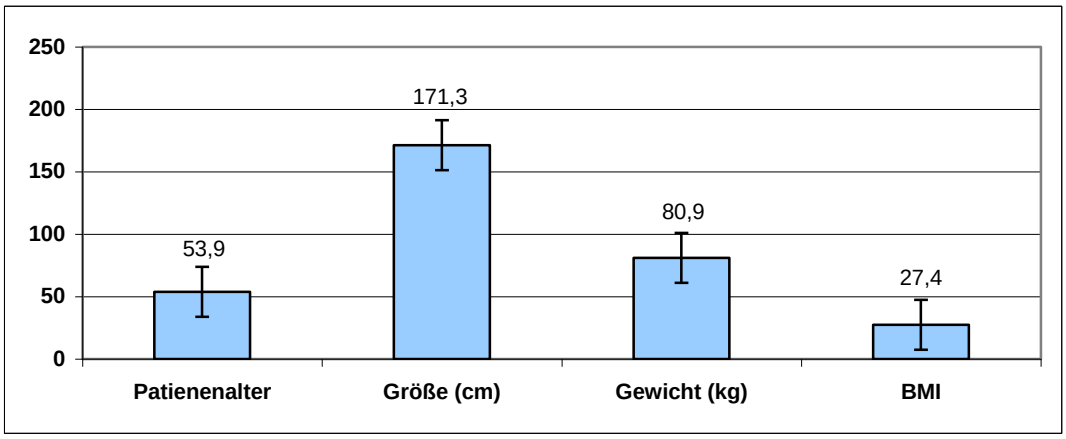

Abb. 10: anthropometrische Daten des Patientenkollektives (Mittelwerte)

4.2 Nachuntersuchungszeitraum

Die insgesamt 51 Patienten wurden in einem Zeitraum vom 01.01.2000 bis zum 30.04.2003 am Department für Orthopädie, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie des Universitätsklinikums Halle (Saale) mit einem Mayo®-Kurzschaft operativ versorgt.

Die Nachuntersuchung erfolgte im Zeitraum vom 01.01.2015 bis zum 14.04.2015. Der Nachuntersuchungszeitraum betrug im Mittel 163,9 Monate (140-181 Monate).

4.3 Patientenzufriedenheit

Die Patienten wurden nach Ihrer Zufriedenheit hinsichtlich der Schmerzen (s. Abb. 11) und der Funktion (s. Abb. 12) des operierten Hüftgelenkes befragt. Die Einteilung erfolgte jeweils entsprechend der Werte 1 „sehr zufrieden“ bis zum Wert 5 „sehr unzufrieden“.

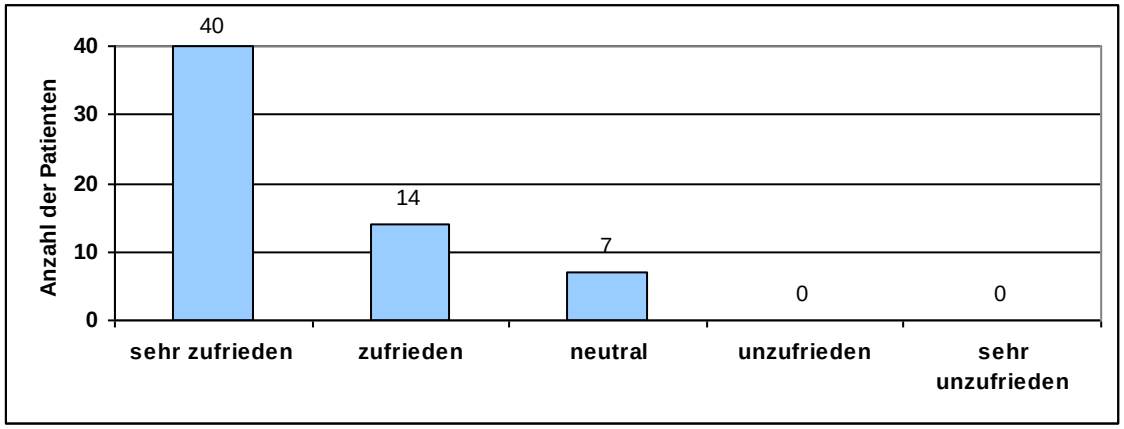

Abb.11: Patientenzufriedenheit hinsichtlich Schmerz

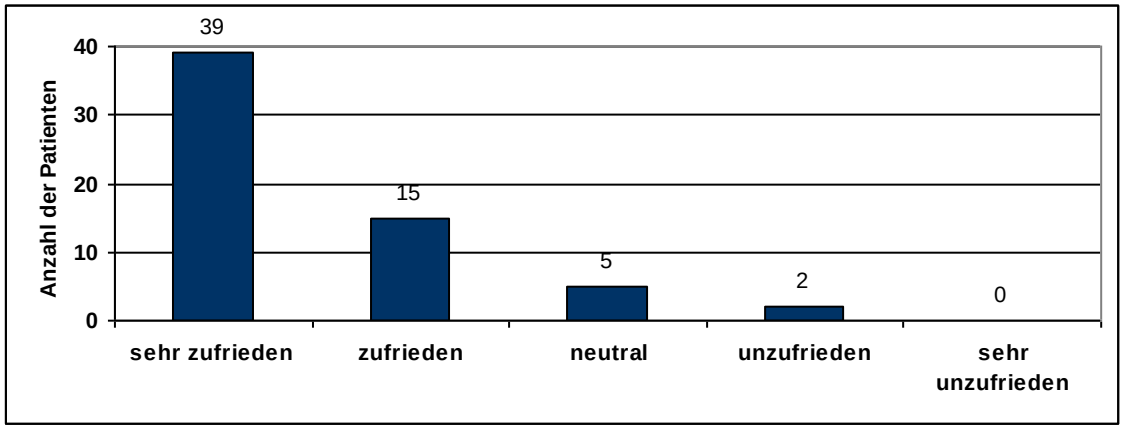

Abb. 12: Patientenzufriedenheit hinsichtlich Funktion

Die Patienten gaben bezüglich „Schmerz“ im Mittel einen Wert von 1,46 (1-3) und bezüglich „Funktion“ im Mittel einen Wert von 1,51 (1-4) an (s. Abb. 13).

Alle nachuntersuchten Patienten (100%) würden sich erneut für die Implantation einer Hüfttotalendoprothese entscheiden.

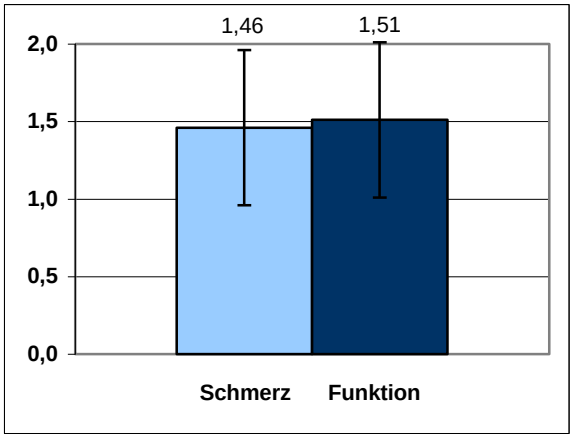

Abb. 13: Mittelwerte der Patientenzufriedenheit hinsichtlich Schmerz und Funktion

4.4 Scores

4.4.1 Harris Hip Score

Postoperativ bestand ein durchschnittlicher Gesamtpunktwert des Harris Hip Scores von 83,6 Punkten (34-96 Punkte) von insgesamt maximal 100 zu erreichenden Punkten.
Der Mittelwert hinsichtlich „Schmerz“ betrug 39 Punkte (10-44 Punkte) von maximal 44 zu erreichenden Punkten und hinsichtlich „Funktion“ 39,6 Punkte (19-47 Punkte) von maximal 47 zu erreichenden Punkten (s. Abb. 14).
Die bei der Beweglichkeit postoperativ durchschnittlich erreichten Punkte lagen bei 3,8 Punkten (3,3-3,9 Punkte) für die Flexion, 0,65 Punkte (0,4-0,65 Punkte) für die Abduktion, 0,29 Punkte (0,2-0,3 Punkte) für die Außenrotation und 0,14 Punkte (0,05-0,15 Punkte) für die Adduktion.

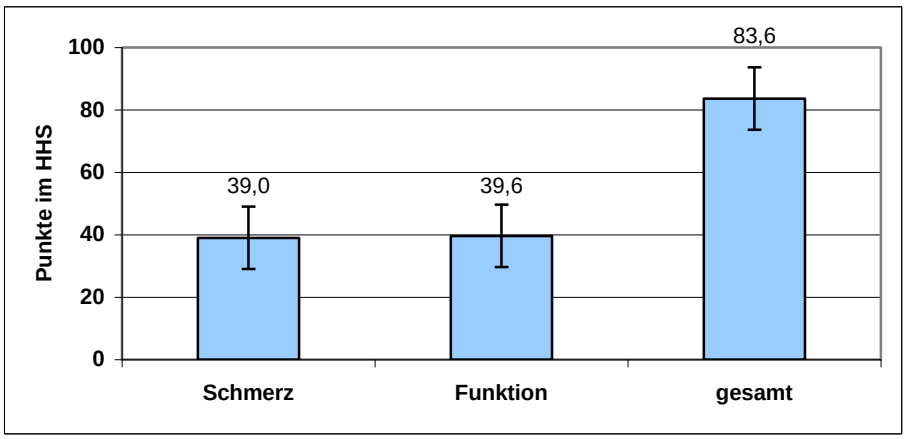

Abb. 14: Harris Hip Score: Schmerz, Funktion und Gesamtwert

4.4.2 Forgotten Joint Score

Hinsichtlich des Forgotten Joint Scores, bei dem maximal 100% erreicht werden können, zeigte sich postoperativ ein Mittelwert von 67,9 % (0-100%). Demnach nehmen die Patienten ihr künstliches Hüftgelenk bei 67,9% der alltäglichen Tätigkeiten nicht zur Kenntnis.
Bei 32 Hüftgelenken wird die Hüftprothese zu 80-100% nicht wahrgenommen (s. Abb. 15).

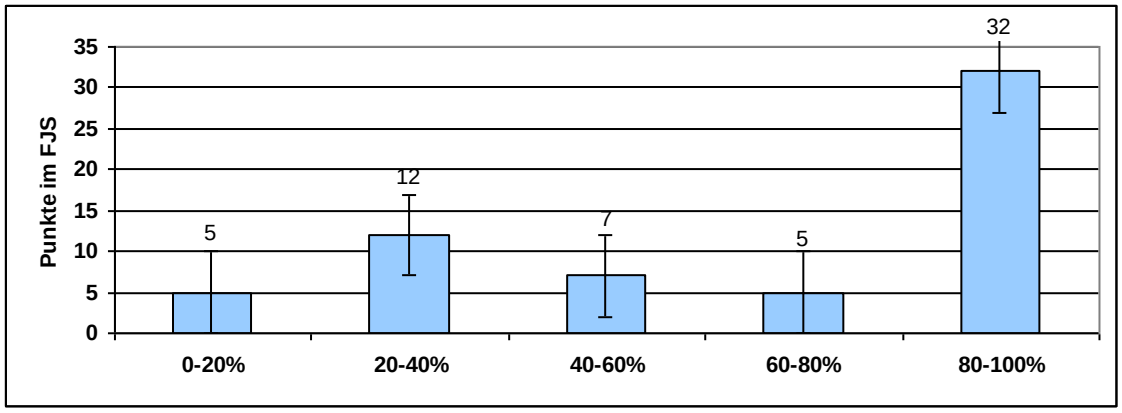

Abb. 15: Forgotten Joint Score

4.5 Röntgenologische Daten

4.5.1 Postoperative Beinlängendifferenz

Die postoperativ gemessene Beinlängendifferenz betrug im Mittel -0,1 mm (-18 bis +14 mm). Insgesamt bestand bei 28 Hüftgelenken (46 %) eine Beinlängenverlängerung von 1 mm bis 14 mm, bei 25 Hüftgelenken (41 %) eine Beinlängenverkürzung von 1 mm bis 18 mm und bei 8 Hüftgelenken (13 %) keine Beinlängendifferenz (s. Abb. 16).

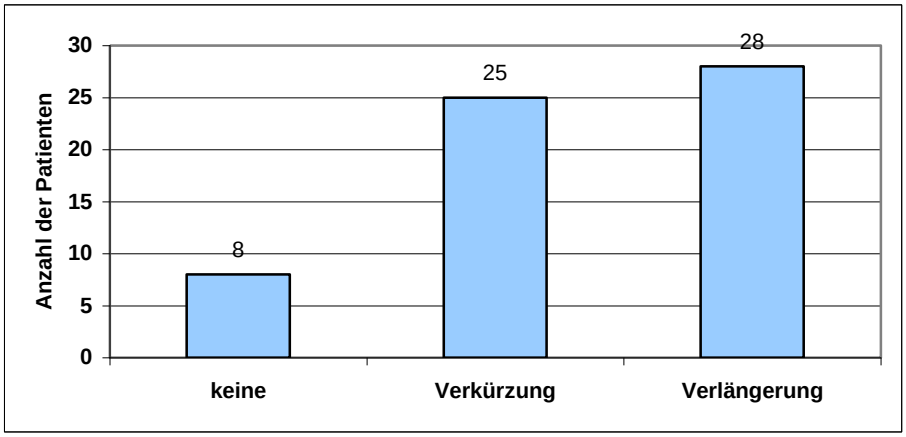

Abb. 16: postoperative Beinlängendifferenz

4.5.2 Postoperative Schaftposition

Die durchschnittliche postoperative Schaftposition aller 61 Prothesen war 1,6° valgisch.
Von 61 gemessenen Mayo®-Kurzschaftprothesen wurden 17 (28 %) in varischer, 9 (15 %) in neutraler und 35 (57 %) in valgischer Position implantiert. Die Schaftposition befand sich im Durchschnitt in 2,7° (0,4°-7,6°) Varus- und 4,7° (0,9°-11,6°) Valgusposition (s. Abb. 17).

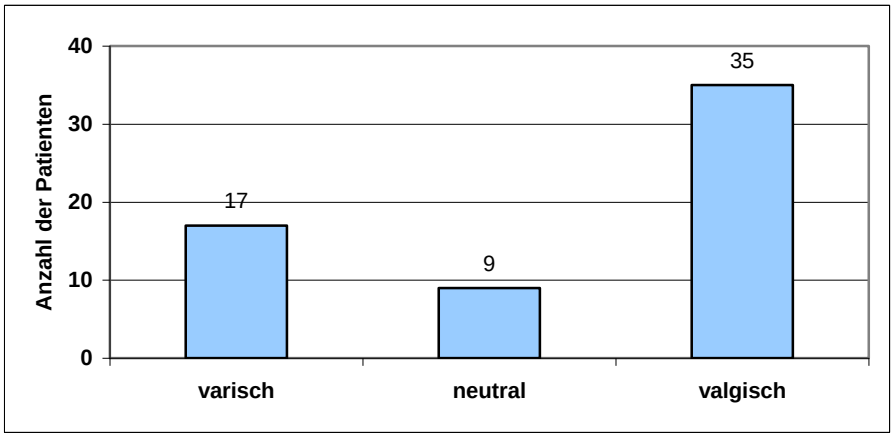

Abb. 17: Verteilung der postoperativen Schaftposition

4.5.3 Prä- und postoperatives Offset

Im Vergleich zum präoperativen femoralen Offset, welches im Mittelwert 36 mm (20-63 mm) betrug, kam es durchschnittlich zu einer postoperativen Vergrößerung des Offsets auf 42 mm (27-73 mm) (s. Abb. 18).

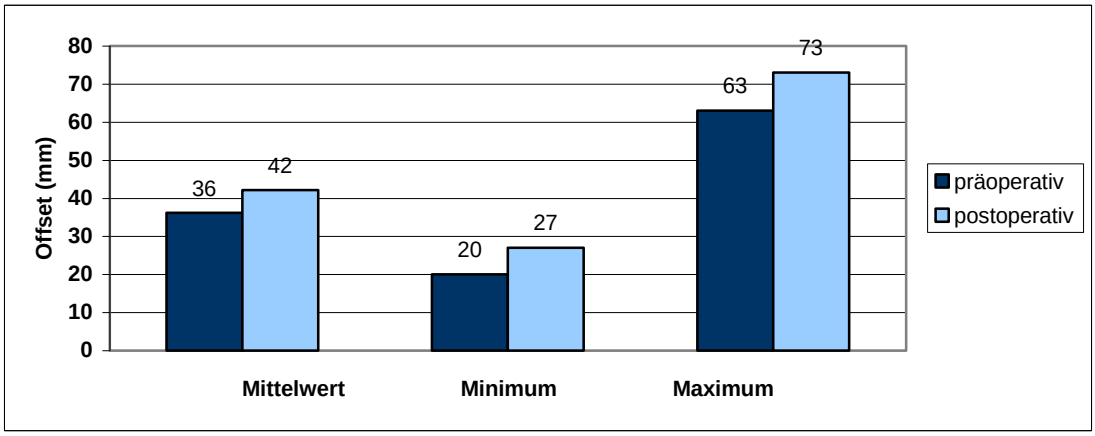

Abb. 18: Mittelwert des prä- und postoperativen Offsets

Insgesamt wurde bei 15 Hüftgelenken (25 %) das Offset reduziert (1-26 mm) und bei 46 Hüftgelenken (75 %) vergrößert (1-17 mm).
Bei 16 Prothesenschäften wurde operationsbedingt eine Offset-Vergrößerung von 1 bis 5 mm, bei 11 Prothesenschäften eine Vergrößerung von 6 bis 10 mm und bei 19 Prothesenschäften eine Vergrößerung größer als 10 mm gemessen. In 8 Fällen wurde operationsbedingt eine Offset-Reduktion von 1 bis 5 mm, in 3 Fällen eine Reduktion von 6 bis 10 mm und in 4 Fällen eine Reduktion größer als 10 mm erzielt (s. Abb. 19).

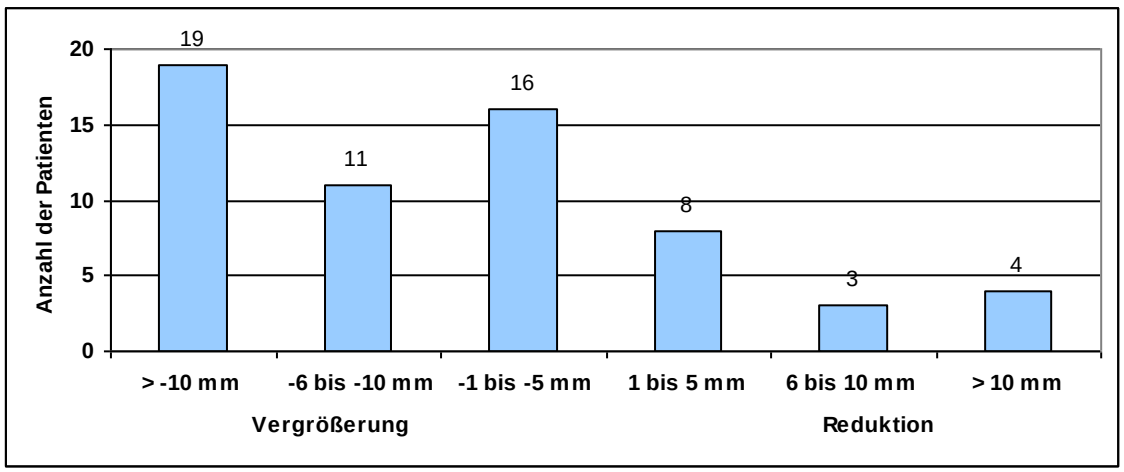

Abb. 19: operationsbedingte Offset-Veränderungen

4.5.4 Prä- und postoperatives Drehzentrum

Die Position des Drehzentrums wurde horizontal (medial-lateral) und vertikal (kranial-kaudal) bestimmt.

Die horizontalen Mittelwerte für das Drehzentrum betrugen präoperativ 36 mm (29-45 mm) und postoperativ 30 mm (17-43 mm).
In insgesamt 52 Fällen wurde das Drehzentrum operationsbedingt medialisiert. In 19 Fällen erfolgte eine Medialisierung von 1 bis 5 mm, in 20 Fällen von 6 bis 10 mm und in 13 Fällen größer als 10 mm. Bei insgesamt 5 Fällen wurde das Drehzentrum nicht verändert und in 4 Fällen um 1 bis 5 mm lateralisiert (s. Abb. 20).

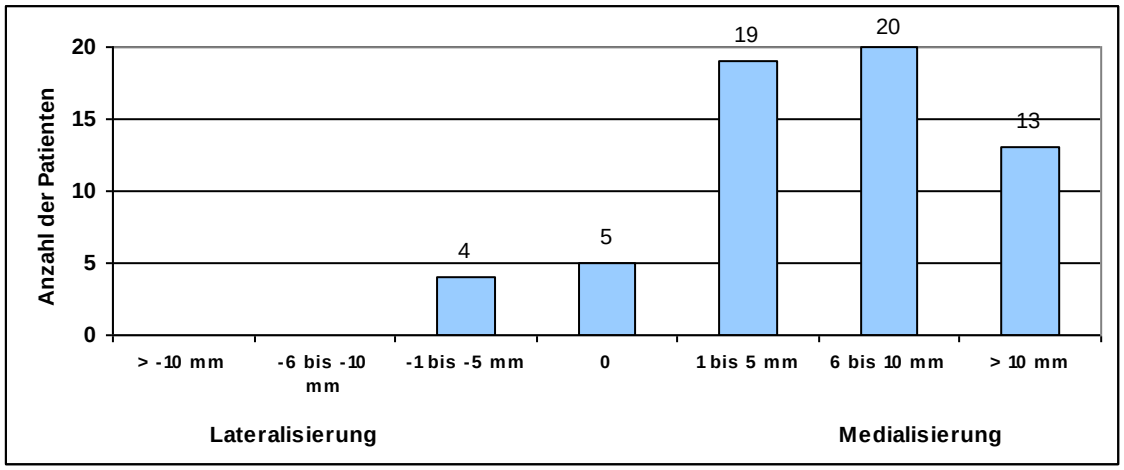

Abb. 20: operationsbedingte Medialisierung / Lateralisierung des Drehzentrums

Die vertikalen Mittelwerte für das Drehzentrum zeigten präoperativ einen Wert von 16 mm (4-33 mm) und postoperativ einen Wert von 17 mm (4-33 mm).
Das Drehzentrum wurde in insgesamt 31 Fällen operationsbedingt kranialisiert. Bei insgesamt 17 Fällen erfolgte eine Kranialisierung von 1 bis 5 mm, in 10 Fällen von 6 bis 10 mm und in 4 Fällen von mehr als 10 mm. In insgesamt 24 Fällen wurde das Drehzentrum kaudalisiert, hierbei in 14 Fällen um 1 bis 5 mm, in 7 Fällen um 6 bis 10 mm und in drei Fällen um mehr als 10 mm. Bei 6 Fällen blieb das Drehzentrum unverändert (s. Abb. 21).

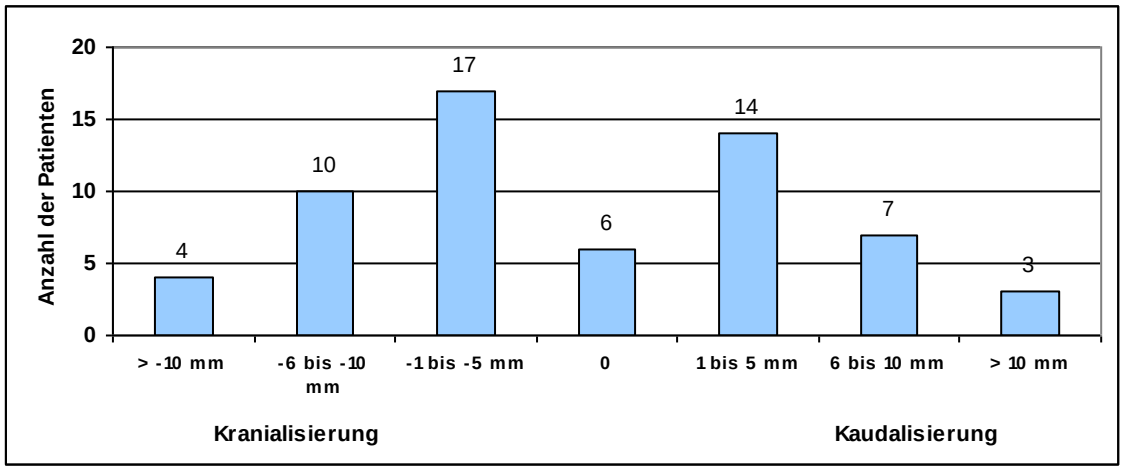

Abb. 21: operationsbedingte Kranialisierung / Kaudalisierung des Drehzentrums

Insgesamt wurde das Drehzentrum operationsbedingt bei 85 % medialisiert und bei 51 % kranialisiert.

Die durchschnittliche Reduktion (Medialisierung) des horizontalen Drehzentrums lag bei 6 mm. Das vertikale Drehzentrum wurde durchschnittlich um 1 mm kranialisiert und damit im Vergleich zur präoperativer Lage kaum verändert (s. Abb. 22).

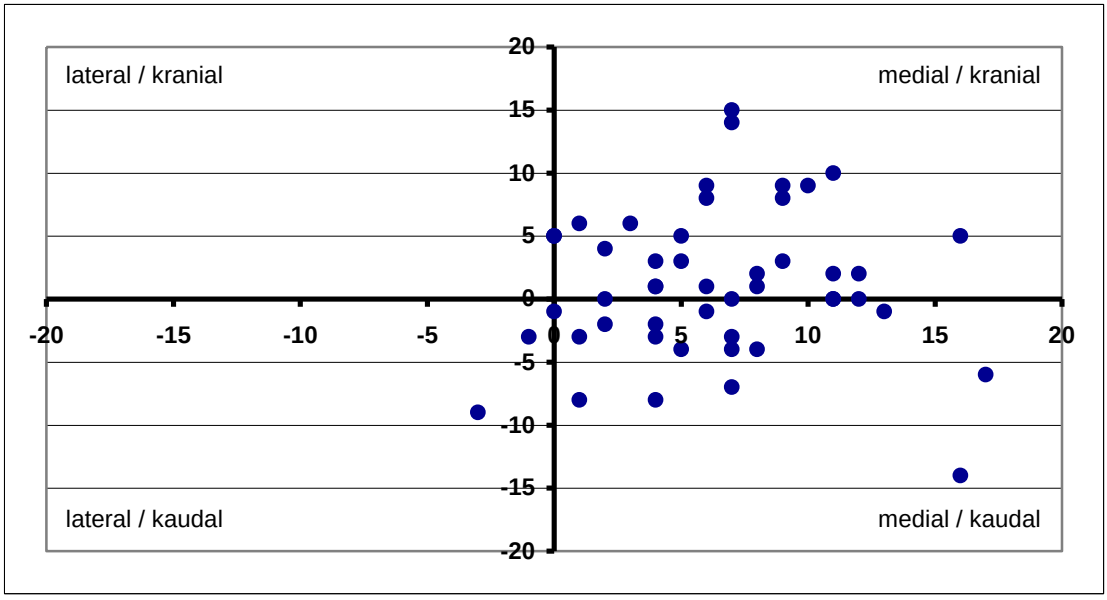

Abb. 22: operationsbedingte Änderung des Drehzentrums (mm)

4.5.5 Radioluzente Linien des Prothesenschaftes

Bei 47 Prothesenschäften (77 %) traten keine und bei 14 Prothesenschäften (23 %) radioluzente Linien (> 2 mm) in den Gruen-Zonen 1, 2, 3 und/oder 7 auf.
Es zeigte sich das vermehrte Auftreten von radioluzenten Linien in den Zonen 1 und 7 nach Gruen. Bei einem Fall traten radioluzente Linien in den Gruen-Zonen 1 und 2 und in einem weiteren Fall in den Gruen-Zonen 1 und 7 auf (s. Abb. 23).

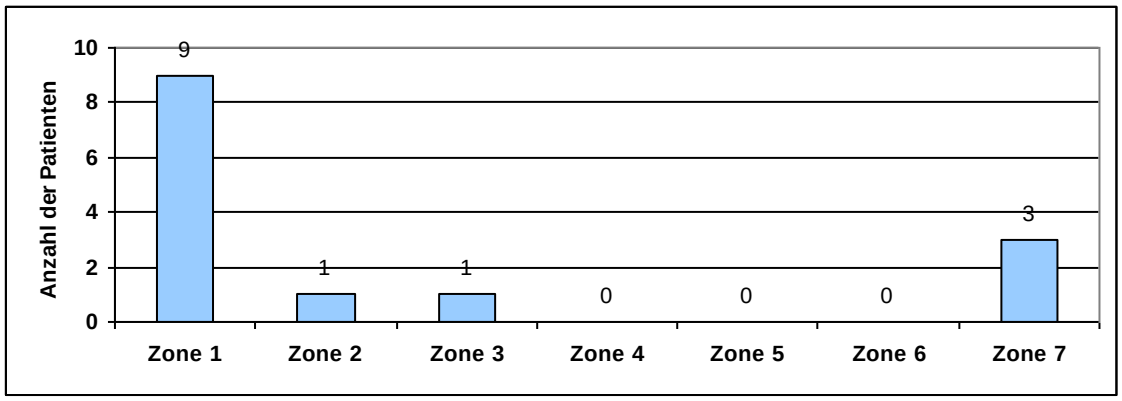

Abb. 23: Verteilung radioluzenter Linien auf die Zonen nach Gruen

4.5.6 Periartikuläre Ossifikation (PAO)

Bei insgesamt 27 Mayo®-Kurzschaftprothesen (44 %) konnten periartikuläre Ossifikationen nachgewiesen werden.
Davon zeigten 13 Schäfte (21 %) eine PAO Stadium 1 nach Brooker, 10 Schäfte (16 %) eine PAO Stadium 2 nach Brooker und 4 Schäfte (7 %) eine PAO Stadium 3 nach Brooker.
Bei insgesamt 34 Mayo®-Schäften (56 %) konnte keine periartikuläre Ossifikation gesehen werden. Es zeigte sich ebenso bei keinem Prothesenschaft eine Spangenbildung Stadium 4 nach Brooker (s. Abb. 24).

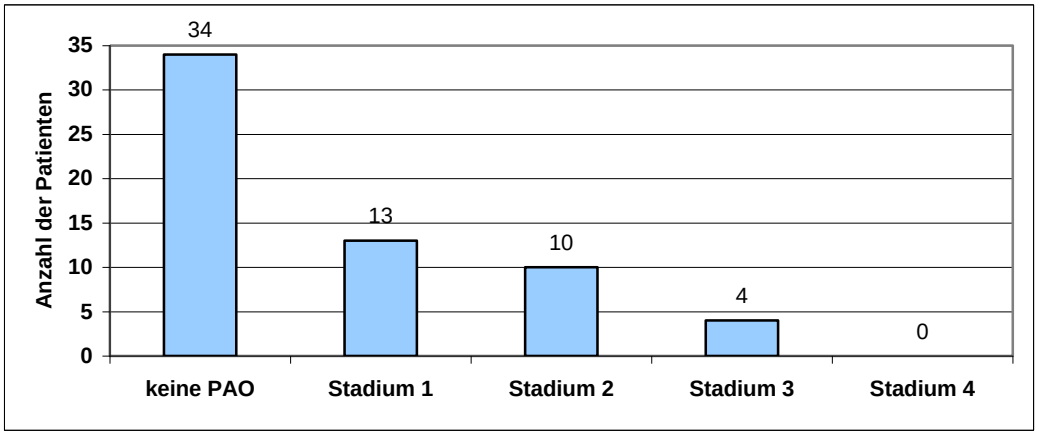

Abb. 24: Verteilung der periartikulären Ossifikation nach Brooker

4.6 Abhängigkeiten von Parametern

4.6.1 Patientenzufriedenheit und Body-Maß-Index

Der Mittelwert hinsichtlich des Body-Maß-Index betrug bei insgesamt 61 Prothesenschäften 27,4 kg/m^2 (19,1-39,8 kg/m^2).
In 18 Fällen zeigte sich ein Body-Maß-Index von 18-25 kg/m^2 (normalgewichtig), in 29 Fällen ein BMI von 25-30 kg/m^2 (übergewichtig) und in 14 Fällen ein BMI > 30 kg/m^2 (fettleibig).

Bei diesen 14 Fällen betrug der Mittelwert bei der Patientenzufriedenheit bezüglich des Schmerzes 1,46 (1-3), der Mittelwert der 29 Fälle mit einem BMI von 25-30 kg/m^2 1,61 (1-3) und der Mittelwert der 18 Fälle mit einem BMI von 18-25 kg/m^2 1,06 (1-2).

Es besteht eine Abhängigkeit bezüglich der Schmerz-Zufriedenheit und des Body-Maß-Index. Ein Body-Maß-Index über 25 kg/m^2 führte zu einer geringeren Zufriedenheit hinsichtlich des Schmerzes. Ab einem BMI von über 30 kg/m^2 konnte jedoch keine Abhängigkeit mehr festgestellt werden (s. Abb. 25).

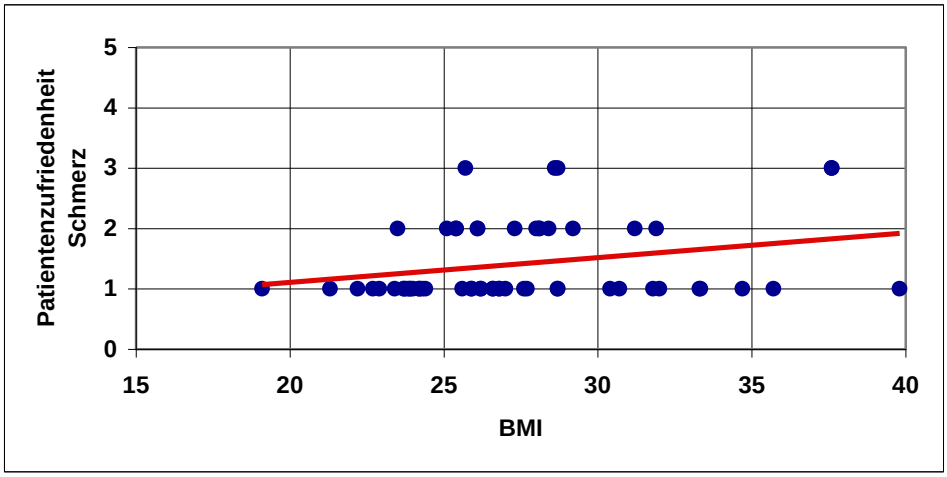

Abb. 25: Patientenzufriedenheit Schmerz – Body-Maß-Index

Der Mittelwert der 14 Prothesenschäfte mit einem Body-Maß-Index > 30 kg/m^2 lag bei der Patientenzufriedenheit bezüglich der Funktion bei 1,62 (1-3), der Mittelwert der 29 Fälle mit einem BMI von 25-30 kg/m^2 bei 1,57 (1-4) und der Mittelwert der 18 Fälle mit einem BMI von 18-25 kg/m^2 bei 1,24 (1-2).

Es besteht eine Abhängigkeit bezüglich der Zufriedenheit hinsichtlich der Funktion und des Body-Maß-Index. Mit zunehmenden BMI zeigte sich eine geringere Zufriedenheit bezüglich der Funktion (s. Abb. 26).

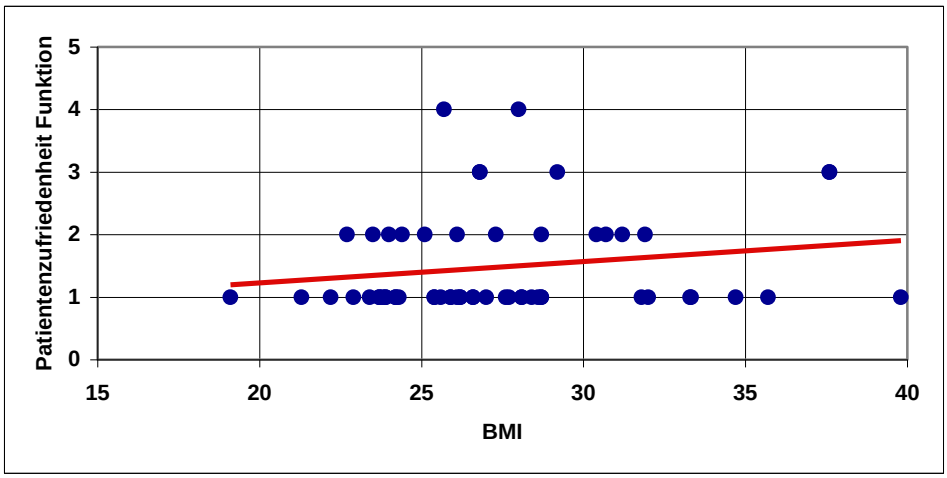

Abb. 26: Patientenzufriedenheit Funktion – Body-Maß-Index

Bezüglich des Harris Hip Scores betrug der Mittelwert der 14 Prothesenschäfte mit einem Body-Maß-Index > 30 kg/m^2 80,8 Punkte (60,8-96 Punkte), der Mittelwert der 29 Fälle mit

einem BMI von 25-30 kg/m^2 81,3 Punkte (33,9-96 Punkte) und der Mittelwert der 18 Fälle mit einem BMI von 18-25 kg/m^2 91,3 Punkte (85,4-96 Punkte).
Es konnte eine Abhängigkeit zwischen einer Abnahme des Harris Hip Scores bei zunehmendem Body-Maß-Index hergestellt werden. (s. Abb. 27).

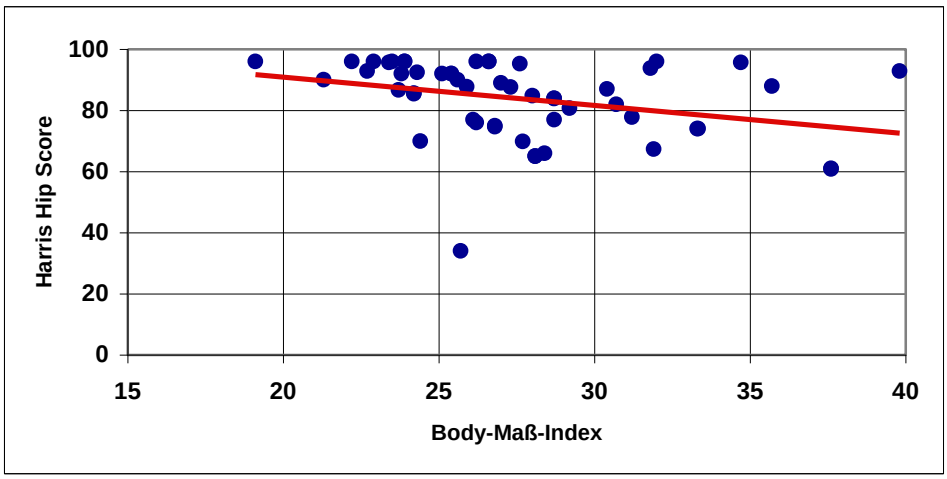

Abb. 27: Harris Hip Score – Body-Maß-Index

Der Forgotten Joint Score lag bei den 14 Prothesenschäften mit einem Body-Maß-Index > 30 kg/m^2 bei einem Mittelwert von 60,6 %, bei den 29 Schäften mit einem BMI von 25-30 kg/m^2 bei 64,2 % und bei den 18 Schäften mit einem BMI von 18-25 kg/m^2 bei 84,9 %.
Es zeigte sich eine Abhängigkeit zwischen einem geringeren Prozentwert des Forgotten Joint Scores bei steigendem Body-Maß-Index. Patienten mit einem zunehmenden Übergewicht nehmen ihr künstliches Hüftgelenk demnach deutlich mehr im Alltag wahr als normalgewichtige Patienten (s. Abb. 28).

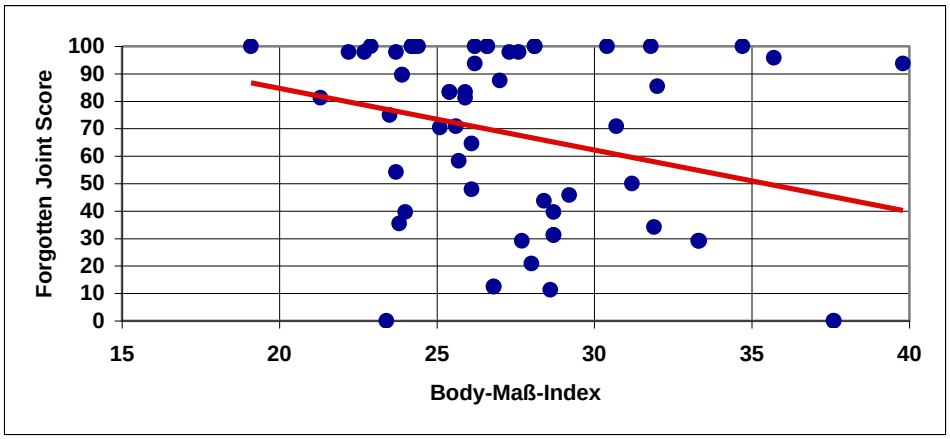

Abb. 28: Forgotten Joint Score – Body-Maß-Index

4.6.2 Harris Hip Score und postoperative Beinlängendifferenz

Der Mittelwert des Harris Hip Scores betrug bei einer postoperativ unveränderten Beinlängendifferenz 84,2 Punkte, bei einer Beinlängenverkürzung 85,7 Punkte und bei einer Beinlängenverlängerung 80,7 Punkte.

Sowohl eine zunehmende Verkürzung als auch Verlängerung der Beinlänge führte zu einem geringeren Gesamtpunktewert des Harris Hip Scores, wobei die Punktzahl bei einer Beinlängenverlängerung deutlich mehr abfiel (s. Abb. 29).

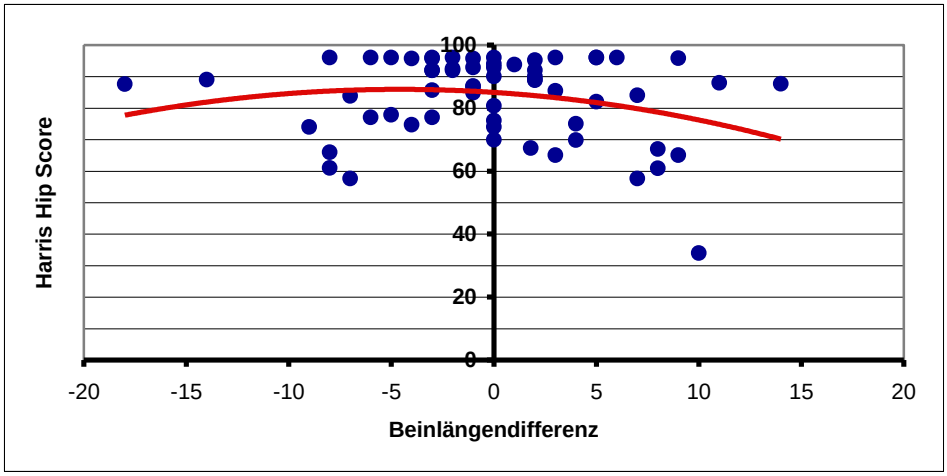

Abb. 29: Harris Hip Score - postoperative Beinlängendifferenz

4.6.3 Forgotten Joint Score und postoperative Beinlängendifferenz

Bei einer unveränderten postoperativen Beinlänge ergab sich durchschnittlich ein Forgotten Joint Score von 74,2 %, bei einer Beinlängenverkürzung ein Mittelwert von 65,1 % und bei einer Beinlängenverlängerung ein Mittelwert von 69,1.

Es zeigte sich, dass der Gesamtwert des Forgotten Joint Scores mit zunehmender Verkürzung der Beinlänge fiel. Patienten mit einer postoperativen Beinlängenverkürzung haben demzufolge ein höheres Bewusstsein in Bezug auf das Vorhandensein ihres künstlichen Hüftgelenkes (s. Abb. 30).

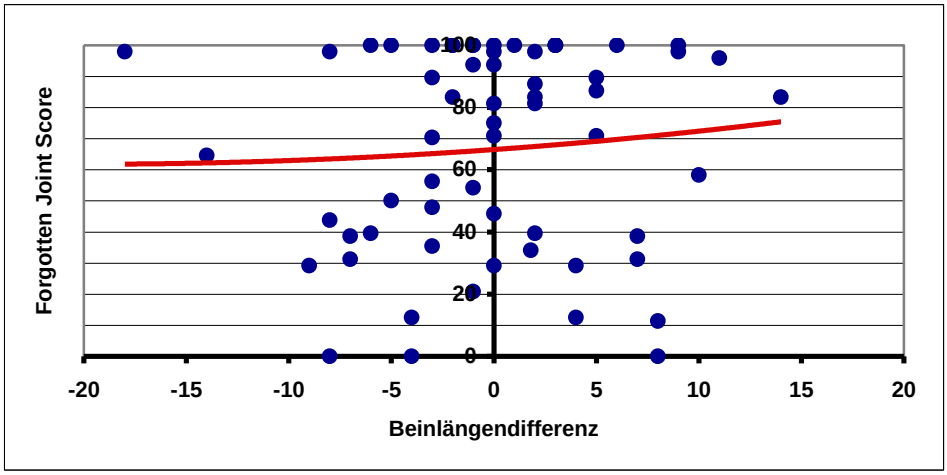

Abb. 30: Forgotten Joint Score – postoperative Beinlängendifferenz

4.6.4 Harris Hip Score und postoperative Schaftposition

Der durchschnittliche Harris Hip Score betrug bei einer neutralen Schaftposition 89,3 Punkte, bei einer varischen Schaftposition 79,2 Punkte und bei einer valgischen Schaftposition 84,0 Punkte.

Sowohl eine zunehmende valgische als auch eine zunehmende varische Schaftposition ging mit einer Abnahme der Gesamtpunktezahl des Harris Hip Scores einher. Eine valgische Schaftposition erzielte im Vergleich zur varischen Schaftposition einen insgesamt höheren Harris Hip Score (s. Abb. 31).

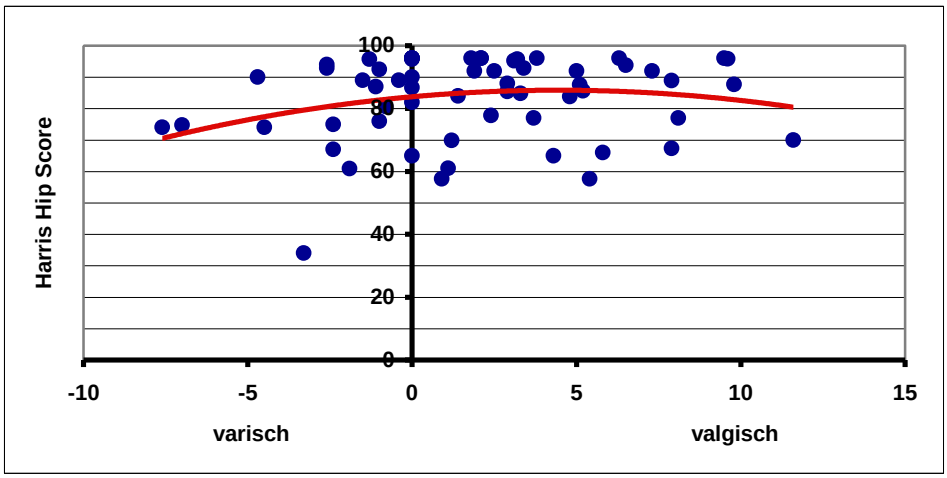

Abb. 31: Harris Hip Score – postoperative Schaftposition

4.6.5 Forgotten Joint Score und postoperative Schaftposition

Der Mittelwert des Forgotten Joint Scores lag bei einer neutralen Schaftposition bei 82,0 %, bei einer varischen Schaftposition bei 55,7 % und bei einer valgischen Schaftposition bei 70,7 %.

Hinsichtlich des Gesamtwertes des Forgotten Joint Scores ergaben sich für eine neutrale sowie zunehmend valgische Schaftposition deutlich höhere Werte als bei einer varischen Schaftposition. Eine zunehmend varischer Schaft erhöht demnach das Bewusstsein der vorhandenen Hüfttotalendoprothese (s. Abb. 32).

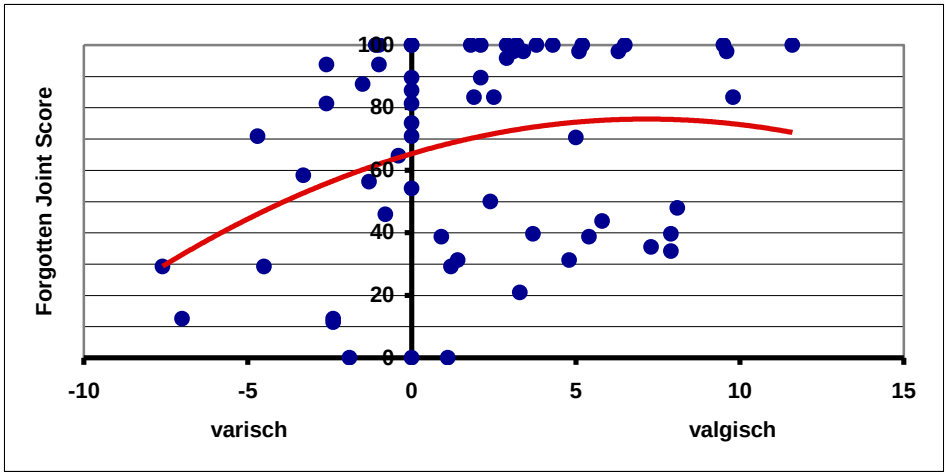

Abb. 32: Forgotten Joint Score – postoperative Schaftposition

4.6.6 Harris Hip Score und operationsbedingte Offsetveränderung

Der Harris Hip Score betrug für eine postoperative Offset-Reduktion im Mittelwert 81,7 Punkte und für eine postoperative Offset-Vergrößerung 82,7 Punkte.

Bezüglich des Harris Hip Scores und der operationsbedingten Offsetveränderung konnte eine mäßige Abhängigkeit festgestellt werden. Patienten mit einer postoperativen Offset-Vergrößerung erzielten nur gering höhere Gesamtpunktwerte im Harris Hip Score als Patienten mit einer Offset-Reduktion (s. Abb. 33).

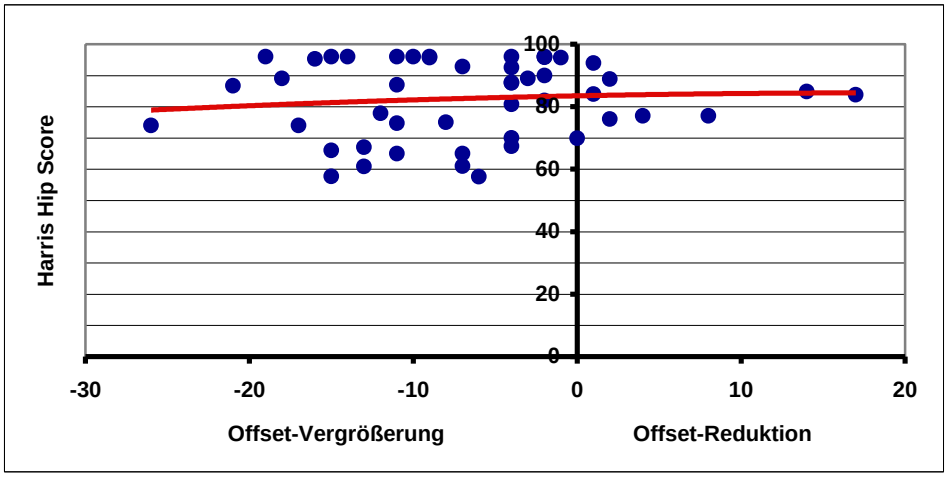

Abb. 33: Harris Hip Score – operationsbedingte Offset-Veränderung

4.6.7 Forgotten Joint Score und operationsbedingte Offsetveränderung

Der durchschnittliche Forgotten Joint Score zeigte für eine postoperative Offset-Reduktion einen Mittelwert von 46,1 % und für eine postoperative Offset-Vergrößerung einen Mittelwert von 68,0 %.

Es zeigte sich eine Abhängigkeit zwischen einer Offset-Veränderung und einer Abnahme des Gesamtwertes des Forgotten Joint Scores. Die dabei festgestellte Abnahme des FJS war bei einer Offset-Reduktion deutlich ausgeprägter als bei einer Offset-Vergrößerung. Patienten mit einer postoperativen Offset-Vergrößerung nehmen ihr Kunstgelenk weniger wahr als Patienten mit einer Offset-Reduktion (s. Abb. 34).

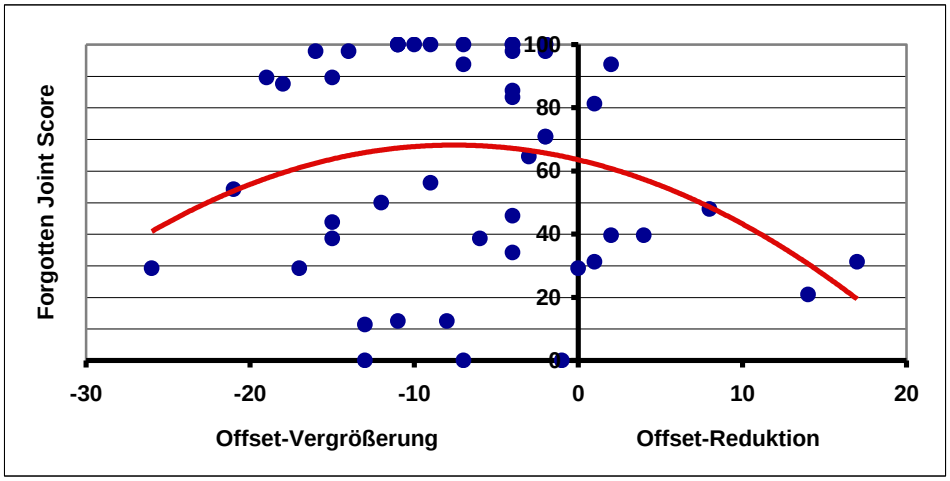

Abb. 34: Forgotten Joint Score – operationsbedingte Offset-Veränderung

4.6.8 Harris Hip Score und operationsbedingte Veränderung des Drehzentrums

Der durchschnittliche Harris Hip Score ergab für eine operationsbedingte Medialisierung des horizontalen Drehzentrums 82,9 Punkte und für eine Lateralisierung 72,5 Punkte (s. Abb. 35).

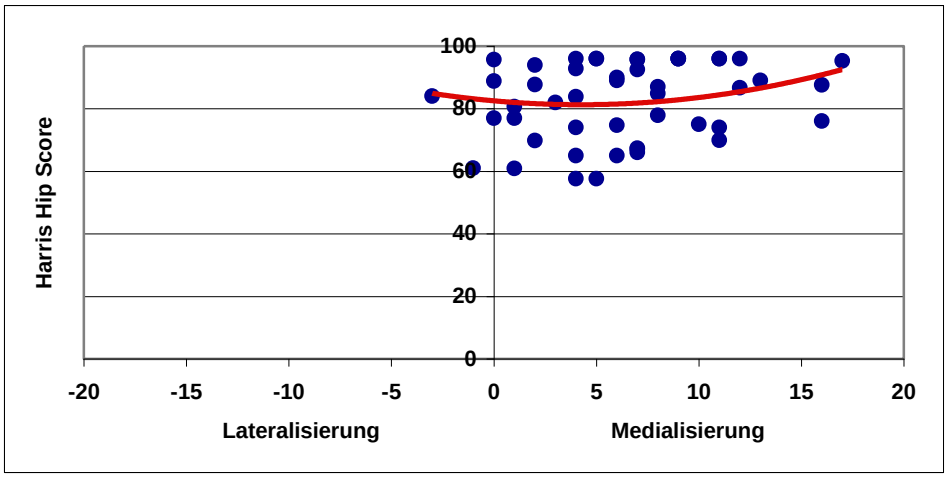

Abb. 35: Harris Hip Score – Veränderung des horizontalen Drehzentrums

Der Mittelwert des Harris Hip Scores betrug bei einem operationsbedingt kranialisierten vertikalen Drehzentrum 85,8 Punkte und bei einem kaudalisierten vertikalen Drehzentrum 81,8 Punkte (s. Abb. 36).

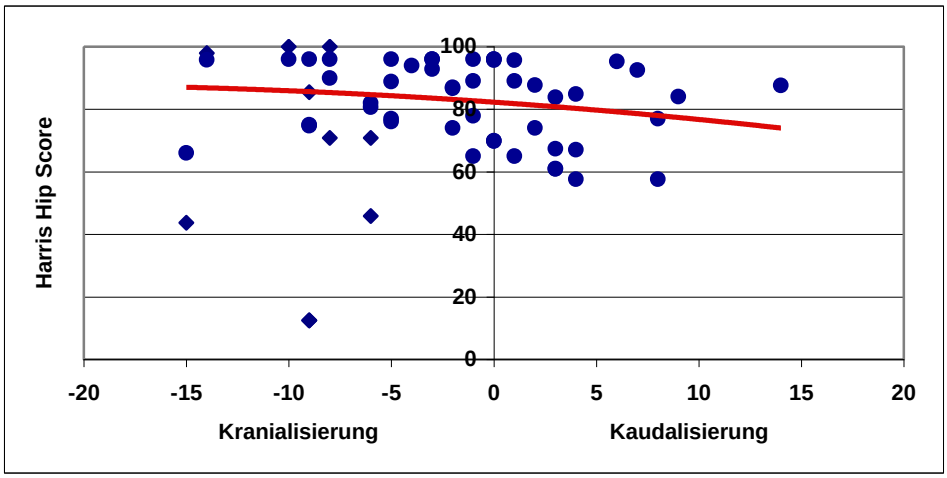

Abb. 36: Harris Hip Score – Veränderung des vertikalen Drehzentrums

Es kam zu einer Zunahme der Gesamtpunktezahl des Harris Hip Scores bei zunehmender Medialisierung und/oder Kranialisierung sowie zu einer Abnahme des HHS bei einer zunehmenden Lateralisierung und/oder Kaudalisierung des Drehzentrums (s. Abb. 35 und 36).

4.6.9 FJS und operationsbedingte Veränderung des Drehzentrums

Der Mittelwert des Forgotten Joint Scores betrug bei einer operationsbedingten Medialisierung des horizontalen Drehzentrums 66,9 % und bei einer Lateralisierung des horizontalen Drehzentrums 15,6 %. (s. Abb. 37).

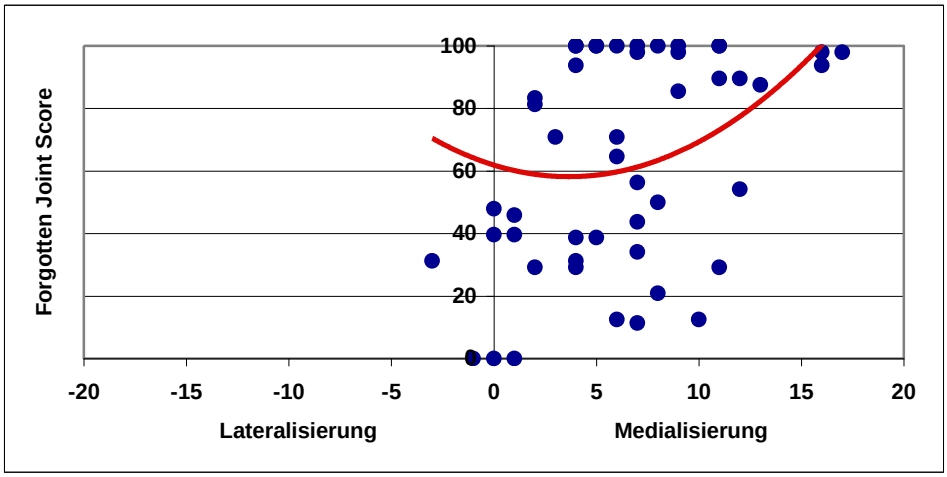

Abb. 37: Forgotten Joint Score – Veränderung des horizontalen Drehzentrums

Der durchschnittliche Prozentwert des Forgotten Joint Scores lag bei einer operationsbedingten Kranialisierung des vertikalen Drehzentrums bei 71,7 % und bei einer Kaudalisierung des vertikalen Drehzentrums bei 65,3 % (s. Abb. 38).

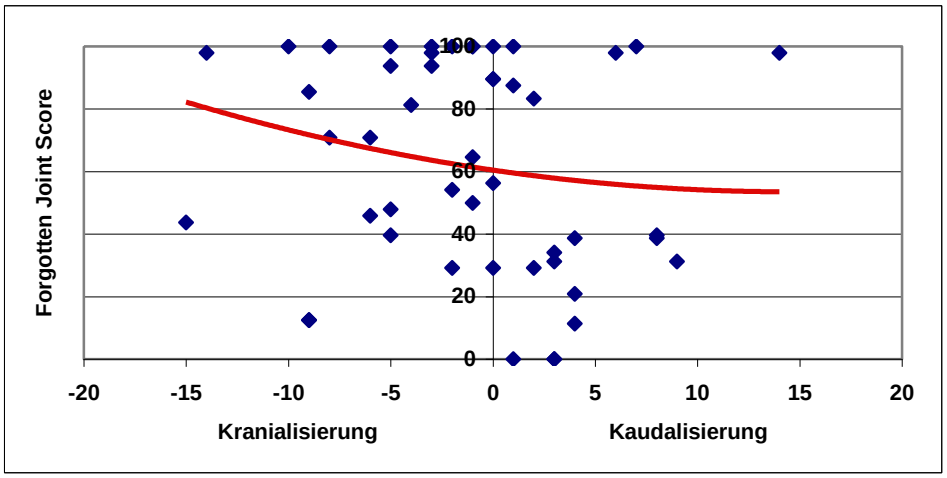

Abb. 38: Forgotten Joint Score – Veränderung des vertikalen Drehzentrums

Es konnte ein insgesamt höherer Prozentwert des Forgotten Joint Scores bei zunehmender Medialisierung und/oder Kranialisierung sowie ein niedriger Prozentwert bei zunehmender Lateralisierung und/oder Kaudalisierung des Drehzentrums ermittelt werden (s. Abb. 37 und 38). Daraus ergibt sich bei einer Patientengruppe mit einem medialisierten und/oder kranialisierten Drehzentrum eine geringere Wahrnehmung ihres künstlichen Hüftgelenkes im alltäglichen Leben.

4.6.10 Veränderung von postoperativer Schaftposition und Beinlängendifferenz

Ein valgisch implantierter Prothesenschaft führte zu einer durchschnittlichen Beinverkürzung von 1,1 mm (-18 bis +14 mm), ein neutral implantierter Prothesenschaft zu einer durchschnittlichen Beinverlängerung um 1,6 mm (-5 bis +11 mm) und ein varisch implantierter Schaft zu einer durchschnittlichen Beinverlängerung von 1,2 mm (-14 bis +10 mm).

Es besteht eine Abhängigkeit zwischen einer varischen Schaftposition und einer Beinlängenverlängerung und einer valgischen Schaftposition und einer Beinlängenverkürzung (s. Abb. 39).

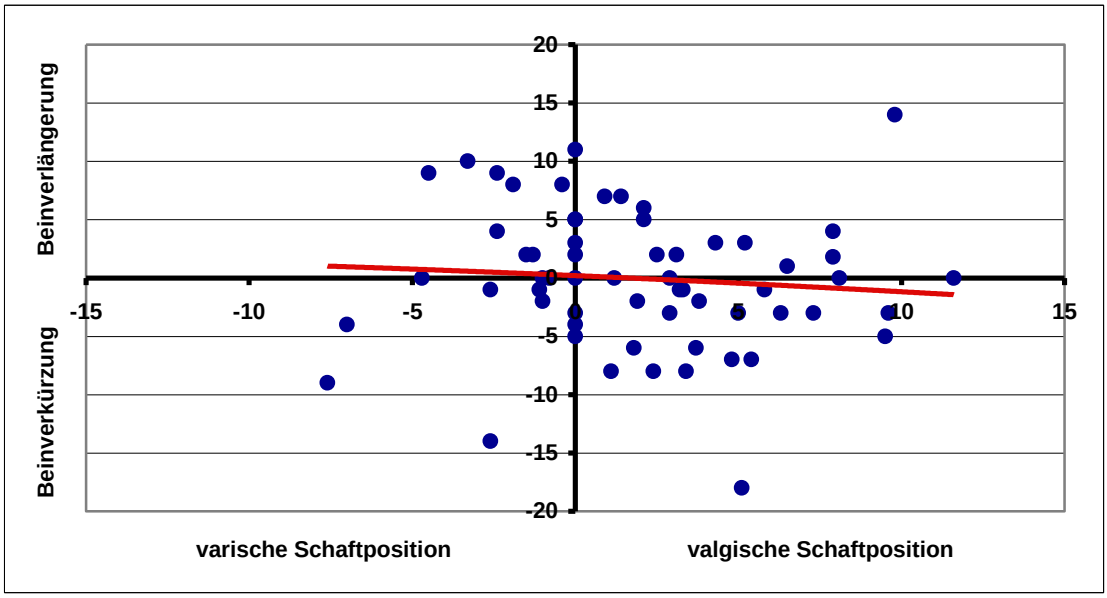

Abb. 39: Veränderung von postoperativer Schaftposition und Beinlängendifferenz

4.6.11 Veränderung von postoperativer Schaftposition und Offset

Insgesamt kam es durchschnittlich zu einer postoperativen Vergrößerung des Offsets. Sowohl eine valgische Schaftposition (durchschnittlich 4,8 mm), als auch eine neutrale Schaftposition (durchschnittlich 7,4 mm) und eine varische Schaftposition (durchschnittlich 8,9 mm) gingen mit einer Offset-Vergrößerung (-26 bis +17 mm) einher.

Es zeigte sich eine starke Abhängigkeit zwischen einer valgischen Schaftposition und einer Reduktion des Offsets sowie einer varischen Schaftposition und einer Vergrößerung des Offsets. Je valgischer das Schaftimplantat positioniert wurde, desto geringer wurde das postoperative femorale Offset und je varischer die Position des Hüftprothesenschaftes wurde, desto größer war die Zunahme des femoralen Offsets (s. Abb. 40).

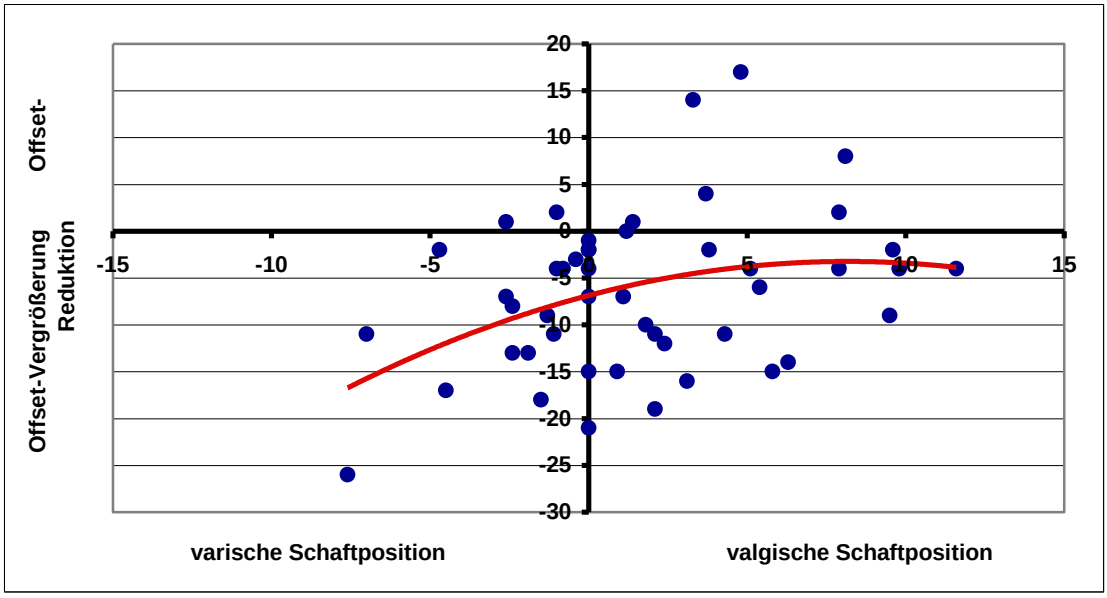

Abb. 40: Veränderung von postoperativer Schaftposition und Offset

4.6.12 Veränderung von postoperativer Schaftposition und Drehzentrum

Weder eine postoperative Medialisierung noch eine postoperative Lateralisierung des horizontalen Drehzentrums führte zu einer wesentlichen Veränderung der Schaftposition (s. Abb. 41).

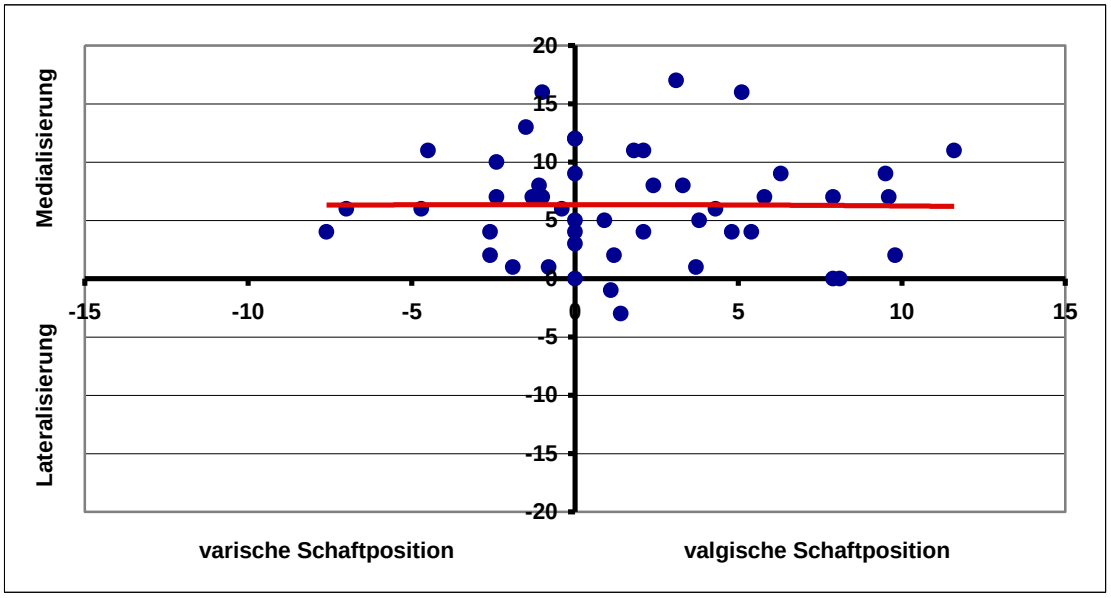

Abb. 41: Veränderung von postoperativer Schaftposition & horizontalem Drehzentrum

Eine Kranialisierung des vertikalen Drehzentrums zeigte eine zunehmend postoperative valgische Schaftposition von im Mittel 2,2°. Ein kaudalisiertes vertikales Drehzentrum dagegen zeigte eine im Durchschnitt geringere valgische Schaftposition von 1,2° (s. Abb. 42).

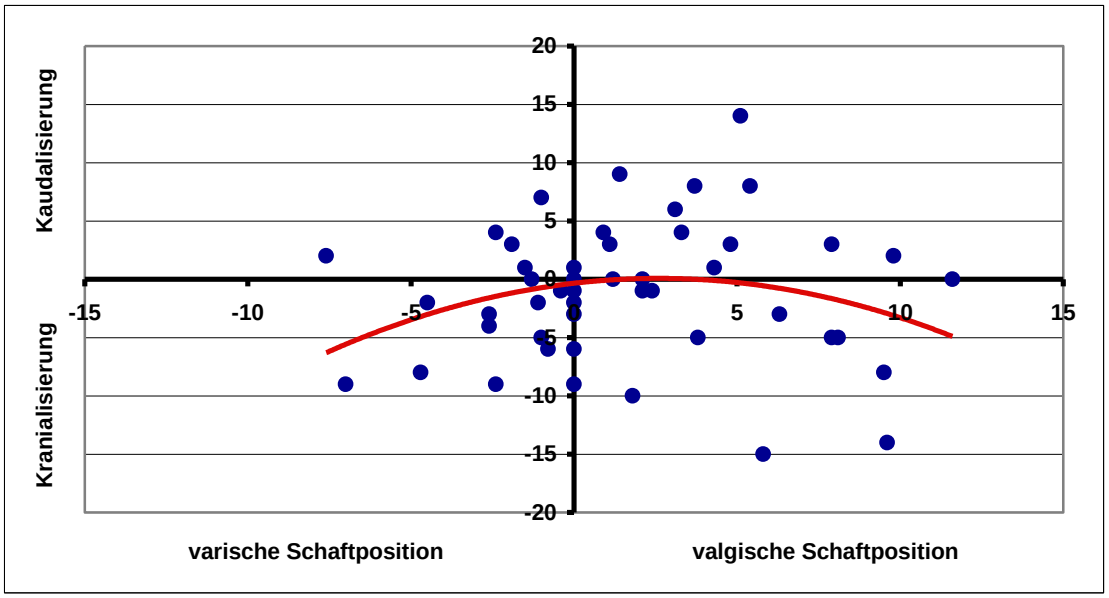

Abb. 42: Veränderung von postoperativer Schaftposition & vertikalem Drehzentrum

Es konnte eine Abhängigkeit zwischen dem postoperativen vertikalen Drehzentrum und der Schaftposition festgestellt werden. Eine zunehmende postoperative Kranialisierung des vertikalen Drehzentrums ging mit einer vermehrt valgischen Schaftposition einher.
Ein Zusammenhang zwischen dem postoperativen horizontalen Drehzentrum und der Schaftposition konnte nicht hergestellt werden (s. Abb. 41 und 42).

4.6.13 Operationsbedingte Änderungen von Offset und Drehzentrum

Eine operationsbedingte Medialisierung des horizontalen Drehzentrums ging mit einer durchschnittlichen Offset-Vergrößerung von 6,7 mm (+17 bis +26 mm) und eine operationsbedingte Lateralisierung des horizontalen Drehzentrums mit einer durchschnittlichen Offset-Reduktion von 3 mm (+1 bis -7 mm) einher (s. Abb. 43).

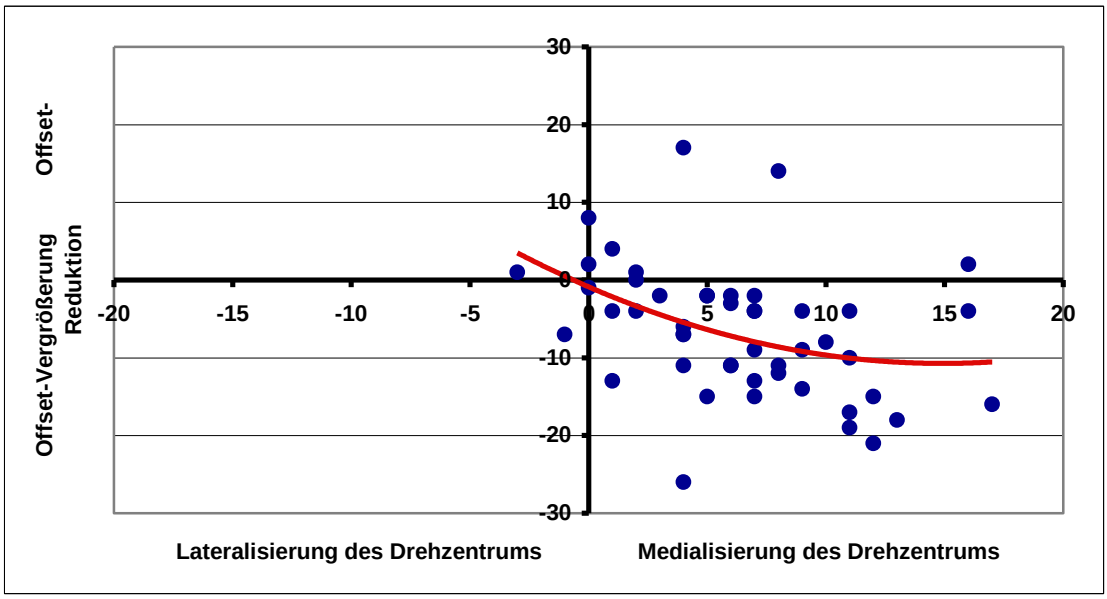

Abb. 43: operationsbedingte Änderungen des Offsets und horizontalen Drehzentrums

Eine operationsbedingte Kranialisierung des vertikalen Drehzentrums führte zu einer durchschnittlichen Offset-Vergrößerung von 6,2 mm (+8 bis -21 mm) und eine operationsbedingte Kaudalisierung des vertikalen Drehzentrums zu einer durchschnittlichen Offset-Vergrößerung von 6,7 mm (+17 bis -26 mm) (s. Abb. 44).

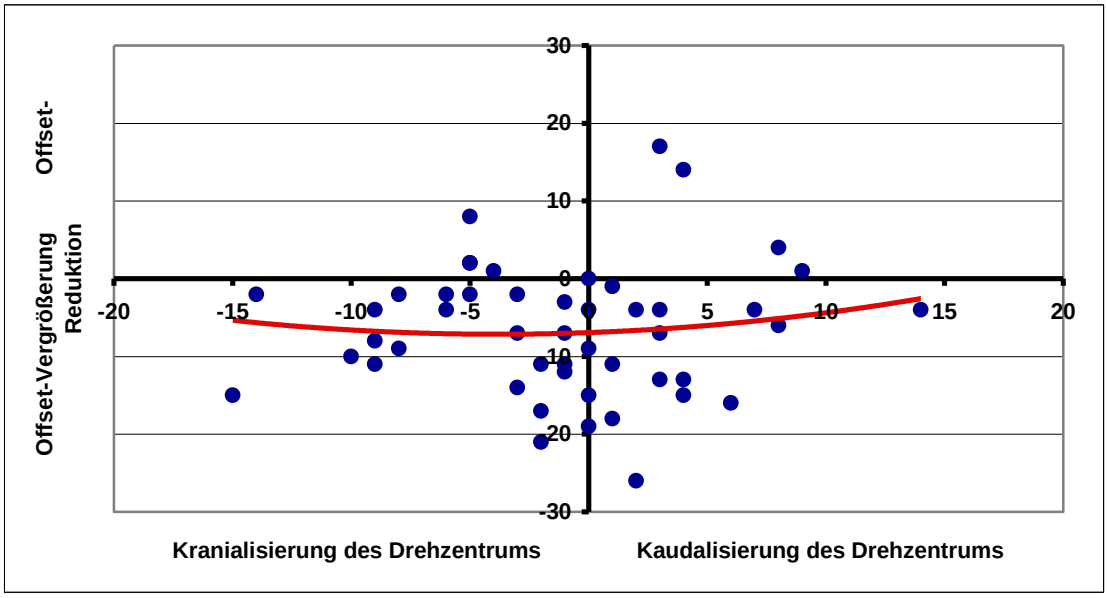

Abb. 44: operationsbedingte Änderungen des Offsets und vertikalen Drehzentrums

Es besteht eine Abhängigkeit für eine operationsbedingte Veränderung des horizontalen Drehzentrums und einer Offset-Veränderung. Eine zunehmende Medialisierung des horizontales Drehzentrums hatte eine Vergrößerung des femoralen Offsets zur Folge (s. Abb. 43).
Hinsichtlich einer operationsbedingten Veränderung des vertikalen Drehzentrums und einer Offset-Veränderung konnte kein Zusammenhang hergestellt werden (s. Abb. 44).

4.6.14 Radioluzente Linien und Patientengeschlecht

Bei insgesamt 12 Patienten und 14 Prothesenschäften traten radioluzente Linien (> 2 mm) in den Gruen-Zonen 1, 2, 3 und/oder 7 auf.
Es wurden bei jeweils 6 weiblichen Patienten (8 Prothesenschäfte) und 6 männlichen Patienten (6 Prothesenschäfte) radioluzente Linien gesehen. Beim weiblichen Geschlecht traten in zwei Fällen radioluzente Linien in zwei Gruen-Zonen gleichzeitig auf (Zone 1 und 2, Zone 1 und 7).

Es konnte keine wesentliche geschlechterspezifische Häufung von radioluzenten Linien festgestellt werden.

4.6.15 Radioluzente Linien und Body-Maß-Index

Insgesamt konnten bei 14 Prothesenschäften radioluzente Linien (> 2 mm) in den Gruen-Zonen 1, 2, 3 und/oder 7 gesehen werden.
Bei 18 Fällen mit einem BMI von 18-25 kg/m^2 traten in 6 Fällen (33 %) radioluzente Linien in den Gruen-Zonen 1, 2 und/oder 7 auf. Von 29 Fällen mit einem BMI von 25-30 kg/m^2 wurden in 7 Fällen (24 %) radioluzente Linien in den Gruen-Zone 1, 3 und/oder 7 gesehen.
Von 14 Fällen mit einem BMI > 30 kg/m^2 zeigten sich in einem Fall (7 %) radioluzente Linien in der Gruen-Zone 1.

Es konnte keine Abhängigkeit zwischen dem Body-Maß-Index und dem Auftreten von radioluzenten Linien festgestellt werden.

4.6.16 Radioluzente Linien und Schaftposition

Bei insgesamt 14 Prothesenschäften traten radioluzente Linien (> 2 mm) in den Gruen-Zonen 1, 2, 3 und/oder 7 auf.
Diese Linien wurden gehäuft bei neutraler und valgischer Schaftposition beobachtet. So wurden bei 3 von 17 varischen Schaftposition (18%), bei 4 von 9 neutralen (44%) und bei 7 von 35 valgischen Schaftpositionen (20%) radioluzente Linien registriert (s. Abb. 45).

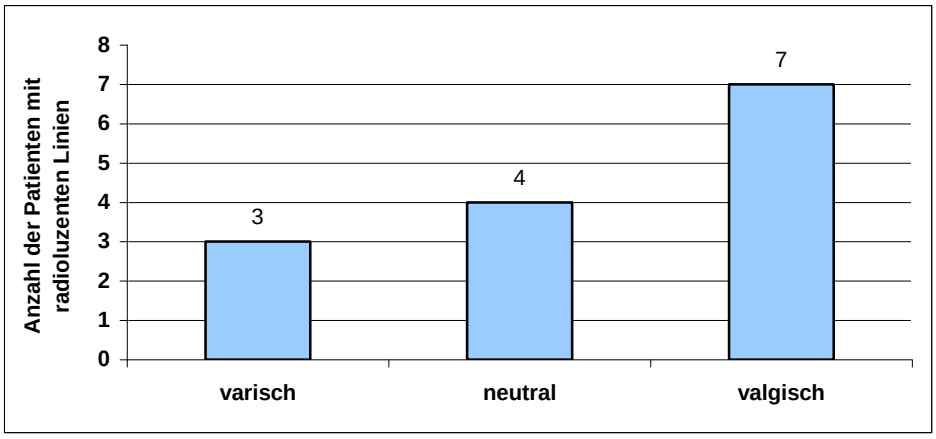

Abb. 45: Radioluzente Linien – Schaftposition

4.6.17 Periartikuläre Ossifikation und Patientengeschlecht

Von den insgesamt 27 aufgetretenen periartikulären Ossifikationen wurde bei insgesamt 10 weiblichen Patienten (37 %) und insgesamt 17 männlichen Patienten (63 %) eine PAO Stadium 1 bis 3 nach Brooker gesehen. Eine PAO Stadium 1 trat bei 6 weiblichen und 7 männlichen Patienten, eine PAO Stadium 2 bei 2 weiblichen und 8 männlichen Patienten und eine PAO Stadium 3 bei jeweils 2 weiblichen und 2 männlichen Patienten auf (s. Abb. 46).

Es zeigte sich eine Abhängigkeit zwischen dem männlichen Geschlecht und dem gehäuften Auftreten von periartikulären Ossifikationen.

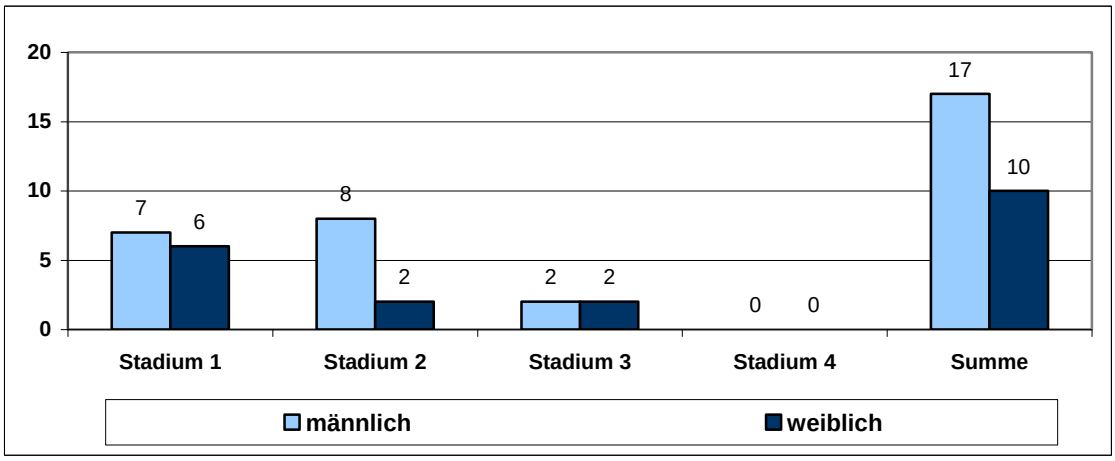

Abb. 46: periartikuläre Ossifikation - Patientengeschlecht

4.6.18 Periartikuläre Ossifikation und Body-Maß-Index

Bei insgesamt 27 Mayo®-Kurzschaftprothesen (44 %) konnten periartikuläre Ossifikationen nachgewiesen werden.
Bei 18 Fällen mit einem BMI von 18-25 kg/m^2 wurde bei 8 Fällen (44 %) eine PAO Stadium 1-3 nach Brooker gesehen. Von 29 Fällen mit einem BMI von 25-30 kg/m^2 zeigte sich in 13 Fällen (45 %) eine PAO Stadium 1-3 nach Brooker. Bei 14 Fällen mit einem BMI > 30 kg/m^2 trat in 6 Fällen (43 %) eine PAO Stadium 1-3 nach Brooker auf.

Es konnte keine Abhängigkeit zwischen dem Body-Maß-Index und dem Auftreten von periartikulären Ossifikationen hergestellt werden.

4.6.19 Periartikuläre Ossifikation und Patientenzufriedenheit Funktion

Die durchschnittliche Patientenzufriedenheit hinsichtlich der Funktion der 34 Fälle ohne Nachweis einer periartikulären Ossifikation lag bei 1,4. Bei 27 Prothesenschäften bestand eine periartikuläre Ossifikation Stadium 1, 2 und/oder 3 nach Brooker mit einer durchschnittlichen Patientenzufriedenheit hinsichtlich der Funktion von 1,6. Patienten mit einer PAO Stadium 1 nach Brooker erreichten einen Wert von 1,7, Patienten mit einer PAO Stadium 2 nach Brooker einen Wert von 1,6 und Patienten mit einer PAO Stadium 3 nach Brooker einen Wert von 1,5. Eine PAO vom Stadium 4 nach Brooker war bei keinem Fall zu sehen (s. Abb. 47).

Es konnte eine Abhängigkeit zwischen dem Auftreten einer periartikulären Ossifikation und einer verminderten Patientenzufriedenheit hinsichtlich der Funktion ermittelt werden.

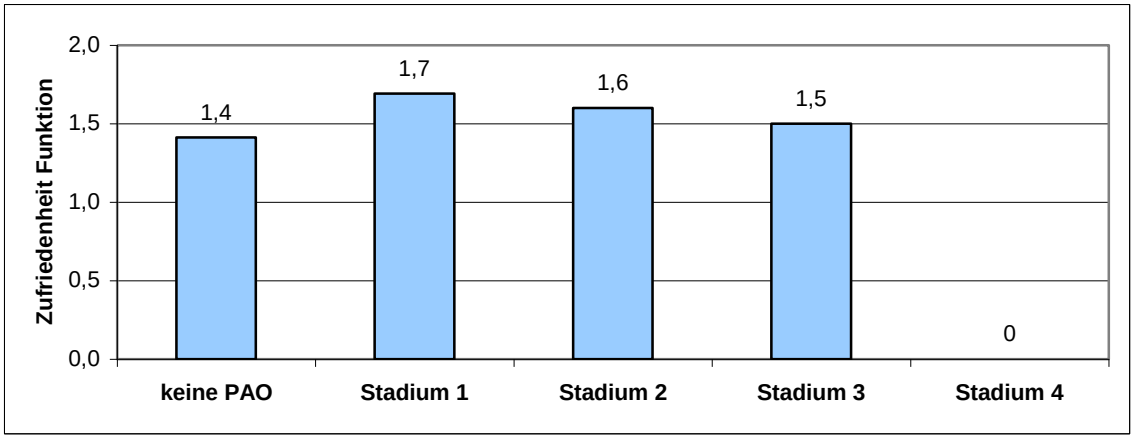

Abb. 47: periartikuläre Ossifikation - Patientenzufriedenheit Funktion

Bei Patienten ohne eine periartikuläre Ossifikation wurde hinsichtlich der Flexionsfähigkeit ein Punktwert von 3,80 im Harris Hip Score erhoben. Mit Zunahme des Stadiums der PAO nach Brooker kam zu einer Reduktion der Flexionsfähigkeit bis zu einem Punktwert von 3,71.
Ebenso kam es zu einem Verlust der Adduktionsfähigkeit von 0,15 Punkten bei Patienten ohne PAO bis zu 0,11 Punkten bei Patienten mit einer PAO Stadium 3 nach Brooker.
Hinsichtlich der Abduktions- und Außenrotationsfähigkeit konnten keine Unterschiede ermittelt werden. Ebenso zeigten sich keine Unterschiede im Vergleich der Patienten ohne PAO und aller Patienten mit aufgetretener PAO.

5 Diskussion

5.1 Patientenkollektiv

Von den insgesamt 87 Patienten, die zur Nachuntersuchung eingeladen wurden, konnten letztendlich mit vollständiger Datenerhebung 51 Patienten nachuntersucht werden. Die verbliebenen, nicht zur Nachuntersuchung erschienenen 36 Patienten waren in der Zwischenzeit entweder verzogen oder verstorben. Von den eingeschlossenen 51 Patienten waren 31 männlich und 20 weiblich, woraus sich eine geringe Dominanz des männlichen Geschlechtes ergab. Die Seitenverteilung war mit 32 Prothesenschäften auf der linken Seite und mit 29 Prothesenschäften auf der rechten Seite ausgeglichen.

5.2 Nachuntersuchungszeitraum

Der Nachuntersuchungszeitraum der 61 Mayo®-Kurzschaftprothesen betrug in dieser Arbeit im Mittel 13,67 Jahre (163,9 Monate).
Es existieren bereits Nachuntersuchungen hinsichtlich des Mayo®-Schaftes von Suksathien et al. über 6 Monate, von Gagała et al. über im Mittel 24,2 Monate, von Cruz-Vazquez et al. über durchschnittlich 61 Monate und von Tadeusz et al. über 7 Jahre [22-25].
Langzeitergebnisse bezüglich des Mayo®-Kurzschaftes sind nicht vorhanden.

5.3 Patientenzufriedenheit

Die Patienten waren durchschnittlich bezüglich „Schmerz“ und „Funktion“ „zufrieden“ bis „sehr zufrieden“ (1,46-1,51). Alle nachuntersuchten Patienten (100%) würden sich erneut für die Implantation einer Hüfttotalendoprothese entscheiden.
Die hohe Patientenzufriedenheit nach Implantation einer Hüfttotalendoprothese mit einem Kurzschaft konnte anhand der aktuellen Literatur bestätigt werden.
In den Fünf-Jahres-Ergebnissen von Wittenberg et al. über 250 Metha®-Kurzschäfte waren 85 % der Patienten total zufrieden, 14% zufrieden und 1% unzufrieden [26]. Tadeusz et al. dokumentierten in ihrer Arbeit über 34 Mayo®-Prothesenschäfte nach einem

Nachuntersuchungszeitraum von 7 Jahren ebenso gute bis sehr gute Ergebnisse bei der Mehrzahl der Patienten [24].

5.4 Scores

In dieser Arbeit bestand postoperativ ein durchschnittlicher Gesamtwert des Harris Hip Scores von 83,6 Punkten (34-96 Punkte) von insgesamt 100 zu erreichenden Punkten.
Diese Ergebnisse sind mit Ergebnissen anderer Autoren vergleichbar. Bei einer Untersuchung von 20 Patienten, denen ein unzementiertes Kurzschaftsystem implantiert wurde, berichteten Morrey et al. schon 1989 nach einem Jahr follow up über einen zunehmenden Harris Hip Score von 44,5 Punkten auf 97,8 Punkte [27]. Zeh et al. beschrieben bei 26 untersuchten Mayo®-Schäften einen Anstieg der Gesamtpunktzahl des Harris Hip Scores von 93,5 Punkten präoperativ auf 94,2 Punkte postoperativ [28]. Ebenso konnten Hagel et al. bei der Untersuchung von 270 Mayo®-Schäften eine Verbesserung des Harris Hip Scores von 44,79 Punkten präoperativ auf 93,58 Punkte postoperativ feststellen [13].
Bei 15 implantierten Mayo®-Schäften wiesen Suksathien et al. nach 6 Monaten eine Zunahme des Harris Hips Scores bis auf 95,9 Punkte (87-100 Punkte) nach [23]. Gagala et al. erzielten in Ihrer Studie mit 38 Mayo®-Schäften und einem Nachuntersuchungszeitraum von im Mittel 24,2 Monaten einen Harris Hip Score von 96 Punkten (75-100 Punkte) [22].
Die Zunahme der Gesamtpunktzahl des Harris Hip Scores nach Implantation einer Hüfttotalendoprothese mit einem Mayo®-Kurzschaft korreliert ebenso eng mit den Ergebnissen anderer Kurzschaftmodelle aus der aktuellen Literatur. So dokumentierten Amenabar et al. bei 147 Nanos®-Kurzschäften nach einem Jahr eine Zunahme der Gesamtpunktzahl des Harris Hip Scores von im Mittel 53 Punkten auf 91 Punkte [29]. Ettinger et al. beschrieben bei 72 Nanos®-Kurzschäften und einem durchschnittlichen Nachuntersuchungszeitraum von 5,2 ± 0,7 Jahren einen Anstieg des Harris Hip Scores auf 97,6 ± 0,6 Punkten [30]. Auch Zeh et al. konnten anhand eines Nachuntersuchungszeitraumes von 12 Monaten bei 25 Patienten, die mit einem Nanos®-Kurzschaft operativ versorgt wurden, einen Anstieg der Lebensqualität von 77,5 % zeigen [31,32]. Ebenso wiesen Brinkmann et al. sowohl bei der operativen Versorgung mit einem Nanos®- als auch mit einem Metha®-Kurzschaft im Durchschnitt 12,3 Monate postoperativ eine Verbesserung des Harris Hip Scores auf 96,5 und 96,2 Punkte nach [32]. Milecki et al. konnten bei 58 untersuchten Metha®-Schäften einen verbesserten Harris Hip Score von 64,3 Punkten auf 89,7 Punkte verzeichnen [33]. Bei 30 Metha®-Kurzschäften und einem Nachuntersuchungszeitraum von 12 Monaten erzielten Synder et al. eine Zunahme des Harris Hip Scores auf 97 Punkte [34].

Hinsichtlich des Forgotten Joint Scores, der ein Maß für die Wahrnehmung des Kunstgelenkes durch den Patienten im täglichen Leben ist, zeigte sich in der vorliegenden Untersuchung postoperativ ein Mittelwert von 67,9 %.
Auch diese ermittelten Prozentwerte des Forgotten Joint Scores entsprechen den Ergebnissen der aktuellen Literatur hinsichtlich des FJS und einem künstlichen Hüftgelenk, wobei hier nicht in Kurz- und Standardschäfte unterschieden wird. Thienpont et al. untersuchten 75 Patienten mit einer Hüfttotalendoprothese und konnten ein Jahr postoperativ einen Forgotten Joint Score von 80% ermitteln [35].
Eine gewisse Verzerrung der Ergebnisse entstand dadurch, dass die Messergebnisse der Scores bei Patienten mit doppelseitiger Hüftprothesen-Implantation auch doppelt in der Auswertung berücksichtigt wurden. Hinsichtlich des Forgotten Joint Scores entstand außerdem stellenweise eine Minderung des objektiv gemessenen Gesamtprozentwertes hinsichtlich der Hüfttotalendoprothese aufgrund von subjektiven Beschwerden anderer Erkrankung des muskuloskelettalen Systems beispielsweise durch ein degeneratives Wirbelsäulenleiden oder eine Gonarthrose.

5.5 Röntgenologische Daten

Bei der radiologischen Untersuchung der Mayo®-Kurzschaftprothese zeigte sich für die postoperativ gemessene Beinlängendifferenz in dieser Arbeit ein Mittelwert von -0,1 mm und damit keine relevante Beinlängendifferenz nach Implantation eines Mayo®-Schaftes.
Es konnten in dieser Arbeit ein Fall mit einer postoperativen Beinlängenverkürzung von 18 mm (weibliche, 65-jährige Patientin) und ein Fall mit einer postoperativen Beinlängenverlängerung von 14 mm (männlicher, 58-jähriger Patient) identifiziert werden. Im Fall der Beinverkürzung lag präoperativ eine ausgeprägte Destruktion des Hüftkopfes bei einer Hüftkopfnekrose mit deutlich kranialisiertem Drehzentrum vor. Im Fall der Beinverlängerung lag zur Auswertung der präoperativen Ausgangssituation nur das Röntgenbild des nicht operierten kontralateralen Hüftgelenkes vor. Eine mögliche Ursache für die Beinlängendifferenz konnte hier nicht ermittelt werden. Die bestehende Differenz konnte hier durch die endoprothetische Versorgung des zweiten Hüftgelenkes ausgeglichen werden.
Dastane et al. konnten bei 81 von 82 Hüftprothesen (99%) eine Beinlängendifferenz von 6 mm oder weniger verzeichnen [36]. Bei einer Untersuchung von 638 Hüftprothesen beschrieben Iversen et al. nach 6 Jahren bei 32% eine Veränderung und bei 68 % keine Veränderung der Beinlänge [37]. Roder et al. berichteten, dass eine Verlängerung der Beinlänge die häufigste Form der Beinlängendifferenz nach Hüftprothesenimplantation darstellt. Sie wiesen bei 10.415

Hüftprothesen in 275 Fällen eine Verkürzung der Beinlänge und in 478 Fällen eine Verlängerung der Beinlänge nach [38].
Bei 191 Hüftprothesen mit einem Standardschaft dokumentierten Whitehouse et al. bei einem mittleren follow up von 3,8 Jahren in 8,9% der Fälle eine Beinlängenverkürzung, in 0,5% der Fälle keine Beinlängenveränderung und in 90,6% eine Zunahme der Beinlänge [39]. Schmidutz et al. wiesen 2012 eine Verlängerung der Beinlänge sowohl nach Implantation einer Kurzschaftprothese (9,1 mm) als auch nach Implantation eines Standardgeradschaftes (8,1 mm) nach und ermittelten eine größere Beinlängendifferenz bei Anwendung des Kurzschaftes (3,3 mm) im Vergleich zum Geradschaft (1,3 mm). Es wurde postuliert, dass die Beinlänge mit einem Kurzschaft erschwerter rekonstruiert werden kann und zu einer Beinverlängerung neigt, was womöglich auf die höhere femorale Knochenresektion zurück zu führen ist [40].
In einer Untersuchung von 147 Nanos®-Kurzschaftprothesen konnten Amenabar et al. eine Zunahme der Beinlänge von durchschnittlich 0,36 mm ermitteln [29]. Höhle et al. beschrieben nach Implantation von 197 Kurzschaftprothesen (Mayo® und Metha®) eine Verlängerung der Beinlänge von 4,2 mm [41].
Aus den vorliegenden Ergebnissen dieser Studie lässt sich schlussfolgern, dass die Beinlänge mit einer Mayo®-Kurzschaftprothese gut rekonstruiert werden kann. Dieses Ergebnis zeigt keine Korrelation zu anderen in der aktuellen Literatur beschriebenen Ergebnissen. Die häufig beschriebene und diskutierte Zunahme der Beinlänge nach Implantation einer Hüfttotalendoprothese konnte damit nicht bestätigt werden.
An dieser Stelle muss darauf hingewiesen werden, dass eine Beinlängenveränderung auch durch andere operationsbedingte Faktoren wie die Länge des verwendeten Kopfimplantates, die Achse des implantierten Schaftes und die Lage des vertikalen Drehzentrums beeinflusst werden kann und eine postoperative Beinlängendifferenz maßgeblich von der präoperativen Planung und Implantatauswahl abhängt.

Neben der Beinlängendifferenz wurde auch die Schaftposition in Bezug auf eine Varus-/ Valguslage untersucht. Die postoperative Schaftposition befand sich in der vorgelegten Arbeit im Durchschnitt in 1,6° Valgusposition. Es konnte eine überwiegend valgische Schaftposition (im Mittel 4,7°) im Vergleich zu einer varischen (im Mittel 2,7°) und einer neutralen Position detektiert werden.
Schidlo et al. untersuchten 52 Patienten nach Implantation einer Hüfttotalendoprothese und stellten eine Veränderung des präoperativen CCD-Winkels von 128° (+/- 8,9°) auf einen postoperativen CCD-Winkel von 145° (+/- 4,8°) fest [42]. Im Vergleich von 50 Kurzschaft- und 50 Geradschaftprothesen konnten Schmidutz et al. 2012 eine größere Spannweite zwischen der Varus-Valgus-Position für einen Kurzschaft (6,2° varisch, 8,8° valgisch) als für einen Geradschaft (2,6° varisch, 3,3° valgisch) verzeichnen [40].

In einer Studie von 32 implantierten Mayo®-Schäften von Kamada et al. wurde eine im Vergleich zur nicht operierten Gegenseite valgische Schaftposition beschrieben [43]. Höhle et al. berichteten nach Implantation von 197 Kurzschaftprothesen (Mayo® und Metha®) über eine vermehrte Valgisation des implantierten Schaftes [41]. Thorey et al. berichteten bei einer Untersuchung von 151 Metha®-Schäften und einem mittlerem Nachuntersuchungszeitraum von 5,8 ± 0,7 Jahren über eine neutrale Schaftposition in 138 Fällen (91%), eine valgische Schaftposition in 6 Fällen (4%) und eine varische Schaftposition in 7 Fällen [44]. In den Fünf-Jahres-Ergebnissen von 250 Metha®-Kurzschäften beschrieben Wittenberg et al. eine neutrale Schaftposition (130–140°) bei 74,6%, eine valgische Schaftposition (>140°) bei 5,6% und eine varische Schaftposition (<130°) bei 19,8% der Fälle [26]. Brinkmann et al. konnten eine durchschnittliche Varisierung des Metha®-Schaftes auf 126,8° und eine durchschnittliche Valgisierung des Nanos®-Schaftes auf 135,7° verzeichnen [32]. Bei der Nachuntersuchung von 202 Nanos®-Schäften beschrieben Ettinger et al. eine Veränderung des präoperativen CCD-Winkels von 133,8° ± 4,4° auf einen postoperativen CCD-Winkel von 134,6° ± 4,3° [45]. Bereits Charnley berichtete, dass eine valgische Schaftposition mit einer Reduktion des femoralen Offsets einher ging und zu Instabilitäten und Subluxationen führte [46]. Aufgrund der valgischen Schaftlage und damit einhergehenden Reduktion des femoralen Offsets kann es zu einer Kraftminderung des horizontalen Hebelarmes kommen. Dadurch nimmt die Kraft der Abduktoren am Trochanter major zu wodurch es zu einer Insuffizienz und Überbeanspruchung der Glutealmuskulatur kommen kann [32,42]. Ebenso wird die Flexionsfähigkeit vermindert [47].
Eine postoperative valgische Schaftposition nach Implantation eines Kurzschaftprothesensystems, wie sie in dieser Arbeit beschrieben werden konnte, zeigt nur eine teilweise Korrelation zu der aktuell vorliegenden Literatur. Es kann postuliert werden, dass es ein unterschiedliches Implantationsverhalten hinsichtlich der postoperativen Schaftlage der einzelnen Prothesensysteme zu geben scheint. Des Weiteren ist eine größere Varianz zwischen einer varischen und valgischen postoperativen Schaftposition vor allem nach Implantation von Kurzschäften zu verzeichnen. Es bleiben weitere Studien mit einem Fokus auf die Rekonstruktion der Anatomie des Hüftgelenkes abzuwarten.

Die vorgelegte Untersuchung beschäftigte sich neben der Auswertung der postoperativen Beinlängendifferenz und Schaftposition auch mit der Rekonstruktion des femoralen Offsets. Das femorale Offset beschreibt eine Senkrechte zwischen den Linien des Hüftgelenkdrehzentrums und der proximalen Femurlängsachse. Bereits John Charnley beschrieb die Notwendigkeit das femorale Offset zu rekonstruieren, um den Hebelarm der Abduktorenmuskulatur zu vergrößern und damit eine möglichst „normale" Biomechanik des Hüftgelenkes herzustellen [46,48].

In dieser Arbeit wurde in insgesamt 15 Fällen das femorale Offset reduziert und in 46 Fällen vergrößert. Daraus resultierte eine durchschnittliche postoperative Vergrößerung des Offsets auf 42 mm (27-73 mm) im Vergleich zum präoperativen Offset von 36 mm (20-63 mm) und eine Offsetveränderung von durchschnittlich 6 mm.
Dastane et al. wiesen 2011 bei 78 von 82 Hüftprothesen (95%) eine Offset-Veränderung von bis zu 6 mm nach [36]. In einer Arbeit von Amenabar et al. über die Rekonstruktion der Anatomie des Hüftgelenkes mit 173 Nanos®-Kurzschäften kam es zu einer Vergrößerung des femoralen Offsets von im Durchschnitt 0,6 mm [29]. Ebenso zeigten Schmidutz et al. 2012 nach der Implantation von 50 Kurzschaft- und 50 Geradschaftprothesen, dass die Vergrößerung des femoralen Offsets nach Implantation eines Kurzschaftes (6,2 mm) größer ist als nach Implantation eines Geradschaftes (2,0 mm). Des Weiteren wiesen sie nach, dass im Vergleich zum Offset der kontralateralen Seite ein signifikant größerer Unterschied bei einem Kurzschaft (+3,6 mm) und ein nahezu unverändertes Offset bei einem Geradschaft (-0,2 mm) besteht [40]. Untersuchungen von John Charnley konnten zeigen, dass eine Vergrößerung des Offsets den Hebelarm der Abduktorenmuskulatur verlängert, damit den Abduktorenwinkel vergrößert und dadurch die benötigte Muskelkraft reduziert wird. Dies führt durch eine verbesserte Mechanik der Muskulatur dazu, dass auch die auf das Hüftgelenk wirkenden Kräfte signifikant abnehmen. Durch eine Offset-Vergrößerung wird ebenso die Luxationsrate und das Impingementrisiko durch eine vermehrte Weichteilstraffung reduziert und das Bewegungsausmaß vergrößert. Auf der anderen Seite kommt es bei einer Offsetvergrößerung aber auch zu einer Zunahme der Biegebelastungen und damit zur vermehrten Belastung im medialen Femurbereich. Die Belastung in der distalen Prothese wird leicht erhöht. Eine wesentliche Erhöhung der Knochenbelastung besteht aber nicht. Zudem beeinflusst eine Offsetvergrößerung auch den Knochenzuwachs bei der Osteointegration der Prothese nicht wesentlich [9,46]. McGrory et al. bestätigten, dass eine Vergrößerung des femoralen Offsets zu einer Zunahme der Abduktionsfähigkeit sowie der Muskelkraft und des Hebelarms der Abduktoren führt. Ein signifikanter Zusammenhang zwischen des femoralen Offsets und der Flexions-, Rotations- und Adduktionsfähigkeit konnte nicht nachgewiesen werden. Des Weiteren zeigte sich hier eine erhöhte Stabilität aufgrund der verbesserten Weichteilspannung [49]. Auch Schmidutz et al. konnten bei einer Offset-Vergrößerung einen besseren Bewegungsumfang und eine erhöhte Stabilität mit reduziertem Luxationsrisiko zeigen [40]. Little et el. wiesen bei 43 unzementierten Hüfttotalendoprothesen und einem Nachuntersuchungszeitraum von 49 Monaten bei einer Offset-Vergrößerung einen geringeren PE-Abrieb nach, wenn das femorale Offset dabei nicht mehr als 5 mm vergrößert wurde [50]. Bei einer Nachuntersuchung von 17 Patienten mit einer bilateralen endoprothetischen Versorgung der Hüftgelenke (identisches Implantat mit unterschiedlichem Offset) wurden von Sakalkale et al. nach im Mittel 5,70 Jahren ein vermehrter PE-Abrieb in der Gruppe mit dem signifikant größeren Offset gezeigt [51].

Kleemann et al. beschrieben ein zunehmendes Risiko für ein Implantatversagen bei zunehmendem femoralem Offset (max. +5 %) [52]. Ebenso dokumentierten Thien et al. ein vermehrtes Risiko eines Revisionseingriffes bei Zunahme der Offset-Vergrößerung [53]. Brinkmann et al. konnten beim Vergleich eines Nanos®- und Metha®-Kurzschaftes in keiner der beiden Gruppen eine signifikante postoperative Veränderung des femoralen Offsets nachweisen [32]. Ebenso beschrieben Ettinger et al. bei 202 nachuntersuchten Nanos®-Schäften eine nicht signifikante Veränderung des Offsets von präoperativ 109,3 ± 11,9 mm (80,9-131,6) auf postoperativ 109,7 ± 12,3 mm (79,7-155,6) [45].

Laut John Charnley ging eine Reduktion des Offsets mit einer Verkürzung des Hebelarms der Abduktoren einher, wodurch mehr Muskelkraft benötigt wurde, die Gelenkbelastung zunahm und der Vorteil der verringerten Biegebelastung verloren ging. Ein reduziertes Offset verursachte aufgrund der Abduktorenschwäche ein hinkendes Gangbild (Trendelenburg-Hinken) sowie seitliche Hüftschmerzen und führte zu Instabilitäten und Subluxationen [9,46].

Eine Untersuchung von Jerosch et al., die bei 50 Patienten, die zur Implantation einer Hüftendoprothese vorgesehen waren, digital 90 unterschiedliche Hüftendoprothesen planten, zeigte teilweise eine extreme Offset-Reduktion als auch -Vergrößerung bis zu 2,73 cm. Bei 4.500 virtuell geplanten Prothesen wurde das Offset 1.502 Mal passgenau rekonstruiert, 2.085 Mal verkleinert (durchschnittlich 0,69 cm) und 913 Mal vergrößert (durchschnittlich 0,7 cm). Der Mittelwert der Offset-Veränderung aller Prothesen lag bei -0,17 cm (-0,75 cm bis +0,63 cm). Auch bei Kurzschaftprothesen fiel eine Reduktion des Offsets auf [9].

Kamada et al. berichteten 2011 bei der Untersuchung von 32 implantierten Mayo®-Schäften im Vergleich zu der nicht operierten Gegenseite über eine postoperative Reduktion des femoralen Offsets. Damit einhergehend wurde eine Verminderung der Kraft der Hüftabduktoren beschrieben [43]. Diesen Sachverhalt konnten Rüdiger et al. bei ihren Untersuchungen an Modellen bestätigen. Sie zeigten bei einem Verlust von 20% des femoralen Offsets eine um durchschnittlich 15% abnehmende Abduktorenkraft [54]. Auch Sariali et al. beschrieben bei einer Reduktion des femoralen Offsets von 15% oder mehr über eine Veränderung des Gangbildes [55]. Ebied et al. untersuchten 54 Hüfttotalendoprothesen (low-offset Charnley stem) mit einem Nachuntersuchungszeitraum von im Mittel 8,8 Jahren und wiesen nach, dass ein Stem mit einem geringen Offset gute mittlere Überlebensraten hat. Sie zeigten weiterhin, dass es keinen Zusammenhang zwischen dem präoperativen Offset und der postoperativen Abriebrate gab [56].

Die vorliegende aktuelle Literatur liefert erheblich unterschiedliche Ergebnisse für das postoperative femorale Offset nach der Implantation von Hüfttotalendoprothesen, sodass hier eine Abhängigkeit des Offsets vom verwendeten Schaftimplantat vorzuliegen scheint.

Jerosch et al. publizierten, das diese Problematik mit dem Prinzip der schenkelhalsteilerhaltenden Kurzschaftprothese lösbar ist. Es muss jedoch auch bedacht werden,

dass eine Reduktion des femoralen Offsets auch durch eine Medialisierung der Pfannenposition verursacht werden kann. Aber auch durch eine Lateralisiation des Trochanter majors mit resultierender Hebelarmvergrößerung und durch eine Verlängerung des Prothesenhalses mit einer damit einhergehenden Verlängerung der Beinlänge wird Einfluss auf das femorale Offset genommen [9].
Hinsichtlich der Überlebenszeit des Prothesenschaftes und aufgrund der o. g. Vorteile einer Offset-Vergrößerung kann die Empfehlung zu einer postoperativen Offset-Vergrößerung bis zu 5 mm gegeben werden. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigten eine postoperative Offset-Vergrößerung von max. 6 mm.

Bei der Untersuchung der radiologischen Parameter wurde in dieser Studie auch die Rekonstruktion des Drehzentrums ausgewertet. Bei den untersuchten 61 Mayo®-Kurzschaftprothesen wurde das horizontale Drehzentrum operationsbedingt in insgesamt 52 Fällen reduziert. Die durchschnittliche Reduktion (Medialisierung) des horizontalen Drehzentrums lag bei 6 mm. Bei der Untersuchung des vertikalen Drehzentrums konnte eine Kranialisierung von durchschnittlich 1 mm gemessen werden, sodass sich damit im Vergleich zur präoperativen Lage kaum eine Veränderung ergab.
Bereits Lecerf et al. beschrieben, dass eine Rekonstruktion des Drehzentrums die Inzidenz von Implantatversagen und Revisionseingriffen reduzieren kann [57]. Ebenso konnten Hirakawa et al. zeigen, dass eine Lateralisation und Kranialisierung des Drehzentrums häufiger operativ revidiert werden mussten, eine Medialisierung und Kranialisierung (zusätzlich zu einer Pfanneninklination von weniger als 40°) jedoch keine Revisionsoperation nach sich zog [58].
Schmidutz et al. verglichen 2012 das postoperative Drehzentrum nach Implantation einer Kurzschaft- und Geradschaftprothese. Nach Implantation einer Kurzschaftprothese wurde das mediale Drehzentrum signifikant um 5,2 mm medialisiert. Eine Medialisierung lag in 88 % der Fälle vor. Das vertikale Drehzentrum wurde um 0,2 mm kranialisiert und damit nicht signifikant verändert. Bei einer Geradschaftprothese kam es in 72 % der Fälle zu einer Medialisierung um 3,5 mm. Das vertikale Drehzentrum wurde um 0,6 mm kaudalisiert und nicht signifikant verändert. In beiden Gruppen kam es zu keiner signifikanten Veränderung des vertikalen Drehzentrums. Das horizontale Drehzentrum dagegen wurde in beiden Gruppen signifikant medialisiert [40].
Bei einem Vergleich der Nanos®- und Metha®-Kurzschaftprothese konnten Brinkmann et al. keine signifikante Veränderung des prä- und postoperativen Drehzentrums nachweisen [32].
Amenabar et al. untersuchten 173 Nanos®-Kurzschäfte hinsichtlich der Rekonstruktion des anatomischen Hüftgelenkes und zeigten eine Reduktion des horizontalen Drehzentrums um durchschnittlich 1,4 mm sowie eine Vergrößerung des vertikalen Drehzentrums von durchschnittlich 0,4 mm [29].

Dastane et al. beschrieben 2011 bei der Nachuntersuchung von 82 Hüfttotalendoprothesen eine Kranialisierung des Drehzentrums bis 6 mm und eine Medialisierung des Drehzentrums bis 5 mm als akzeptable Rekonstruktion. Bei einer Kranialisierung des Drehzentrums von mehr als 6 mm und einer Medialisierung von mehr als 5 mm wurde über eine Offset-Veränderung > 5 mm berichtet [36].
Die vorliegende aktuelle Literatur spiegelt die Ergebnisse dieser Arbeit im Sinne einer postoperativen Medialisierung des horizontalen Drehzentrums und eines unveränderten postoperativen vertikalen Drehzentrums wider. Demnach kann mit der Implantation eines Mayo®-Kurzschaftes das Drehzentrum optimal rekonstruiert werden, um eine lange Standzeit zu gewährleisten. Auch hier ist der Einfluss der Pfannenposition auf die Lage des horizontalen und vertikalen Drehzentrums zu beachten und zu diskutieren.

Um Aussagen zur Langzeitstabilität der Mayo®-Kurzschaftprothese treffen zu können, wurde das Auftreten von radioluzenten Linien untersucht. Wick et al. beschrieben, dass radioluzente Linien von über 2 mm Breite und mindestens 1 cm Länge ein Hinweis auf eine Lockerungstendenz des Prothesenschaftes sein können. Einen Zusammenhang mit dem klinischen Outcome konnte jedoch nicht nachgewiesen werden [18].
Bei 47 Prothesenschäften (77 %) traten in dieser Arbeit keine und bei 14 Prothesenschäften (23 %) radioluzente Linien (> 2 mm) in den Gruen-Zonen 1, 2, 3 und / oder 7 auf. Es zeigte sich das vermehrte Auftreten von radioluzenten Linien in den Zonen 1 und 7 nach Gruen.
Schneider et al. berichteten 2004 über die radiologischen Ergebnisse nach Implantation von 46 Mittelmeier-Monobloc-Prothesen und 83 Zweymüller-Geradschaft-Prothesen bei Patienten mit einer Hüftkopfnekrose. Es wurde bei beiden Prothesenschäften eine hohe Inzidenz für radioluzente Linien vor allem in den Zonen 1 und 7 nach Gruen detektiert [59]. Im Jahr 2006 untersuchten Zweymüller et al. das Auftreten von radioluzenten Linien nach Implantation von 95 Geradschaftprothesen nach sechs Jahren und konnten einen Nachweis in 43 Fällen vor allem in den Gruen-Zonen 1 und 7 führen. Bei einer erneuten Untersuchung nach 10 Jahren waren die Ergebnisse identisch. Bei einem fehlenden Progress wurde nicht von einer Implantatlockerung ausgegangen [17].
Zeh et al. beobachteten nach einem durchschnittlichen Untersuchungszeitraum von 8,2 Monaten bei Patienten, denen aufgrund einer sekundären Coxarthrose bei einer Hüftkopfnekrose ein Mayo®-Schaft implantiert wurde, in 6 von 26 Fällen insgesamt 12 radioluzente Linien. In einer zweiten Gruppe von Patienten, denen aufgrund einer primären Coxarthrose ein Mayo®-Schaft implantiert wurde traten in 17 von 30 Fällen insgesamt 17 radioluzente Linien auf. Daraus ergab sich keine statistische Signifikanz [28]. Suksathien et al. untersuchten 2012 die Ergebnisse nach Implantation einer Mayo®-Kurzschaftprothese (in 15 Fällen) und einer Metha®-Kurzschaftprothese (in 35 Fällen). In der Mayo®-Gruppe zeigte sich ein Fall mit einer

radioluzenten Linie von 3 mm in den Gruen-Zonen 1 und 2. In der Metha®-Gruppe waren keine radioluzenten Linien auffällig [23]. Brinkmann et al. beschrieben in einem Vergleich zweier Kurzschaftprothesen nach einem Jahr postoperativ radioluzente Linien bei 11 von 24 Metha®-Schäften in den Gruen-Zonen 1 und 7 und bei 8 von 26 Nanos®-Schäften überwiegend in der Gruen-Zone 1 [32]. In einer Publikation von Zeh et al. wurden im Mittel 368 Tage postoperativ insgesamt 15 radioluzente Linien bei 12 von 25 Nanos®-Schäften gesehen. Diese traten überwiegend an der polierten Schaftspitze (Gruen-Zone 4) auf und galten nicht als ein Hinweis auf eine gestörte ossäre Integration [31]. Bei der Untersuchung von 72 Nanos®-Prothesen im Jahr 2011 konnten Ettinger et al. nach einem mittlerem Nachuntersuchungszeitraum von 5,2 ± 0,7 Jahren bei zwei Fällen radioluzente Linien nachweisen. Diese traten in Fall eins in den Gruen-Zonen 1 und 7 und in Fall 2 in den Gruen-Zonen 2 und 3 auf [30]. Bei einer weiteren Publikation 2013 stellten Ettinger et al. bei 202 nachuntersuchten Nanos®-Schäften bei zwei Fällen radioluzente Linien im Bereich der Implantat-Knochen-Schnittstelle fest [45].
In der aktuellen Literatur wird sowohl bei Kurzschaftprothesen als auch bei konventionellen Geradschaftprothesen das gehäufte Auftreten von radioluzenten Linien vor allem in den Gruen-Zonen 1 und 7 beschrieben. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit konnten dieses gehäufte Auftreten bestätigen. Ursächlich für dieses gehäufte Auftreten scheinen durch die proximale Krafteinleitung hervorgerufene Mikrobewegungen zu sein. Bei einer fehlenden Progredienz der vorhandenen radioluzenten Linien ist nicht von einem Einfluss auf die Standzeit des Prothesenmodells auszugehen.

Neben dem Auftreten von radioluzenten Linien wurde in dieser Studie auch das Auftreten von periartikulären Ossifikationen untersucht. Bei insgesamt 27 Mayo®-Kurzschaftprothesen (44 %) konnten periartikuläre Ossifikationen im Stadium 1 nach Brooker (13 Schäfte ≙ 21 %), Stadium 2 nach Brooker (10 Schäfte ≙ 16 %) und Stadium 3 nach Brooker (4 Schäfte ≙ 7 %) nachgewiesen werden. Bei insgesamt 34 Mayo®-Schäften (56 %) wurde keine periartikuläre Ossifikation gesehen.
Eine periartikuläre Ossifikation ist eine häufig auftretende Komplikation bei Patienten mit einem künstlichen Gelenkersatz (Hüft-, Knie-, Schulter- und Ellenbogengelenk). Aber nur eine Minderheit der Patienten (5-10 %) mit einer PAO klagen über Beschwerden. Die Ursache für eine PAO scheint noch nicht geklärt. Das Auftreten einer PAO wurde vor allem im ersten postoperativen Jahr beobachtet. Das Ausmaß der Weichteiltraumatisierung während des Implantationsvorganges mit der damit einhergehenden Freisetzung von osteoinduktiven Wachstumsfaktoren scheint eine Rolle zu spielen [60]. Des Weiteren ist das Auftreten einer PAO abhängig vom operativen Zugangsweg und tritt bei einem lateralen oder anterolateralen Zugang ausgeprägter auf als bei einem posterioren Zugang [61,62]. Das Risiko einer schweren PAO nach Implantation einer Hüfttotalendoprothese nimmt bei Patienten zu, die bereits eine

PAO nach vorangegangenen chirurgischen Eingriffen entwickelten. Eine PAO tritt weiterhin häufiger bei Männern mit einer hypertrophen Coxarthrose und bei Patienten mit einer ankylosierenden Spondylitis oder diffusen idiopathischen Skeletthyperostosen auf. Eine präventive Behandlung beinhaltet zum einen die Medikation mit nicht-steroidalen Antiphlogistika ab dem Tag der Operation für 7 bis 10 Tage postoperativ und zum anderen eine einmalige prä- oder postoperative lokale Bestrahlung [62,63].
In einer Untersuchung von 24 Metha®- und 26 Nanos®-Kurzschäften berichteten Brinkmann et al. 12 Monate postoperativ in der Metha®-Gruppe über 4 Fälle einer PAO Stadium 1 und einen Fall mit einer PAO Stadium 2 nach Brooker. In der Nanos®-Gruppe traten bei jeweils einem Fall eine PAO Stadium 1 und Stadium 2 nach Brooker auf [32]. Wittenberg et al. dokumentierten in den Fünf-Jahres-Ergebnissen von 250 Metha®-Kurzschäften eine heterotope Ossifikation Stadium 1 nach Brooker bei 6,9 % und eine PAO Stadium 2 nach Brooker in 1,3% der Fälle [26]. Bei einer Untersuchung von 151 Metha®-Schäften und einem mittlerem Nachuntersuchungszeitraum von 5,8 ± 0,7 Jahren wiesen Thorey et al. eine PAO Stadium 1 und 2 bei zwei Fällen nach [44]. Ettinger et al. beschrieben bei 202 nachuntersuchten Nanos®-Schäften das Auftreten einer PAO in 14 Fällen [45].
Gierse et al. werteten 115 Müller-Charnley®-Standardprothesen und 75 SF®-Prothesen (anatomisch geformter Geradschaft) hinsichtlich des Auftretens einer periartikulären Ossifikation aus. Sie berichteten über keinen Zusammenhang zu der Prothesenform, zu einer postoperativen Veränderung der Beinlänge und des CCD-Winkels und der Anzahl von Bluttransfusionen. Es konnte aber ein eindeutiger Zusammenhang zwischen dem Auftreten einer PAO und der Verwendung von low-dose Heparin festgestellt werden [64].
In der vorliegenden Literatur wird das Auftreten einer periartikulären Ossifikation im Stadium 1 und 2 nach Brooker sowohl bei Kurzschaft- als auch bei Geradschaftprothesen beschrieben. Diese Ergebnisse korrelieren mit den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit.

5.6 Abhängigkeit von Parametern

Neben der Auswertung der einzelnen Parameter erfolgte auch eine vergleichende Betrachtung der Abhängigkeiten dieser Parameter zueinander.
In dieser Arbeit zeigte sich eine Abhängigkeit zwischen einem steigenden Body-Maß-Index und einem geringeren Gesamtpunktwert des Harris Hip Scores und Prozentwert des Forgotten Joint Scores. Ein Body-Maß-Index über 25 kg/m^2 (übergewichtig) führte zu einer geringeren Zufriedenheit hinsichtlich des Schmerzes und der Funktion. Ab einem BMI von über 30 kg/m^2 (fettleibig) konnte hinsichtlich des Schmerzes jedoch keine Abhängigkeit mehr festgestellt werden.

Haverkamp et al. detektierten in ihrer Studie aus dem Jahr 2008 bei 489 zementierten Hüftprothesen klinisch relevante Unterschiede bei Patienten in Abhängigkeit von ihrem BMI. Patienten mit einem BMI > 30 kg/m^2 zeigten mit 83,7 Punkten (74,5–92,3) einen geringeren Harris Hipp Score als Patienten mit einem BMI > 25 kg/m^2 (86,8 Punkte (83,5–90,1)) und Patienten mit einem BMI < 25-30 kg/m^2 (91,6 Punkte (89,3–93,9)) [65].
Eine Untersuchung von McLaughlin et al. von 285 nicht zementierten Hüftprothesen im Jahr 2006 konnte bei den adipösen Patienten eine Zunahme des Harris Hip Scores von 52 Punkten (30-66) auf 89 Punkte (49-100) verzeichnen. Die nicht-adipösen Patienten zeigten eine Zunahme des HHS von 53 Punkten (25-73) auf 89 Punkte (53-100). Es konnte damit kein Unterschied im klinischen Outcome beider Gruppen festgestellt werden [66]. Eine Arbeit von Yeung und Jackson et al. aus dem Jahr 2011 teilte 2026 Patienten (2140 Hüftprothesen) nach Implantation einer zementfreien Hüfttotalendoprothese (ABG®-Schaft) in eine nicht-adipöse Gruppe (BMI < 30) und eine adipöse Gruppe (BMI ≥ 30) ein. Nach einem durchschnittlichen Nachtuntersuchungszeitraum von 6,3 Jahren zeigte die adipöse Gruppe einen signifikant geringeren Gesamtpunktwert in dem postoperativ erhobenen Harris Hip Score (89,9 Punkte) im Vergleich zur nicht-adipösen Gruppe (93,2 Punkte). Ebenso waren die gemessenen Bewegungsumfänge der Flexion, Adduktion und Innenrotation in der Gruppe der nicht-adipösen Patienten größer. Bei den Bewegungsumfängen der Abduktion und Außenrotation gab es keinen signifikanten Unterschied zwischen beiden Gruppen. Die Patientenzufriedenheit war zwischen beiden Gruppen vergleichbar. Trotz der geringeren klinischen Scores waren auch die adipösen Patienten mit ihrem Operationsergebnis zufrieden [67,68].
Eine Arbeit aus dem Jahr 2016 von Issa et al. verglich 48 Hüftprothesen von 45 Patienten mit einem Body-Maß-Index von mindestens 50 kg/m^2 mit 135 Patienten mit einem BMI von <30 kg/m^2 über einen mittleren Nachuntersuchungszeitraum von sechs Jahren (4-12 Jahre). Die super-adipöse Gruppe zeigte einen deutlich geringeren Gesamtpunktwert das Harris Hip Scores (82 Punkte) im Vergleich zur Kontrollgruppe (91 Punkte). Die super-adipöse Gruppe hatte außerdem ein deutlich erhöhtes Risiko für eine Komplikation (OR 7,7fach höher) oder einen Revisionseingriff (OR 4,5fach höher) [69].
Der Effekt einer Adipositas auf das klinische Ergebnis nach Implantation eines künstlichen Gelenkes wird in der Literatur kontrovers und vielfältig diskutiert. Es wird vermutet, dass Übergewicht aufgrund einer vermehrten Belastung der Prothesenkomponenten und des umgebenden Knochens und einer damit einhergehenden höheren aseptischen Lockerungsrate zu schlechteren klinischen und radiologischen Ergebnissen führt. Dieser Zusammenhang spiegelt sich jedoch nicht in den erhobenen klinischen Ergebnissen wider. In einer aktuellen Studie von Wagner et al. aus dem Jahr 2016 konnte kein Zusammenhang zwischen einem zunehmenden Body-Maß-Index und einer operativen Revisionsrate aufgrund von mechanischem Implantatversagen oder Implantatlockerung hergestellt werden. Es wurde postuliert, dass eine

zunehmende Belastung der Prothesenkomponenten durch eine verminderte Aktivität von adipösen Patienten verhindert wird. Es wurde jedoch eine Abhängigkeit zwischen einem zunehmenden BMI und frühzeitigen Luxationen, Wundinfektionen und vor allem tiefen periprothetischen Infekten hergestellt [70,71].
Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit, die nur ein geringes Patientenkollektiv umfasst, dokumentieren bei übergewichtigen und normalgewichtigen Patienten eine vergleichbare Zufriedenheit mit dem Operationsergebnis. Hinsichtlich des Harris Hip Scores, in dem neben der Bewertung von Schmerz und Funktion auch die Messung des Bewegungsumfanges eine Rolle spielt, konnte ein Unterschied zwischen beiden Gruppen zugunsten der nicht-adipösen Patienten festgestellt werden. Diese Ergebnisse korrelieren eng mit den Ergebnissen der aktuellen Literatur sowohl bei zementierten als auch zementfreien Hüftprothesen. Für einen Vergleich der Patientenzufriedenheit in Abhängigkeit von einer Adipositas nach Implantation eines Kurzschaftsystems liegen zum jetzigen Zeitpunkt keine Daten vor.

Neben dem Zusammenhang zwischen der Patientenzufriedenheit und des Body-Maß-Index wurde auch der Zusammenhang zwischen der Patientenzufriedenheit und der postoperativen Beinlängendifferenz untersucht.
Sowohl eine zunehmende Verkürzung als auch Verlängerung der Beinlänge führte zu einem geringeren Gesamtpunktwert des Harris Hip Scores, wobei dieser bei Patienten mit einer Beinlängenverlängerung insgesamt niedriger war. Es zeigte sich, dass der Prozentwert des Forgotten Joint Scores mit zunehmender Verkürzung der Beinlänge fiel.
Mahmood et al. konnten in einer Arbeit aus dem Jahr 2015 über die Untersuchung von 222 Patienten nach Implantation einer Hüftprothese zeigen, dass Patienten 12 bis 15 Monate postoperativ mit einer Beinverlängerung nach Implantation einer Hüfttotalendoprothese vermehrt auf die Anwendung von Absatzerhöhungen zurück greifen und über verbleibende Restbeschwerden im betroffenen Hüftgelenk klagen [72]. Ebenso beschrieben Plaass et al., dass Patienten mit einer Beinverlängerung nach Implantation einer Hüftprothese anhaltend Schmerzen verspürten. Patienten mit einer Beinverkürzung dagegen neigten vermehrt zu einem hinkenden Gangbild. Sie konnten keinen Zusammenhang zwischen einer Beinlängendifferenz und der Gehfähigkeit, dem Harris Hip Score und der Patientenzufriedenheit herstellen [73]. In einer Analyse von Roder et al. über 10.415 Fälle wurden die Verkürzung (in 275 Fällen) und die Verlängerung der Beinlänge (in 478 Fällen) zwei Jahre nach Hüftprothesenimplantation verglichen. Es zeigte sich ein Zusammenhang sowohl einer Beinlängenverlängerung als auch -verkürzung zu einem hinkenden Gangbild. Es bestand außerdem ein Zusammenhang zwischen einer Beinlängenverlängerung und der Gehfähigkeit sowie einer Beinlängenverkürzung und Hüftschmerzen [38].

Bei einer Untersuchung von 638 Hüftprothesen nach 6 Jahren konnten Iversen et al. bei 32% eine Veränderung und bei 68 % keine Veränderung der Beinlänge verzeichnen. Der durchschnittliche Gesamtpunktwert der Harris Hip Scores lag bei 83 Punkten bei Patienten mit einer Beinlängenveränderung und bei 92 Punkten bei Patienten ohne eine Beinlängenveränderung [37]. Zhang et al. wiesen 2014 bei Patienten mit einer geringen Beinlängendifferenz ein halbes Jahr nach Implantation anhand des Harris Hip Scores eine steigende Funktionalität nach. Des Weiteren zeigten sie, dass sich der Harris Hip Score bei Patienten mit einer Beinlängendifferenz > 10 mm (Gruppe A) und bei Patienten mit einer Beinlängendifferenz von 10 – 20 mm (Gruppe B) nach einem Jahr nicht unterschieden, nachdem die Beinlänge der Gruppe B zuvor mithilfe einer Einlage ausgeglichen wurde. Patienten der Gruppe B klagten nach einem halben Jahr vermehrt über einen unteren Rückenschmerz, der jedoch ebenfalls durch Korrektur durch eine Schuheinlage nach einem Jahr rückläufig war [74].
In einer Publikation von Berend et al. wird berichtet, dass ein Beinlängenunterschied von < 1 cm von den betroffenen Patienten gut toleriert wird. Weiterhin wird ein hohes Risiko einer Nervenläsion (N. femoralis) bei einer Beinverlängerung von > 2,5 cm beschrieben [75]. Garcia-Juarez et al. verglichen insgesamt 252 Hüftprothesen und stellten fest, dass eine Beinlängendifferenz von > 10 mm zu einem schlechteren funktionellen Ergebnis führt [76].
Die vorgelegte Literatur berichtet über zum Teil kontroverse Ergebnisse hinsichtlich der Patientenzufriedenheit bei einer bestehenden Beinlängendifferenz nach Hüftprothesenimplantation. Es scheint jedoch einen Trend zu geben, dass eine zunehmende Veränderung der Beinlänge sowohl bei einer Verkürzung als auch bei einer Verlängerung über 1 cm zu einer Abnahme der Patientenzufriedenheit führt. Dieser Zusammenhang lässt sich aus den Ergebnissen dieser Arbeit nicht ableiten. Es fanden sich nur sehr wenige Patienten mit einer Beinlängendifferenz von mehr als 1 cm im Studienkollektiv, sodass eine Aussage zu einem möglichen Zusammenhang zwischen einer Beinlängendifferenz > 1 cm und der Patientenzufriedenheit nicht gelang.

Es wurde ebenso der Zusammenhang der Patientenzufriedenheit mit der postoperativen Schaftposition analysiert. In dieser Arbeit zeigte sich, dass sowohl eine zunehmende valgische als auch varische Schaftposition mit einer Abnahme der Gesamtpunktezahl des Harris Hip Scores einherging. Eine valgische Schaftposition erzielte im Vergleich zur varischen Schaftposition einen insgesamt besseren Harris Hip Score. Hinsichtlich des Gesamtwertes des Forgotten Joint Scores ergaben sich für eine neutrale sowie zunehmend valgische Schaftposition höhere Prozentwerte als bei einer varischen Schaftposition.
In der aktuellen Literatur liegen zum jetzigen Zeitpunkt keine Publikationen vor, die die Patientenzufriedenheit in Abhängigkeit von der postoperativen Schaftposition diskutiert.

Die Patientenzufriedenheit wurde auch im Zusammenhang mit der postoperativen Offsetveränderung bestimmt. Bezüglich des Harris Hip Scores und der operationsbedingten Offsetveränderung konnte eine mäßige Abhängigkeit festgestellt werden. Patienten mit einer postoperativen Offset-Vergrößerung erzielten nur gering höhere Gesamtpunktwerte im Harris Hip Score. Es zeigte sich eine Abhängigkeit zwischen einer Offset-Veränderung und einer Abnahme des Gesamtwertes des Forgotten Joint Scores. Die dabei festgestellte Abnahme des FJS war bei einer Offset-Reduktion deutlich ausgeprägter als bei einer Offset-Vergrößerung. Bjordal et al. postulierten, dass es für ein gut funktionierendes künstliches Hüftgelenk wichtig sei, das femorale Offset und damit den Hebelarm der Abduktoren zu rekonstruieren. Sie wiesen bei der Nachuntersuchung von 148 Hüftprothesen aber nach, dass Patienten mit einem unveränderten Hebelarm im Vergleich zu Patienten mit einem vergrößerten Hebelarm der Hüftabduktoren kein signifikant besseres Outcome erzielten. Ebenso ergab sich kein signifikanter Unterschied in dem erhobenen Harris Hip Score ein Jahr postoperativ [77].
In einer Studie von Cassidy et al. wurden die Patienten in eine Gruppe mit Offset-Reduktion (-5 mm), eine Gruppe mit unverändertem Offset (-5 bis +5 mm) und eine Gruppe mit Offset-Vergrößerung (+5 mm) geteilt. Die erhobenen Scores (Western Ontario und McMaster University Osteoarthritis Index Physical Function Score) fielen in der Gruppe mit Offset-Reduktion geringer aus als in den anderen beiden Gruppen. Es konnte gezeigt werden, dass eine Reduktion des femoralen Offsets zu einem geringerem funktionellen Outcome führt [78].
Lecerf et al. beschrieben bei 76 Patienten mit einer Offset-Vergrößerung einen signifikant höheren Harris Hip Score [57].
In den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit besteht eine leichte Tendenz zu einer höheren Patientenzufriedenheit bei einer postoperativen Offset-Vergrößerung. Diese leichte Tendenz konnte mit der zitierten aktuellen Literatur bestätigt werden, wenn auch klare Aussagen zu einer erhöhten Patientenzufriedenheit in Abhängigkeit von der postoperativen Offset-Veränderung fehlen. Zahlreiche Studien belegen, dass es bei einer Vergrößerung des Offsets zu einer Verlängerung des Hebelarms und damit zu einer Stärkung der Abduktorenmuskulatur und auch Abduktionsfähigkeit mit einer daraus resultierenden Abnahme der auf das Hüftgelenk wirkenden Kräfte kommt. Des Weiteren wird der Bewegungsumfang des Hüftgelenkes vergrößert. Aufgrund der vermehrten Spannung des Weichteilgewebes wird die Stabilität des Hüftgelenkes erhöht und die Luxationsrate sowie das Impingementrisiko reduziert. Es konnte ein geringerer PE-Abrieb beobachtet werden, wenn das femorale Offset postoperativ nicht mehr als 5 mm vergrößert wurde. Bei einer weiteren Vergrößerung des Offsets nahmen der PE-Abrieb sowie das Risiko für ein Implantatversagen und einen Revisionseingriff zu.
Anhand dieser vorliegenden Ergebnisse kann die Tendenz zu einer Vergrößerung des postoperativen Offsets bis zu 5 mm bestätigt werden [46,49,50,52,53].

In dieser Arbeit wurde ebenso die Abhängigkeit der Patientenzufriedenheit vom Drehzentrum geprüft. Es konnte eine Zunahme der Gesamtpunktzahl des Harris Hip Scores und des Prozentwertes des Forgotten Joint Scores bei zunehmender Medialisierung und Kranialisierung sowie eine Abnahme der Scores bei einer zunehmenden Lateralisierung und Kaudalisierung des Drehzentrums beobachtet werden.
Da die Veränderung des horizontalen und vertikalen Drehzentrums auch wesentlich durch die Position des Pfannenimplantates beeinflusst wird, konnte aus der aktuellen Literatur keine Publikation zitiert werden, die sich mit der Patientenzufriedenheit und der operationsbedingten Veränderung des horizontalen und vertikalen Drehzentrums nach Implantation eines Schaftimplantates beschäftigt hat.

In den folgenden Abschnitten wurde der Zusammenhang zwischen der Beinlängendifferenz und der postoperativen Schaftposition sowie des femoralen Offsets und des Drehzentrums begutachtet.
In dieser Arbeit besteht eine Abhängigkeit zwischen einer varischen Schaftposition und einer Beinlängenverlängerung und einer valgischen Schaftposition und einer Beinlängenverkürzung. Eine Untersuchung von 28 schenkelhalserhaltenden Hüftprothesen von Lugeder et al. aus dem Jahr 2013 zeigte eine durchschnittliche Verlängerung der Beinlänge von 3 mm (10-19 mm) und keine Varus-Abweichung des Implantates [79]. Jerosch et al. beschrieben bei 250 schenkelhalsteilerhaltenden Hüftprothesen eine im Durchschnitt geringe Abnahme des CCD-Winkels (-0,51°) bei einer Verlängerung der Beinlänge von durchschnittlich 0,9 mm. Auffällig war außerdem auch eine zunehmende Benutzung von kleinen Prothesengrößen (Größe 2) bei Hüftgelenken mit einem geringen CCD-Winkel und eine Zunahme der Implantation von großen Prothesengrößen (Größe 9) bei Hüftgelenken mit einem höheren CCD-Winkel [80]. Möglicherweise besteht hier ein Zusammenhang zwischen einem Prothesenschaft mit Valgusposition und einer Zunahme der postoperativen Beinlänge.
Die Diskussion hinsichtlich einer Abhängigkeit zwischen der postoperativen Schaftposition und einer Beinlängenveränderung nach Implantation einer Hüfttotalendoprothese kann durch die aktuelle Literatur nicht unterstützt werden, da hier kein Zusammenhang festgestellt werden konnte. Es wird vermutet, dass ein Zusammenhang zwischen der postoperativen Schaftposition und einer Beinlängendifferenz nicht hergestellt werden kann, da eine Beinlängendifferenz ebenso durch die Veränderung des vertikalen Drehzentrums und die Länge des Kopfimplantates maßgeblich beeinflusst wird.
Mihalko et al. beschrieben zudem auch einen Zusammenhang zwischen der femoralen Resektionshöhe, dem CCD-Winkel und einer Beinlängendifferenz. Bei einer niedrigeren Femurresektionshöhe wurde der CCD-Winkel signifikant vergrößert. Eine höher gelegene Femurresektionsebene ging mit größeren Beinlängenverlängerungen einher [81].

In der vorliegenden Arbeit zeigte sich ein Zusammenhang zwischen einer valgischen Schaftposition und einer Offset-Reduktion sowie einer varischen Schaftposition und einer Offset-Vergrößerung.
Charnley wies nach, dass eine valgische Schaftposition zu einer Reduktion des femoralen Offsets und damit zu Instabilitäten und Subluxationen führte [46]. Auch Schidlo et al. beschrieben in ihrer Arbeit, dass eine valgische Schaftlage mit einer Reduktion des femoralen Offsets einhergeht, wodurch es zu einer Minderung des horizontalen Hebelarmes und dadurch zu einer Insuffizienz und Überbeanspruchung der Glutealmuskulatur kommen kann. Ebenso wurde dadurch von Bader et al. auch über eine Minderung der Flexionsfähigkeit berichtet [42,47]. Kamada et al. publizierten 2011 bei der Untersuchung von 32 Mayo®-Kurzschäften im Vergleich zur nicht operierten Gegenseite eine valgische Schaftposition und eine postoperative Reduktion des femoralen Offsets mit einer daraus resultierenden Minderung der Kraft der Hüftabduktoren [43]. Ebenso äußerten sich Jerosch et al. über eine Tendenz eines zunehmenden CCD-Winkels und einer Reduktion des femoralen Offsets [80]. Bei der Untersuchung des Einflusses der femoralen Resektionshöhe berichteten Mihalko et al. bei einer niedrigeren Femurresektionshöhe über eine signifikante Vergrößerung des CCD-Winkels und einer Reduktion des femoralen Offsets [81].
Das einheitliche Resultat der zitierten aktuellen Literatur dokumentiert nach Implantation einer Hüfttotalendoprothese eine postoperative valgische Schaftposition mit einer daraus resultierenden Reduktion des femoralen Offsets. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit konnten diesen Zusammenhang bestätigen.

Bei der Untersuchung auf mögliche Zusammenhänge zwischen der Schaftposition und dem vertikalen Drehzentrum konnte in der vorgelegten Arbeit eine Abhängigkeit dieser Parameter festgestellt werden. Eine zunehmende Kranialisierung des vertikalen Drehzentrums ging mit einer vermehrt valgischen Schaftposition einher. Diese führte zu einer Reduktion des femoralen Offsets.
Dastane et al. berichteten über eine wesentliche Offset-Vergrößerung erst bei einer Kranialisierung des Drehzentrums von mehr als 6 mm. Eine Kranialisierung bis 3 mm ging mit einer Offset-Veränderung < 5 mm einher [36].
Dieses Ergebnis konnte in dieser Studie teilweise bestätigt werden, da die durchschnittliche Kranialisierung des vertikalen Drehzentrums von 1 mm mit einer durchschnittlichen Offset-Vergrößerung von 6 mm einherging.

In der vorliegenden Arbeit lag keine Abhängigkeit des horizontalen Drehzentrums zur Schaftposition vor. Es konnte aber festgestellt werden, dass eine zunehmende Medialisierung

des horizontalen Drehzentrums eine Vergrößerung des femoralen Offsets zur Folge hatte und bei einer Offset-Vergrößerung eine überwiegend varische Schaftposition vorlag.
Auch in der aktuellen Literatur wird berichtet, dass ein medialisiertes horizontales Drehzentrum durch eine Vergrößerung des femoralen Offsets kompensiert wird [82,83]. Weiterhin wird beschrieben, dass eine Instabilität / Luxation eines künstlichen Hüftgelenkes, welche aufgrund einer postoperativen Offset-Reduktion verursacht wurde, durch einen Revisionseingriff mit einer Neupositionierung des Pfannenimplantates zu 80 % erfolgreich behandelt werden konnte [84]. Demnach besteht eine Abhängigkeit zwischen dem horizontalen Drehzentrum und einer Offset-Veränderung, die durch eine Medialisierung der Pfannenposition verursacht wird [9]. Dastane et al. beschrieben erst bei einer Medialisierung des Drehzentrums von mehr als 6 mm eine Offset-Vergrößerung > 5 mm [85].
Auch dieses Ergebnis wurde durch diese Studie zum Teil bestätigt, da eine durchschnittliche Medialisierung des horizontalen Drehzentrums von 6 mm eine durchschnittlichen Offset-Vergrößerung von 6 mm zur Folge hatte.

Es ist davon auszugehen, dass eine Medialisierung des horizontalen Drehzentrums eine Vergrößerung des femoralen Offsets bedingt um hier eine stabile Gelenksituation zu erzielen. Andererseits führt eine varische Schaftposition unabhängig von der Pfannenpositionierung ebenfalls zu einer Offset-Vergrößerung. Je größer die Medialisierung des horizontalen Drehzentrums durch die Pfannenposition ist, desto größer muss demnach die kompensatorische Offset-Vergrößerung ausfallen. Alternativ kann der Verlust der Muskelspannung durch die Medialisierung des Drehzentrums vollständig oder teilweise durch eine Beinverlängerung kompensiert werden.

In der vorgelegten Arbeit zeigte sich in Hinblick auf das Auftreten von periartikulären Ossifikationen ein Zusammenhang zum männlichen Geschlecht.
Pavlou et al. beschrieb ebenso eine gehäufte Assoziation einer periartikulären Ossifikation mit dem männlichen Geschlecht sowie dem lateralen Operationszugang und einer komplett zementierten Hüftgelenksendoprothese [86].

Des Weiteren wurde in dieser Studie die Abhängigkeit zwischen dem Auftreten einer periartikulären Ossifikation und einer verminderten Patientenzufriedenheit hinsichtlich der Funktion geprüft. Mit Zunahme des Stadiums der PAO nach Brooker kam es zu einer Reduktion der Flexions- und Adduktionsfähigkeit (gemessen am HHS). Hinsichtlich der Abduktions- und Außenrotationsfähigkeit konnten keine Unterschiede ermittelt werden.

Dieses Ergebnis der vorliegenden Arbeit spiegelt die Ergebnisse der aktuellen Literatur wider. Vasileiadis et al., die das Auftreten von periartikulären Ossifikationen bei 104 Patienten im Vergleich zu einer Kontrollgruppe mit 208 Patienten ohne PAO untersuchte, konnten zeigen, dass es keinen statistisch signifikanten Zusammenhang im Harris Hip Score zwischen einer gering- oder hochgradigen PAO gibt. Es trat jedoch bei einer hochgradigen PAO eine Reduktion der endgradigen Flexionsfähigkeit um 6°, eine Reduktion der Abduktionsfähigkeit um 4° und eine Reduktion der Innenrotationsfähigkeit um 6° auf [87]. Auch Rama et al. beschrieben bei Patienten mit einer höhergradigen PAO ein signifikant niedrigeres funktionelles Outcome [88]. Eine Zusammenfassung von 37 relevanten Studien mit 10.826 eingeschlossenen Patienten von Neal et al. berichtete über einen deutlichen Zusammenhang zwischen einer PAO und dem Risiko einer beeinträchtigten Beweglichkeit des Hüftgelenkes und einem schlechten funktionellen Outcome. Es zeigte sich kein Zusammenhang zwischen dem Auftreten einer PAO und einer Schmerzsymptomatik [89].

Die vorliegenden klinischen und radiologischen Langzeitergebnisse beweisen, dass mit der Implantation einer Mayo®-Kurzschaftprothese eine gute Rekonstruktion der Anatomie des Hüftgelenkes sowie eine gute Langzeitstabilität und eine hohe Patientenzufriedenheit erreicht werden kann. Die Mayo®-Kurzschaftprothese ist aufgrund dieser guten Langzeitergebnisse, die vergleichbar mit denen etablierter Geradschaftprothesen sind, ein zuverlässiger Hüftprothesenschaft.

6 Zusammenfassung

Die Hüftendoprothetik ist aktuell eine der erfolgreichsten operativen Eingriffe in der Medizin mit stetig zunehmenden Operationszahlen. Auch der Anteil junger und aktiver Patienten, die für die Implantation einer Hüfttotalendoprothese vorgesehen sind, nimmt stetig zu. Deshalb ist in Zukunft auch mit einer wachsenden Anzahl von Revisionseingriffen am Hüftgelenk zu rechnen. Insbesondere für diese Patienten wurden die Kurzschaftendoprothesen mit proximaler metaphysärer Krafteinleitung und Reduktion des stress shieldings entwickelt, bei welcher der Knochenerhalt im Vordergrund steht. Dies führt zu einer besseren Ausgangssituation im Falle einer Revisionsoperation, bei der dann ein distal-fixierendes Standardprothesensystem Anwendung finden kann [7].
Die Kurzschaftendoprothetik umfasst eine Vielzahl von Systemen und wird bis heute kontrovers diskutiert. Anhand der Resektionsebene am Schenkelhals erfolgt eine Einteilung in schenkelhalserhaltende, -teilerhaltende und -resezierende Systeme. Ein schenkelhals-teilerhaltendes System wie der Mayo®-Prothesenschaft wird nach dem Prinzip der Multipoint-Verankerung fixiert und gewährleistet damit eine unmittelbare mechanische Verankerung und eine proximale, metaphysäre Krafteinleitung [11]. Der Mayo®-Schaft besteht aus einer Titan-Aluminium-Vanadium-Legierung, wird seit 1985 implantiert und weist im proximalen Anteil eine körnige Aluminium-Oxid-Oberfläche sowie zusätzlich an der anterioren, posterioren und medialen proximalen Oberfläche eine netzartige Titanfaser-Beschichtung (fiber mesh) auf, welche die Oberflächenrauigkeit vergrößern soll [4]. Durch eine weichteilschonende Präparation des Mayo®-Kurzschaftsystems zeigen sich eine verbesserte Frühfunktionalität mit einer zeitigen Entwöhnung von den Unterarmgehstützen und ein geringer ausgeprägtes postoperatives Schmerzempfinden [7].

Das Ziel dieser retrospektiven monozentrischen Studie war die Erhebung der klinischen und radiologischen Langzeitergebnisse sowie der subjektiven Patientenzufriedenheit der ersten 100 Patienten, die am Universitätsklinikum Halle (Saale) in den Jahren 2000 – 2003 aufgrund einer primären oder sekundären Coxarthrose mit einem Mayo®-Kurzschaftsystem versorgt wurden. Zur Beurteilung der Patientenzufriedenheit und der Funktionalität des betroffenen Hüftgelenkes wurde der Harris Hip Score erhoben. Es erfolgte die Erfassung des Forgotten Joint Scores zur Bestimmung des Empfindens der Patienten im Alltag in Bezug auf das künstliche Hüftgelenk. Des Weiteren wurde anhand der radiologischen Verlaufskontrollen die Rekonstruktion der Beinlänge, der Schaftposition, des femoralen Offsets und des Drehzentrums durch die Implantation eines Mayo®-Kurzschaftsystems geprüft. Es wurde weiterhin das Vorhandensein von radioluzenten Linien und periartikulären Ossifikationen analysiert.

Insgesamt wurden 51 Patienten mit 61 Hüftgelenken und einem mittleren follow up von 164 Monaten untersucht. Es zeigte sich hinsichtlich des Harris Hip Scores ein durchschnittlicher Gesamtwert von 84 Punkten, der eine hohe subjektive Patientenzufriedenheit widerspiegelt. Der Mittelwert des Forgotten Joint Scores betrug 68 %. Bei insgesamt 32 Hüftgelenken lag der FJS bei 80-100%. Insgesamt spricht dies für eine geringe Wahrnehmung des künstlichen Hüftgelenkes im alltäglichen Leben.
Radiologisch wurde postoperativ keine wesentliche Veränderung der Beinlänge (-0,1 mm) und eine überwiegend valgische Schaftposition (im Mittel 1,6°) erhoben. Es zeigte sich durchschnittlich eine Vergrößerung des postoperativen femoralen Offsets (MW 6 mm) sowie eine Medialisierung des horizontalen Drehzentrums (MW 6 mm). Das vertikale Drehzentrum zeigte postoperativ keine wesentliche Änderung im Vergleich zur präoperativen Ausgangslage. Bei insgesamt 14 Mayo®-Kurzschaftprothesen konnten radioluzente Linien (>2 mm) überwiegend in den Gruen-Zonen 1 und 7 nachgewiesen werden. Periartikuläre Ossifikationen traten bei insgesamt 27 Prothesenschäften vermehrt im Stadium 0 und 1 nach Brooker auf.

Die Patientenzufriedenheit nach Implantation eines Mayo®-Kurzschaftes war insgesamt gut bis sehr gut, sodass sich 100% der nachuntersuchten Patienten erneut für die Implantation eines künstlichen Hüftgelenkes entscheiden würden. Die Ergebnisse hinsichtlich der Schmerzsymptomatik und des funktionellen Outcomes gemessen am Harris Hip und Forgotten Joint Score sind mit den Ergebnissen der aktuellen Literatur [13,22,23,27,28] und auch den Ergebnissen anderer Kurzschaft- sowie auch Geradschaft-Prothesen vergleichbar [29,34].
Mit einer Mayo®-Kurzschaftprothese konnte eine gute Rekonstruktion der Beinlänge erzielt werden. Die entspricht nicht der in der aktuellen Literatur häufig beschriebenen Beinlängenverlängerung nach Implantation einer Hüfttotalendoprothese [29,36,41]. Nach Implantation eines Mayo®-Schaftsystems zeigte sich postoperativ eine überwiegend valgische Schaftposition. Dieses Ergebnis ergab nur eine teilweise Korrelation zu der aktuellen Literaturrecherche [26,32,40,47]. Es ließ sich ebenso eine gute Rekonstruktion des femoralen Offsets durch die Implantation eines Mayo®-Kurzschafts erzielen. Die aktuelle Literatur zeigt hier implantatabhängig erheblich unterschiedliche Ergebnisse [9,29,32,36,40,45,54,56]. Eine Vergrößerung des femoralen Offsets führte zu einer Zunahme der Abduktionsfähigkeit sowie der Muskelkraft und des Hebelarms der Abduktoren, reduzierte die Luxationsrate und das Impingementrisiko durch eine vermehrte Weichteilstraffung und vergrößerte das Bewegungsausmaß. Es zeigte sich ein signifikant erhöhter PE-Abrieb ab einer Offset-Vergrößerung von > 5 mm [9,46,49,53]. Eine Reduktion des femoralen Offsets dagegen verursachte aufgrund der Abduktorenschwäche ein hinkendes Gangbild und seitliche Hüftschmerzen und führte zu Instabilitäten und Subluxationen [9,46,54,56]. Es kann aufgrund

der genannten Vor- und Nachteile die Empfehlung zu einer postoperativen Offset-Vergrößerung bis zu 5 mm gegeben werden, der in dieser Arbeit entsprochen werden konnte.
Durch die Implantation einer Mayo®-Schaftprothese kam es postoperativ durchschnittlich zu einer Medialisierung des horizontalen Drehzentrums und keiner Veränderung des vertikalen Drehzentrums. Diese Ergebnisse konnten durch die Ergebnisse der aktuellen Literatur bestätigt werden [29,32,36,40,57,58]. Bei der Untersuchung des Mayo®-Kurzschaftes wurde das gehäufte Auftreten von radioluzenten Linien vor allem in den Gruen-Zonen 1 und 7 beschrieben. Diese Häufung spiegelt sich auch in den aktuellen Untersuchungen sowohl von Kurzschaft- als auch Geradschaftprothesen wider [17,23,28,31,32,45,59]. Eine periartikuläre Ossifikation nach Implantation eines Mayo®-Prothesensystems trat vermehrt im Stadium 0 bis 1 nach Brooker auf und entspricht den in der aktuellen Literatur beschriebenen Ergebnissen bei Kurzschaft- und Geradschaftprothesen [26,32,44,45].

Die Mayo®-Kurzschaftprothese ist ein zuverlässiges Implantat mit vergleichbar guten Langzeitergebnissen, die denen von etalierten Geradschäften entsprechen. Deshalb sollten sie auch im Hinblick auf das reduzierte stress shielding im proximalen Femur bevorzugt bei jüngeren Patienten zur Anwendung kommen.

7 Literaturverzeichnis

1. (2014) Geschichte der Endoprothetik. Implant Ticker 28:4
2. Cleas L, Kirschner P, Perka C, Rudert M: AE-Manual der Endoprothetik. Hüfte und Hüftrevision. Springer-Verlag; 2012
3. Wengler A, Nimptsch U, Mansky T (2014) Hüft- und Kniegelenkersatz in Deutschland und den USA. Dtsch Arztebl Int 2014 111(23-24):407-416
4. Falez F, Casella F, Panegrossi G, Favetti F, Barresi C (2008) Perspectives on metaphyseal conservative stems. J Orthop Traumatol 9:49-54
5. Kummer B: Die untere Extremität als Ganzes. In: Kummer B (Hrsg.): Biomechanik - Form und Funktion des Bewegungsapparates. Deutscher Ärzte-Verlag, Köln, 2005:S. 231-247
6. Roth A, Richartz G, Sander K, Sachse A, Fuhrmann R, Wagner A, Venbrocks RA (2005) Verlauf der periprothetischen Knochendichte nach Hüfttotalendoprothesenimplantation. Abhängigkeit von Prothesentyp und knöcherner Ausgangssituation. Orthopäde 34:334-344
7. Hube R, Zaage M, Hein W, Reichel H (2004) Frühfunktionelle Ergebnisse einer Kurzschaftprothese des Hüftgelenkes mit metaphysär-intertrochantärer Verankerung. Orthopäde 33:1249-1258
8. Effenberger H, Imhof M, Witzel U, Rehart S (2005) Zementfreie Hüftschäfte. Aktueller Stand. Orthopäde 34:477-500; quiz 501
9. Jerosch J (2013) Weichteilbalancierung im Rahmen der Hüftendoprothetik. OUP:360-366
10. Bragdon CR, Doherty AM, Rubash HE, Jasty M, Li XJ, Seeherman H, Harris WH (2003) The efficacy of BMP-2 to induce bone ingrowth in a total hip replacement model. Clin Orthop Relat Res 417:50-61
11. Jerosch J (2011) Ist kürzer wirklich besser? Philosophie der Kurzschaftendoprothesen. Orthopäde 40:1075-1083
12. Meldrum RD, Willie BM, Bloebaum RD (2003) An assessment of the biological fixation of a retrieved Mayo femoral component. Iowa Orthop J 23:103-107
13. Hagel A, Hein W, Wohlrab D (2008) Experience with the Mayo conservative hip system. Acta Chir Orthop Traumatol Cech 75:288-292
14. Jakubowitz E, Seeger JB, Lee C, Heisel C, Kretzer JP, Thomsen MN (2009) Do short-stemmed-prostheses induce periprosthetic fractures earlier than standard hip stems? A biomechanical ex-vivo study of two different stem designs. Arch Orthop Trauma Surg 129:849-855

15. Martins LG, Garcia FL, Picado CH (2014) Aseptic loosening rate of the mayo femoral stem with medium-term follow up. J Arthroplasty 29:2122-2126
16. Behrend H, Giesinger K, Giesinger JM, Kuster MS (2011) The "forgotten joint" as the ultimate goal in joint arthroplasty: validation of a new patient-reported outcome measure. J Arthroplasty 27:430-436 e431
17. Zweymuller KA, Schwarzinger UM, Steindl MS (2006) Radiolucent lines and osteolysis along tapered straight cementless titanium hip stems: a comparison of 6-year and 10-year follow-up results in 95 patients. Acta Orthop 77:871-876
18. Wick M, Lester DK (2004) Radiological changes in second- and third-generation Zweymuller stems. J Bone Joint Surg Br 86:1108-1114
19. Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC (1979) "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. Clin Orthop Relat Res 141:17-27
20. Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RA, Riley LH, Jr. (1973) Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification. J Bone Joint Surg Am 55:1629-1632
21. Schafer SJ, Schafer LO, Anglen JO, Childers M (2000) Heterotopic ossification in rehabilitation patients who have had internal fixation of an acetabular fracture. J Rehabil Res Dev 37:389-393
22. Gagała J1 MT (2009) Early experiences in the use of Mayo stem in hip arthroplasty. Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol:152-156
23. Suksathien Y, Narkbunnam R, Sueajui J (2012) Initial clinical and radiographic results with the short stem THA. J Med Assoc Thai 95 Suppl 10:S26-31
24. Tadeusz N1 AN, Lukasz N. (2007) Total hip replacement in young patients with use of MAYO prosthesis-early result of treatment. Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol 72(5):319-321
25. Cruz-Vazquez FJ, De la Rosa-Aguilar M, Gomez-Lopez CA (2011) Evaluation of the uncemented Mayo femoral stem. The first 10 years. Acta Ortop Mex 25:108-113
26. Wittenberg RH, Steffen R, Windhagen H, Bucking P, Wilcke (2013) A Five-year results of a cementless short-hip-stem prosthesis. Orthop Rev (Pavia) 5:e4
27. Morrey BF (1989) Short-stemmed uncemented femoral component for primary hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res:169-175
28. Zeh A, Weise A, Vasarhelyi A, Bach AG, Wohlrab D (2011) Mittelfrisitge Ergebnisse der Mayo-Kurzschaftprothese bei Hüftkopfnekrose. Z Orthop Unfall 149:200-205
29. Amenabar T, Marimuthu K, Hawdon G, Gildone A, McMahon S (2015) Total hip arthroplasty using a short-stem prosthesis: restoration of hip anatomy. J Orthop Surg (Hong Kong) 23:90-94

30. Ettinger M, Ettinger P, Lerch M, Radtke K, Budde S, Ezechieli M, Becher C, Thorey F (2011) The NANOS short stem in total hip arthroplasty: a mid term follow-up. Hip Int 21:583-586
31. Zeh A, Pankow F, Rollinhoff M, Delank S, Wohlrab D (2013) A prospective dual-energy X-ray absorptiometry study of bone remodeling after implantation of the Nanos short-stemmed prosthesis. Acta Orthop Belg 79:174-180
32. Brinkmann V, Radetzki F, Delank KS, Wohlrab D, Zeh A (2015) Prospektiv randomisierte Studie zum Vergleich der klinischen, radiologischen und osteodensitometrischen Ergebnisse nach Implantation der Metha®- und Nanos®-Kurzschaftprothese. J Orthop Traumatol 16:237-243
33. Milecki M, Kowalczewski J, Wielopolski A, Obrebski M, Okon T, Marczak D (2008) Modular short-stem prosthesis in total hip arthroplasty--preliminary report. Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol 73:244-247
34. Synder M, Drobniewski M, Pruszczynski B, Sibinski M (2009) Initial experience with short Metha stem implantation. Ortop Traumatol Rehabil 11:317-323
35. Thienpont E, Vanden Berghe A, Schwab PE, Forthomme JP, Cornu O (2016) Joint awareness in osteoarthritis of the hip and knee evaluated with the 'Forgotten Joint' Score before and after joint replacement. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc
36. Dastane M, Dorr LD, Tarwala R, Wan Z (2011) Hip offset in total hip arthroplasty: quantitative measurement with navigation. Clin Orthop Relat Res 469:429-436
37. Iversen MD, Chudasama N, Losina E, Katz JN (2011) Influence of self-reported limb length discrepancy on function and satisfaction 6 years after total hip replacement. J Geriatr Phys Ther 34:148-152
38. Roder C, Vogel R, Burri L, Dietrich D, Staub LP (2012) Total hip arthroplasty: leg length inequality impairs functional outcomes and patient satisfaction. BMC Musculoskelet Disord 13:95
39. Whitehouse MR, Stefanovich-Lawbuary NS, Brunton LR, Blom AW (2013) The impact of leg length discrepancy on patient satisfaction and functional outcome following total hip arthroplasty. J Arthroplasty 28:1408-1414
40. Schmidutz F, Beirer M, Weber P, Mazoochian F, Fottner A, Jansson V (2012) Biomechanical reconstruction of the hip: comparison between modular short-stem hip arthroplasty and conventional total hip arthroplasty. Int Orthop 36:1341-1347
41. Hohle P, Schroder SM, Pfeil J (2015) Comparison between preoperative digital planning and postoperative outcomes in 197 hip endoprosthesis cases using short stem prostheses. Clin Biomech (Bristol, Avon) 30:46-52

42. Schidlo C, Becker C, Jansson V, Refior J (1999) Änderung des CCD-Winkels sowie des femoralen Antetorsionswinkels durch Hüftprothesenimplantation. Z Orthop Ihre Grenzgeb 137:259-264
43. Kamada S, Naito M, Nakamura Y, Kiyama T (2011) Hip abductor muscle strength after total hip arthroplasty with short stems. Arch Orthop Trauma Surg 131:1723-1729
44. Thorey F, Hoefer C, Abdi-Tabari N, Lerch M, Budde S, Windhagen H (2013) Clinical results of the metha short hip stem: a perspective for younger patients? Orthop Rev (Pavia) 5:e34
45. Ettinger M, Ettinger P, Ezechieli M, Buermann S, Budde S, Calliess T, Petri M, Thorey F (2013) CCD and offset after Nanos short stem in total hip arthroplasty. Technol Health Care 21:149-155
46. Charnley J (1979) Low friction arthroplasty of the hip. Springer Verlag:336
47. Bader R, Willmann G (1999) Ceramic acetabular cups for hip endoprostheses. 7: How do position of the center of rotation and the CCD angle of the shaft modify range of motion and impingement?. Biomed Tech (Berl) 44:345-351
48. Charles MN, Bourne RB, Davey JR, Greenwald AS, Morrey BF, Rorabeck CH (2005) Soft-tissue balancing of the hip: the role of femoral offset restoration. Instr Course Lect 54:131-141
49. McGrory BJ, Morrey BF, Cahalan TD, An KN, Cabanela ME (1995) Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Br 77:865-869
50. Little NJ, Busch CA, Gallagher JA, Rorabeck CH, Bourne RB (2009) Acetabular polyethylene wear and acetabular inclination and femoral offset. Clin Orthop Relat Res 467:2895-2900
51. Sakalkale DP, Sharkey PF, Eng K, Hozack WJ, Rothman RH (2001) Effect of femoral component offset on polyethylene wear in total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res:125-134
52. Kleemann RU, Heller MO, Stoeckle U, Taylor WR, Duda GN (2003) THA loading arising from increased femoral anteversion and offset may lead to critical cement stresses. J Orthop Res 21:767-774
53. Thien TM, Karrholm J (2010) Design-related risk factors for revision of primary cemented stems. Acta Orthop 81:407-412
54. Rudiger HA, Parvex V, Terrier A (2016) Impact of the Femoral Head Position on Moment Arms in Total Hip Arthroplasty: A Parametric Finite Element Study. J Arthroplasty 31:715-20
55. Sariali E, Klouche S, Mouttet A, Pascal-Moussellard H (2014) The effect of femoral offset modification on gait after total hip arthroplasty. Acta Orthop 85:123-127

56. Ebied A, Hoad-Reddick DA, Raut V (2005) Medium-term results of the Charnley low-offset femoral stem. J Bone Joint Surg Br 87:916-920
57. Lecerf G, Fessy MH, Philippot R, Massin P, Giraud F, Flecher X, Girard J, Mertl P, Marchetti E, Stindel E (2009) Femoral offset: anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty. Orthop Traumatol Surg Res 95:210-219
58. Hirakawa K, Mitsugi N, Koshino T, Saito T, Hirasawa Y, Kubo T (2001) Effect of acetabular cup position and orientation in cemented total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res 388:135-142
59. Schneider W, Knahr K (2004) Total hip replacement in younger patients: survival rate after avascular necrosis of the femoral head. Acta Orthop Scand 75:142-146
60. Regis D, Sandri A, Sambugaro E (2013) Incidence of heterotopic ossification after surface and conventional total hip arthroplasty: a comparative study using anterolateral approach and indomethacin prophylaxis. Biomed Res Int 2013:293528
61. Bischoff R, Dunlap J, Carpenter L, DeMouy E, Barrack R (1994) Heterotopic ossification following uncemented total hip arthroplasty. Effect of the operative approach. J Arthroplasty 9:641-644
62. Eggli S, Woo A (2001) Risk factors for heterotopic ossification in total hip arthroplasty. Arch Orthop Trauma Surg 121:531-535
63. Nilsson OS, Persson PE (1999) Heterotopic bone formation after joint replacement. Curr Opin Rheumatol 11:127-131
64. Gierse H, Scherberich M, Fuchs S (1994) Hat die Prothesenform einen Einfluß auf die Entstehung periartikulärer Verknöcherungen? Z Orthop Ihre Grenzgeb 132:516-520
65. Haverkamp D, de Man FH, de Jong PT, van Stralen RA, Marti RK (2008) Is the long-term outcome of cemented THA jeopardized by patients being overweight? Clin Orthop Relat Res 466:1162-1168
66. McLaughlin JR, Lee KR (2006) The outcome of total hip replacement in obese and non-obese patients at 10- to 18-years. J Bone Joint Surg Br 88:1286-1292
67. Yeung E, Jackson M, Sexton S, Walter W, Zicat B (2011) The effect of obesity on the outcome of hip and knee arthroplasty. Int Orthop 35:929-934
68. Jackson MP, Sexton SA, Yeung E, Walter WL, Walter WK, Zicat BA (2009) The effect of obesity on the mid-term survival and clinical outcome of cementless total hip replacement. J Bone Joint Surg Br 91:1296-1300
69. Issa K, Harwin SF, Malkani AL, Bonutti PM, Scillia A, Mont MA (2016) Bariatric Orthopaedics: Total Hip Arthroplasty in Super-Obese Patients (Those with a BMI of >/=50 kg/m2). J Bone Joint Surg Am 98:180-185

70. Stukenborg-Colsman C, Ostermeier S, Windhagen H (2005) What effect does of obesity have on the outcome of total hip and knee arthroplasty. Review of the literature. Orthopade 34:664-667
71. Wagner ER, Kamath AF, Fruth KM, Harmsen WS, Berry DJ (2016) Effect of Body Mass Index on Complications and Reoperations After Total Hip Arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 98:169-179
72. Mahmood SS, Mukka SS, Crnalic S, Sayed-Noor AS (2015) The Influence of Leg Length Discrepancy after Total Hip Arthroplasty on Function and Quality of Life: A Prospective Cohort Study. J Arthroplasty 30:1638-1642
73. Plaass C, Clauss M, Ochsner PE, Ilchmann T (2011) Influence of leg length discrepancy on clinical results after total hip arthroplasty--a prospective clinical trial. Hip Int 21:441-449
74. Zhang Y, He W, Cheng T, Zhang X (2014) Total Hip Arthroplasty: Leg Length Discrepancy Affects Functional Outcomes and Patient's Gait. Cell Biochem Biophys
75. Berend KR, Sporer SM, Sierra RJ, Glassman AH, Morris MJ (2011) Achieving stability and lower limb length in total hip arthroplasty. Instr Course Lect 60:229-246
76. Garcia-Juarez JD, Bravo-Bernabe PA, Garcia-Hernandez A, Jimenez-Cabuto CI, Garcia-Rosas MS (2013) Incidence and effect of leg length discrepancy after total hip arthroplasty. Acta Ortop Mex 27:43-46
77. Bjordal F, Bjorgul K (2015) The role of femoral offset and abductor lever arm in total hip arthroplasty. J Orthop Traumatol 16:325-330
78. Cassidy KA, Noticewala MS, Macaulay W, Lee JH, Geller JA (2012) Effect of femoral offset on pain and function after total hip arthroplasty. J Arthroplasty 27:1863-1869
79. Lugeder A, Haring E, Muller A, Droste P, Zeichen J (2013) Total hip arthroplasty with the cementless spiron femoral neck prosthesis. Oper Orthop Traumatol 25:388-397
80. Jerosch J, Grasselli C, Kothny PC, Litzkow D, Hennecke T (2012) Reproduction of the anatomy (offset, CCD, leg length) with a modern short stem hip design--a radiological study. Z Orthop Unfall 150:20-26
81. Mihalko WM, Saleh KJ, Heller MO, Mollard B, Konig C, Kammerzell S (2009) Femoral neck cut level affects positioning of modular short-stem implant. Orthopedics 32:18-21
82. Terrier A, Levrero Florencio F, Rudiger HA (2014) Benefit of cup medialization in total hip arthroplasty is associated with femoral anatomy. Clin Orthop Relat Res 472:3159-3165
83. Bjarnason JA, Reikeras O (2015) Changes of center of rotation and femoral offset in total hip arthroplasty. Ann Transl Med 3:355

84. Morrey BF (1997) Difficult complications after hip joint replacement. Dislocation. Clin Orthop Relat Res:179-187
85. Dastane M, Dorr LD, Tarwala R, Wan Z (2010) Hip offset in total hip arthroplasty: quantitative measurement with navigation. Clin Orthop Relat Res 469:429-436
86. Pavlou G, Salhab M, Murugesan L, Jallad S, Petsatodis G, West R, Tsiridis E (2012) Risk factors for heterotopic ossification in primary total hip arthroplasty. Hip Int 22:50-55
87. Vasileiadis GI, Amanatullah DF, Crenshaw JR, Taunton MJ, Kaufman KR (2015) Effect of heterotopic ossification on hip range of motion and clinical outcome. J Arthroplasty 30:461-464
88. Rama KR, Vendittoli PA, Ganapathi M, Borgmann R, Roy A, Lavigne M (2009) Heterotopic ossification after surface replacement arthroplasty and total hip arthroplasty: a randomized study. J Arthroplasty 24:256-262
89. Neal B (2003) Effects of heterotopic bone formation on outcome after hip arthroplasty. ANZ J Surg 73:422-426

8 Thesen

1 Kurzschaftendoprothesen verfolgen als wesentliches Ziel die Reduktion des stress shieldings durch die proximale / metaphysäre Krafteinleitung. Ihr Einsatz wird bis heute kontrovers diskutiert.

2 Die Mayo®-Kurzschaftprothese wird nach dem Prinzip der Multipoint-Verankerung fixiert und gewährleistet damit eine unmittelbare mechanische Verankerung und eine hüftgelenksnahe (metaphysäre) Krafteinleitung.

3 Seit Ende 1999 wurde an der Orthopädischen Universitätsklinik Halle (Saale) die Mayo®-Kurzschaftprothese implantiert. Die ersten 100 Patienten, welche hier ein solches Schaftsystem implantiert bekamen, wurden einer retrospektiven Studie unterzogen.

4 Zur Objektivierung des Schmerzes und der Funktionalität des Hüftgelenkes wurde der Harris Hip Score ermittelt. Die Erfassung des Forgotten Joint Scores erfolgte zur Bestimmung der Wahrnehmung des Kunstgelenkes durch den Patienten im alltäglichen Leben.

5 Die Auswertung des Röntgenbildmaterials diente zur Bestimmung der Beinlängendifferenz, der Prothesenschaftposition, des femoralen Offsets, des Drehzentrums, radioluzenter Linien und periartikulärer Ossifikationen.

6 In die Studie konnten 51 Patienten mit 61 Mayo® -Hüftprothesen mit einem mittleren follow up von 164 Monaten eingeschlossen werden.

7 Im Harris Hip Score wurde ein Mittelwert von 84 der 100 möglichen Punkten ermittelt. Der Forgotten Joint Score zeigte einen Mittelwert von 68%. 32 Hüftgelenke wurden zu 80-100% vom Patienten nicht wahrgenommen.

8 Es lag eine ausgeprägte Streuung der Ergebnisse in Bezug auf die Schaftposition und die Lage des Drehzentrums vor. Radioluzente Linien ließen sich bevorzugt in den Gruen-Zonen 1 und 7 und periartikuläre Ossifikationen vermehrt im Stadium 0 und 1 nach Brooker nachweisen.

9 Die Ergebnisse des Harris Hip Scores und des Forgotten Joint Scores sind mit den Ergebnissen anderer Kurzschaft-Implantate aber auch mit denen von Geradschaft-Implantaten vergleichbar. Die radiologischen Auswertungen zeigen, dass mit dem Mayo®-Kurzschaftsystem im Vergleich zu anderen Systemen ebenfalls eine gute Rekonstruktion von Beinlänge und femoralem Offset gelingt.

10 Das Mayo®-Kurzschaftsystem ist ein zuverlässiges Implantat mit vergleichbar guten Langzeitergebnissen, wie diese von etablierten Geradschäften bekannt sind.

Tabellarischer Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name:	Julia Dietz
Geburtstag:	23.08.1987
Geburtsort:	Leipzig

Schulbildung:

1994-1998	85. Grundschule Leipzig
1998-2006	Georg-Christoph-Lichtenberg Gymnasium Leipzig/ Max-Klinger-Gymnasium Leipzig (Haus Lichtenberg)
2006	Allgemeine Hochschulreife „Abitur“

Studium:

2006-2012	Studium der Humanmedizin an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
2008	1. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung (Physikum)
2012	2. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung (Hammerexamen)
2012	Approbation

Ärztliche Bildung:

Seit 01/1013	Assistenzärztin im Department für Orthopädie, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie des Universitätsklinikums Halle (Saale)

Weiterbildung

11/2015	Abschlusskurs der Sonographie des Bewegungsapparates

Mitgliedschaften in Fachgesellschaften:

Seit 2013	Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie (DGOU)

Halle, den 06.04.2016 Julia Dietz

Selbständigkeitserklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Arbeit ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Die aus anderen Quellen direkt oder indirekt übernommenen Daten und Konzepte sind unter Angabe der Quelle gekennzeichnet. Die Regeln zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis wurden beachtet (Amtsblatt der MLU Nr. 5, 02.07.09).

Ich versichere, dass ich für die inhaltliche Erstellung der vorliegenden Arbeit nicht die entgeltliche Hilfe von Vermittlungs- und Beratungsdiensten (Promotionsberater oder andere Personen) in Anspruch genommen habe. Niemand hat von mir unmittelbar oder mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen.

Halle, den 06.04.2016 Julia Dietz

Erklärung über frühere Promotionsversuche

Hiermit erkläre ich, dass diese Arbeit bisher weder im In- noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt wurde.

Halle, den 06.04.2016 Julia Dietz

Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. med. Karl-Stefan Delank für die Möglichkeit der Bearbeitung dieser Thematik.

Ebenso möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. med. David Wohlrab für die Idee dieser Studie und die stetige und hervorragende Hilfestellung, Betreuung und produktive Kritik über den gesamten Zeitraum der Entstehungsphase dieser Arbeit bedanken.

Mein Dank gilt auch den Kollegen, welche mich bei der Erstellung der Arbeit unterstützt und motiviert haben.

Ganz besonderen Dank möchte ich natürlich auch an meine Familie und meinen Freundeskreis aussprechen, für die immerwährende und motivierende Unterstützung während der Erhebung der Daten und Erstellung der Promotionsschrift.