

Aus dem Department für Orthopädie und Unfallchirurgie
Universitätsklinik und Poliklinik für Orthopädie und Physikalische Medizin
Direktor: Prof. Dr. med. habil. Karl-Stefan Delank

Prospektive Studie zur Untersuchung der Osseointegration und Krafteinleitung der Nanos[®]-Schenkelhalsprothese

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.)

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

von Franziska Pankow
geboren am 05.05.1988 in Lutherstadt Wittenberg

Betreuer: PD Dr. Alexander Zeh

Gutachter: Prof. Dr. Christoph H. Lohmann
Prof. Dr. Markus Rickert
PD Dr. Alexander Zeh

Eröffnungsdatum: 14.01.2014
Verteidigungsdatum: 09.10.2014

Referat

Einleitung: Kurzschaftprothesen wurden mit dem Ziel entwickelt einen knochensparenden, minimalinvasiven Hüftgelenkersatz umzusetzen und das von Standardimplantaten bekannte *stress-shielding* zu vermeiden.

Zielstellung: Zu untersuchen war, ob die Nanos[®]-Schenkelhalsprothese das Ziel der Kurzschaftendoprothesen, welches in einer rein metaphysären Krafteinleitung mit Schonung des proximalen *Calcars* besteht, realisieren kann.

Material und Methoden: An der Universitätsklinik und Poliklinik für Orthopädie und Physikalische Medizin in Halle (Saale) wurden in einer prospektiven Studie 25 Patienten einer umfangreichen klinischen, radiologischen und osteodensitometrischen Analyse nach Implantation der Nanos[®]-Schenkelhalsprothese nach viertel- sowie halbjährlichen Abständen bis zu einem maximalen Nachuntersuchungszeitraum von einem Jahr unterzogen.

Ergebnisse: Die im Fokus der Untersuchung stehende osteodensitometrische Analyse zeigte, ermittelt über den gepaarten t-Test, eine signifikante Verminderung der Knochendichte in den proximalen GRUEN-Zonen 1, 2 und 7. Trotz durch die über den gepaarten t-Test berechnete minimal signifikante Migration und Schaftverkipfung resultierte keine klinische Relevanz. Weder für das Rotationszentrum noch für das *Offset* konnte der gepaarte t-Test eine statistisch signifikante Differenz registrieren. Die den Berechnungen zufolge minimalen Veränderungen der Beinlängen waren asymptotisch und klinisch nicht diagnostizierbar. Bei 12 der 25 Patienten registrierte man radiotransluzente Linien, wobei bei Abwesenheit klinischer Lockerungszeichen von deren klinischer Irrelevanz auszugehen war. Im *follow-up* war ein signifikanter Anstieg des *Harris-Hip-Scores* und somit der Zufriedenheit der Patienten zu verzeichnen, wobei die ersten drei Monate maßgebend schienen. Das Bewegungsausmaß nach der Neutral-Null-Methode zeigte deutliche Verbesserungen nach erfolgter Implantation. Lediglich die Extension und Flexion erreichte keine Signifikanz.

Schlussfolgerungen: Die Ergebnisse zeigen, dass die Implantation eines Nanos[®]-Schenkelhalsschaftes die primär angestrebte isolierte metaphysäre Krafteinleitung mit der Schonung der proximalen *Calcar*- Region nicht umsetzen kann, aber im Vergleich mit anderen Kurzschaftendoprothesen oder konventionellen HTEP-Systemen eine verminderte Abnahme der Knochendichte in diesen Regionen erwartet werden kann.

Pankow, Franziska: Prospektive Studie zur Untersuchung der Osseointegration und Krafteinleitung der Nanos[®]-Schenkelhalsprothese, Halle (Saale), Univ., Med. Fak., Diss., 78 Seiten, 2013

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	1
1.1.	Historischer Überblick	1
1.2.	Indikation für die endoprothetische Versorgung der Hüfte	2
1.3.	Klinische und radiologische Untersuchungsmethoden zur Indikationsunterstützung für die operative Versorgung	4
1.4.	Hüfttotalendoprothesen	5
1.4.1.	Verankerungsmethoden von Hüfttotalendoprothesen	5
1.4.2.	Prothesendesign und Verankerungsphilosophie von Kurzschaftendoprothesen	6
1.4.3.	Operativer Eingriff	9
1.4.4.	Methoden zur Bestimmung der knöchernen Integration des Implantatschaftes	10
2.	Zielstellung	15
3.	Material und Methoden	16
3.1.	Patientenakquisition und Voruntersuchung	16
3.2.	Operationstechnik und Nachbehandlung	16
3.3.	Klinische Nachuntersuchungen	17
3.4.	Radiologische Nachuntersuchungen	18
3.5.	DEXA-Nachuntersuchungen	26
3.6.	Statistische Auswertung	27
4.	Ergebnisse	28
4.1.	Klinische Ergebnisse	28
4.1.1.	Patientenkollektiv	28
4.1.2.	Operativer Eingriff	29
4.1.3.	Nachuntersuchungen	29
4.1.4.	Harris-Hip-Score	30
4.1.5.	Bewegungsausmaß nach Neutral-Null-Methode	31
4.2.	Radiologische Ergebnisse	32
4.2.1.	Migration des Prothesenschaftes	32
4.2.2.	Neigung des Prothesenschaftes	33
4.2.3.	Offset	34
4.2.4.	Rotationszentrum	35
4.2.5.	Radiotransluzente Linien	35
4.3.	Osteodensitometrische Ergebnisse	35
5.	Diskussion	38
5.1.	Diskussion der klinischen Ergebnisse	38
5.1.1.	Patientenkollektiv	38
5.1.2.	Komplikationen	40
5.1.3.	Harris-Hip-Score	41
5.1.4.	Bewegungsausmaß nach Neutral-Null-Methode	42
5.2.	Diskussion der radiologischen Ergebnisse	44
5.2.1.	Migration des Prothesenschaftes	44
5.2.2.	Neigung des Prothesenschaftes	45
5.2.3.	Offset	47
5.2.4.	Rotationszentrum	48
5.2.5.	Radiotransluzente Linien	50
5.3.	Diskussion der osteodensitometrischen Ergebnisse	52
5.4.	Kritikpunkte der Studie	59
6.	Zusammenfassung	60
7.	Literaturverzeichnis	62
8.	Thesen	72

9. Anhang	73
Tabellarischer Lebenslauf	
Selbstständigkeitserklärung	
Erklärung über frühere Promotionsversuche	
Danksagung.....	

Verzeichnis der Abkürzungen und Symbole

a.p.	<i>anterior posterior</i>
ASA	<i>American Society of Anesthesiologists</i>
BMD	<i>Bone-Mineral-Density</i>
BMI	<i>Body-Mass-Index</i>
CT	Computertomografie
CCD	Caput-Collum-Diaphyse
DSA	Digitale Subtraktionsarthrografie
EBRA	Einzelbildröntgenanalyse
EDV	Elektronische Datenverarbeitung
HDP/MDP	Hydroxymethylendiphosphonat/Methylendiphosphonat
HHS	<i>Harris-Hip-Score</i>
HTEP	Hüfttotalendoprothese
MRT	Magnetresonanztomografie
OECD	<i>Organisation for Economic Cooperation and Development</i>
PACS	<i>picture archiving and communication system</i>
p.o.	post operationem
ROI	<i>region of interest</i>
RSA	Röntgen-Stereometrie-Analyse
UHMWPE	<i>ultrahigh-molecular-weight polyethylene</i>
zw.	zwischen

1. Einleitung

1.1. Historischer Überblick

Die Entwicklung des Hüftgelenkersatzes ist bis auf das Jahr 1890 zurückzuführen, als der Berliner Chirurg GLUCK erste Versuche zur Implantation von Prothesen aus Elfenbein unternahm, welche jedoch frühzeitig scheiterten [1].

In den 20er Jahren des vergangenen Jahrhunderts präsentierte der Amerikaner SMITH-PETERSEN die sogenannte Mulden-Arthroplastik als helmartige Interpositionskappe aus Glas [1].

Erstmals 1946 erfolgte die Prothesenverankerung über einen kurzen Stiel in der Spongiosa des Schenkelhalses, praktiziert durch die Gebrüder JUDET [2]. Diese pilzförmige Acrylharzprothese resultierte in diversen Misserfolgen und wurde in den 50er Jahren durch eine stabilere Ganzmetall-Teilprothese aus Vitallium abgelöst, entwickelt von MOORE und THOMPSON. Der Metallkopf artikulierte direkt mit dem knöchernen Azetabulum und bedingte, durch die obligatorisch eintretende Pfannendestruktion, das Scheitern dieser Implantatform. Zur Lösung dieses Problems implantierte McKEE-FARRAR 1957 erstmals, neben dem Schaftimplantat, eine zusätzliche Pfannenschale aus Metall. Die Reaktion des Prothesenlagers auf die Abriebprodukte der Metall-Metall-Gleitpaarung resultierte oft in aseptischen Prothesenlockerungen und induzierte die Verwendung von Plastikpfannen [1,3].

J. CHARNLEY, der Begründer der modernen Hüftendoprothetik, entdeckte, dass es in Bereichen direkten Implantat-Knochen-Kontakts zur Resorption kommt und das Implantat somit nicht mehr adäquat gestützt wird. Sein bedeutendes Werk „*Anchorage of the Femoral Head Prosthesis to the Shaft of the Femur*“ aus dem Jahre 1960 markierte den Umbruch zur modernen Hüftendoprothetik und postulierte, basierend auf dem sogenannten „*low-friction*“-Prinzip, die Verwendung schnellhärtenden „Knochenzements“ aus Acrylharz [1,4-6].

Ebenfalls auf ihn zurückzuführen ist die Entwicklung einer Azetabulumkomponente aus Polytetrafluorethylen. Trotz durchweg günstiger im Labor ermittelter Materialeigenschaften, kam es bei diesem Werkstoff zu einem sehr hohen Materialabrieb innerhalb der ersten Jahre mit dem Resultat der Bildung von Fremdkörpergranulomen und hochgradigen Osteolysen. Nach langjährigen Untersuchungen implantierte CHARNLEY im November 1962 dann erstmals eine Pfanne aus hochmolekularem Polyethylen (UHMWPE) [1,4].

Noch in den 60er Jahren modifizierte M. E. MÜLLER die CHARNLEY-Prothese zur sogenannten CHARNLEY-MÜLLER-Prothese, indem er den Kopf vergrößerte und die Operationsmethode entsprechend adaptierte [1,4].

Die Ära der keramischen Prothesenwerkstoffe begann im Jahre 1970, als BOUTIN eine Aluminiumoxidkeramik erstmals klinisch einsetzte. Der Vorteil lag in der wesentlich höheren

Abriebfestigkeit bei gleichfalls niedriger Reibung, im Gegensatz der bis dato existierenden Materialien [1,7].

Zu Beginn der 70er Jahre besannen sich R. JUDET und H. MITTELMEIER auf die Verwendung zementfreier Prothesen zurück. JUDET propagierte die Porosierung der Oberfläche, während MITTELMEIER die Verwendung von Schraubpfannen empfahl und beide somit der Ära der heutigen zementfreien Prothesen den Weg bereiteten [1].

Im Zuge des Wunsches nach einer Reduktion der Knochenresektion bei Schaftimplantationen und einer metaphysären Verankerung in der proximalen Kortikalis konnte PIPINO 1979 nach langjähriger Entwicklung die erste Kurzschaftendoprothese implantieren. 1987 zeigten PIPINO und CALDERALE anhand einer von ihnen vorgelegten Studie den Erfolg dieses Prothesentyps und bestätigten somit die Vorteile der proximalen Kraftübertragung. Zahlreiche Weiterentwicklungen der Kurzschaftendoprothese, wie der Mayo[®]-Kurzschaft (Zimmer, Warsaw, USA) durch MORREY (1989) oder der Metha[®]-Kurzschaft (B Braun Aesculap AG & Co. KG, Tuttlingen, Deutschland) überzeugen auch heute durch ihre positiven klinischen Ergebnisse, wobei zu erwähnen ist, dass bislang kaum Langzeitstudien vorliegen [8-10].

Mit dem Fokus auf die Wiederherstellung der physiologischen Gelenkgeometrie bei maximalem Knochenhalt wurde 2002 die Nanos[®]-Schenkelhalsprothese (Fa. SMITH&NEPHEW, Marl, Deutschland) entworfen [11]. Durch die detaillierte Analyse computertomografischer Datensätze von Patienten unter 65 Jahren, entstand eine Hüfttotalendoprothese, für die der Hersteller vor allem den Einsatz bei jungen aktiven Menschen vorsieht [12].

1.2. Indikation für die endoprothetische Versorgung der Hüfte

In den letzten 20 Jahren ließ sich weltweit ein massiver Anstieg der mit einer endoprothetischen Hüfte versorgten Patienten verzeichnen. Schon in den 90er Jahren gehörte Deutschland gemeinsam mit der Schweiz, Frankreich und Österreich zu den Ländern mit den häufigsten Hüftprothesenoperationen innerhalb der OECD (*Organisation for Economic Cooperation and Development*). Wurden damals noch 145 - 183 Menschen bezogen auf 100.000 Einwohner Deutschlands mit einer Hüfttotalendoprothese versorgt [13], geht man heute von ungefähr 200 Eingriffen pro 100.000 Einwohner aus. Damit zählt der Einsatz eines künstlichen Hüftgelenks zu den 20 häufigsten Operationen in deutschen Kliniken und mit einer Patientenzufriedenheit von ca. 95 % zu den erfolgreichsten operativen Eingriffen [14].

Im internationalen Vergleich lässt sich ein sehr starker Unterschied in der Indikationsstellung verzeichnen, welche die teils lokal erheblich differierenden Implantationsraten erklären mag.

Die subjektive Bewertung der Krankheitslage seitens der Patienten, die unterschiedlich weit gefasste Indikationsstellung der behandelnden Ärzte, sowie das jeweilige Gesundheitssystem führen dazu, dass derzeit kein Konsens über objektive Kriterien für die Versorgung mit einer Hüftendoprothese besteht [15].

Die primäre Koxarthrose stellt, neben der sekundären Koxarthrose, sowie nicht arthrotisch bedingten Hüftgelenkerkrankungen, die weitaus häufigste Indikation für die Implantation einer HTEP dar [16].

Bei der primären Koxarthrose handelt es sich um eine nicht-entzündliche degenerative Erkrankung des Hüftgelenkes, welcher unterschiedliche Grade an Knochen- und Knorpelopathologien zuzuordnen sind. Das natürliche Gleichgewicht zwischen Resistenz des Gewebes und Größe des Gelenkdruckes geht auf Kosten der Geweberesistenz verloren. Der pathologisch erhöhte Gelenkdruck führt in einigen Zonen zur Überlastung, charakterisiert durch Osteosklerosen sowie dysplastische Veränderungen in Schenkelkopf und -pfanne. In anderen Zonen resultiert hingegen eine Entlastung mit der Ausbildung tropfenförmiger Osteophyten [17]. Eine ursächliche Erkrankung oder Pathologie liegt bei der primären Koxarthrose nicht vor.

Bei der sekundären Koxarthrose hingegen erklären Vorerkrankungen die oft multifaktorielle Arthroseentstehung. Mögliche Ursachen können sein: angeborene Hüftgelenksdysplasien, die septische Koxitis, Epiphysiolysis capitis femoris, Traumata, Morbus Perthes oder auch Hämophilien.

Die arthrotisch bedingten dumpfen Schmerzen sind nur schwer lokalisierbar und können von der Leisten- und Gesäßregion beginnend über den Oberschenkel bis unterhalb des Knies ausstrahlen. Durch die insbesondere bei Bewegung auftretenden Schmerzen, kommt es zu einer starken funktionellen Einschränkung des Hüftgelenkes, was alltägliche Aufgaben, wie z.B. das Treppensteigen stark beeinträchtigt und so auch zu einer enormen psychischen Belastung führen kann.

Nicht arthrotisch, also unabhängig von Knorpeldegenerationen, bedingte Gründe für eine endoprothetische Versorgung der Hüfte können sein: rheumatisch entzündliche Erkrankungen, Morbus Paget, hüftgelenksnahe Tumoren oder tumorähnliche Läsionen [18].

Des Weiteren stellt der Schenkelhalsbruch, zunehmend im höheren Alter, eine sehr häufige Indikation für den künstlichen Hüftgelenkersatz dar [19].

1.3. Klinische und radiologische Untersuchungsmethoden zur Indikationsunterstützung für die operative Versorgung

Neben der Anamnese, der klinischen Beurteilung des Gangbildes, sowie der Inspektion der Beinlänge und lokaler Entzündungszeichen, kommt weiteren klinischen Tests eine enorme Bedeutung zu. Die Kontrolle des Bewegungsausmaßes nach der Neutral-Null-Methode, der TRENDELENBURG-Test, das DREHMANN-Zeichen sowie der Impingement-Test der Hüfte liefern wichtige Indizien für eine pathologisch veränderte Hüfte [18,20-22].

Um Differentialdiagnosen ausschließen, eine endgültige Indikation stellen und die endoprothetische Versorgung planen zu können, ist die bildgebende Diagnostik essenziell. Meist wird eine a.p.-Beckenübersichtsaufnahme und zur Darstellung der 2. Ebene, die Hüfte „axial“ oder die Aufnahme nach LAUENSTEIN erstellt. Ist, wie nur in wenigen Fällen zutreffend, die Aussagekraft des Nativröntgens nicht ausreichend, kommt die Magnetresonanztomografie oder auch die Computertomografie zum Einsatz.

Neben der Erhebung der standardisierten präoperativen Laborparameter, kann die Bestimmung spezifischer Laborwerte, gerade bei Erkrankungen im Rahmen des rheumatischen Formenkreises, der detaillierten Diagnosefindung dienen.

Nicht zu den Routineverfahren gehörend, jedoch bei Infektionsverdacht spezifisch aussagefähig zur weiteren Differenzierung zwischen degenerativen und entzündlichen Gelenkerkrankungen, ist die Gelenkpunktion [18].

Um die Dokumentation und eine vergleichende Beurteilung zu ermöglichen, werden die anamnestischen, klinischen und bildgebenden Ergebnisse numerisch mittels international anerkannter *Scores* dargestellt [18,23,24].

Die am häufigsten verwendeten *Scores* nach HARRIS (1969) sowie MERLE D'AUBGINÉ und POSTEL (1954) erfassen die Parameter Schmerz, Bewegungsausmaß und Gangbild. Diese beiden *Scores* sind in einem großen Maße abhängig von der subjektiven Bewertung des Patienten sowie des Untersuchers [25].

Zur Evaluation der radiologischen Ergebnisse wird oft der *KELLGREN and LAWRENCE-Score* (1957) verwendet. Dieser dient der Quantifizierung des Arthrogrades und damit der Untermauerung der Indikation für eine endoprothetische Versorgung [26].

1.4. Hüfttotalendoprothesen

1.4.1. Verankerungsmethoden von Hüfttotalendoprothesen

Grundlegend wird, sowohl bei der Pfannenkomponente als auch beim Schaft, eine Unterscheidung zwischen zementierten und zementfreien Implantationssystemen getroffen. Bei der sogenannten Hybridmethode ist es möglich eine zementfreie Pfanne mit einem zementierten Schaft oder umgekehrt zu kombinieren [14].

Laut einer bundesweiten Studie, aus dem Jahre 2007, werden nur noch gut ein Drittel aller Patienten mit einer zementierten Prothese versorgt [27]. Studienergebnisse aus den Vereinigten Staaten von Amerika belegen ein ähnliches Ergebnis für das dort untersuchte Patientenkollektiv [28].

Bei den zementfreien Implantaten spielt für die Langzeitstabilität die Herstellung einer optimalen Primär- und Sekundärstabilität die entscheidende Rolle. Wichtige Kriterien für das Erlangen der Primärstabilität sind Rotations- und Axialstabilität durch eine *press-fit* Fixierung. Die Primärstabilität der zementfreien Implantation ist der zementierten Variante jedoch unterlegen [14]. Dabei ist diese, wie ebenso die postoperativen Knochenumbauvorgänge, allerdings keineswegs nur von der Verankerungsmethode abhängig, sondern auch von der Biomechanik, der Schaftlänge und der Oberflächenbeschaffenheit des Implantates [29-31].

Die Sekundärstabilität von zementfreien Implantaten, die durch die Osseointegration erreicht wird, ist hingegen höher als bei zementierter Implantation, da die Zementschicht keine Bioaktivität aufweist [14]. Nach BRÅNEMARK versteht man unter Osseointegration, die direkte Herstellung eines Implantat-Knochen-Kontaktes ohne bindegewebige Zwischenschicht. Die biologische Integration, die verkürzte Dauer des operativen Eingriffes, das reduzierte Auftreten intraoperativer Embolien und die ausbleibende Gewebeschädigung durch die Zementpolymerisation stellen die entscheidenden Vorteile einer zementfreien Prothesenversorgung dar. Insbesondere auch bei älteren Patienten mit reduzierter Knochenqualität lassen sich sehr gute Verankerungs- und Langzeitergebnisse nachweisen [32]. Jedoch stellt die Implantation zementfreier HTEP nachweislich einen Risikofaktor für das Auftreten intraoperativer periprothetischer Femurfrakturen dar, welche gerade beim älteren Patienten mit Komorbiditäten im Hinblick auf perspektivische Folgeoperationen problematisch werden können [33].

Äquivalent zur Entwicklung des zementfreien Hüftstieles hat die zementfreie Pfannenkomponente heute eine entscheidende Bedeutung in der Hüftendoprothetik. Die Fixierung lässt sich über das *press-fit* Verfahren primär stabil, durch zusätzliche Stabilisatoren oder als Schraubpfanne erreichen.

Beim *press-fit* Verfahren wird ein steiferer Körper, hier das Implantat, in einen leicht unterdimensionierten elastischeren Körper, in diesem Fall die Pfanne, verankert. So sollen

Relativbewegungen zwischen beiden Körpern verhindert werden. Axiale Lasten führen zu einer stärkeren Verkeilung und damit zu einer Zunahme des *press-fit* mit Erhöhung der Stabilität [34]. Außerdem verhindert genügend Vorlast, also ausreichend Druck, den Nulldurchgang und damit die Knochenresorption [35]. Durch die Unterbindung von Scherkräften wird zudem die Osseointegration gefördert. Entscheidend für die *press-fit* Fixation ist, dass eine gegenüber der Pfannenfräsung übergroße Pfanne verwendet wird und die physiologische Halbkugelform in der Kuppel abgeflacht ist [34,36].

Der Einsatz zusätzlicher Stabilisatoren wie Schrauben, Stifte, Zapfen, Hohlzylinder, Ringe, Finnen oder Spikes soll der Verbesserung der Primärstabilität dienen.

Steht bei der multifaktoriell beeinflussten Entscheidung für die Befestigungsart die Neogenese bzw. der Erhalt des Knochens im Vordergrund, gegenüber der sofortigen Vollbelastung des Implantates, wird meist die zementfreie Verankerungsmethode favorisiert und kommt so vor allem bei biologisch jungen Patienten zum Einsatz [14,37].

1.4.2. Prothesendesign und Verankerungsphilosophie von Kurzschaftendoprothesen

Die Indikation der Implantation ist wahlbestimmend für die Art des Schaftes, der als Monoblock oder als modulares System vorliegen kann.

Klassifiziert werden kann nach dem Ort der Verankerung, der geometrischen Form sowie der Schaftlänge.

Das Prinzip der Verankerung kann auf einer diaphysären, metaphysär-diaphysären, rein metaphysären bzw. epimetaphysären Basis erfolgen [38].

Geometrisch unterschieden wird: Geradschaft, anatomischer Schaft und Bogenschaft. Das Verankerungsprinzip des konventionellen Geradschaftes beruht auf einer distalen Fixation. Durch eine dagegen vermehrt proximale Krafteinleitung beim anatomischen Schaft, lässt sich, klinisch erwiesen, die Gefahr des *stress-shieldings* signifikant reduzieren [39].

Längenabhängig wird prinzipiell der Kurzschaft vom Langschaft differenziert. Beide Typen vergleichend, konnte in klinischen Studien gezeigt werden, dass bei Kurzschaftendoprothesen periprothetisch mehr Knochenapposition nachweisbar ist, sowie besonders proximal weniger Knochenresorptionszonen aufzufinden sind [30,40,41].

Die Kurzschaftendoprothese, auf welcher der Fokus der vorliegenden Studie liegt, soll im Folgenden detaillierter erläutert werden. Der Kurzschaft, der das Prinzip der metaphysären Verankerung verfolgt, soll über den reduzierten Knochenverlust das Einsetzen von konventionellen Schäften bei eventuellen Revisionsoperationen erleichtern [42,43]. Die bei Kurzschaftendoprothesen erhöhte proximale Fixation geht jedoch mit einem Verlust der

mechanischen Stabilität einher [30,40]. Eine weitere Untersuchung zeigte eine höhere Inzidenz an Schmerzen sechs Monate nach der Implantation einer Kurzschaftendoprothese. Hingegen zeigt sich 12 Monate postoperativ keine erhöhte Schmerzinzidenz im Vergleich zu Langschaftprothesen [40]. Da der langjährige Prothesenhalt durch das Maß des Kontaktes zwischen Implantatoberfläche und Knochen sowie dessen Topografie bestimmt wird, ist bei den Schenkelhals- bzw. Kurzschaftendoprothesen eine absolut korrekte Implantatpositionierung Voraussetzung für die Prothesenstabilität [44]. Neben ausgeprägten Coxa vara oder valga, verhindert vor allem eine schlechte Knochenqualität den Einsatz von Kurzschaftendoprothesen. Diese werden daher bevorzugt bei biologisch jungen aktiven Menschen mit guter Knochenqualität implantiert [38,42,45-47].

Neben dem Erreichen einer hohen Primärstabilität stellt die Rekonstruktion des anatomischen Drehzentrums die wichtigste Anforderung an den Prothesenschaft dar.

Über den Kugelkopf werden die Kräfte auf das Implantat übertragen. Mit zunehmendem Durchmesser des Kopfes steigt sowohl die Bewegungsfreiheit als auch der Schutz vor einer Luxation [48]. Limitiert wird der Kopfdurchmesser durch die Mindestschichtdicke der Pfannenwand. Beeinflussbar über die Kopflänge sind der CCD-Winkel, das *Offset* sowie die Beinlänge [48]. Über den Konus wird der Kugelkopf mit dem Implantatschaft verbunden. Die Krafteinleitung kann isoliert über das Kugelkopfzentrum oder über die ganze Traglänge zwischen Kopf und Schaft erfolgen [48]. Durch Verhinderung einer distalen knöchernen Fixation und Gewährleistung einer großflächigen Abstützung an der Kortikalis, kann die angestrebte proximale Krafteinleitung erreicht werden. Eine rein distale Krafteinleitung führt über die mangelnde proximale Integration zur Nichtbelastung des metaphysären Knochens und somit zur Rückbildung dessen im Sinne einer periprothetischen Saumbildung, dem bereits erwähnten sogenannten „*stress-shielding*“ [39,49,50]. Zudem erhöht sich durch auftretende Wechselbelastungen das Risiko eines Dauerschwingbruches des Implantates [49].

Nachweislich abhängig vom Prothesendesign sind die Rotationsstabilität und das Problem der aseptischen Lockerung [51]. So kommt es durch einen proximal medio-lateral längsovalen Querschnitt zu einer deutlichen Verbesserung der Rotationsstabilität [52]. ENGH und BOBYN zeigten schon 1988 eine signifikant erhöhte Knochenresorption nach der Implantation von Schäften mit einem Durchmesser $\geq 13,5$ mm im Vergleich zu implantierten Schäften mit einem Durchmesser ≤ 12 mm [31]. Biomechanischen Aspekten hingegen folgend, stellten sich im Durchmesser möglichst große Querschnitte als vorteilhaft heraus. Dies steht jedoch konträr mit der Menge der restlichen Knochensubstanz [48] und einer erhöhten Wahrscheinlichkeit für das Auftreten von Knochenresorptionen [31].

In einer kanadischen Studie konnte gezeigt werden, dass eine Verkürzung unzementierter Implantatschäfte nicht zwangsläufig mit einer Verschlechterung der Primärstabilität einhergeht [53].

Zwischen der Implantatgröße und klinischen Ergebnissen wie der Revisions- und Verlustrate, oder der Patientenzufriedenheit ist kein statistischer Zusammenhang erkennbar [40,54].

Entsprechend der speziellen Anforderungen an einen Implantatwerkstoff konnten sich in der Hüftimplantologie Titan- und Kobalt-Chrom-Legierungen durchsetzen. Trotz der hohen Verträglichkeit der verwendeten Materialien konnten direkte Immunantworten auf kleinste Metallpartikel sowie indirekte Immunreaktionen auf metallische Abbauprodukte eindeutig belegt werden [55]. Hypersensitivitätsreaktionen, auf die in den Legierungen enthaltenen Metalle, resultieren in einer immunologischen Antwort, welche mit periprotetischen Osteolysen bis hin zu einer aseptischen Prothesenlockerung assoziiert sein kann [56]. Zudem weisen Patienten mit gescheitertem Gelenkersatz eine signifikant erhöhte Prävalenz für die dermale Empfindlichkeit metallischer Legierungsbestandteile auf [57].

Die Nanos[®]-Schenkelhalsprothese der Firma SMITH&NEPHEW, bestehend aus einer Titanschmiedelegerung (Ti₆Al₄V) ISO 5832-3, ist mit einer Titanplasmabeschichtung versehen. Die durch die Rauigkeiten von 25 µm ± 5 µm bewirkte Oberflächenvergrößerung, soll über die knöcherne Verzahnung einer erhöhten Primärstabilität dienen [12]. Auf diese Effekte verstärkend wirkt die proximal aufgebraute osteokonduktive Calcium-Phosphat-Beschichtung (*Bonit*[®]). Da die Oberflächenbeschaffenheit der distalen Spitze nachweislich die proximalen Knochenumbauvorgänge und die Implantatstabilität beeinflusst, gestaltete man das distale Drittel poliert und möchte so die Gefahr des metaphysären *stress-shieldings* sowie die proximale *Calcar*- Atrophie minimieren [30,44,58].

Der ebenfalls der Oberflächenvergrößerung aber auch der Rotationsstabilität dienende trapezoide Schaft der Nanos[®]-Prothese ermöglicht einen großflächigen Knochenkontakt und soll der optimalen Krafteinleitung dienen [12,38,44]. Um das Komplikationsrisiko zu senken, ist der Schaft mit einer polynomen Krümmung proximal/ medial sowie distal/ lateral entwickelt wurden. Ermöglicht werden dadurch außerdem die Rekonstruktion des primären *Offsets* sowie die Einstellung der geplanten Beinlänge. Darüberhinaus lässt sich durch eine valgische Positionierung des Schaftes eine Verringerung sowie über eine Implantation in varischer Stellung eine Vergrößerung des femoralen *Offsets* erzielen [12]. Die neutrale Formgestaltung gestattet eine bilaterale Implantation des in neun verschiedenen Größen erhältlichen Schaftes. Für die Implantation der Nanos[®]-Schenkelhalsprothese sind Spezialinstrumente einsetzbar, die ein minimalinvasives Vorgehen unterstützen [12].

Bisher ist die Studienlage zur Erfahrung mit einer Schenkelhalsprothese vom Typ Nanos[®] recht mangelhaft. Erstmalig legte SZCZERBA (2009) in seiner Dissertation klinische und radiologische Ergebnisse bis zu einem maximalem *follow-up* von zwei Jahren dar [59]. In einer Studie aus dem Jahre 2010 berichteten GÖTZE *et. al* bei einem durchschnittlichen *follow-up* von 1,2 Jahren neben klinischen Werten detaillierter über das Einwachsverhalten der Prothese [41]. LOGROSCINO *et. al* veröffentlichten 2011, in einer vergleichenden Studie zweier

Kurzschafftendoprothesen, BMD-Werte und somit Informationen über die knöcherne Integration, welche nach maximal einem Jahr postimplantär aufgenommen wurden [60]. Mit einem durchschnittlichen *follow-up* von $5,2 \pm 0,7$ Jahren konnten ETTINGER *et. al* 2011 sowie 2013 erstmals mittelfristige Ergebnisse darlegen [61,62].

1.4.3. Operativer Eingriff

Die präoperative Planung ist entscheidend für die erfolgreiche Implantation einer HTEP [63]. Die Auswahl der Implantate sowie die korrekte Positionierung können als Schablonenplanung manuell auf Röntgenaufnahmen oder digital auf EDV-Basis erfolgen. Intraoperative Schwierigkeiten lassen sich so zu einem hohen Prozentsatz bereits vor dem chirurgischen Eingriff eruieren und erleichtern so das operative Management [63].

Die korrekte Rekonstruktion des femoralen *Offsets*, definiert als Abstand vom Rotationszentrum des Femurkopfes zur Femurachse [64], spielt eine entscheidende Rolle im Rahmen der Operationsplanung, da sie essenziell für die Verbesserung der Funktion sowie die Langlebigkeit der HTEP ist [64]. Eine durch die Implantation bedingte Erhöhung des *Offsets*, führt zu einer Hebelarmverlängerung der Abduktoren, woraus eine stärkere Abduktionskraft der Muskeln resultiert und somit die auf das Hüftgelenk wirkenden Kräfte reduziert werden können [64-68]. Vorteilhaft ist zudem die dadurch bedingte höhere Weichteilspannung, welche zu einer verbesserten Stabilität des Hüftgelenkes führt [65,66]. Die aus der Vergrößerung des *Offsets* resultierende Lateralisation der Hüfte fördert außerdem die Steigerung des Bewegungsausmaßes [66]. Als entscheidender Nachteil hingegen stellte sich das Auftreten ungünstiger Biegemomente innerhalb der Prothese heraus [66]. Allerdings kommt es insgesamt durch die Belastungsabnahme und verbesserte Prothesenwerkstoffe zu einer Kompensation dieser Kräfte [65,66].

Dem Operateur stehen eine Vielzahl operativer Zugänge und Verfahren zur Implantation einer HTEP zur Verfügung. Neben den Standardzugängen wie dem anterolateralen Zugang nach WATSON-JONES, dem transglutealen Zugang nach BAUER oder dem dorsalen Zugang nach MOORE gewann die minimalinvasive Technik in den letzten Jahren immer mehr an Bedeutung. Trotz fehlender klarer Definition wird in der Literatur von minimalinvasiver Inzision bei einer Schnittlänge kleiner als 10 cm gesprochen [69]. Entscheidend für den operativen Erfolg sind hierfür eigens entwickelte Instrumente sowie speziell geschulte Operateure [70]. Bei Erfüllung dieser Bedingungen können minimalinvasive Operationsverfahren die Heilungszeit verkürzen, den Blutverlust reduzieren und die postoperativen Beschwerden minimieren [71-74]. Durch die Verwendung dedizierter Instrumente lässt sich die Traumatisierung des Weichgewebes nachweislich reduzieren und die angestrebte Implantatposition leichter realisieren [70].

Den Vorteilen stehen jedoch erhöhte Komplikationsraten gegenüber, wie sie 2008 von KOLISEK *et al.* oder auch 2011 von VAN OLDENRIJK *et al.* beschrieben wurden [75,76]. Die konträren Artikel über minimalinvasive Techniken lassen sich durch das meist relativ niedrige Evidenzlevel erklären [76,77]. Die langfristige Beurteilung minimalinvasiver Implantationstechniken bleibt abzuwarten, da langjährige *follow-up* Untersuchungen bis dato ausstehen [77].

Trotz verbesserter Instrumente und Operationsmethoden ist jede HTEP-Implantation mit einem gewissen Operationsrisiko verbunden. Sporadisch besteht sowohl intraoperativ als auch postoperativ ein Frakturrisiko für das periprothetische Azetabulum [78]. Seit der zunehmenden Implantation zementfreier Pfannen ließ sich hierbei ein deutlicher Anstieg der periazetabulären Frakturen verzeichnen [79].

Eine seltene, aber durchaus ernstzunehmende, Komplikation stellt die periprothetische Fraktur des Femur dar [80]. In biomechanischen Versuchen konnte eine erhöhte Inzidenz bei einem BMI > 33 kg/m², über 80 jährigen Patienten sowie einer BMD < 0.500 g/cm² ermittelt werden [80]. Die Gefahr einer proximalen Femurfissur besteht vor allem während der Präparation für die Implantation von Kurzschaftendoprothesen. Um das Ziel der metaphysären Verankerung zu erreichen, kommt es dabei zum kurzzeitigen Auftreten von enorm hohen Kräften, die auf das Femur wirken und somit das Risiko für Fissuren erheblich erhöhen [81].

Stumpfe intraoperative Nervenverletzungen können zu kompletten oder inkompletten Paresen führen und betreffen meist den *Nervus ischiadicus* (peronealer Anteil), aber auch den *Nervus gluteus superior*, *Nervus obturatorius* oder *Nervus femoralis* [82,83]. In der Literatur werden die überwiegend postoperativ diagnostizierten Nervenverletzungen mit einer Prävalenz von 0,6 bis 3,7 % angegeben [83].

Gefäßverletzungen, bedingt durch Fraktursplitter, Atypien des Gefäßsystems oder iatrogene Schäden durch die Operationsinstrumente, können zu starken intra- und postoperativen Blutungen führen. Auch das Vorliegen einer Gerinnungsstörung kann schwere Komplikationen mit sich bringen und bedarf deshalb unbedingt der präoperativen Diagnostik und intraoperativen Beachtung.

1.4.4. Methoden zur Bestimmung der knöchernen Integration des Implantatschaftes

Die Anfertigung von Röntgenbildern in zwei Ebenen zur Überprüfung des korrekten Implantatsitzes erfolgt standardisiert direkt postoperativ oder während des anschließenden stationären Aufenthaltes. Zur radiologischen Beurteilung der Region um den Schaft hat sich die Klassifikation der 7 „*regions of interest*“ kurz ROI nach GRUEN (1979) durchgesetzt [84].

Da die Lockerungsrate von Hüftendoprothesen mit bis zu 1 % nach 10 Jahren angegeben wird, erfolgt in den einzelnen klinischen Einrichtungen in differierenden Abständen neben der klinischen Nachkontrolle, auch die radiologische Registrierung der Reaktion des knöchernen Lagers, insbesondere hinsichtlich eventueller Lockerungszeichen [85]. Als Indiz für eine Lockerung zementfreier Endoprothesen gilt eine Saumbildung ab 2 mm Breite, welche mehr als 1/3 der gesamten Prothesen- Knochenkontaktfläche involviert und im Verlauf weiter zunimmt [85,86]. Andere Quellen sprechen erst bei einer Saumbildung von über 3 mm bzw. deren Progredienz von Zeichen der radiologischen Lockerung [87]. Unabhängig der Saumbildung sind die Migration des Prothesenschaftes von über 5 mm bzw. die Änderung der Prothesenneigung über 5 ° als Zeichen einer Lockerung zu interpretieren [85,88]. Weitere wegweisende radiologische Befunde sind Periostreaktionen im Bereich der Spitze des Prothesenschaftes, Implantatschäden oder Bruch zusätzlicher Verankerungsmaterialien, heterotope Ossifikationen oder eine Sklerosierung der Spongiosa unterhalb der Prothesenspitze, das sogenannte Sockelzeichen [87]. Dieses Sockelzeichen ist bei distal verankerten Prothesen als Normalbefund zu deuten. Bildet sich jedoch ein Spalt zwischen Saum und Schaftspitze, spricht dies durchaus gegen eine gute Osseointegration [89]. Zu betonen ist, dass von einer Prothesenlockerung nur im Zusammenhang mit klinischen Symptomen, wie einem progredienten Belastungsschmerz oder Bewegungseinschränkung, zu sprechen ist [87,89].

Da eine unvollständige Fixierung der Prothese in der Frühphase nach Implantation eine häufige Ursache für eine spätere aseptische Prothesenlockerung darstellt, kann die Messung der vertikalen Migration anhand von Standardröntgenaufnahmen, schon in den ersten beiden postoperativen Jahren, der Vorhersage einer späteren Lockerung dienen [90,91].

Mit höherer Sensitivität zur Beurteilung der Prothesenstabilität arbeiten die Röntgen-Stereometrie- Analyse (RSA) sowie die Einzelbildröntgenanalyse (EBRA) [88].

Die 1974 von GÖRAN SELVIK entwickelte RSA stellte einen wichtigen Fortschritt für die orthopädische Chirurgie dar [92]. Voraussetzung ist die intraoperative Einbringung von Tantal-kügelchen in periimplantäre spongiöse Knochensubstanz oder die Implantation primär mit Tantalmarkern versehener Prothesen [93,94]. Durch simultane Aufnahme von zwei stereometrischen Röntgenaufnahmen wird die Position der sphärischen Tantalmarker im Vergleich zu Referenzkügelchen registriert [93-95]. Mit Hilfe von Verlaufsaufzeichnungen ist so die Identifizierung kleinster Veränderungen/ Migrationen, möglich und gilt damit als Goldstandard der röntgenologischen Migrationsanalyse [92,96,97].

Die EBRA weist gegenüber der RSA eine Spezifität von 100 % und eine Sensitivität von 78 % für den Nachweis einer Migration von über 1 mm auf [98]. Die Auswertung erfolgt hier auf Basis einzelner standardisierter Röntgenaufnahmen und stellt aufgrund des geringen apparativen Aufwandes eine wesentlich kostengünstigere Methode im Vergleich zur RSA dar [99,100].

Die manuell praktizierte Migrationsmessung anhand röntgenologischer Aufnahmen wie von NUNN *et al.* 1989 oder DIEDERICHS *et al.* 1993 beschrieben, wurde bis heute weitestgehend durch die digitale Migrationsmessung abgelöst [101,102]. Die digitalen Verfahren sind durch eine hohe Sensitivität, Spezifität sowie Interobserverstabilität gekennzeichnet [96,103-105]. HARDINGE empfahl schon 1991 die Verwendung digitaler Analysemethoden mit den großen Vorteilen der Zeitersparnis, besseren Vergleichbarkeit und Objektivität [106].

Die Auswertung der digitalisierten Röntgenaufnahmen erfolgt standardisiert an speziellen Bildschirmen über ein PACS, abgekürzt für „*picture archiving and communication system*“. Das seit 1989 zur Verfügung stehende System, von verschiedenen Firmen angeboten, bietet bei hoher Platzersparnis durch die digitale Speicherung der radiologischen Daten, schnellen und vor allem gleichzeitigen Zugriff auf Bilddaten, sowie eine komfortable Betrachtungs- und Auswertungsmöglichkeit [107]. Überdies führte die Weiterentwicklung des Programmes in den letzten Jahren zu einer hohen Akzeptanz und zählt gegenwärtig beinahe zum Standard jedes chirurgisch tätigen Orthopäden [108,109].

In einer direkten Gegenüberstellung manueller und digitaler Migrationsanalysen konnte bereits 2005 für die digitale Methode eine statistisch signifikant höhere Präzision belegt werden. In dieser Untersuchung kam das Programm Wristing[®] zum Einsatz, für welches eine Messgenauigkeit von 0,12 - 0,30 mm bzw. 0,28 ° ermittelt wurde. Demgegenüber ist bei der manuellen Vermessung eines Nativröntgenbildes ein Messfehler von 0,24 - 0,67 mm bzw. 0,57 - 0,74 ° anzunehmen [110].

Bei einem andauernden Beschwerdebild nach HTEP-Implantation kann die Hüftarthrografie zur diagnostischen Abklärung erfolgen. Die als digitale Subtraktionsarthrografie (DSA) durchgeführte Untersuchung wird in der Literatur sehr kontrovers beurteilt. Während einige Studien von eher schlechten Ergebnissen bei der Detektion einer Prothesenlockerung berichten, verschreiben ihr andere eine Sensitivität und Spezifität von über 90 % [85-87,111-115]. Zu empfehlen ist die additive Durchführung einer DSA bei einer uneinheitlichen Diagnostik konventioneller Röntgenverfahren [116].

Erweiterte bildgebende Verfahren wie die Szintigrafie, deren Spezifität jedoch insbesondere in der frühen postoperativen Phase stark eingeschränkt ist oder die CT ermöglichen eine individuellere Diagnostik [86,88,96,117].

Bei einer sehr niedrigen Ganzkörperstrahlenexposition ermöglicht die Skelettszintigrafie die Darstellung des regionalen Knochenstoffwechsels. Zur Diagnostik von Endoprothesenlockerungen findet die 3-Phasenszintigrafie Anwendung. Sie kann aufgrund physiologischer Umbauprozesse bei unzementierten HTEP sinnvoll erst nach neun Monaten p.o. zum Einsatz kommen und auch dann ist eine geringe Mehranreicherung insbesondere an der Prothesenspitze eher als unspezifisch zu werten. Zwei bis vier Stunden nach intravenöser

Radiotracerapplikation von 370 bis 600 Mbq Tc – 99 m HDP/MDP erfolgt die Messung der Aktivitätsverteilung mit Hilfe eines Gamma-Strahlen-Detektors [118].

Die Szintigrafie sollte nicht die Methode der ersten Wahl bei der Detektion von Schaftlockerungen darstellen, sondern allenfalls als zusätzliches Verfahren bei unklaren Diagnosen zu Hilfe gezogen werden [116]. SEIFERT *et al.* (2001) schrieben, in einer Studie an 68 Patienten mit Hüftschmerzen nach HTEP-Implantation, der Arthroszintigrafie eine höhere Sensitivität beim Erkennen einer prothetischen Schaftlockerung als der digitalen Subtraktionsarthrografie zu [114]. Die invasive und aufwendige Arthroszintigrafie sollte jedoch Ausnahmen vorbehalten bleiben [89]. Sehr hilfreich bei der Differenzierung zwischen aseptischer und septischer Prothesenlockerung ist die Leukozytenszintigrafie, deren Ergebnis den weiteren Behandlungsablauf maßgebend beeinflussen kann [119].

Wie bei der bereits beschriebenen Arthrografie differieren auch die literarischen Ergebnisse zur Spezifität und Sensitivität der Erkennung einer Schaftlockerung mittels Szintigrafie und sollten immer nur im Zusammenhang mit der konventionellen Röntgenuntersuchung und klinischen Diagnostik zur Beurteilung herangezogen werden [116-119].

Wie schon erwähnt, können auch radiotransluzente Linien Zeichen einer prothetischen Lockerung sein. Radiotransluzente Linien sind als radiologisch diagnostizierbare mindestens 1 cm lange und 1 mm breite Aufhellungszonen zwischen Prothesenoberfläche und Knochen definiert [120]. Die üblicherweise parallel zur Prothesenoberfläche verlaufenden Linien sind meist in den GRUEN-Zonen 1 und 7 detektierbar. Sie repräsentieren eine bindegewebige Schicht zwischen Implantat-Knochen-Grenze und deuten somit auf eine verminderte Osseointegration der Prothese hin [120-123].

Die Genese dieser radiotransluzenten Linien ist noch nicht vollkommen eruiert. Eine mögliche Erklärung wäre die Entstehung eines Knochendefizites zwischen abgetragener Spongiosa und der Füllung des Markraumes durch den Implantatschaft. Dieses Defizit kann trotz Revaskularisierung und Einschwemmung osteoproduktiver Zellen nicht mehr ausgeglichen werden und verhindert somit die Osseointegration des Implantates. Andere Thesen sehen Relativbewegungen zwischen dem rigiden Metall und dem Femurknochen als Ursache für dieses Phänomen [120,124].

Ist keine Progredienz nachweisbar, wird das Erscheinen kleiner radiotransluzenter Linien periimplantär nicht zementierter Prothesenschäfte als nicht-pathologischer Prozess gewertet und ist somit nicht unbedingt prognostisch ungünstig für die Lebensdauer des Implantates. Zu empfehlen ist eine sorgfältige Verlaufskontrolle und kritische Interpretation anhand standardisierter Röntgenbilder [120-122].

Die periprothetische Knochendichtemessung oder auch der Nachweis von Markern des Knochenstoffwechsels dienen ebenfalls der Beantwortung spezieller klinischer Fragestellungen [85,87].

Zur präzisen Ermittlung der periimplantären Knochendichte um Femurschaftimplantate findet der DEXA-*Scan* gängige Anwendung [41,43,125-127]. Mitte der 80er Jahre kam es als Weiterentwicklung der Dual-Photonen-Absorptiometrie durch den Austausch des ¹⁵³Gd Radionuklids mit einer Röntgenröhre zur Einführung dieser Scanner als osteodensitometrische Messgeräte [128,129]. Durch die relativ niedrige Strahlendosis, das hohe Auflösungsvermögen und kurze Durchlaufzeiten entwickelte sich dieses noninvasive Verfahren bis heute zur am weitesten verbreiteten Technik bei der Bestimmung von Knochendichten und erlangte somit vor allem im Bereich der Osteoporoseforschung einen hohen Stellenwert [128-130]. Die innovative Einführung der Fächerstrahl-Densitometer konnte die Scanzeit bei erhöhter Bildqualität im Vergleich zu den ursprünglichen Nadelstrahl-Densitometern deutlich verkürzen [129]. Physikalisch basiert der DEXA-*Scan* auf der Messung der Röntgentransmission zweier verschiedener Photonenenergieniveaus durch den Körper [129]. Aufgrund der Abhängigkeit des Schwächungskoeffizienten der Röntgenstrahlung von der Atomzahl sowie Photonenenergie ist es möglich, verschiedene Gewebearten sowie deren Dichte differenziert Pixel für Pixel darzustellen [129].

Die Knochendichtemessung mittels der Doppelröntgenenergieabsorptiometrie in der Implantationsmedizin, ein aufwendiges und teures Verfahren, zählt keinesfalls zur Routinediagnostik, sondern kommt vor allem in Studien oder bei Patienten mit schlechter Knochenqualität zum Einsatz. Mit Hilfe dieses Verfahrens können gute Aussagen über die Osseointegration des Implantates getroffen werden. Im Verlauf lässt sich die Entwicklung der Knochendichte präzise darstellen und erlaubt die Registrierung periimplantärer Zonen mit Knochenapposition oder -resorption [131]. ENGH *et al.* berichteten schon 1992 von der DEXA als präoperativ nützliches Verfahren, um Vorhersagen über das Ausmaß des resorptiven Knochenumbaus nach HTEP-Implantation treffen zu können [132].

Postoperative DEXA-Aufnahmen ermöglichen eine Darstellung der Krafteinleitung der implantierten Prothese, da diese nachweislich in Knochenumbauvorgängen resultiert. So erlaubt das Verfahren, geringste Veränderungen des Knochenumbaus abhängig von der Biomechanik wie Varus-, Valgus- oder Neutralstellung des Prothesenschaftes zu detektieren [126,133].

Eine verbesserte Auflösung und kürzere Untersuchungszeiten ließen den klinischen Einsatz in den letzten Jahren beachtlich steigen [96,132].

2. Zielstellung

Gegenstand der vorliegenden Studie war die Untersuchung periimplantärer Knochenumbauvorgänge nach Implantation der Nanos[®]-Kurzschafteprothese bis zu einem maximalen *follow-up* von einem Jahr. Aufgrund der bisher veröffentlichten differierenden Studienergebnisse wurde der zentrale Fokus auf die analytische Überprüfung der Annahme gerichtet, ob eine rein metaphysäre Krafteinleitung mit dem Bestreben der Schonung des proximalen *Calcars* durch die Implantation eines Nanos[®]-Schafte realisiert werden kann [41,60].

Neben der präzisen Registrierung der Knochendichte um den implantierten Schaft und der Detektion von Zonen mit Knochenapposition respektive -resorption mittels des DEXA-Verfahrens sollten anhand radiologischer Aufnahmen beeinflussende Faktoren wie Veränderungen des *Offsets*, des Drehzentrums oder der Schaftneigung auf ihre statistisch signifikanten postimplantären Veränderungen im Vergleich zur präoperativen Situation überprüft werden.

Um die sichere Osseointegration respektive Sekundärstabilität zu überprüfen, wurden postoperativ radiotransluzente Linien erfasst sowie die mögliche Schaftmigration respektive Schaftverkipfung gemessen.

Von weiterhin großem Interesse waren die Aufnahme und der Verlauf der klinischen Parameter wie das Bewegungsausmaß und die subjektive Patientenzufriedenheit ermittelt über den HHS.

3. Material und Methoden

3.1. Patientenakquisition und Voruntersuchung

Bedingend für die Aufnahme in das Patientenkollektiv war die Implantation einer Nanos[®]-Schenkelhalsprothese an der Universitätsklinik und Poliklinik für Orthopädie und Physikalische Medizin in Halle (Saale). Nach umfangreicher Aufklärung über Ziel sowie Ablauf der klinischen und radiologischen Untersuchungen im Rahmen der vorliegenden Studie erfolgte die Bekundung der freiwilligen Teilnahme durch Unterzeichnung einer Einverständniserklärung seitens der Patienten. Unmittelbar präoperativ erfolgte die klinische Untersuchung sowie die erste Erhebung des HHS. Die im Rahmen der Studie verwendeten präoperativen Röntgenaufnahmen wurden bereits bei Vorstellung in der ambulanten Sprechstunde angefertigt und in Bezug auf die Erhebung der Indikation für den endoprothetischen Ersatz ausgewertet.

Ausschlusskriterien waren:

- Alter über 75 Jahre
- BMI > 40 kg/m²
- Voroperationen am betroffenen Gelenk
- Fehlbildung des proximalen Femurs
- radiologisch erkennbare Osteoporose
- posttraumatische Koxarthrose

Im Zeitraum von September 2009 bis Februar 2010 wurden dreißig Patienten akquiriert, wobei fünf dieser Patienten nicht regelmäßig zum *follow-up* erschienen und somit aus der Auswertung ausgeschlossen werden mussten.

3.2. Operationstechnik und Nachbehandlung

Allen Patienten war gemeinsam: die Operation in Intubationsnarkose, perioperative Antibiotikaprophylaxe als „*single-shot*“ mit *Cefuroxim* 1500 mg (Fresenius Kabi, Bad Homburg, Deutschland) sowie die Operationstechnik.

Die präoperative Bestimmung der Prothesengröße und die individuelle Lage wurden mittels Prothesenschablonen an axialen und a.p.-Röntgenaufnahmen der Hüfte ermittelt.

Die Implantation der Prothesenkomponenten erfolgte über einen modifizierten Zugang nach WATSON-JONES, wie er 2004 von BERTIN und RÖTTINGER beschrieben wurde [134-136].

Die Nachbehandlung begann für alle Patienten nach Klinikstandard im 4-Punkt-Gang mit Vollbelastung bereits am 1. postoperativen Tag. Innerhalb von 3 bis 5 Tagen p.o. wurde ein Kontrollröntgen mit einer axialen und einer a.p.-Aufnahme durchgeführt. Im Anschluss an den durchschnittlich eine Woche dauernden stationären Aufenthalt erfolgte routinemäßig eine

Anschlussheilbehandlung. Zur Prävention einer tiefen Beinvenenthrombose bei eingeschränktem Bewegungsumfang wurden alle Patienten für 35 Tage einmal täglich mittels subkutaner Injektion von Enoxaparin [*Clexane40*[®] (Sanofi Aventis, Frankfurt, Deutschland)] behandelt.

3.3. Klinische Nachuntersuchungen

Zusätzlich zu der zum Standard gehörenden Nachuntersuchung nach 3 Monaten, der an der Universitätsklinik und Poliklinik für Orthopädie und Physikalische Medizin in Halle (Saale) operierten Patienten, wurden die Studienteilnehmer nach 6 sowie nach 12 Monaten nochmals untersucht.

Tabelle 1 veranschaulicht die zu den jeweiligen Vorstellungsterminen angefertigten Aufnahmen respektive der Erhebung des HHS.

Tab. 1: durchgeführte Untersuchungen zu den jeweiligen Vorstellungsterminen

Vorstellungstermi n	HHS	a.p.-Röntgenbild	DEXA-Untersuchung
präoperativ	X	X	
postoperativ		X	X
3 Monate	X	X	X
6 Monate	X		
12 Monate	X	X	X

Zur klinischen Nachuntersuchung gehörte obligatorisch die Überprüfung auf eine Beinlängendifferenz, die Beurteilung des TRENDELENBURG- sowie DUCHENNE-Zeichens und die Untersuchung auf Leistendruck- sowie *Trochanter*- Klopff- Schmerz.

Im Fokus dieser Studie stand die Erhebung des HHS. Die maximal erreichbare Punktzahl von 100 beschreibt einen schmerzlosen Patienten ohne Bewegungseinschränkung oder Deformitäten, charakterisiert durch ein unauffälliges Gangbild. Im Rahmen der Erhebung des HHS wurde zudem der Bewegungsumfang nach der Neutral-Null-Methode überprüft und aufgenommen.

Tab. 2: Interpretation des HHS [25]

Punkte	Beurteilung
90 - 100 Punkte	Hervorragendes Ergebnis
80 - 89 Punkte	Gutes Ergebnis
70 - 79 Punkte	Mäßiges Ergebnis
< 70 Punkte	Schlechtes Ergebnis

Die Gesamtheit der klinischen Untersuchungsergebnisse wurde auf einem separaten Dokumentationsbogen, siehe Anhang protokolliert.

3.4. Radiologische Nachuntersuchungen

Neben den klinischen Nachuntersuchungen, im Rahmen der Vorstellung nach 3, 6 und 12 Monaten p.o., erfolgte nach drei und zwölf Monaten additiv die Erstellung von Beckenübersichtsaufnahmen im anterior-posterioren Strahlengang mittels der Röntgenanlage Polydoros LX50[®] (Siemens, München, Deutschland). In Liegeposition bei Neutral-Null-Stellung des Hüftgelenkes wurden zur Lagestabilisierung Sandsäcke verwendet. Nach Zentrierung des Röntgengerätes zwischen Nabel und Symphyse fertigte man das a.p.-Röntgenbild mit einem Film-Fokus-Abstand von 115 cm an.

An der Universitätsklinik und Poliklinik für Orthopädie und Physikalische Medizin in Halle (Saale) findet speziell zur digitalen Auswertung der Röntgenbilder das Programm Wristing[®], Anwendung, wenn es um Migrationsanalysen oder Positionsbestimmungen von Implantaten geht [81,110,137]. Es ist mit einer Genauigkeit von 0,12 - 0,3 mm beziehungsweise 0,28 ° durch eine sehr hohe Präzision bei sehr niedrigen intra- und interindividuellen Fehlern charakterisiert [110].

Fehlstellungen des Hüftgelenkes bei Röntgenaufnahmen führen zu statistisch signifikant veränderten Werten bei der Ermittlung der Prothesenangulation ab einer Außenrotation von > 30 ° bzw. einer Beugung von > 40 ° [138]. Um den Einfluss der Femurstellung auf die Messergebnisse zu minimieren, ist die Benutzung von Lagerungshilfen während der Röntgenaufnahme unbedingt notwendig. Anhand fotografischer Aufnahmen einer Nanos[®]-Prothese in differierenden Rotationsgraden konnte der exakte Einfluss der individuellen Rotation auf die erstellten Röntgenbilder ermittelt werden. Dazu platzierte man die Nanos[®]-Kurzschafteendoprothese in einer Vorrichtung, welche fotografische Aufnahmen von Rotationen um 10 °, 20 °, 30 ° und 40 ° im Sinne einer Ante- sowie Retroversion ermöglichte. Die optische Achse, der auf einem Stativ platzierten Nikon D300[®] (Nikon, Tokio, Japan) (100 mm, 1/300,

ISO 1000, Film-Objekt-Abstand 100 mm) orientierte man mittig und horizontal auf den Schaftkörper. Der Winkel α zwischen der Tangente **A** an der medialen Seite des Schaftes und dem Lot **B** an der lateralen Schaftseite wurde anhand der Fotos mit den vier unterschiedlichen Rotationsgraden ermittelt. Die Winkelwerte zeigten eine Differenz von maximal $1,5^\circ$ und konnten aufgrund des geringen Wertes als irrelevant für die Vermessungen betrachtet werden.

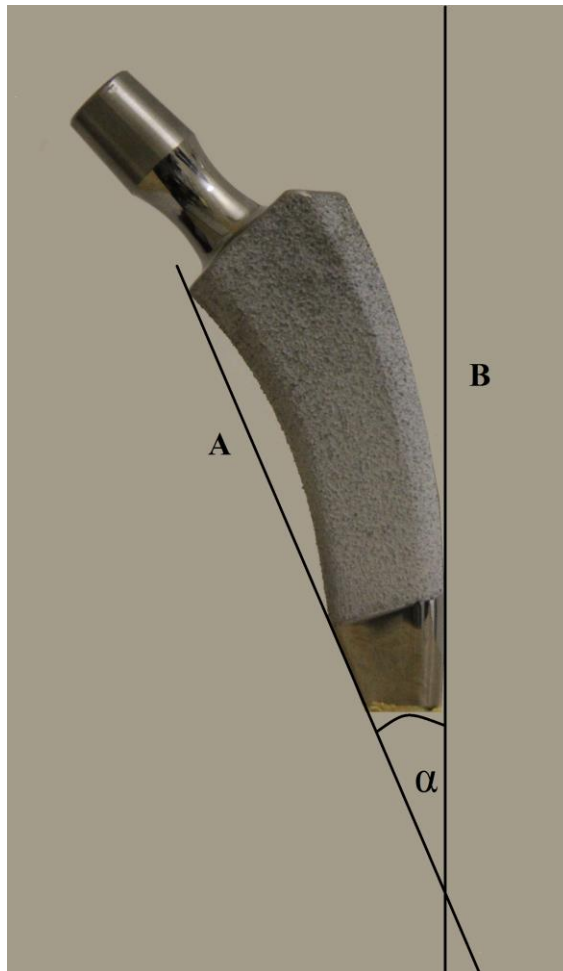


Abb. 1: Fotografische Bestimmung der Rotation des Implantatschaftes

Bildlegende: **A** = Tangente an der medialen Seite des Schaftes; **B** = Tangente an der lateralen Seite des Schaftes; α = Winkel zwischen **A** und **B**

Anhand der direkt postoperativ, 3 Monate p.o. und 12 Monate p.o. aufgenommenen Röntgenbilder wurden über Messachsenrekonstruktionen definierte Parameter berechnet und konnten so im Verlauf miteinander verglichen werden. Differenzen von mindestens 2 mm beziehungsweise 3° wurden als signifikante Veränderungen definiert [96]. Zur Berücksichtigung des individuellen Vergrößerungsfaktors wurde bei allen Berechnungen die Pfannengröße im Röntgenbild mit der bekannten realen Pfannengröße ins Verhältnis gesetzt und so der jeweilige Faktor berechnet.

Die Beurteilung der Migration erfolgte anhand der Distanz zwischen Prothesenspitze und distaler Spitze des *Trochanter minors*, wie in Abbildung 2 dargestellt.

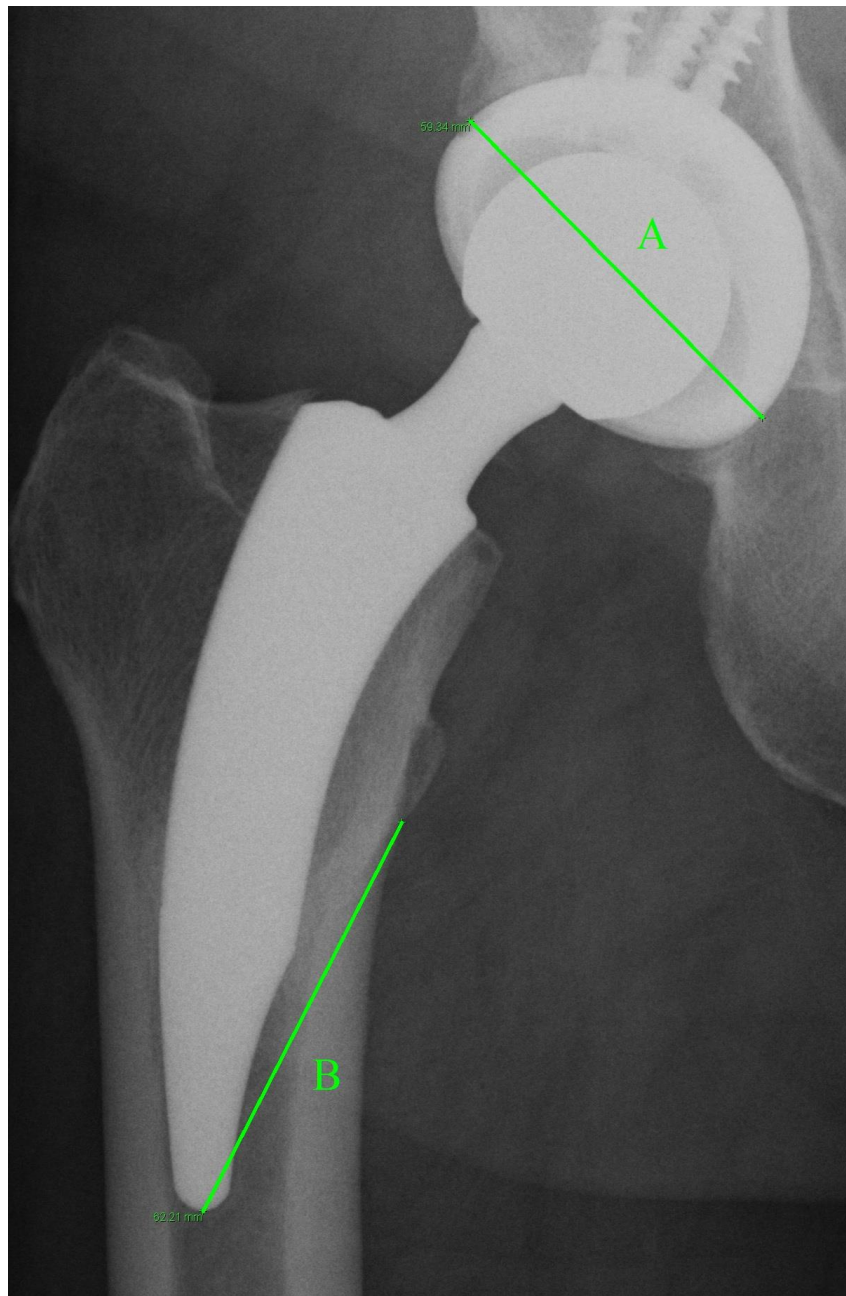


Abb. 2: Messachsenrekonstruktion für die Migrationsmessung

Bildlegende: **A** = Messgerade des maximalen Pfannendurchmessers; **B** = Distanz zwischen Prothesenspitze und distaler Spitze des *Trochanter minors*

Durch die Verbindung zweier Mittelpunkte der medio-lateralen Femurbreite, in einem Abstand von 50 mm, konnte die proximale Femurachse ermittelt werden. Zur Bestimmung der Schaftneigung, dargestellt in Abbildung 3, wurde anhand des a.p.-Röntgenbildes der Winkel zwischen proximaler Femurachse und einer Tangente an der medialen Seite des proximalen Schaftes ermittelt. Über die durch den Hersteller bekannten, für jede Implantatgröße differierenden, Winkelwerte zwischen Halsachse des Implantates und der Tangente an der medialen Fläche des proximalen Schaftes, wie in Abbildung 4 dargestellt, lässt sich die Position des Implantates, wie in Abbildung 5 dargestellt, berechnen.

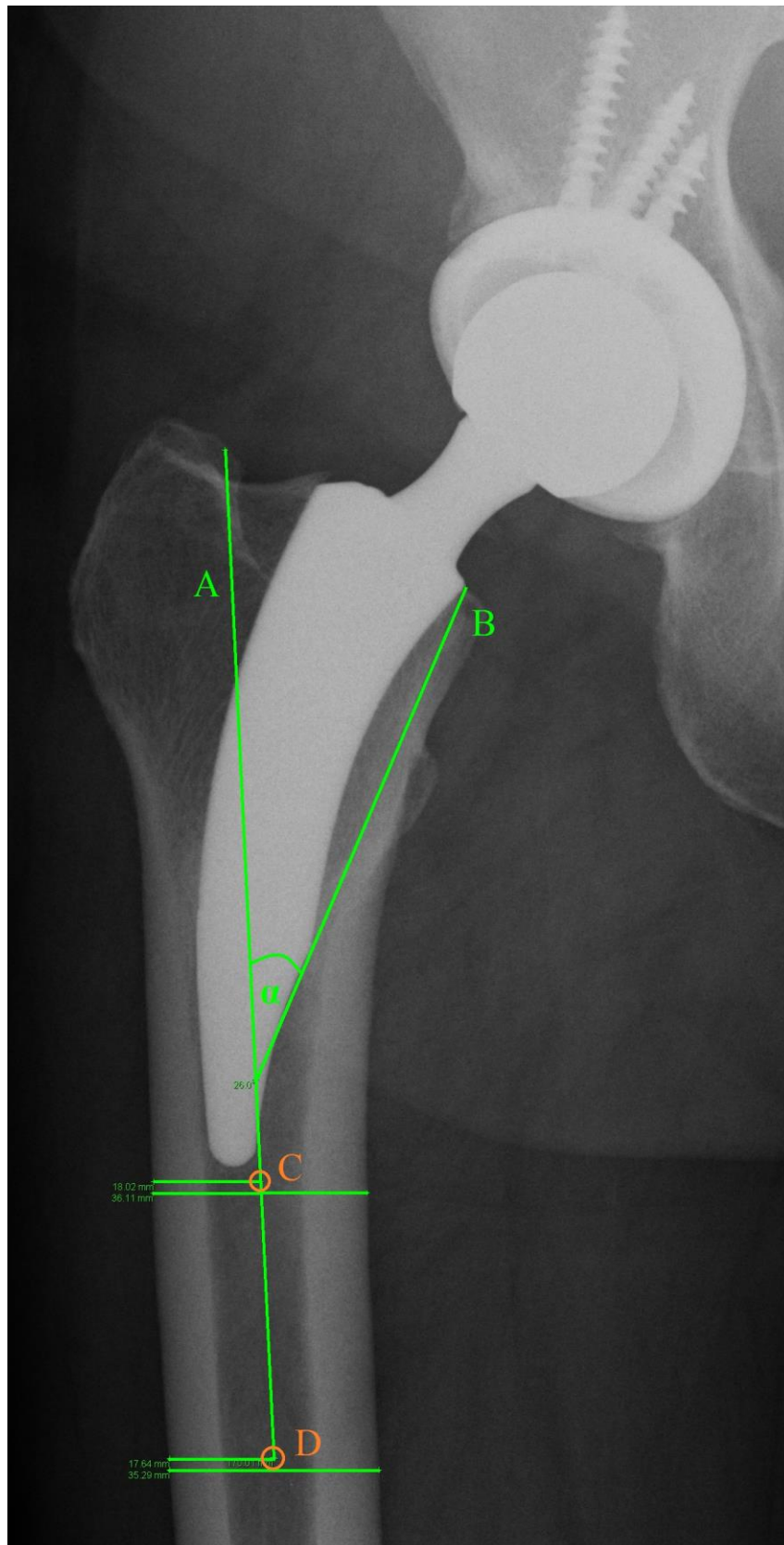


Abb. 3: Messachsenrekonstruktion der Schaftneigung

Bildlegende: **A** = proximale Femurachse; **B** = Tangente an medialer Seite des Schaftes; **C** = Mittelpunkt 1 des medio-lateralen Femurdurchmessers; **D** = Mittelpunkt 2 des medio-lateralen Femurdurchmessers; α = Winkel zwischen proximaler Femurachse und Tangente an der medialen Seite des proximalen Schaftes

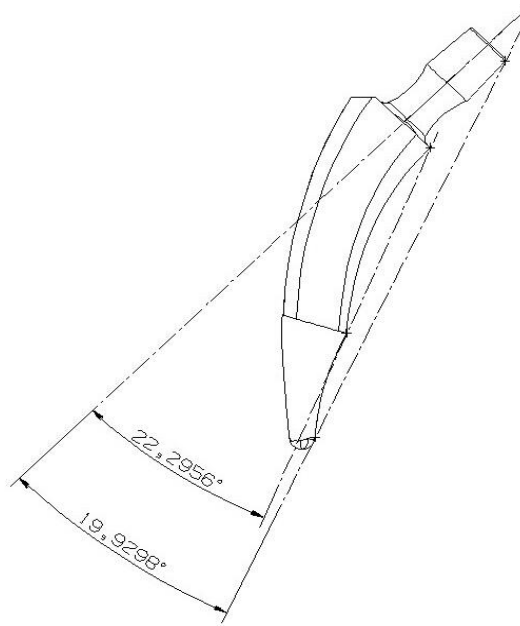


Abb. 4: Herstellerangabe des Winkelwertes zwischen Tangente an medialer Seite des Schaftes und Achsengerade durch den Implantathals

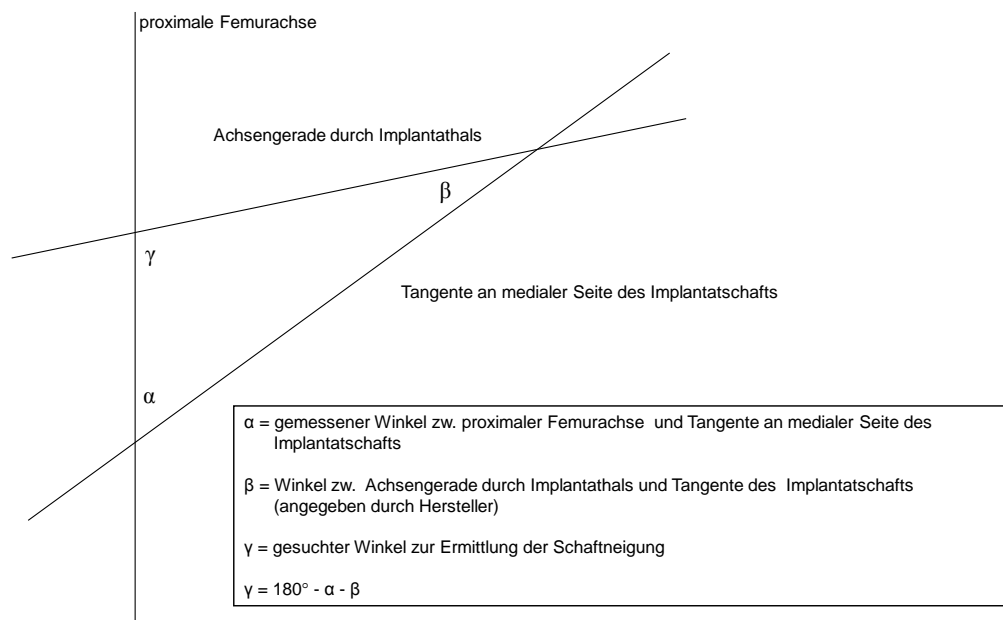


Abb. 5: Berechnungsskizze für die Ermittlung der Schaftneigung

Um diese Angaben mit der präoperativen Situation vergleichen zu können, erfolgte an den Aufnahmen vor Implantation die Erhebung des CCD-Winkels.

Präoperativ sowie postoperativ erfolgte die Bestimmung des *Offsets*. Die Messachsenrekonstruktion des femoralen *Offsets*, definiert als Abstand vom Rotationszentrum des Femurkopfes zur Femurachse [64], ist in Abbildung 6 skizziert [139]. Nach Bestimmung der proximalen Femurachse, wie bereits erwähnt, wurde eine Gerade durch den Mittelpunkt des Femurkopfes und den Oberrand des *Trochanter majors* gelegt, dargestellt als Gerade *D* in Abbildung 6. Der Abstand zwischen Rotationszentrum des Kopfes und dem Schnittpunkt zwischen proximaler Femurachse und der Geraden *D* stellt das femorale *Offset* dar.

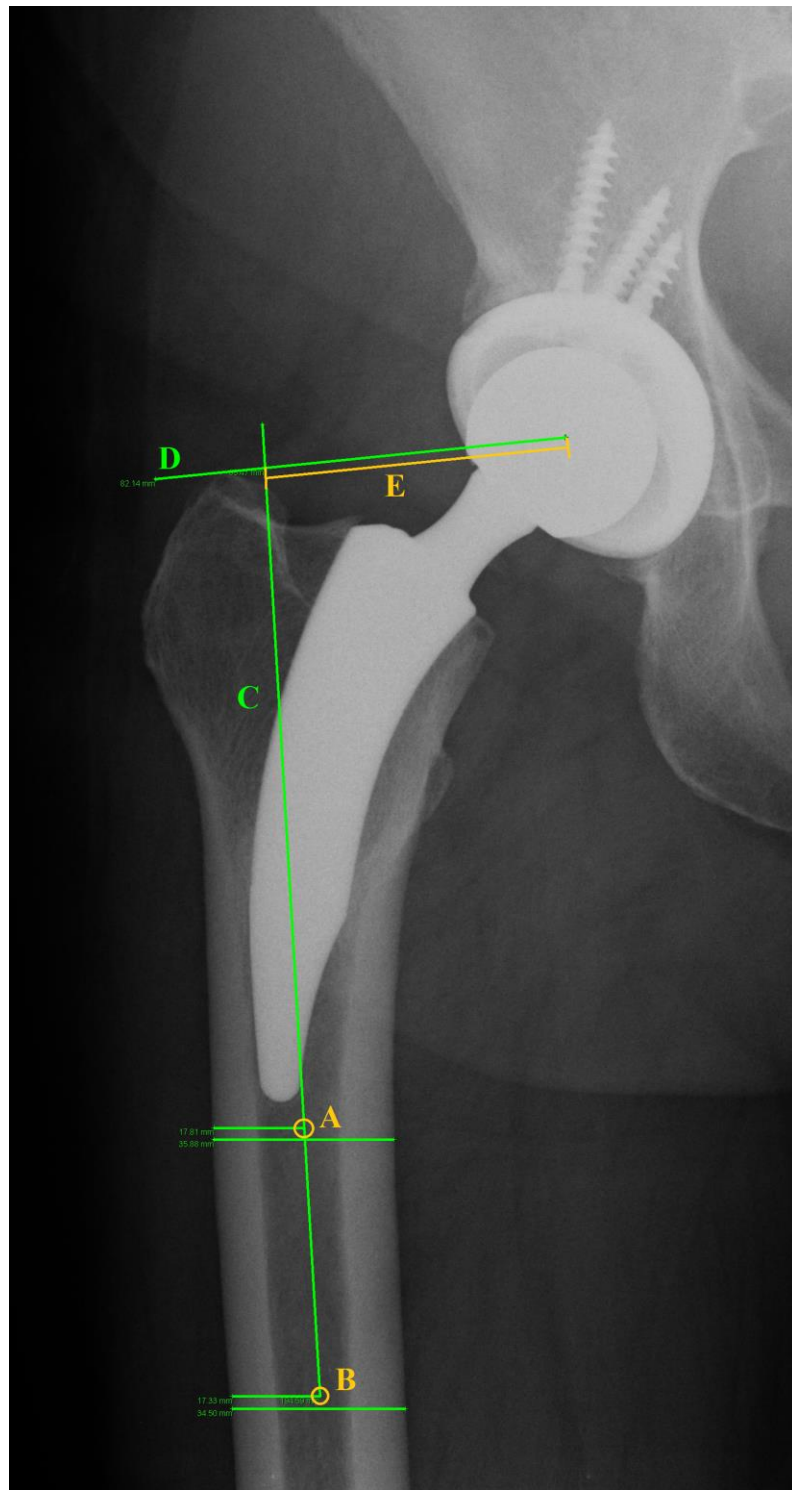


Abb. 6: Messachsenrekonstruktion des *Offsets*

Bildlegende: **A** = Mittelpunkt 1 des medio-lateralen Femurdurchmessers; **B** = Mittelpunkt 2 des medio-lateralen Femurdurchmessers; **C** = proximale Femurachse; **D** = Gerade durch Mittelpunkt des Prothesenkopfes und Oberrand des *Trochanter majors*; **E** = femorales *Offset*

Simultan zur prä- und postoperativen Ermittlung des *Offsets* erfolgte die Bestimmung des vertikalen Drehzentrums. Als Referenzlinie diente hier die Verbindungsgerade der beiden KÖHLER-Tränenfiguren, medial gebildet durch den anterior-inferioren Anteil der *Lamina quadrilateralis* sowie lateral durch den medialen Anteil der Hüftpfanne [140]. Nach Bestimmung des Mittelpunktes des Prothesenkopfes wurde von diesem ein Lot auf die Referenzlinie gefällt. Der Abstand zwischen Kopfmittelpunkt und Verbindungslinie der beiden KÖHLER-Tränenfiguren, in Abbildung 7 als Strecke A markiert, wurde als vertikaler Drehpunkt definiert.

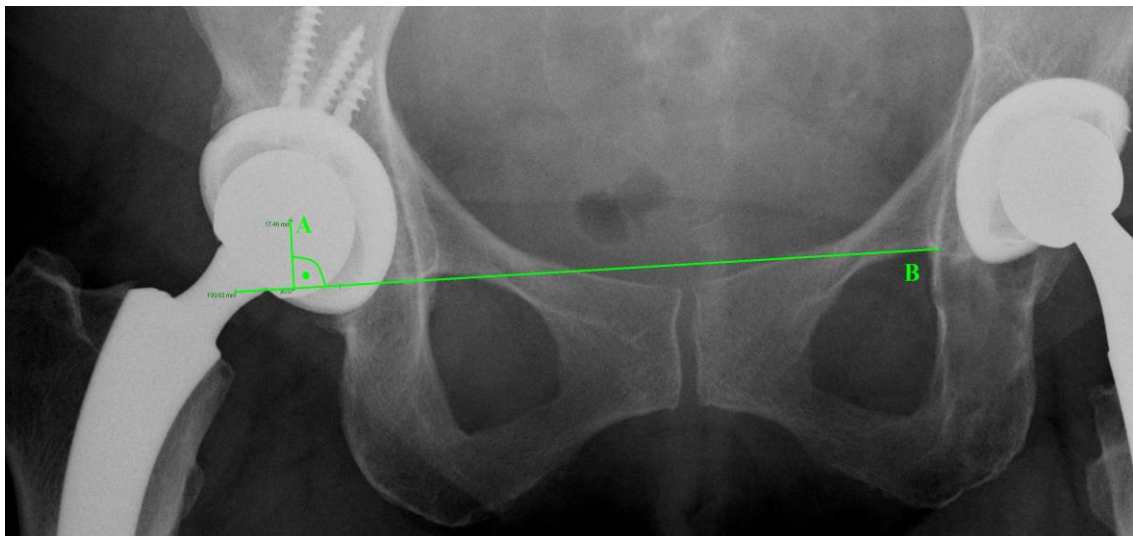


Abb. 7: Messachsenrekonstruktion des vertikalen Drehpunktes

Bildlegende: A = Lot vom Mittelpunkt des Prothesenkopfes auf Linie B = Drehpunkt;
B = Verbindungsgerade der beiden KÖHLER-Tränenfiguren

Neben den umfangreichen Messachsenrekonstruktionen wurde anhand des nach 12 Monaten angefertigten a.p.-Röntgenbildes das Erscheinen von Radiotransluzenzen, definiert als mindestens 1 cm lange und 1mm breite scharf begrenzte Aufhellungen zwischen Prothesenoberfläche und Knochen, beurteilt [84,120,141]. In der Literatur differieren die Angaben über radiologische Indizien für eine Lockerung. Für die vorliegende Arbeit wird von einer Schaftlockerung ab einer radiotransluzenten Linie breiter als 2 mm, welche mehr als 1/3 der gesamten Prothesen- Knochenkontaktfläche einnimmt, ausgegangen [85,86].

3.5. DEXA-Nachuntersuchungen

Im Rahmen dieser Studie erfolgten die Knochendichtemessungen mittels der Doppelröntgenenergieabsorptiometrie im anterior-posterioren Strahlengang, direkt postoperativ, 3 Monate sowie 12 Monate post operationem mit dem Fächerstrahl-Osteodensitometer Lunar iDXA™ (Fa. Lunar Corp., Wisconsin). Das seit Ende des Jahres 2006 der Universitätsklinik und Poliklinik für Orthopädie und Physikalische Medizin in Halle (Saale) zur Verfügung stehende Gerät kann durch seine 6-Punkt-Kalibrierung die Präzision und Genauigkeit bei der BMD-Messung verbessern.

Da das Ermitteln zuverlässiger Ergebnisse abhängig von der Femurrotation ist, war die korrekte und sorgfältige Positionierung der Patienten während des Scanverfahrens mit Hilfe einer Fußschiene und eines Lagerungskissens unterhalb des Knies der operierten Seite essenziell [127,142]. Bevor das ungefähr 5-minütige Untersuchungsverfahren begann, musste der Laserstrahl auf drei bis vier Zentimeter unterhalb der abgeschätzten Implantat Spitze positioniert werden. Zur Verlaufsdarstellung hat sich die Einteilung in die 7 periimplantären Zonen nach GRUEN bewährt. In Anlehnung dessen erfolgte die Analyse der Knochendichte nach in Abbildung 8 dargestellter Zoneneinteilung. Dabei wurde die von GRUEN inaugurierte Zoneneinteilung an das Design der Nanos®-Prothese adaptiert.

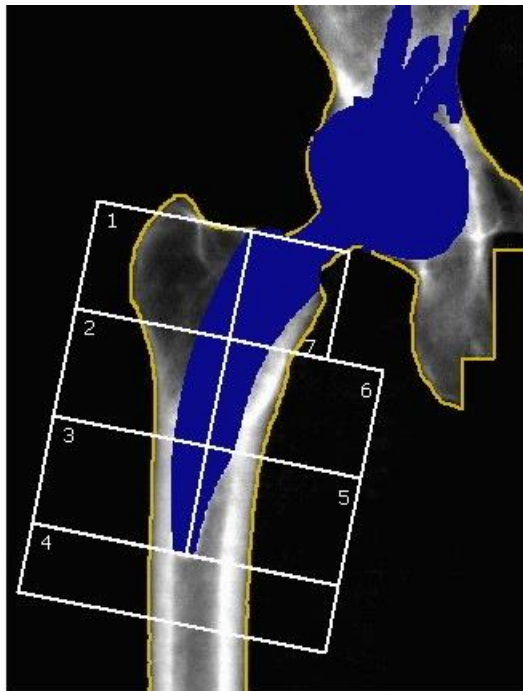


Abb. 8: Klassifikation der 7 periimplantären Zonen nach GRUEN an einer DEXA-Aufnahme - adaptiert an das Design der Nanos®-Prothese

3.6. Statistische Auswertung

Zur statistischen Auswertung wurde das Programm SPSS[®] (IBM SPSS Statistics, Version 19, IBM Company) verwendet.

Um die Daten auf das Vorliegen einer Normalverteilung zu überprüfen, wurde der KOLMOGOROV-SMIRNOV-Test angewandt. Lag das Ergebnis der asymptotischen Signifikanz p unter 0,05; belegte dies eine statistisch signifikante Differenz und führte somit zum Ausschluss weiterer Tests, die eine Normalverteilung voraussetzten.

Um zwei unabhängige Gruppen kontinuierlicher Variablen, bei denen annähernd eine Normalverteilung vorlag, zu vergleichen, kam der ungepaarte t-Test zur Anwendung. Lag bei diesen zwei unabhängigen Gruppen keine Normalverteilung vor, so wurde in der vorliegenden Studie der MANN-WHITNEY U-Test verwendet.

Sollte die statistisch signifikante Differenz zweier voneinander abhängiger Stichproben überprüft werden, wurde beim Vorliegen einer Normalverteilung der gepaarte t-Test und bei Abwesenheit einer Normalverteilung der WILCOXON SIGNED RANK-Test zur Berechnung herangezogen [143].

Die grafische Umsetzung der statistisch ermittelten Werte erfolgte über Boxplots. So konnte die Darstellung des Medians, Minimums, Maximums sowie das untere und obere Quartil in einer Grafik ermöglicht werden. Ein weiterer Vorteil besteht in der grafischen Darstellung von Verteilungen einer Variablen in mehreren Gruppen [144].

4. Ergebnisse

4.1. Klinische Ergebnisse

4.1.1. Patientenkollektiv

Das Patientenkollektiv, mit 20 % mehr Männern als Frauen, wies einen durchschnittlich präadipösen BMI auf, siehe Tabellen 3 und 4. Prädominierend war die Einteilung in die ASA-Klasse 2, wohingegen lediglich nur je zwei Patienten mit ASA 1 bzw. 3 beurteilt wurden.

Tab. 3: Anthropometrische Daten des Patientenkollektivs

Alter der Patienten gesamt	Jahre	59,9 ± 8,0
Alter der Männer	Jahre	58,5 ± 8,3
Alter der Frauen	Jahre	62,0 ± 8,1
BMI	kg/m²	29,0 ± 4,1

Tab. 4: Geschlechtsverteilung des Patientenkollektivs

	Männer	Frauen
Anzahl absolut	15	10
in Prozent	60	40

Im Bezug auf die Seitenverteilung der operierten Hüfte lag die Prädominanz links, siehe Tabelle 5.

Tab. 5: Seitenverteilung im Patientenkollektiv

	Links	Rechts
Anzahl absolut	19	6
in Prozent	76	24

Wie in Tabelle 6 ersichtlich, stellte die weitaus häufigste zur Operation führende Diagnose die primäre oder auch idiopathische Koxarthrose dar.

Tab. 6: Operationsindikationen des Patientenkollektivs

Operationsindikation	Anzahl absolut	in Prozent
Idiopathische Koxarthrose	17	68
Dysplasiekoxarthrose	2	8
Hüftkopfnekrose	1	4
Protrusionskoxarthrose	1	4
Koxarthrose nach Epiphysiolyse	1	4
Impingement	1	4
weitere sekundäre Koxarthrosen	2	8

4.1.2. Operativer Eingriff

Der operative Eingriff zur Implantation der HTEP Nanos[®] ging im untersuchten Patientenkollektiv durchschnittlich mit einer Dauer von $64,2 \pm 19$ Minuten einher.

Von den in neun verschiedenen Größen vom Hersteller zur Verfügung gestellten Schäften sind die Größen 1 bis 6 implantiert worden. Durchschnittlich wurde dem weiblichen Patientenkollektiv eine Implantat- bzw. Schaftgröße von 2,9 und dem männlichen Kollektiv eine Schaftgröße von 4,5 eingebracht. Die kleinste Implantatgröße 1 erhielten lediglich zwei der weiblichen Patienten, die Größe 6 wurde vier Männern und einer Frau implantiert. Ebenso war bei der Größe der azetabulären Komponente eine deutliche Differenz zwischen der weiblichen und männlichen Untersuchungsgruppe erkennbar. Trilogy[®]-Pfannen der Größe 48 bis 62, mit einer durchschnittlichen Größe von 51,8 bei der weiblichen und 57,1 bei der männlichen Gruppe, wurden als definitive Cups eingeschlagen.

Bei der Betrachtung von Komplikationen wurde im Rahmen dieser Studie der Fokus auf Nervenverletzungen, Fissuren und Frakturen gerichtet. Um Nervenverletzungen zu diagnostizieren, wurden alle Patienten im Rahmen der *follow-up* Untersuchungen einer grob neurologischen Prüfung unterzogen. Fissuren und Frakturen wurden direkt intraoperativ und postoperativ anhand der Röntgenbilder evaluiert. In Anbetracht dessen ließ sich die Komplikationsrate im untersuchten Patientenkollektiv als relativ gering verzeichnen, wie in Tabelle 7 erkenntlich.

Tab. 7: Komplikationen

	keine Komplikation	Femurfissur
Anzahl absolut	23	2
in Prozent	92	8

4.1.3. Nachuntersuchungen

Geringe Differenzen im Abstand der *follow-up* Termine, wie in Tabelle 8 verdeutlicht, sind zurückzuführen auf die eingeschränkte Flexibilität der Terminvergabe, bedingt durch die teilweise weit entfernten Wohnorte, sowie die Arbeitstätigkeit einiger Patienten. Im Nachuntersuchungszeitraum von bis zu einem Jahr musste bei keinem der Patienten eine Revisionsoperation durchgeführt werden.

Tab. 8: *follow-up* Zeiten

geplanter Zeitraum	absoluter p.o. Abstand in Tagen
3 Monate (91 Tage)	97 ± 9,8
6 Monate (182 Tage)	185 ± 6,2
12 Monate (365 Tage)	368 ± 6,1

4.1.4. Harris-Hip-Score

Mit einem präoperativen Mittelwert von 46,68 (15 - 79) der max. 100 erreichbaren Punkte des HHS war mit durchschnittlich 94,26 Punkten (84 - 100) nach 12 Monaten ein, geprüft über den gepaarten t-Test, signifikanter Anstieg erkennbar.

Schon nach 3 Monaten konnte mit einem durchschnittlich erreichten Wert von 82,84 (48 - 100) eine Steigerung um 77,46 % gegenüber dem Zustand vor Implantation erzielt werden.

Weitere 3 Monate später, respektive 6 Monate postoperativ, optimierten sich die Werte nochmals um 10,23 % (Ø 91,32; 59 - 99). So kam es 6 Monate p.o. zu einem prozentualen Zuwachs der Patientenzufriedenheit um 95,63 % gegenüber der präoperativen Situation.

In der 2. Hälfte des 1. postoperativen Jahres kam es mit einem prozentualen Anstieg von durchschnittlich 3,22 % nur noch zu einer minimalen Verbesserung in der Bewertung nach HARRIS.

Für 13,04 % der Patienten wurde bei einem Punktwert zwischen 80 und 89 die postoperative Situation als „gut“ beurteilt, wobei der übrige Teil der Patienten (86,96 %) mit Punkten von 90-100 das operative Ergebnis als „ausgezeichnet“ wertete.

Die *follow-up* Werte des *Harris-Hip-Scores* sind in Tabelle 9 sowie in Abbildung 9 anhand von Boxplots zusammenfassend dargestellt.

Tab. 9: *follow-up* Werte HHS

	Min.	Max.	Mittelwert	Veränderung zur präop. Bewertung
präoperativ	15	79	46,68 ± 14,72	entfällt
3 Monate	48	100	82,84 ± 14,04	+ 77,46%
6 Monate	59	99	91,32 ± 9,10	+ 95,63%
12 Monate	84	100	94,26 ± 4,36	+ 101,93%

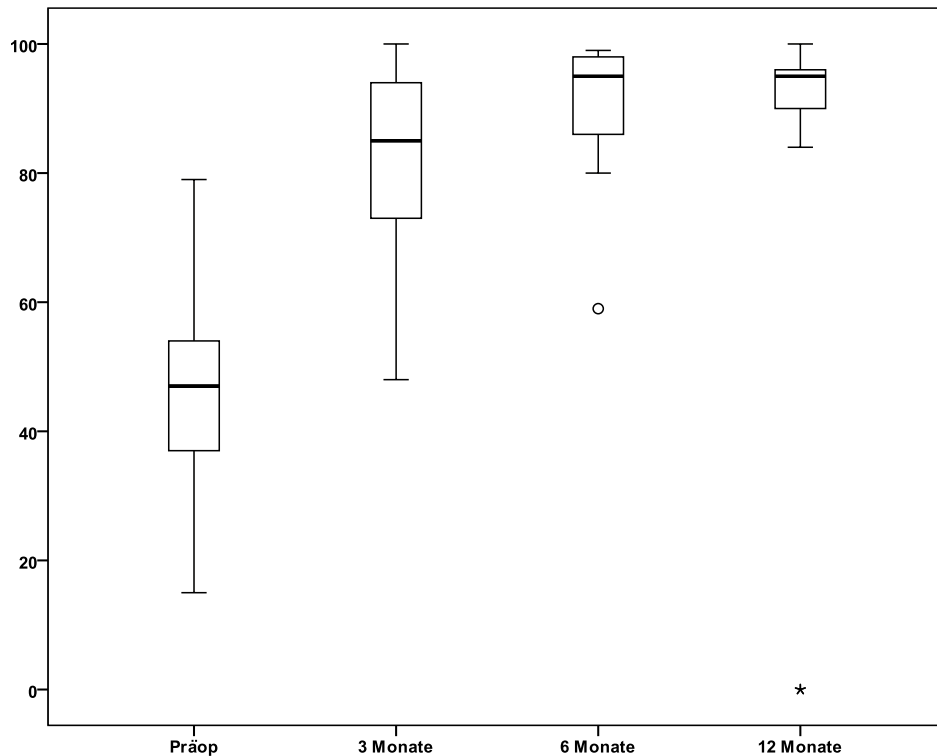


Abb. 9: Boxplotdarstellung des *Harris-Hip-Scores*

Abbildungslegende: x-Achse = Zeitpunkt der Erhebung; y-Achse = Punkte im HHS; Präop = präoperativer HHS

4.1.5. Bewegungsausmaß nach Neutral-Null-Methode

Im Vergleich des präoperativ aufgenommenen mit dem nach 12 Monaten ermittelten Extensions- und Flexionsausmaß zeigte die Extension zur Vorstellung nach 12 Monaten keinerlei Unterschied. Die Flexion hingegen ergab eine Mittelwertdifferenz von + 4,4 °. Weder für die Extension noch für die Flexion ließ sich jedoch eine statistisch signifikante Differenz zeigen.

Das Abduktionsausmaß ergab eine statistisch signifikante Mittelwertdifferenz von + 12,0 ° bei einer deutlichen Steigerung zum maximalen Wiedervorstellungstermin von einem Jahr. Mit $p = 0,001$ wies auch die Adduktion bei einer Mittelwertzunahme von + 5,6 ° einen signifikanten Unterschied zwischen beiden Untersuchungszeitpunkten auf.

Sowohl bei der Innen- als auch bei der Außenrotation konnte ebenfalls nach 12 Monaten eine statistisch signifikante Zunahme des Bewegungsausmaßes registriert werden. Mit einem präoperativen Mittelwert der Außenrotation von 14 ° und 28 ° nach 12 Monaten konnte eine Mittelwertdifferenz von + 14,4 ° errechnet werden. Die Differenz der präoperativen und nach 12 Monaten überprüften Mittelwerte der Innenrotation imponierte mit einer Zunahme von + 9,0 °.

Tab. 10: Bewegungsausmaß im Vergleich präoperativ und nach 12 Monaten

	Mittelwertdifferenz	Signifikanz
Extension	0,0°	p = 1,00000
Flexion	4,4°	P = 0,20889
Abduktion	12,0°	p = 0,00003
Adduktion	5,6°	p = 0,00109
Außenrotation	14,4°	p = 0,00003
Innenrotation	9,0°	p = 0,00054

Tabellenlegende: p = Ergebnisse des gepaarten t- Testes

4.2. Radiologische Ergebnisse

4.2.1. Migration des Prothesenschaftes

Ermittelt anhand der wiederholten Messung an 10 aufeinanderfolgenden Tagen an einem a.p.-Röntgenbild, betrug der intraindividuelle Fehler bei der Ermittlung der Migration des Prothesenschaftes für die vorliegende Studie 0,20 mm.

Anhand der postoperativ angefertigten a.p.-Röntgenbilder konnte mit minimal 38,30 mm und maximal 61,43 mm eine durchschnittliche Schafttiefe von 50,09 mm ermittelt werden. Die radiologische Auswertung, der in den *follow-up* Untersuchungen nach 3 sowie 12 Monaten erstellten Röntgenbilder, zeigte einen signifikanten Unterschied der Schafttiefe bezogen auf die Ausgangssituation.

Tab. 11: Schafttiefe

	Mittelwert	Standardabweichung	Signifikanz
postop.	50,09 mm	6,93 mm	
3 Monate	50,58 mm	6,67 mm	p = 0,002
12 Monate	50,48 mm	6,90 mm	p = 0,049

Tabellenlegende: p = Ergebnisse des gepaarten t- Testes im Bezug zum direkt postoperativ ermittelten Wert

Aufgrund der mit unter 0,50 mm sehr kleinen Differenz und des im Programm Wristing[®] enthaltenen Messfehlers waren die signifikanten Unterschiede der Schafttiefe als klinisch nicht relevant zu beurteilen [110]. Für die Nanos[®]-Prothese war somit bis 1 Jahr p.o. kein Einsinkverhalten und damit keine Migration nachweisbar.

4.2.2. Neigung des Prothesenschaftes

Analog der Bestimmung des intraindividuellen Fehlers bei der Migrationsmessung konnte ein Winkelwertfehler von 0,31 ° für die Prothesenneigung ermittelt werden.

Der präoperativ gemessene CCD-Winkel mit durchschnittlich 127,5 ° lag unterhalb des postoperativ gemessenen Durchschnittswertes der Schaftneigung.

Tab. 12: Prothesenneigung

	Mittelwert	Standardabweichung	Signifikanz
präop.	127,50°	7,17°	
postop.	134,62°	4,29°	
3 Monate	134,06°	4,57°	p = 0,001
12 Monate	133,77°	4,60°	p = 0,001

Tabellenlegende: p = Ergebnisse des gepaarten t- Testes im Bezug zum direkt postoperativ ermittelten Wert

Über den gepaarten t-Test konnte eine statistische Signifikanz der Werte 3 Monate bzw. 12 Monate p.o. im Vergleich zu den direkt postoperativ gemessenen Werten ermittelt werden. In Anlehnung der Migrationsmessung war jedoch auch hier bei einer Differenz von 0,85 ° vor Einbeziehung des intraindividuellen Fehlers von 0,31 ° keine klinische Relevanz zu ziehen.

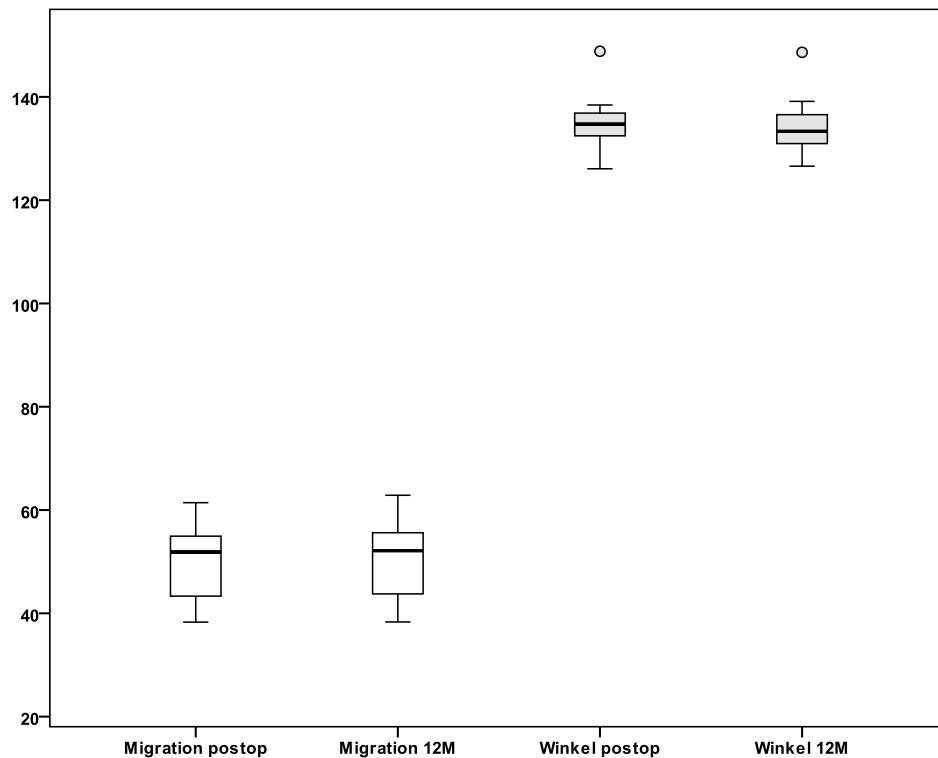


Abb. 10: Ergebnisse der Messung der Schafttiefe und Prothesenneigung

Abbildungslegende: x-Achse = Schafttiefe bzw. Prothesenneigung zu unterschiedlichen Untersuchungszeitpunkten; y-Achse = Größe der Schafttiefe in mm bzw. der Prothesenneigung in °; Migration = Schafttiefe in mm; Winkel = Prothesenneigung in °; postop = postoperativ gemessene Werte; 12M = nach 12 Monaten gemessene Werte

Für alle der innerhalb dieser Studie implantierten HTEP ermittelten wir postoperativ eine Schaftneigung $\geq 125^\circ$.

4.2.3. Offset

Es konnte kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen dem prä- und postoperativ ermittelten *Offset* ermittelt werden.

Tab. 13: Offset

	Mittelwert	Standardabweichung	Signifikanz
präop.	45,96 mm	7,83 mm	
postop.	45,54 mm	9,92 mm	p = 0,700

Tabellenlegende: p = Ergebnisse des gepaarten t- Testes

4.2.4. Rotationszentrum

Das präoperativ gemessene Drehzentrum mit durchschnittlich 20,30 mm zeigte keine signifikante Differenz zum postoperativ ermittelten durchschnittlichen Wert von 20,97 mm.

Tab. 14: Rotationszentrum

	Mittelwert	Standardabweichung	Signifikanz
präop.	20,30 mm	4,61 mm	
postop.	20,97 mm	5,01 mm	p = 0,400

Tabellenlegende: p = Ergebnisse des gepaarten t- Testes

4.2.5. Radiotransluzente Linien

Bei 12 der 25 Patienten konnten in insgesamt 15 ROI, anhand der durchschnittlich nach $368 \pm 6,1$ Tagen angefertigten a.p.-Röntgenbilder, radiotransluzente Linien detektiert werden. Bei keinem der zu untersuchenden Personen waren mehr als 2 GRUEN-Zonen simultan betroffen.

In 10 Fällen traten die Aufhellungen im Bereich der GRUEN-Zone 4, lokalisiert an der polierten Prothesenspitze, in Erscheinung. Da das Prinzip der Kurzschaftendoprothese auf einer metaphysären Verankerung basiert, mit dem Ziel der Schonung des proximalen *Calcars*, waren Radiotransluzenzen in dieser Region nicht als eine verminderte Osseointegration bzw. Verankerung des Implantates zu deuten. In zwei der zehn Fälle war zusätzlich die Zone 5, lokalisiert medial des distalen Schaftdrittels, betroffen.

Ein Patient zeigte nur in Zone 5 Aufhellungen und ein Weiterer wies in den GRUEN-Zonen 1 und 7 simultan Radiotransluzenzen auf.

Tab. 15: Radiotransluzenzen

GRUEN-Zone	1	2	3	4	5	6	7
Anzahl Radiotransluzenzen	1	0	0	10	3	0	1

4.3. Osteodensitometrische Ergebnisse

Anhand der direkt postoperativ sowie 3 und 12 Monate p.o. aufgenommenen DEXA-Untersuchungen erfolgte die Auswertung der Entwicklung der BMD in g/cm^2 für die einzelnen

GRUEN-Zonen. Zum Nachuntersuchungszeitpunkt von 3 Monaten konnten lediglich 19 und nach einem Jahr 23 der 25 Patienten osteodensitometrisch erfasst werden.

Tab. 16: BMD- Werte nach DEXA-Untersuchung

GRUEN- Zone	postop. in g/cm ²	3 Monate in g/cm ²	12 Monate in g/cm ²
1	1,04 ± 0,2	0,95 ± 0,2 ^{p=0,001}	0,88 ± 0,2 ^{p=0,001}
2	1,79 ± 0,4	1,69 ± 0,3 *	1,70 ± 0,3 ^{p=0,010}
3	2,26 ± 0,3	2,23 ± 0,2 *	2,22 ± 0,3 *
4	2,13 ± 0,3	2,03 ± 0,3 ^{p=0,001}	2,10 ± 0,4 *
5	2,14 ± 0,3	2,07 ± 0,3 *	2,13 ± 0,4 *
6	1,58 ± 0,3	1,71 ± 0,3 ^{p=0,004}	1,77 ± 0,4 ^{p=0,006}
7	1,52 ± 0,2	1,38 ± 0,2 ^{p=0,009}	1,34 ± 0,2 ^{p=0,001}

Tabellenlegende: * = kein statistisch signifikanter Unterschied im Bezug zur postoperativen Messung (gepaarter t-Test mit $p \geq 0,05$); p = Ergebnisse des gepaarten t-Testes im Bezug zur direkt postoperativen Messung

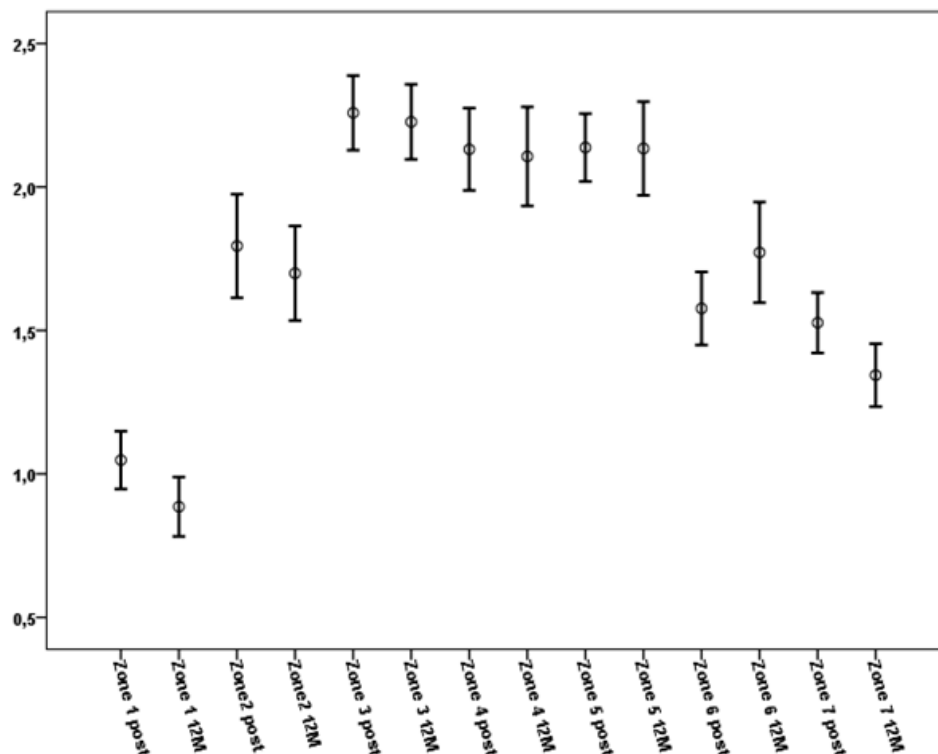


Abb. 11: Ergebnisse der DEXA-Messungen

Abbildungslegende: x-Achse = GRUEN-Zonen zu unterschiedlichen Untersuchungszeitpunkten; y-Achse = BMD in g/cm²; Zone = GRUEN-Zone [84]; post = direkt postoperativ gemessene Werte; 12M = nach 12 Monaten gemessene Werte

In den direkt postoperativen Aufnahmen konnten bei den untersuchten Patienten in den Zonen 3, 4 und 5 die höchsten Knochendichtewerte registriert werden. Diese Situation deutet sich auch

in den Aufnahmen nach 3 Monaten sowie einem Jahr nach der Operation an, wobei hier keine statistisch signifikante Differenz zur direkt postoperativen Situation nachweisbar war.

Die geringste BMD, die postoperativ gemessen wurde, befand sich in Zone 1, der Region des *Trochanter majors*. Nach 12 Monaten wurde für diese ROI eine statistisch signifikante Reduktion der BMD nachgewiesen.

In den GRUEN-Zonen 1 und 7 konnte bereits nach 3 Monaten eine signifikante Reduzierung der BMD gemessen werden. Lokalisiert waren die Bereiche in der Region des *Trochanter majors* sowie im proximalen Drittel medial des Schaftes, im Bereich des *Calcar femoris*.

Die minimale Verringerung der BMD in GRUEN-Zone 4, also distal der Prothesenspitze, drei Monate postoperativ war als klinisch irrelevant zu betrachten, zumal sie nach 12 Monaten keine signifikante Veränderung im Vergleich zur Ausgangssituation zeigte.

Auch die GRUEN-Zonen 2, 3 und 5, lokalisiert am mittleren und distalen Drittel lateral des Schaftes, sowie am distalen Drittel medial des Schaftes, zeigten nach 3 Monaten einen Knochendichteumbau, dieser war statistisch jedoch nicht signifikant.

Lediglich in Zone 6, am mittleren Drittel medial des Schaftes, war bereits zu diesem Zeitpunkt eine signifikante Zunahme der Knochendichte zu verzeichnen.

Auch ein Jahr nach der Implantation war nur in Zone 6 mit +11 % im Vergleich zur Ausgangssituation eine statistisch signifikante Zunahme der BMD registrierbar. Lateral des medialen Schaftdrittels, in Zone 2, ist mit -5 % eine signifikante Reduzierung der Knochendichte gegenüber der direkt postoperativen Situation ermittelt worden. Die GRUEN-Zonen 1 und 7 zeigten ebenso eine statistisch signifikante Abnahme der BMD gegenüber der Ausgangssituation.

5. Diskussion

Im Zuge des demografischen Wandels und des gestiegenen Anspruches an Mobilität bis ins hohe Alter ließ sich im Bereich der Totalendoprothetik des Hüftgelenks in den letzten 20 Jahren ein enormer Anstieg der durchgeführten Hüftoperationen zum Einsatz einer HTEP verzeichnen [14]. Bis vor einigen Jahren tendierte man aufgrund der aufwendigeren Revisionsoperationen und des hohen Knochensubstanzverlustes nach Implantation konventioneller Schäfte mit diaphysärer respektive meta-diaphysärer Verankerung noch zu einer verzögerten operativen Versorgung des Hüftgelenks mit Totalendoprothesen insbesondere bei jüngeren Patienten. Diese Tatsache induzierte den Wunsch nach Prothesensystemen mit Schonung der knöchernen Substanz sowie weniger aufwendigen Operationsmethoden im Falle einer Revision und führte damit zur Entwicklung der Kurzschaftsysteme. Hinter dem Prinzip der Kurzschaftendoprothesen verbirgt sich die gezielte überwiegend metaphysäre Verankerung der Schäfte. Die metaphysäre Krafeinleitung soll eine erhöhte periimplantäre Knochenapposition und geringere proximale Knochenresorption im Vergleich zu konventionellen Schaftsystemen bewirken [30,40,41]. Dadurch soll die Vermeidung eines *stress-shieldings* und somit die Schonung des *Calcars* und *Trochanter majors* erreicht werden, um bei späteren Revisionsoperationen aufgrund aseptischer Prothesenlockerung aber auch bei einem septisch bedingten Prothesenaustausch den Umstieg auf konventionelle Schäfte mit meta-diaphysärer Verankerung zu erleichtern [42,43].

Somit sollte die Implantation von Kurzschaftendoprothesen zunehmend bei biologisch jungen aktiven Menschen mit guter Knochenqualität als sinnvolle Alternative zu konventionellen Prothesensystemen in Betracht gezogen werden [38,42,45-47].

5.1. Diskussion der klinischen Ergebnisse

5.1.1. Patientenkollektiv

Die Minderheit im untersuchten Patientenkollektiv lag mit 40 % beim weiblichen Geschlecht. Bei einem durchschnittlichen Alter von 59,9 Jahren waren die Frauen mit 62,0 Jahren zum Operationszeitpunkt durchschnittlich älter als die Männer mit 58,5 Jahren. Der durchschnittliche BMI betrug 29,0 kg/m² und steht damit für ein präadipöses Kollektiv. Im Rahmen der vorliegenden Studie wurde bei einem prozentualen Anteil von 76 % häufiger links als rechts eine HTEP implantiert. Neben seltenen Indikationen wie zum Beispiel der Dysplasiekoxarthrose oder Hüftkopfnekrose stellte die häufigste Indikation zur Implantation mit 68 % die idiopathische Koxarthrose dar.

Bei einem signifikant höher liegendem Alter der operierten Frauen gegenüber dem der Männer wird in der Literatur für die Implantation einer HTEP ein durchschnittliches Alter von 70 Jahren angegeben, wobei ein Trend zum ansteigenden Alter des weiblichen und einem dem hingegen sinkenden Alter des männlichen Kollektivs zu verzeichnen ist [16,145]. In einer britischen Studie von 1991 - 2006 konnte zudem gezeigt werden, dass durchschnittlich mehr Frauen als Männer diesem Eingriff unterzogen werden [145].

Zur Abhängigkeit intra- sowie postoperativer Faktoren bei HTEP-Implantation vom BMI des Patienten existiert eine umfangreiche Studienlage mit differierenden Ergebnissen. Nachweislich führt ein höherer BMI zu einer längeren Operationsdauer. Laut einigen Studien geht ein von der Norm abweichender BMI zudem mit einer höheren Komplikationsrate und schlechteren klinischen postoperativen Ergebnissen einher [146-148].

SULEIMAN *et al.* konnten in einer Studie aus 2012, wie auch MICHALKA *et al.* im selben Jahr, hingegen keinen statistisch signifikanten Zusammenhang zwischen dem BMI und der perioperativen Komplikationsrate belegen [149,150].

LAURSEN *et al.* zeigten eine Korrelation zwischen einem erhöhten BMI und der Reaktion des knöchernen Lagers. Ein erhöhter BMI soll demnach in einigen periimplantären Zonen mit einer erhöhten Knochenapposition einhergehen [151]. Dieser Befund bestätigt die Doktrin, dass Belastung vorteilhaft auf den Knochenumbau wirkt [151].

Die idiopathische Koxarthrose gilt mit 75,7 % nach Auswertung des *Swedish Hip Register* durch HERBERTS und MALCHAU als häufigste Indikation zur Implantation einer HTEP. Mit 10,9 % stellen traumatische Frakturen eine weitere Hauptindikation dar, wobei für alle anderen Indikationen nur ein minimaler Anteil zu verzeichnen ist [16].

In Anlehnung an die literarischen Angaben handelte es sich bei den im Rahmen der vorliegenden Studie operierten Patienten um ein eher junges Kollektiv. Diese Sachlage wird durch die bevorzugte Implantation von Kurzschaftendoprothesen bei jungen aktiven Menschen mit guter Knochenqualität [38,42,45-47], sowie der auch speziell vom Hersteller der Nanos®-Schenkelhalsprothese favorisierten Implantation bei jüngeren Patienten bestätigt [12]. Dieses Faktum erklärt auch die beim männlichen Geschlecht liegende Majorität dieser Studie, da Männer durchschnittlich jünger eine Versorgung mit einer HTEP erhalten als Frauen. Das durchschnittlich höhere Alter der operierten Frauen gegenüber dem der Männer spiegelt die aktuelle Studienlage wider [145].

Durch die geringe Standardabweichung des BMI von 4,1 kg/m² bei einem durchschnittlichen BMI von 29,0 kg/m² und der differierenden Studienlage über die Korrelation mit von der Norm abweichenden BMI-Werten sollte diese Abhängigkeit im Rahmen der vorliegenden Dissertation nicht weiter fokussiert werden.

Die weitaus häufigste zur Operation führende Diagnose im untersuchten Kollektiv, die primäre Koxarthrose, entspricht den statistisch erhobenen Werten der Literatur [16].

5.1.2. Komplikationen

Die im Rahmen dieser Studie relevanten Komplikationen wie Nervenverletzungen, Fissuren oder Frakturen ließen mit einer Komplikationsrate von 8 %, ausschließlich bedingt durch intraoperative Femurfissuren bei zwei der Patienten, ein geringes Komplikationsrisiko verzeichnen. Die Fissuren wurden, wie bereits durch ZEH *et al.* 2011 am Beispiel der Mayo[®]-Kurzschaftendoprothese beschrieben, durch Zerklagen versorgt [81].

Ein erhöhtes Risiko von Femurfissuren bei der Implantation von Kurzschaftendoprothesen, bedingt durch konzentriert auftretende hohe Kraftspitzen, wurde auch schon von anderen Autoren beschrieben [8,10,152-154].

In einer retrospektiven Studie von ZEH *et al.* wurden 38 Patienten, mit Zerklagen versorgten intraoperativen Femurfissuren, bei Implantation einer Mayo[®]-Kurzschaftendoprothese auf eine resultierende Migration oder verminderte Osseointegration bis zu einem maximalen Nachuntersuchungszeitpunkt von durchschnittlich 5,7 Jahren untersucht. Weder für die Migration noch die Neigung des Prothesenschaftes konnte nach Verdrahtung der intraoperativen Fissur ein Nachteil detektiert werden. Auch für die Osseointegration und Kraftübertragung ließ sich mittels DEXA-Untersuchungen nach Versorgung mit Zerklagen kein Unterschied zu einem Kontrollkollektiv belegen [81].

Im Rahmen der vorliegenden Studie liegt keine über das bekannte Maß erhöhte Komplikationsrate vor. Trotz des hier verwendeten anderen Implantattyps als in der Arbeit von ZEH *et al.* ist aus unserer Sicht die Feststellung berechtigt, dass mit Zerklagen versorgte intraoperative Fissuren keinen negativen Einfluss auf das vorliegende Studienresultat haben.

5.1.3. Harris-Hip-Score

Mit einer prozentualen Steigerung des HHS (\bar{O} 46,68; 15 - 79) von durchschnittlich + 102 %, bezogen auf die präoperative Aufnahme im Vergleich zum maximalen Nachuntersuchungszeitpunkt nach 12 Monaten (\bar{O} 94,26; 84 - 100), ließ sich eine Zunahme der Zufriedenheit der Patienten nach Implantation verzeichnen. Der maximale Anstieg wurde mit + 77,46 % 3 Monate nach Implantation registriert. Zum Nachuntersuchungszeitpunkt von 6 Monaten war mit + 10,23 % durchaus ein weiterer Zuwachs der Bewertung nach HARRIS erkennbar. Zum maximalen Nachuntersuchungszeitpunkt von einem Jahr stieg die Patientenzufriedenheit mit + 3,22 % noch minimal im Vergleich zur Vorstellung nach 6 Monaten.

Die ersten 3 Monate nach erfolgter Implantation waren maßgeblich für den Zuwachs der Patientenzufriedenheit.

SZCZERBA zeigte 2009 in seiner Dissertation für die Erhebung des HHS 12 Monate nach Implantation einer Nanos[®]-Schenkelhalsprothese einen prozentualen Zuwachs von + 65,4 %. Präoperativ ermittelte er für sein Patientenkollektiv einen durchschnittlichen Wert von + 56,65 Punkten (25 - 78) und für den *follow-up* Termin nach einem Jahr 93,7 Punkte (67 - 99). Ein Jahr postoperativ beurteilten 88,2 % der Patienten die erfolgte Operation mit Hilfe des HHS als „ausgezeichnet“. Im Rahmen der Vorstellung nach 24 Monaten verzeichnete er mit 96,8 Punkten (95 - 99) lediglich noch eine Verbesserung von + 3,3 % [59].

GÖTZE *et al.* zeigten 2010 nach einem durchschnittlichen *follow-up* von 1,2 Jahren nach Implantation des Nanos[®]-Schaftes bei einem präoperativen Wert von 43,1 Punkten (19 - 51) einen prozentualen Zuwachs von 123,90 % (\bar{O} 96,5; 79,5 - 100) in der Bewertung des HHS [41].

Anhand mittelfristiger Ergebnisse der Nanos[®]-Schenkelhalsprothese (maximaler *follow-up* 5,2 \pm 0,7 Jahre) zeigten ETTINGER *et al.* 2011 mit einer Steigerung von einem präoperativ ermittelten HHS von 47,3 auf 97,6 Punkte zum maximalen Nachuntersuchungszeitpunkt eine prozentuale Zunahme von + 106,34 % der Patientenzufriedenheit [61].

NEEF konnte in seiner Dissertation nach Implantation einer Mayo[®]-Kurzschaftendoprothese 3 Monate p.o. einen Anstieg des HHS von 50,8 \pm 20,8 Punkte auf 88,8 \pm 17,5 Punkte und somit einen prozentualen Zuwachs von + 74,80 % verzeichnen. Zum maximalen Nachuntersuchungszeitpunkt von 2,3 \pm 0,7 Jahren registrierte er mit 94,2 \pm 6,9 Punkten einen Anstieg um + 85,43 % im Vergleich zur präoperativen Situation [43].

Auch LERCH *et al.* konnten zwei Jahre nach Implantation einer Kurzschaftendoprothese einen signifikanten Anstieg des HHS erfassen. Nach Einbringung der Metha[®]-Kurzschaft-Hüftendoprothese konnten sie zum maximalen Nachuntersuchungszeitpunkt von zwei Jahren jedoch nur eine prozentuale Zunahme von + 49,2 % protokollieren. Dieser Zustand war wahrscheinlich der mit durchschnittlich 63 Punkten vergleichsweise guten präoperativen

Ausgangssituation geschuldet. Denn auch hier konnte zum maximalen *follow-up* ein durchschnittlicher Wert von 94 Punkten im Rahmen des HHS erzielt werden [126].

Die im Rahmen dieser Studie ermittelten HHS-Werte im Verlauf der *follow-up* Termine bestätigen die aktuelle Studienlage. Hervorzuheben ist der meist maximale Anstieg 3 Monate post operationem, wohingegen sich im Verlauf der Folgemonate und –jahre nur noch minimale Verbesserungen verzeichnen ließen. Dieses Faktum spricht für das erreichte Ziel einer zügigen Rehabilitation mit hoher Zufriedenheit der Patienten nach Implantation der Nanos[®]-Prothese. Obwohl die Erhebung des HHS als sehr häufige und gängige Beurteilungsmethode nach HTEP-Implantation dient, ist darauf hinzuweisen, dass dieser *Score* oft dem sogenannten *Ceiling*-Effekt unterliegt, in dem mehrere Patienten die höchstmögliche Punktzahl erreichen, und somit dessen Validität im Bereich der Forschung als teilweise eingeschränkt zu betrachten ist [155].

5.1.4. Bewegungsausmaß nach Neutral-Null-Methode

Das Bewegungsausmaß, ermittelt über die Neutral-Null-Methode, wurde sowohl präoperativ als auch zu allen Nachuntersuchungszeitpunkten im Rahmen des HHS überprüft. In der statistischen Auswertung wurde der Fokus auf den Vergleich der präoperativen Werte mit denen nach 12 Monaten gelegt.

Weder für die Extension noch für die Flexion konnte in dieser Erhebung eine statistisch signifikante Differenz ermittelt werden. Die Abduktion, Adduktion, Außenrotation und auch Innenrotation wiesen jedoch, ermittelt über den gepaarten t-Test, statistisch signifikante Unterschiede des Bewegungsausmaßes auf. So konnte für die Abduktion eine Zunahme von 12,0 ° und die Adduktion ein Zuwachs von 5,6 ° registriert werden. Die Außenrotation stieg um durchschnittlich 14,4 °, wobei sich für die Innenrotation eine etwas geringere Erhöhung von 9,0 ° verzeichnen ließ.

BEAULÉ *et al.* überprüften 2006 an 152 implantierten Hüftprothesen zu einem minimalen *follow-up* Termin von zwei Jahren den Zusammenhang des Bewegungsausmaßes und der klinischen Ergebnisse nach Implantation von Hüftprothesen. Sie verifizierten eine positive Korrelation und postulierten den Erhalt wichtiger qualitativer Informationen für die Erhebung der klinischen Ergebnisse durch die Aufnahme des Patientenaktivitätsniveaus [156].

Auch DAVIS *et al.* untersuchten in einer retrospektiven Studie aus dem Jahre 2007 die Bedeutung des Bewegungsausmaßes für das klinische *Outcome*. Sie analysierten an 1383 Patienten mit 1517 implantierten HTEP die Bewegungsfunktionen: Extension, Flexion, Abduktion, Adduktion, Außen- sowie Innenrotation. DAVIS *et al.* konnten ebenfalls eine Korrelation des Ausmaßes der Hüftbewegung mit dem klinischen *Outcome* nach HTEP-

Implantation zeigen und betonten in diesem Zusammenhang die nicht zu unterschätzende Bedeutung des Bewegungsausmaßes im Rahmen einer Evaluierung nach Implantation [157].

KRENZL *et al.* gelang es, ein hohes präoperatives Bewegungsausmaß als signifikanten Risikofaktor für Dislokationen von HTEP zu präsentieren. In ihrer 2010 veröffentlichten retrospektiven Studie inspizierten sie an 2948 Patienten 3379 primäre HTEP. Sie formulierten die Empfehlung, das präoperative Bewegungsausmaß als wichtigen prognostischen Faktor für postoperative Dislokationen in die Planung einzubeziehen [158].

SCHWARZKOPF *et al.* untersuchten 2011 in einer retrospektiven Studie den Kontext zwischen dem präoperativen Bewegungsausmaß und der Entwicklung von heterotopen Ossifikationen nach HTEP-Implantation. Im Rahmen dieser Studie registrierten sie ein Jahr post operationem eine signifikante Zunahme der Außen- und Innenrotation sowie Abduktion im Vergleich zu den präoperativen Bewegungsmöglichkeiten. Außerdem gelang es ihnen, eine stark eingeschränkte Außenrotation als Risikofaktor für die Entwicklung heterotoper Ossifikationen herauszuarbeiten [159].

ETTINGER *et al.* konnten in ihrer retrospektiven Beobachtung von 72 Nanos[®]-Prothesen an 65 Patienten sowohl für die Innen- und Außenrotation als auch für die Extension sowie Flexion nach einem maximalen *follow-up* von $5,2 \pm 0,7$ Jahren signifikante Verbesserungen registrieren [61].

Trotz der limitierten Studienlage zu Entwicklungen des Bewegungsausmaßes nach HTEP-Implantationen bestätigen die wissenschaftlichen Veröffentlichungen die Relevanz der sowohl prä- als auch postoperativen Erhebung des Bewegungsausmaßes und demzufolge das gewählte Design der hier vorliegenden Studie. Die Darlegungen von SCHWARZKOPF *et al.* werden durch die von uns ermittelten signifikanten Zunahmen der Abduktions-, Außenrotations- und Innenrotationswerte zum Wiedervorstellungstermin nach einem Jahr fundiert [159]. Die von ETTINGER *et al.* registrierten statistisch signifikanten Verbesserungen der Extension sowie Flexion nach Implantation der Nanos[®]-Prothese konnten durch unsere Untersuchungen jedoch nicht bestätigt werden.

Detailliertere Analysen respektive Vergleiche des Bewegungsausmaßes nach Implantation anderer Prothesentypen waren nicht Gegenstand der vorliegenden Arbeit und bedürfen somit weiterer Studien.

5.2. Diskussion der radiologischen Ergebnisse

5.2.1. Migration des Prothesenschaftes

Bei einem postoperativen Mittelwert der Schafttiefe von $50,09 \pm 6,93$ mm konnte anhand der nach 3 ($50,58 \pm 6,67$ mm) sowie 12 Monaten ($50,48 \pm 6,90$ mm) aufgenommenen Röntgenbilder ein statistisch signifikanter Unterschied registriert werden.

Die RSA, allgemein anerkannt als das präziseste Verfahren zur Bestimmung der Migration, erfährt durch den recht hohen Kostenaufwand und der eventuellen Wanderung der Tantal-Kügelchen limitierende Faktoren als Standardverfahren für die Migrationsanalyse [96,97]. Auch die EBRA kommt durch den zeitlichen Aufwand von 30 Minuten pro Bildanalyse in der Regel nicht als Standard zur Analyse der Schaftmigration zum Einsatz [96,97]. Die Magnetresonanztomografie sowie Computertomografie erfahren durch die Entstehung metallischer Artefakte, hohe Kosten und der bei der Computertomografie hohen auftretenden Strahlenbelastung ebenfalls keinen standardisierten Einsatz zur Migrationsanalyse von Prothesenschäften [96].

KRISMER *et al.* definierten eine Veränderung der Migration um mehr als 1,5 mm innerhalb der ersten zwei postimplantären Jahre als kritischen Schwellenwert für die Wahrscheinlichkeit einer Revision im Rahmen einer aseptischen Lockerung [91]. FREEMAN und PLANTE-BORDENEUVE beschrieben bereits eine Migration ab 1,2 mm bis zu zwei Jahre nach Implantation mit einer Spezifität von 86 % und einer Sensitivität von 78 % als wahrscheinlich für das Scheitern der HTEP [90].

Es existiert eine differierende Studienlage zur Wahl der Messpunkte für das Ermitteln der Migration.

BIEDERMANN *et al.* postulierten nach Analysierung der Migrationsmessung mittels EBRA die Verwendung des *Trochanter majors* und der Prothesenschulter als definierte Parameter zur Bestimmung der Schaftmigration [98].

SCHÖNRATH identifizierte in seiner Dissertation den medialen Punkt des *Trochanter minors* beziehungsweise den kranialen Punkt des *Trochanter majors* und den lateralen Punkt der Prothesenschulter nach intensiver Analyse als relevanteste Punkte zur longitudinalen und transversalen Bestimmung der Schaftmigration. Da der *Trochanter minor* seltener von periartikulären Ossifikationen betroffen war als der *Trochanter major*, favorisierte SCHÖNRATH die Verwendung des *Trochanter minors* zur Migrationsanalyse [96].

NEEF bediente sich in seiner Dissertation, neben dem *Trochanter major* und der Prothesenschulter, des medialen Punktes des *Trochanter minors* und der Prothesenspitze als Vermessungspunkte zur Bestimmung der Schaftmigration [43].

Anhand der dargelegten Limitationen der RSA sowie EBRA und der in der Einleitung bereits ausführlich erläuterten Vorteile der digitalen Migrationsmessung mit Hilfe des Programmes Wristing[®], sowie des erfolgreichen Einsatzes in verschiedenen Studien, wird die in der vorliegenden Arbeit durchgeführte Methode zur Migrationsbestimmung bestätigt [81,96,137].

Obwohl die zahlreichen existierenden Studien differierende Schwellenwerte der Migration für die Vorhersage einer aseptischen Prothesenlockerung angeben, liegt die in der vorliegenden Arbeit ermittelte Migration von durchschnittlich 0,49 mm unterhalb dieser Grenzen und konnte somit als klinisch irrelevant betrachtet werden [90,91]. Bei zusätzlicher Einbeziehung des Intraobserverfehlers und somit des im Programm Wristing[®] enthaltenen Fehlers, wird die Annahme der klinischen Irrelevanz bestätigt [110].

Die Verwendung des *Trochanter minors* als Referenzpunkt zur Migrationsbestimmung konnte durch SCHÖNRATH sowie NEEF bestätigt werden [43,96]. Die Wahl der Prothesenspitze als weiteren Referenzpunkt begründete sich durch deren eindeutige Definition und Abgrenzbarkeit, sowie weitestgehenden Unabhängigkeit von Schaftneigungen oder -rotationen.

5.2.2. Neigung des Prothesenschaftes

Der durchschnittlich präoperativ ermittelte CCD-Winkel von $127,50^\circ (\pm 7,17^\circ)$ ging bei einem direkt postoperativ gemessenen Wert von $134,62^\circ (\pm 4,29^\circ)$ mit einer durchschnittlichen Valgisierung von 7° einher, was einer Zunahme von ca. +5 % entspricht. Die Neigung des Schaftes nach 3 Monaten ($134,06^\circ \pm 4,57^\circ$) respektive nach 12 Monaten ($133,77^\circ \pm 4,60^\circ$) zeigte eine statistisch signifikante Differenz zum direkt postoperativ ermittelten Wert.

Hervorzuheben ist eine durch die Antetorsion des proximalen Femurs bedingte Ermittlung eines höheren Schenkelhals-Schaft-Winkels in der radiologischen Aufnahme im Vergleich zur realen Situation [140]. Gebräuchlich ist eine Umrechnung respektive tabellarische Ablesung der projizierten Winkelwerte in die sogenannten realen Winkelwerte nach zum Beispiel RIPPSTEIN und MÜLLER [140,160].

Die Studienlage zur Aussage über die Rekonstruktion des anatomischen CCD-Winkels nach HTEP- Implantation ist unzureichend.

SCHIDLO *et al.* untersuchten in einer prospektiven klinischen Studie an 52 Patienten die Veränderung des CCD-Winkels vor und nach HTEP-Implantation. Die registrierte postoperative Valgisierung begründeten sie durch die hohen CCD-Winkel der verwendeten Prothesen (140° und 145°). Aus der mit einer Erhöhung des Schenkelhals-Schaft-Winkels einhergehenden Reduzierung des femoralen *Offsets* resultiert die Gefahr der Überlastung sowie Insuffizienz der Glutealmuskulatur [139,161,162]. So betonten SCHIDLO *et al.* bereits 1999 die hohe Relevanz der Berücksichtigung des präoperativen CCD-Winkels bei der Wahl des Prothesenmodells sowie der Positionierung des Schaftes [162].

JEROSCH *et al.* untersuchten an 246 Patienten, neben der Veränderung des *Offsets* und der Beinlänge, den CCD-Winkel nach Implantation der meta-diaphysär verankerten Kurzschaftendoprothese MiniHip® (Corin Group PLC, Cirencester, England). Der präoperative CCD-Winkel ging postoperativ mit einer Reduzierung um $0,51^\circ (\pm 4,10^\circ)$ einher und konnte damit die sonst häufig systembedingte tendenzielle Valgisierung widerlegen [139]. Der im Rahmen der Studie implantierte Schaft wies mit einem durchschnittlichen CCD-Winkel von 125° , welcher nicht nur design- sondern auch implantationsabhängig war, einen deutlich geringeren Schenkelhals-Schaftwinkel als die meisten anderen Prothesendesigns auf und ermöglichte so in 90 % der Fälle die Rekonstruktion der anatomischen Gegebenheiten [163].

ETTINGER *et al.* berichteten 2013 erstmals über den CCD-Winkel nach Implantation der Nanos®-Prothese. Bei einem präoperativ ermitteltem Wert von $133,8^\circ (\pm 4,4^\circ)$ und einem postoperativen CCD-Winkel von $134,6^\circ (\pm 4,3^\circ)$ entsprach dies einer minimalen Valgisierung von $0,8^\circ$ post operationem. Somit konnten sie zeigen, dass mit der Nanos®-Prothese der anatomische CCD-Winkel erfolgreich rekonstruierbar ist [62].

Der von ETTINGER *et al.* in ihren Untersuchungen detektierte CCD-Winkel nach Implantation der Nanos®-Prothese von $134,6^\circ (\pm 4,3^\circ)$ bestätigt den von uns direkt postoperativ durchschnittlich berechneten Winkel von $134,62^\circ (\pm 4,29^\circ)$ [62]. In der hier vorliegenden Studie konnte die bereits erwähnte systembedingte Tendenz zur Valgisierung bestätigt werden, welche jedoch von ETTINGER *et al.* sowie JEROSCH *et al.* widerlegt wurde [62,139]. Die im Verlauf der postoperativen Nachuntersuchungen zwar statistisch signifikante Differenz des CCD-Winkels von $0,85^\circ$ ist aufgrund der kleinen Werte und unter Einbeziehung des Intraobserverfehlers von $0,31^\circ$ als klinisch irrelevant zu betrachten. Eine Umrechnung der projizierten in reelle Winkelwerte erfolgte weder prä- noch postoperativ, da für die vorliegende Studie lediglich der Verlauf der Werte eine Relevanz trug und nicht die absolute Größe.

Aufgrund der mangelnden Studienlage zur Veränderung des Schenkelhals-Schaft-Winkels nach Implantation bleibt eine endgültige Beurteilung abzuwarten. Hervorzuheben ist jedoch die Bedeutung der anatomischen Rekonstruktion des CCD-Winkels, welche durch ein geeignetes Prothesendesign und eine günstige Positionierung ermöglicht werden sollte.

5.2.3. Offset

Die Dimension des femoralen *Offsets* stellte sich im untersuchten Patientenkollektiv unabhängig von der Implantation der Nanos[®]-Schenkelhalsprothese dar. Bei einem präoperativen *Offset* von durchschnittlich 45,96 mm ($\pm 7,83$ mm) und einem postoperativen Wert von 45,54 mm ($\pm 9,92$ mm) ließ sich kein statistisch signifikanter Unterschied darstellen.

Auf Vor- respektive Nachteile im Rahmen von *Offset*-Veränderungen nach HTEP-Implantation wurde im einleitenden Teil der vorliegenden Arbeit bereits ausführlich eingegangen. Die Rekonstruktion des physiologischen femoralen *Offsets* ist biomechanischen Aspekten folgend anzustreben und sollte Ziel jeder Hüftprothesenimplantation sein [139]. Die Philosophie des implantierten Nanos[®]-Systems besteht darin, dass eine *Offset*-Reduktion über eine valgische Positionierung respektive eine *Offset*-Vergrößerung über eine varische Schaftimplantation verglichen mit einer neutralen Lage umgesetzt werden kann.

JEROSCH und FUNKEN konnten 2004, nach virtueller Implantation von 90 verschiedenen Prothesenmodellen an 50 Patienten, eine mittlere Abweichung der *Offset*-Veränderung von 0,27 cm (Mini- sowie Maximum von bis zu 2,73 cm) registrieren. In annähernd der Hälfte der untersuchten Fälle konnte eine Reduzierung des femoralen *Offsets* dokumentiert werden, wohingegen es nur in 20 % der Fälle zu einer Vergrößerung kam. Lediglich zu einem Prozentsatz von 34 % konnte keine Veränderung des *Offsets* verzeichnet werden [65]. Diese Daten bestätigen die Limitationen der Rekonstruktionsmöglichkeiten des physiologisch femoralen *Offsets* der zur Verfügung stehenden Hüftprothesenmodelle, wie sie schon SAKAI *et al.* 2000 im Rahmen einer experimentellen Studie beschrieben [164]. Als Kritikpunkt der Studie von JEROSCH und FUNKEN ist die fehlende Dokumentation des anatomischen *Offsets* zu beachten [65].

SPEIRS *et al.* konnten in einer experimentellen Studie 2007, nach der virtuellen Implantation von Nanos[®]-Schäften, einen Einfluss der Veränderung des femoralen *Offsets* auf die Belastung des Femurs nachweisen. Eine kleine Abweichung des femoralen *Offsets* ging dabei jedoch keineswegs mit einer deutlichen Veränderung des Kraftflusses einher. Sie postulierten die Abklärung längerfristiger Resultate des Knochenumbaus durch klinische Studien [165].

LECERF *et al.* stellten in einer randomisierten Studie 2009 mit durchschnittlich +0,46 cm (+1,16 cm; -0,28 cm) hingegen einen durchschnittlichen Anstieg des femoralen *Offsets* nach HTEP-Implantation fest [64].

KAMADA *et al.* ermittelten 2011 anhand von a.p.-Röntgenbildern das femorale *Offset* nach Implantation einer Mayo[®]-Kurzschäftendoprothese bei 32 Patienten mit einer kontralateral nicht operierten Hüfte. Nach valgischer Positionierung des femoralen Schaftes registrierten sie eine Reduzierung des femoralen *Offsets* einhergehend mit einer Kraftverminderung der Hüftabduktoren [166].

SCHMIDUTZ *et al.* publizierten Anfang 2012 prä- und postoperativ biomechanische Parameter, wie die Beinlänge und das femorale *Offset*, nach Implantation 50 konventioneller HTEP sowie 50 Kurzschaftendoprothesen vom Metha[®]-Typ. Bei den implantierten Kurzschaftendoprothesen registrierten sie einen größeren Anstieg des femoralen *Offsets* als nach Implantation konventioneller Prothesenmodelle. So gingen die eingesetzten Kurzschäfte mit einem durchschnittlichen Wert von 0,62 cm zu 78 % mit einer Vergrößerung des *Offsets* einher, indes zudem ein signifikanter Anstieg des *Offsets* im Vergleich zur kontralateralen Seite nachzuweisen war. Nach Implantation konventioneller Prothesenschäfte fanden SCHMIDUTZ *et al.* nur in 54 % der Fälle einen Anstieg des femoralen *Offsets* von durchschnittlich 0,20 cm, welcher in keinem signifikanten Unterschied zur kontralateralen Seite stand [167].

In einer Studie aus dem Jahr 2012 untersuchten JEROSCH *et al.*, wie bereits erwähnt, an 246 Patienten unter anderem die Veränderung des *Offsets* nach Implantation der meta-diaphysär verankerten Kurzschaftendoprothese MiniHip[®]. Der bei einigen Hüftprothesensystemen registrierte Trend zur Reduzierung des femoralen *Offsets* nach Implantation konnte auch durch JEROSCH *et al.* widerlegt werden [65,166]. Bei einer durchschnittlichen *Offset*-Veränderung von + 0,28 cm (\pm 0,45 cm), einem Maximum von 1,53 cm respektive Minimum von 1,11 cm ging die implantierte MiniHip[®]-Kurzschaftendoprothese mit einer geringen *Offset*-Vergrößerung einher. Die im Rahmen der Studie implantierte Prothese ermöglichte eine gute anatomische Rekonstruierbarkeit, wobei mittelfristige klinische Ergebnisse abzuwarten sind [139].

Auch ETTINGER *et al.* evaluierten die Veränderung des *Offsets* nach Implantation einer Kurzschaftendoprothese. So konnten sie nach Implantation der Nanos[®]-Schenkelhalsprothese eine Zunahme des femoralen *Offsets* von 0,4 mm verzeichnen [62].

Die Beurteilung der Auswirkungen einer Veränderung des femoralen *Offsets* nach Implantation von Kurzschaftendoprothesen ist nicht einheitlich [45,64,65,139,165,167]. Da eine *Offset*-Veränderung nachweislich den femoralen Kraftfluss beeinflusst und längerfristige klinische Ergebnisse bis dato nicht existieren, ist eine Rekonstruktion der anatomischen Größe anzustreben [165]. Die Implantation des Schaftes in der vorliegenden Studie resultierte mit einer Reduktion von 0,42 mm in keiner statistisch signifikanten Abweichung des *Offsets*. Daher ist kein Einfluss auf postimplantäre Knochenumbauvorgänge zu sehen.

5.2.4. Rotationszentrum

Im direkten Vergleich des prä- zum postoperativ gemessenen Rotationszentrum, dem Drehpunkt, ließ sich kein statistisch signifikanter Unterschied nach Implantation der Nanos[®]-Schenkelhalsprothese registrieren.

YODER *et al.* postulierten schon 1988, dass eine Platzierung des Drehzentrums an anatomischer respektive annähernd anatomischer Position mit einer verminderten Lockerungsrate der sowohl femoralen als auch azetabulären Komponente einherginge und somit anzustreben ist [168].

EGGLI *et al.* untersuchten 1998 die Bedeutung der präoperativen Planung für den Erfolg der HTEP-Implantation [63]. Wie auch in der hier vorliegenden Arbeit erfolgte über die KÖHLER-Tränenfigur, welche in Studien als exakter Referenzpunkt identifiziert wurde [169], unter anderem die Bestimmung des vertikalen Drehpunktes und dessen Vergleich zwischen präoperativer Planung, präoperativem und postoperativem Wert. Das vertikale Drehzentrum konnte meist annähernd an anatomischer Position platziert und die hohe Relevanz der präoperativen Planung damit bestätigt werden [63].

SCHMIDUTZ *et al.* zeigten 2012 im Rahmen des prä- und postoperativen Vergleiches biomechanischer Parameter von konventionellen und Kurzschaftendoprothesen keinen postoperativ statistisch signifikant veränderten vertikalen Drehpunkt. Auch für beide HTEP-Typen im Vergleich konnte statistisch keine signifikante Differenz ermittelt werden [167].

Über die essenzielle umfangreiche präoperative Planung kann die Rekonstruktion des anatomischen Drehpunktes erreicht werden und sollte damit Ziel jeder HTEP-Implantation sein. In der vorliegenden Arbeit war die Dimension des Drehpunktes nicht als weiterer Einflussfaktor auf postimplantäre Knochenumbauvorgänge zu beachten.

Die durchschnittliche Valgisierung von 7° nach Implantation bei nicht signifikant verändertem Rotationszentrum respektive femoralem *Offset* war nur durch eine Veränderung der Beinlänge erklärbar. In der klinischen Nachuntersuchung wurde jedoch bei keinem der in die Studie inkludierten Patienten eine symptomatische Beinlängendifferenz diagnostiziert. Die Dimension der Veränderung der Beinlänge wurde somit anhand der vorliegenden Datensätze exakt berechnet.

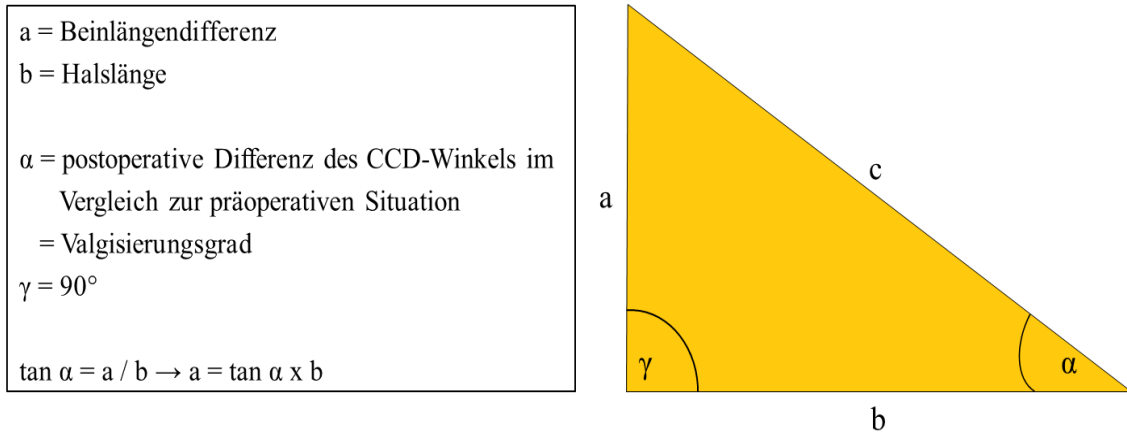


Abb. 12: Berechnung der Beinlängenveränderung

Mit Hilfe der durch den Hersteller zur Verfügung gestellten Halslängen der Nanos[®]-Prothese, abhängig der jeweiligen Prothesengröße, konnte über den Tangens von α , dem Grad der Valgisierung, die Veränderung der Beinlänge ermittelt werden. Den Berechnungen zufolge resultierten Beinlängendifferenzen von 0,29 mm bis 8,97 mm. Das erklärt die Gegebenheit der durchschnittlichen Valgisierung von 7° trotz statistisch nicht signifikant verändertem Rotationszentrum respektive femoralem *Offset*, sowie die klinische Asymptomatik aufgrund der geringen Werte.

5.2.5. Radiotransluzente Linien

In insgesamt 15 GRUEN-Zonen konnten bei 12 der 25 Patienten zum Zeitpunkt des 1-Jahres *follow-up* radiotransluzente Linien länger als 1 cm und breiter als 1 mm registriert werden [120]. Die distale GRUEN-Zone 4 war mit 10 der 15 Fälle am häufigsten betroffen. Weitere Radiotransluzenzen waren in den ROI 1, 5 und 7 lokalisiert. Lediglich bei drei der 12 Patienten waren simultan zwei Zonen durch radiotransluzente Erscheinungen geprägt. Einer dieser Patienten zeigte sowohl in der proximalen Zone 1 als auch 7 radiologische Zeichen im Sinne einer Saumbildung. Die Zonen 2, 3 oder 6 waren im untersuchten Kollektiv nie Element radiotransluzenter Erscheinungen.

Radiotransluzenzen in GRUEN-Zone 1 lassen sich als Relativbewegungen zwischen Implantat und Femur durch den Muskelzug in Höhe des *Trochanter minors* am rigiden Metall erklären [120].

PIERINGER *et al.* präsentierten 2003 in ihrer Studie klinische und radiologische Langzeitresultate von 75 Patienten mit einem implantierten Alloclassic[®]-Schaft (Centerpulse, Winterthur, Schweiz). Radiotransluzente Linien detektierten sie vor allem in den proximalen Zonen 1, 7 und 8. Ein statistisch signifikanter Zusammenhang war zwischen den ROI 1 und 7

nachweisbar. Dem gegenüber standen, die vor allem in den periimplantären distalen Bereichen lokalisierten Knochenhypertrophien [122].

WICK und LESTER untersuchten 2004 ebenfalls das Auftreten radiotransluzenter Linien nach Implantation des Alloclassic[®]-Schafte im Vergleich zu einem Endoplus[®]-Implantat. Nach mindestens zwei Jahren registrierten sie an 70 Patienten mit 79 implantierten Prothesen Radiotransluzenzen größer als 1mm primär in den GRUEN-Zonen 1 und 7. In sieben Fällen waren 3 oder mehr Zonen simultan betroffen. Eine Knochenhypertrophie der Zonen 2, 3, 5 und 6 ging bei 8 Patienten gegenwärtig mit Radiotransluzenzen der ROI 1 und 7 einher. Für den Endoplus[®]-Schaft ermittelte man eine signifikant höhere Inzidenz periimplantärer Saumbildungen [141].

SCHNEIDER und KNAHR evaluierten 2004 retrospektiv 129 jüngere Patienten mit zwei verschiedenen zementfreien Prothesenschäften. Radiotransluzenzen konnten für beide Systeme vorwiegend für die GRUEN-Zonen 1 und 7 dokumentiert werden [121].

ZWEYMULLER *et al.* publizierten 2006 die Ergebnisse des *follow-up* Vergleiches 6 und 10 Jahre nach Implantation eines zementfreien Titaniumschafte. Nach 6 Jahren zeigten 43 der 95 Patienten radiotransluzente Erscheinungen. Bei 35 dieser Patienten waren mehr als 50 % der jeweiligen Zone inkludiert, primär die ROI 1 und 7. Zum Zeitpunkt des 10-Jahres *follow-ups* zeigten sich identische Resultate. Aufgrund fehlender Progredienz waren die Radiotransluzenzen nicht als Gefährdung der Implantatstabilität zu beurteilen [120].

Nach einem durchschnittlichen maximalen *follow-up* von 5,2 Jahren ermittelten ETTINGER *et al.* 2011 mittelfristige klinische und radiologische Ergebnisse nach Implantation der Nanos[®]-Prothese. Bei zwei der 65 Patienten mit 72 implantierten HTEP registrierten sie zum maximalen *follow-up* Zeitpunkt radiotransluzente Erscheinungen. Einer der beiden Patienten wies in den Zonen 1 und 2 Saumerscheinungen kleiner als 1 mm auf. Bei dem zweiten Patienten registrierte man in den ROI 2 und 3 Radiotransluzenzen von 2 mm [61].

ZEH *et al.* zeigten in ihrer 2011 publizierten Studie das Auftreten von 12 radiotransluzenten Linien bei 6 von 26 implantierten Mayo[®]-Schäften an 21 Patienten anhand a.-p.-Röntgenaufnahmen nach durchschnittlich 8,2 Monaten. Das primäre Auftreten radiotransluzenter Linien in den Zonen 3, 4 sowie 5 beschrieben sie mit Verweis auf NEEFs Untersuchungen des Mayo[®]-Kurzschafte als prothesenspezifisch und nicht als radiologische Lockerungszeichen [43,137].

In einer anderen Studie verglichen ZEH *et al.* radiologische Parameter von 38 Patienten mit Zerklagen versorgten intraoperativen Femurfissuren bei Implantation einer Mayo[®]-Kurzschafteendoprothese mit einer Kontrollgruppe. Zum maximalen Nachuntersuchungszeitpunkt von 5,7 Jahren, der mit Zerklagen versorgten Patienten, sowie von 4,5 Jahren bei der Kontrollgruppe bestand kein statistisch signifikanter Unterschied für das Auftreten radiotransluzenter Linien. Bei beiden Gruppen war primär die GRUEN-Zone 4 betroffen und nur seltener die Zonen 1, 2, 3 und 5. In keiner der beiden Untersuchungsgruppen konnten radiotransluzente Erscheinungen in den ROI 6 oder 7 erfasst werden [81].

Das Auftreten radiotransluzenter Linien konnte, unabhängig vieler verschiedener Implantatsysteme, durch vielzählige Studien dokumentiert werden und wir sehen dadurch die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit bestätigt [61,81,120-122,137,141]. Zu erwähnen ist, dass Radiotransluzenzen abhängig von Position und Verlauf nicht zwingend Ausdruck einer aseptischen Lockerung oder verminderten ossären Integration sind.

Während ein Teil der Studien, meist nach Implantation konventioneller Implantatsysteme, Radiotransluzenzen primär in den Zonen 1 und 7 erfasste [120-122,141], lokalisierten sich diese in der vorliegenden Arbeit vorwiegend in der distalen Zone 4 und bestätigen damit die Untersuchungen von ZEH *et al.* [81]. Interpretatorisch lässt dies auf eine verminderte distale und bei Fehlen proximaler Radiotransluzenzen eine vermehrte proximale Krafteinleitung schließen. Dies bestätigt das vom Hersteller der Nanos[®]-Prothese gewählte glatt polierte Design der Schaftspitze, um einen distalen Kraftfluss und somit metaphysäres *stress-shielding* sowie die proximale *Calcar*- Atrophie zu minimieren [30,44,58] und erklärt die Irrelevanz von Radiotransluzenzen in der GRUEN-Zone 4 [12].

Als Ergebnis zahlreicher Studien wurde postuliert, dass radiotransluzente Erscheinungen periimplantär zementfreier Schäfte bei fehlender Progredienz meist als irrelevant für die Implantatstandzeit zu beurteilen sind [120-122]. Die Beurteilung einer eventuellen Progredienz war aufgrund des kurzfristigen maximalen *follow-up* von einem Jahr nicht möglich.

5.3. Diskussion der osteodensitometrischen Ergebnisse

Direkt postoperativ, sowie zum Nachuntersuchungszeitpunkt von 3 und 12 Monaten registrierten wir in den Zonen 3, 4 und 5 die höchsten BMD-Werte.

Die Verminderung der BMD in GRUEN-Zone 4, also distal der Prothesenspitze, 3 Monate post operationem war als klinisch irrelevant zu betrachten, weil sie minimal ausfiel und nach 12 Monaten keine signifikante Veränderung im Vergleich zur direkt postoperativen Situation zeigte. Dieser Umstand lässt sich somit als physiologischer Knochenumbauprozess erklären.

Für die ROI 3 und 5 wurden zu keinem Nachuntersuchungszeitpunkt statistisch signifikante Differenzen der Knochendichte im Vergleich zum Zustand direkt nach Implantation erfasst.

Die Region lateral des medialen Schaftdrittels, Zone 2, zeigte zum maximalen Nachuntersuchungszeitpunkt mit 5% eine signifikante Abnahme der Knochendichte gegenüber der postoperativen Situation.

Eine signifikante Reduktion der BMD wurde auch in den GRUEN-Zonen 1 und 7 sowohl nach 3 Monaten als auch ein Jahr nach Implantation gezeigt. So sank in Zone 1 innerhalb des ersten postoperativen Jahres die BMD um 15 % und in Zone 7 um 12 %. Lediglich für Zone 6 ließ sich

bereits nach 3 Monaten, aber auch ein Jahr post operationem eine signifikante Zunahme der BMD von 11 % registrieren.

Die DEXA-Untersuchung gilt im Rahmen von Studien als verbreitetes Verfahren zur präzisen Ermittlung der periimplantären Knochendichte [41,43,125-127]. Über die Aufnahme von Zonen der Knochenapposition respektive –resorption lässt sich die Krafteinleitung der implantierten Prothese und somit deren Osseointegration, auch in Relation zu biomechanischen Parametern wie Varus-, Valgus- oder Neutralstellung des Prothesenschaftes, darstellen [126,131,133].

Die Implantateinheilung verläuft analog der primären und sekundären Knochenheilung [170]. Postimplantär kommt es neben einer Inflammation zur Hämatombildung, in welchem sich pluripotente Stammzellen, gefördert durch Zytokine und Wachstumsfaktoren, differenzieren [170]. Bei der implantären Einheilung lässt sich zudem eine Unterscheidung in Distanz- und Kontaktosteogenese treffen [171]. Bei der Kontaktosteogenese bildet sich direkt periimplantär, durch zu Osteoblasten differenzierte Progenitorzellen, *de-novo* Knochen [170]. Konträr schreitet bei der Distanzosteogenese die Knochenbildung vom peripheren Knochenlager nach zentral zum Implantat voran [170]. Kommt es zur Beeinträchtigung der Kontaktosteogenese, bildet sich eine bindegewebige Zwischenschicht um die Prothese, welche die Stabilität behindert und schließlich zum Implantatverlust führen kann [170].

Für einen periimplantären Knochendichteverlust sind vier Hauptfaktoren verantwortlich: Knochenumbauvorgänge durch veränderte Belastung, Alter des Knochens, Osteolysen durch Partikelabrieb und metabolische Störungen [172]. In den ersten 3 bis 6 postoperativen Monaten lassen sich die deutlichsten Knochendichteveränderungen verzeichnen, vermutlich hauptsächlich bedingt durch die reduzierte Belastung der operierten Hüfte sowie durch das sogenannte *stress-shielding* [172-175]. Eine Stagnation der initialen Knochenumbauvorgänge ist bereits ein Jahr p.o. erkennbar [131,172-174]. Im dritten postoperativen Jahr lassen sich keine signifikanten Veränderungen der BMD mehr registrieren [173]. Andere Studien zeigen hingegen noch minimale Dichteverluste bis zu 8 Jahre p.o. und belegen damit die langfristige Auswirkung einer HTEP-Implantation [174]. Die Differenzen lassen sich durch die unterschiedlich gewählten *follow-up* Zeiten erklären [172].

Ein Kontext lässt sich außerdem zwischen dem Alter des Patienten zum Operationszeitpunkt und dem Knochendichteverlust postoperativ erkennen. So steht ein höheres Operationsalter in schwacher Korrelation mit einem zunehmenden Knochendichteverlust [172].

Es existiert eine umfangreiche Studienlage über die Entwicklung der Knochendichte nach Implantation einer HTEP. Im Folgenden soll auf einige aktuellere Studien näher Bezug genommen werden.

HUBE *et al.* verglichen 2004 in einer prospektiv randomisierten Studie an 93 Patienten klinische, radiologische und osteodensitometrische Ergebnisse nach Implantation eines Mayo®-Schaftes mit denen einer ABG™-Prothese (Stryker GmbH & Co.KG, Duisburg, Deutschland).

Die osteodensitometrische DEXA-Untersuchung wurde 7 Tage sowie 1 Jahr post operationem durchgeführt. Für den Mayo[®]-Schäft war zum maximalen Nachuntersuchungstermin eine Verdichtung im Bereich des *Calcar femoris* dominierend. Durch eine knochenschonende Präparation des proximalen Femurs konnte dieses Prothesensystem zum Erhalt des autogenen Knochens beitragen. Die osteodensitometrischen Ergebnisse nach Implantation der ABGTM-Prothese deuteten hingegen auf eine vermehrte distale Fixierung des Implantats, da proximal mit Abnahme der BMD das Phänomen des „*stress-shieldings*“ zu verzeichnen war [42].

NEEF verglich in seiner Dissertation 2008 neben klinischen und radiologischen Ergebnissen auch osteodensitometrische Befunde nach der Implantation von je 20 Mayo[®]-Prothesen und CFP[®]-Schäften (Fa. Link, Hamburg, Deutschland). Postoperative BMD-Werte aus der DEXA-Untersuchung wurden bei der Mayo[®]-Gruppe mit einem maximalen *follow-up* von $2,3 \pm 0,7$ Jahren und bei den CFP[®]-Schäften zum maximalen Nachuntersuchungszeitpunkt von $1,6 \pm 0,5$ Jahren gegenübergestellt. Bei beiden Gruppen registrierte er für die proximalen GRUEN-Zonen 1 und 7 eine statistisch signifikante Abnahme. Das CFP[®]-Kollektiv zeigte für die Region des *Trochanter majors* eine Abnahme von 19,7 % und für die *Calcar*-Region eine Reduzierung der BMD um 14,7 %. In keiner der ROI ließ sich für die CFP[®]-Prothese eine statistisch signifikante Zunahme der Knochendichte verzeichnen. Die Mayo[®]-Gruppe wies etwas geringere Reduzierungen auf (Zone 1: -15,6 %; Zone 7: -14,1 %) und einen signifikanten Anstieg der BMD in Zone 2 (+13,3 %). Trotz der geringen Vorteile der Mayo[®]-Prothese zeigten beide Patientenkollektive im Vergleich keine statistisch signifikante Differenz der postimplantären Entwicklung der Knochendichte und waren somit den osteodensitometrischen Befunden folgend als gleichwertig zu beurteilen [43].

Tab. 17: BMD- Werte Mayo® -Prothese nach NEEF

GRUEN- Zone	postoperativ in g/cm ²	Mayo® nach 2,3 Jahren in g/cm ²
1	0,92 ± 0,2	0,75 ± 0,2 ^{p = 0,01}
2	1,49 ± 0,3	1,66 ± 0,3 ^{p < 0,05}
3	1,85 ± 0,3	1,96 ± 0,2 *
4	1,86 ± 0,3	1,88 ± 0,3 *
5	1,75 ± 0,4	1,74 ± 0,4 *
6	1,46 ± 0,3	1,53 ± 0,2 *
7	1,37 ± 0,2	1,16 ± 0,3 ^{p = 0,02}

Tabellenlegende: * = kein statistisch signifikanter Unterschied (gepaarter t-Test mit $p \geq 0,05$);
p = Ergebnisse des gepaarten t-Testes

Die Untersuchungsergebnisse des DEXA-Scans nach einem maximalen *follow-up* von $2,3 \pm 0,7$ Jahren, der von NEEF beschriebenen, an 20 Patienten implantierten Mayo®-Kurzschafteprothesen, erkenntlich in Tabelle 17, wurden mit den Knochendichtemessungen unseres Patientenkollektivs nach einem maximalem *follow-up* von $368 \pm 6,1$ Tagen verglichen, dargestellt in Tabelle 18. Auch bei der Mayo®-Prothese wurde, wie bereits erwähnt, zum maximalen Nachuntersuchungszeitpunkt in den GRUEN-Zonen 1 und 7 eine statistisch signifikante Reduzierung der Knochendichte im Vergleich zur direkt postoperativen Situation verzeichnet [43]. Differierend zur hier vorliegenden Studie war die signifikante Zunahme der BMD in Zone 2 um +13,3 % [43]. In Zone 6 konnte NEEF zwar auch einen Zuwachs der Knochendichte verzeichnen, jedoch war keine statistisch signifikante Relevanz nachweisbar. Für die GRUEN-Zonen 3, 5 und 7 konnte über den ungepaarten t-Test eine statistisch signifikante Differenz der postimplantären Knochendichte zwischen der Nanos®- und Mayo®-Prothese, mit höheren BMD-Werten für den Nanos®-Schafte, ermittelt werden.

Diese Ergebnisse sind aufgrund differierend gewählter *follow-up* Zeiten und des unterschiedlichen Implantatdesigns jedoch nur eingeschränkt zu werten [43].

Tab. 18: BMD- Werte der Nanos[®]- und Mayo[®]-Prothese

GRUEN- Zone	Nanos [®] nach 368 Tagen in g/cm ²	Mayo [®] nach 2,3 Jahren in g/cm ²
1	0,88 ± 0,2	0,75 ± 0,2 *
2	1,70 ± 0,3	1,66 ± 0,3 *
3	2,22 ± 0,3	1,96 ± 0,2 ^{p = 0,01}
4	2,10 ± 0,4	1,88 ± 0,3 *
5	2,13 ± 0,4	1,74 ± 0,4 ^{p = 0,01}
6	1,77 ± 0,4	1,53 ± 0,2 *
7	1,34 ± 0,2	1,16 ± 0,3 ^{p = 0,04}

Tabellenlegende: * = kein statistisch signifikanter Unterschied (ungepaarter t-Test mit $p \geq 0,05$);
p = Ergebnisse ungepaarten t-Testes

Auch CHEN *et al.* publizierten 2009 Ergebnisse über das Einwachsverhalten bei implantierten Mayo[®]-Kurzschafendoprothesen. Zum maximalen *follow-up* von 5,7 Jahren evaluierten sie mit Hilfe der Klassifikation nach GRUEN osteodensitometrische Ergebnisse von DEXA-Untersuchungen im Vergleich zur kontralateralen Seite. In der proximalen ROI 1 registrierten sie die geringste und in der Zone 3 die höchste Knochendichte. Die Zonen 1, 6 und 7 wiesen eine statistisch signifikante Abnahme der BMD auf. Für die lateralen Zonen 2 und 3 wurde eine signifikante Knochendichtezunahme (Zone 2: +9,2 %; Zone 3: +21 %) gemessen. Die knöcherne Integration wird durch die Änderung des mechanischen Kraftflusses nach Implantation bestimmt und resultierte auch in der Studie von CHEN in signifikanten Knochenumbauvorgängen. So konnte für die proximalen Zonen primär eine Resorption sowie eine vermehrte Knochenapposition für die distalen lateralen Regionen dokumentiert werden. Das Erreichen des Ziels von Kurzschafendoprothesen, die reduzierte distale Krafteinleitung mit der Verhinderung der unphysiologischen Belastung des proximalen Femurs, konnte durch diese Arbeit somit nicht belegt werden [176]. Diese Beobachtungen stehen damit im Gegensatz zu denen von HUBE *et al.*, welche eine Zunahme der Knochendichte im proximalen Bereich, dem *Calcar femoris*, nach Implantation der Mayo[®]-Prothese verzeichneten [42].

Die Annahme des verminderten Knochenverlustes nach Implantation von Kurzschafendoprothesen im Vergleich zu konventionellen Prothesensystemen konnte hingegen durch CHEN *et al.* fundiert werden. So beschrieben CHEN *et al.* den Knochenverlust nach Implantation einer Mayo[®]-Kurzschafendoprothese nach durchschnittlich 5,7 Jahren mit Werten zwischen -15 % und -18 % [176].

GÖTZE *et al.* untersuchten 2010 in einer klinisch prospektiven Studie mit Hilfe der Dual-Röntgen-Absorptiometrie erstmals das knöcherne Einwachsverhalten eines Prothesenkurzschaftes vom Typ Nanos[®]. Sie verglichen die osteodensitometrischen Ergebnisse 36 der mit einer Nanos[®]-Prothese versorgten Patienten mit den Daten von 36 implantierten

Alloclassic[®]-SL-Prothesen. Die Evaluierung erfolgte 3 Monate sowie 12 Monate post operationem mit Hilfe der Klassifizierung in die 7 Zonen nach GRUEN und wurde ins Verhältnis zur kontralateralen nicht operierten Seite gesetzt. Zum Nachuntersuchungszeitpunkt von 3 Monaten zeigte die Gruppe des Nanos[®]-Schaftes eine höhere BMD in den Zonen 1, 6 und 7. Zu diesem Zeitpunkt standen die Werte interpretatorisch für die gewünschte proximale Krafteinleitung. Die Ergebnisse der Gruppe des Alloclassic[®]-SL-Schaftes deuteten schon 3 Monate nach Implantation auf eine primär distale Krafteinleitung. Nach 12 Monaten relativierten sich diese Ergebnisse jedoch und für beide Untersuchungsgruppen war ein eher distaler Kraftfluss registriert worden. Die Region des *Trochanter major*, Zone 1, der Nanos[®]-Gruppe ging gegenüber dem *follow-up* nach 3 Monaten mit einer BMD-Reduzierung von -6,4 % einher und in Zone 7, der *Calcar*-Region, betrug der Verlust sogar -7,2 %. Für die ROI 2, an der Prothesenschulter oberhalb der glatt polierten Spitze, dokumentierte man nach 12 Monaten hingegen einen Anstieg um +9,7 %. Das Ziel der angestrebten in der Metaphyse physiologischen proximalen Krafteinleitung einer Kurzschaftendoprothese konnte durch die Nanos[®]-Prothese in der Studie von GÖTZE *et al.* in letzter Konsequenz deshalb nicht belegt werden [41].

LOGROSCINO *et al.* evaluierten 2011 die Osseointegration nach Implantation von 19 Proxima[™]-Hüftschäften (De-Puy-J&J, Kinkel-Limbach, Deutschland) und 12 Nanos[®]-Schenkelhalsprothesen. Ein Jahr nach Implantation wurden über eine DEXA-Untersuchung 5 ROI auf die Größe ihrer BMD untersucht. An konventionellen Röntgenbildern screente man auf das Vorhandensein des sogenannten „*stress-shieldings*“. Für beide Implantatsysteme konnte eine Zunahme der periimplantären Knochendichte mit dem Erhalt des metaphysären Knochens registriert werden. Obwohl in zwei der 5 ROI für die Nanos[®]-Prothese eine signifikant höhere BMD detektiert wurde, konnte aufgrund der Abstinenz des „*stress-shieldings*“ 1 Jahr post operationem für beide Systeme ein physiologisches Einwachsverhalten mit optimaler Osseointegration verzeichnet werden [60].

Wie dargestellt wird kontrovers beurteilt, ob das Ziel der angestrebten metaphysären Verankerung im proximalen Femur mit Verminderung der *Calcar*-Atrophie und der Verringerung der distalen Krafteinleitung von Kurzschaftthüfttotalendoprothesen realisiert werden kann. Einige Autoren bestätigten diese Tatsache und registrierten in ihren Studien eine Umsetzung der Zielstellung [42,60,137], andere Autoren hingegen konnten diese Hypothese nicht bestätigen [41,43,176].

Die signifikante Reduzierung der BMD in den proximalen GRUEN-Zonen 1 und 7 spricht für eine vermehrt distale und nicht für die primär angestrebte isolierte proximale Krafteinleitung. Diese Ergebnisse entsprechen denen von GÖTZE *et al.* [41]. Auch sie registrierten ein Jahr nach Implantation einer Nanos[®]-Prothese eine BMD-Abnahme in der Region des *Trochanter majors* und des *Calcars* [41]. In Disparität stand jedoch die durch GÖTZE *et al.* registrierte Knochendichtezunahme in Zone 2 mit der in der vorliegenden Studie dokumentierten BMD-

Reduzierung in dieser lateralen Region [41]. So ließ sich in der vorliegenden Arbeit keine laterale Komponente der Krafteinleitung für den Nanos[®]-Schafte darstellen. Das unterschiedlich gewählte Studiendesign könnte die differierenden Ergebnisse zwischen unserer Untersuchung und der von GÖTZE *et al.* erklären. Währenddessen im Fokus unserer Arbeit der Vergleich der direkt postoperativen Knochendichtewerte mit denen zum *follow-up* nach einem Jahr lag, stellten GÖTZE *et al.* die BMD-Werte 12 Monate post operationem denen 3 Monate nach Implantation gegenüber [41]. Nachweislich finden jedoch in den ersten 3 bis 6 postoperativen Monaten die prägnantesten Knochenumbauprozesse statt, so dass uns ein Vergleich mit dieser Situation als nicht sinnvoll erschien [172-175]. Andere Arbeiten, wie die von HUBE *et al.* oder NEEF bestätigen das von uns gewählte Design der Verlaufsaufnahmen der periprothetischen Knochendichte [42,43].

Da davon auszugehen ist, dass differierende Schaftneigungen die periimplantäre Knochendichte beeinflussen, ist die Vergleichbarkeit mit anderen Studien bei Unkenntnis des individuellen Prothesenneigungswinkels als limitierend zu betrachten. Es ist zu fordern, dass künftige Studien zur Untersuchung der periimplantären Knochendichte diese nur in Abhängigkeit der Schaftneigung beurteilen.

Zusammenfassend wird festgestellt, dass eine ausschließlich proximale Krafteinleitung durch die Nanos[®]-Prothese nicht realisiert werden konnte. Da jedoch die Reduzierungen der BMD in den proximalen Regionen, dem *Trochanter major* und im speziellen der *Calcar*-Region, verglichen mit anderen Kurzschaftendoprothesen oder konventionellen HTEP-Systemen geringfügiger waren, lässt sich im direkten Vergleich von einer forcierteren proximalen Krafteinleitung des Nanos[®]-Schafte ausgehen. So zeigten ROTH *et al.* beispielsweise ein Jahr post operationem für die GRUEN-Zone 7, der Region des *Calcar femoris*, Knochendichteabnahmen von -28 % beim Prothesenschaft ALPHA-Fit (Fa. ALPHA Norm, Quierschied, Deutschland) oder auch Vision 2000 (Fa. DePuy, Warsaw, IN) [175]. Im Gegensatz zu anderen Studien ist also nicht von einer hauptsächlich distalen Kraftableitung zu sprechen [41,175,176].

5.4. Kritikpunkte der Studie

Einen wichtigen Kritikpunkt der hier vorgestellten Studie stellt das nicht randomisierte Patientenkollektiv dar. Begründen lässt sich dieses Defizit durch die Implantation von Kurzschaften beim Fehlen von Kontraindikationen als Methode der ersten Wahl zur Hüftendoprothetischen Versorgung von Patienten bis zu einem Alter von ca. 70 Jahren an der Universitätsklinik und Poliklinik für Orthopädie und Physikalische Medizin in Halle (Saale).

Der relativ kurze Nachuntersuchungszeitraum von einem Jahr ist als weiterer Schwachpunkt zu nennen, da er langfristige Aussagen zur Implantatstabilität sowie Osseointegration nicht zulässt. Einige Studien beweisen zwar eine Rezession der BMD-Werte ein Jahr nach Implantation [131,172-174], andere hingegen dokumentieren bis zu acht Jahre p.o. noch minimale Dichteverluste [174]. Die vorliegenden Ergebnisse sind somit differenziert zu betrachten und endgültige Aussagen abzuwarten.

Weiterhin ist die bereits erwähnte eingeschränkte Validität des HHS im Bereich der Forschung zu kritisieren [155]. Zur klinischen Erhebung und besseren Vergleichbarkeit mit anderen Studien ist dieser *Score* jedoch weit verbreitet und dessen Verwendung somit begründbar.

Das verhältnismäßig kleine Patientenkollektiv lässt statistische Verzerrungen nicht ausschließen und eine abschließende Beurteilung somit nicht erlauben. Prinzipiell gründen sich jedoch zahlreiche Arbeiten auf dem Gebiet der Kurzschaftendoprothetik auf die Beobachtung von Patientenkollektiven ähnlicher Größe [43,60,137,166].

6. Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Studie war die Überprüfung, ob das Prinzip der Kurzschaftthüftendoprothetik, die proximale Krafteinleitung, mit der Nanos[®]-Schenkelhalsprothese umgesetzt werden kann. Aufgrund der spärlichen und teilweise differierenden Studienlage zu Erfahrungen mit einer Kurzschaftendoprothese vom Typ Nanos[®] schien die Analyse schaftnaher Knochenumbauprozesse nach der Implantation dieses Prothesentypes als besonders sinnvoll und rückte somit in den Fokus dieser Studie.

Bei einem maximalen *follow-up* von einem Jahr konnten 25 mit einem Nanos[®]-Schaft versorgte Patienten in einem Alter von durchschnittlich $59,9 \pm 8,0$ Jahren und einem durchschnittlichen BMI von $29,0 \pm 4,1$ kg/m² im Rahmen einer prospektiven Studie untersucht werden. Die primäre fortgeschrittene Koxarthrose stellte die weitaus häufigste Indikation, der in der vorliegenden Studie in 76 % der Fälle linksseitig implantierten Nanos[®]-Prothese, dar. Bei 2 der 25 Patienten kam es mit dem Auftreten einer Femurfissur zu einer intraoperativ bedingten Komplikation.

Präoperativ erfolgten die Aufnahme eines a.p.-Röntgenbildes sowie die Erhebung des HHS. Postoperativ sowie zu den Wiedervorstellungsterminen nach 3 und 12 Monaten wurde zusätzlich zur Anfertigung einer a.p.-Beckenübersichtsaufnahme jeder Patient nach Aufklärung und Einverständniserklärung einer DEXA-Untersuchung unterzogen. Desweiteren wurde nach 3, 6 und 12 Monaten der HHS und im Rahmen dessen das Bewegungsausmaß nach der Neutral-Null-Methode erfasst.

Zum maximalen *follow-up* von einem Jahr ließ sich über den HHS mit +101,93 % ein beachtlicher Anstieg der subjektiven Patientenzufriedenheit verzeichnen, wobei die ersten 3 postoperativen Monate mit einem Zuwachs von +77,46 % maßgebend zu sein schienen.

Für das im Rahmen des HHS erfasste Bewegungsausmaß nach der Neutral-Null-Methode ließ sich, ebenfalls nach einem Jahr, eine statistisch signifikante Veränderung detektieren. So stieg die Abduktion um +12,0 °, die Adduktion um +5,6 °, die Außenrotation um +14,4 ° und für die Innenrotation ließ sich eine Zunahme von +9,0 ° verzeichnen. Lediglich für die Flexion und Extension registrierte man keine statistisch signifikanten Differenzen im Vergleich zur präoperativen Situation.

Trotz einer an den a.p.-Röntgenbildern ermittelten statistischen Migration von +0,49 mm sowie Schaftneigung von -0,85 ° ließ sich unter Einbeziehung von anerkannten Schwellenwerten und des Intraobserverfehlers von 0,20 mm respektive 0,31 ° von deren klinischer Irrelevanz ausgehen [90,91].

Die ebenfalls an den a.p.-Röntgenbildern durchgeführte statistische Überprüfung auf postoperative Veränderungen des *Offsets* und des Drehzentrums ergab keine signifikanten Differenzen.

Bei 12 der 25 Patienten registrierte man in insgesamt 15 ROI das Auftreten radiotransluzenter Linien. Die überwiegende Zahl der nachgewiesenen Radiotransluzenzen fand sich in der Zone 4, die für die Kraffteinleitung dieses Implantates nicht relevant ist. Da außerdem keine der registrierten radiotransluzenten Erscheinungen breiter als 2 mm und mehr als 1/3 der gesamten Prothesen- Knochenkontaktfläche einnahm, war nicht von einer Implantatlockerung auszugehen [85,86].

Die DEXA-Analyse ermittelte zum Wiedervorstellungstermin nach einem Jahr, verglichen mit der direkt postoperativen Analyse, lediglich für die GRUEN-Zone 6 mit +11 % eine statistisch signifikante Zunahme der BMD. Für die ROI 1, 2 und 7 detektierte man hingegen signifikante Reduzierungen der Knochendichte. Diese Ergebnisse zeigen, dass bei relevant distaler Kraffteinleitung die primär angestrebte isolierte metaphysäre Kraffteinleitung zur Schonung der proximalen *Calcar*- Region durch den Nanos[®]-Schaft nicht bis in seine Endgültigkeit realisiert werden konnte. Im Vergleich mit anderen Kurzschaftendoprothesen oder konventionellen HTEP-Systemen war die Abnahme der BMD in den proximalen Regionen, und dabei besonders in der GRUEN-Zone 1, jedoch moderater und repräsentiert somit ein reduziertes *stress-shielding* mit Schonung des proximalen *Calcars*.

Ein klinischer Vorteil insbesondere für Patienten, die aufgrund ihres Alters Revisionsoperationen zu erwarten haben, ist im Sinne des vermehrten Knochenerhalts theoretisch denkbar. Allerdings ist einschränkend festzustellen, dass auch für dieses Kurzschaftimplantat aktuell keine mittel- oder langfristigen Daten existieren.

7. Literaturverzeichnis

1. Mittelmeier H, Heisel J: Entwicklung des Hüftgelenkersatzes. In: Gerhardt P, Frommhold W (Hrsg.): Erkrankungen des Hüftgelenks - Klinisch radiologisches Seminar. Thieme, Stuttgart, 1988, S.97-114.
2. Judet J, Judet R (1950) The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint. *J Bone Joint Surg Br* 32-B:166-173.
3. McKee GK, Watson-Farrar J (1966) Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis. *J Bone Joint Surg Br* 48:245-259.
4. Gomez PF, Morcuende JA (2005) A historical and economic perspective on Sir John Charnley, Chas F. Thackray Limited, and the early arthroplasty industry. *Iowa Orthop J* 25:30-37.
5. Charnley J (1960) Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. *J Bone Joint Surg Br* 42-B:28-30.
6. Charnley J (1961) Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet* 1:1129-1132.
7. Boutin P (2000) Total hip arthroplasty using a ceramic prosthesis. Pierre Boutin (1924-1989). *Clin Orthop Relat Res*:3-11.
8. Gulow J, Scholz R, Freiherr von Salis-Soglio G (2007) Short-stemmed endoprotheses in total hip arthroplasty. *Orthopade* 36:353-359.
9. Pipino F, Calderale PM (1987) Biodynamic total hip prosthesis. *Ital J Orthop Traumatol* 13:289-297.
10. Morrey BF (1989) Short-stemmed uncemented femoral component for primary hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*:169-175.
11. o.V. (o.Jg.) NANOS zementfreie Schenkelhalsprothese. URL: <http://www.smith-nephew.de/produkte/orthopaedie-traumatologie/hueftendoprothetik/knochenhaltende-schaefte/13-nanos.html>. Abruf: 21.12.2013.
12. Ettinger P: NANOS Kurzschaftprothese. In: Effenberger H, Zichner L, Richolt J (Hrsg.): *Implantat-Atlas Hüftschäfte*. MCU, Grieskirchen, 2007, S.211-216.
13. Merx H, Dreinhofer K, Schrader P, Stürmer T, Puhl W, Günther KP, Brenner H (2003) International variation in hip replacement rates. *Ann Rheum Dis* 62:222-226.
14. Kilian O, Schnettler R: Primäre Endoprothetik des Hüftgelenkes. In: Krukemeyer MG, Möllenhoff Gunnar (Hrsg.): *Endoprothetik - Ein Leitfaden für den Praktiker*. De Gruyter, Berlin, 2012: S.63-88.
15. Dreinhöfer K, Dieppe P, Stürmer T, Gröber- Grätz D, Flören M, Günther KP, Puhl W, Brenner H (2006) Indications for total hip replacement: comparison of assessments of orthopaedic surgeons and referring physicians. *Ann Rheum Dis* 65:1346-1350.
16. Herberts P, Malchau H (2000) Long-term registration has improved the quality of hip replacement. *Acta Orthop Scand* 71 (2):111-121.
17. Pauwels F: *Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte*. Springer, Berlin, 1973, S.129-270.
18. Heisel C, Bohndorf K, Parsch D, Rickert M, Zeiler G, Holzapfel BM, Rechl H, Rudert M: Untersuchung und Indikationsstellung. In: Claes L, Kirschner P, Perka C, Rudert M (Hrsg.): *AE-Manual der Endoprothetik*. Springer, Heidelberg, 2012, S.91-127.

19. Malchau H, Herberts P, Eisler T, Garellick G, Sodermann P (2002) The Swedish Total Hip Replacement Register. *J Bone Joint Surg Am* 84- A (Suppl 2):2-20.
20. Eulert J: Klinik der Hüftgelenkerkrankungen beim Erwachsenen. In: Gerhardt P, Frommhold W (Hrsg.): *Erkrankungen des Hüftgelenks - Klinisch radiologisches Seminar*. Thieme, Stuttgart, 1988, S.9-13.
21. Pai VS (1996) Significance of the Trendelenburg test in total hip arthroplasty. Influence of lateral approaches. *J Arthroplasty* 11:174-179.
22. Drehmann F (1979) Drehmann's sign. A clinical examination method in epiphysiolysis (slipping of the upper femoral epiphysis). Description of signs, aetiopathogenetic considerations, clinical experience (author's transl). *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 117:333-344.
23. Krämer KL, Maichl FP: Hüfte. In: Krämer KL, Maichl FP (Hrsg.): *Scores, Bewertungsschemata und Klassifikationen in Orthopädie und Traumatologie*. Thieme, Stuttgart, S.183-255.
24. Soderman P, Malchau H (2001) Is the Harris hip score system useful to study the outcome of total hip replacement? *Clin Orthop Relat Res*:189-197.
25. Harris WH (1969) Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg Am* 51:737-755.
26. Kellgren JH, Lawrence JS (1957) Radiological assessment of osteo-arthritis. *Ann Rheum Dis* 16:494-502.
27. Sendtner E, Boluki D, Grifka J (2007) Current state of doing minimal invasive total hip replacement in Germany, the use of new implants and navigation--results of a nation-wide survey. *Z Orthop Unfall* 145:297-302.
28. Huo MH, Osier CJ (2008) Is cement still a fixation option for total hip arthroplasty? *J Arthroplasty* 23:51-54.
29. Rosenberg A (1989) Cementless total hip arthroplasty: femoral remodeling and clinical experience. *Orthopedics* 12:1223-1233.
30. Ong KL, Day JS, Manley MT, Kurtz SM, Geesink R (2009) Biomechanical comparison of 2 proximally coated femoral stems: effects of stem length and surface finish. *J Arthroplasty* 24:819-824.
31. Engh CA, Bobyn JD (1988) The influence of stem size and extent of porous coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*:7-28.
32. Diehl P, Haenle M, Bergschmidt P, Gollwitzer H, Schauwecker J, Bader R, Mittelmeier W (2010) Cementless total hip arthroplasty: a review. *Biomed Tech (Berl)* 55:251-264.
33. Nowak M, Kusz D, Wojciechowski P, Wilk R (2012) Risk factors for intraoperative periprosthetic femoral fractures during the total hip arthroplasty. *Pol Orthop Traumatol* 77:59-64.
34. Morscher EW: Die Press- fit Verankerung. In: Wetzel R (Hrsg.): *Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik*. Steinkopff, Darmstadt, 2001, S.1-8.
35. Schneider R: *Die Totalprothese der Hüfte*. Huber, Bern, 1982, S.68-83.
36. Morscher EW (1992) Current status of acetabular fixation in primary total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*:172-193.
37. Steinhauser E: Biomechanische Grundlagen der Implantatverankerung. In: Gradinger R, Gollwitzer H (Hrsg.): *Ossäre Integration*. Springer, Heidelberg, 2006, S.16-23.

38. Effenberger H, Imhof M, Witzel U, Rehart S (2005) Cementless stems of the hip. Current status. *Orthopade* 34:477-500.
39. Grochola LF, Habermann B, Mastrodomenico N, Kurth A (2008) Comparison of periprosthetic bone remodelling after implantation of anatomic and straight stem prostheses in total hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg* 128:383-392.
40. Sluimer JC, Hoefnagels NH, Emans PJ, Kuijjer R, Geesink RG (2006) Comparison of two hydroxyapatite-coated femoral stems: clinical, functional, and bone densitometry evaluation of patients randomized to a regular or modified hydroxyapatite-coated stem aimed at proximal fixation. *J Arthroplasty* 21:344-352.
41. Götze C, Ehrenbrink J, Ehrenbrink H (2010) Is there a bone-preserving bone remodelling in short-stem prosthesis? DEXA analysis with the Nanos total hip arthroplasty. *Z Orthop Unfall* 148:398-405.
42. Hube R, Zaage M, Hein W, Reichel H (2004) Early functional results with the Mayo-hip, a short stem system with metaphyseal-intertrochanteric fixation. *Orthopade* 33:1249-1258.
43. Neef R (2008) Klinische, radiologische und osteodensitometrische Ergebnisse der Behandlung mit Hüft- Kurzschaftprothesen vom Typ CFP und Mayo. *Med. Diss. Halle*.
44. Kummer B: Die Verankerung der Hüftendoprothese. In: Zichner L, Rauschmann MA, Thomann KD (Hrsg.): *Geschichte operativer Verfahren an den Bewegungsorganen*. Springer, Heidelberg, 2000, S.95-105.
45. Westphal FM, Bishop N, Puschel K, Morlock MM (2006) Biomechanics of a new short-stemmed uncemented hip prosthesis: An in-vitro study in human bone. *Hip Int* 16 Suppl 3:22-30.
46. Schmidutz F, Grote S, Pietschmann M, Weber P, Mazoochian F, Fottner A, Jansson V (2012) Sports activity after short-stem hip arthroplasty. *Am J Sports Med* 40:425-432.
47. 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.
48. Willi R : Hüftprothesen. In: Claes L, Kirschner P, Perka C, Rudert M (Hrsg.): *AE-Manual der Endoprothetik*. Springer, Heidelberg, 2012, S.47-82.
49. Gollwitzer H, Gradinger R: Hüfte: Standardimplantat. In: Gradinger R, Gollwitzer H (Hrsg.): *Ossäre Integration*. Springer, Heidelberg, 2006, S.99-109.
50. Engh CA, Bobyn JD, Glassman AH (1987) Porous-coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. *J Bone Joint Surg Br* 69:45-55.
51. Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A (1993) Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J Biomech* 26:969-990.
52. Effenberger H, Heiland A, Ramsauer T, Plitz W, Dorn U (2001) A model for assessing the rotational stability of uncemented femoral implants. *Arch Orthop Trauma Surg* 121:60-64.
53. Reimeringer M, Nuno N, Desmarais-Trepanier C, Lavigne M, Vendittoli PA (2013) The influence of uncemented femoral stem length and design on its primary stability: a finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 16 (11): 1221-1231.
54. Engh CA, Jr., Mohan V, Nagowski JP, Sychterz Terefenko CJ, Engh CA, Sr. (2009) Influence of stem size on clinical outcome of primary total hip arthroplasty with cementless extensively porous-coated femoral components. *J Arthroplasty* 24:554-559.
55. Sanchez Olivas MA, Valencia Zavala MP, Sanchez Olivas JA, Sepulveda VG (2010) Hypersensitivity to metals in patients with orthopedic implants. *Rev Alerg Mex* 57:127-130.

56. Meyer H, Kruger A, Roessner A, Lohmann CH (2012) Allergic reactions as differential diagnosis for periprosthetic infection. *Orthopade* 41:26-31.
57. Hallab N, Merritt K, Jacobs JJ (2001) Metal sensitivity in patients with orthopaedic implants. *J Bone Joint Surg Am* 83-A:428-436.
58. Burgkart R, Glisson R (2006) Spannungsverteilung und Primärstabilität bei vollstrukturierten versus teilstrukturierten Femurkomponenten. In: Grading R, Gollwitzer H (Hrsg.): *Ossäre Integration*. Springer, Heidelberg, 2006, S.127-131.
59. Szczerba L (2009) Erste klinische und radiologische Erfahrungen mit einer neuen Schenkelhalsprothese vom Typ "NANOS". *Med. Diss. Marburg*.
60. Logroscino G, Ciriello V, D'Antonio E, De TV, Piciocco P, Magliocchetti LG, Santori FS, Albanese CV (2011) Bone integration of new stemless hip implants (proxima vs. nanos). A DXA study: preliminary results. *Int J Immunopathol Pharmacol* 24:113-116.
61. 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.
62. 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.
63. Eggli S, Pisan M, Muller ME (1998) The value of preoperative planning for total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 80:382-390.
64. 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.
65. Jerosch J, Funken S (2004) Change of offset after implantation of hip alloarthroplasties. *Unfallchirurg* 107:475-482.
66. 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.
67. Fackler CD, Poss R (1980) Dislocation in total hip arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res* 169-178.
68. Davey JR, O'Connor DO, Burke DW, Harris WH (1993) Femoral component offset. Its effect on strain in bone-cement. *J Arthroplasty* 8:23-26.
69. Yang B, Li H, He X, Wang G, Xu S (2012) Minimally invasive surgical approaches and traditional total hip arthroplasty: a meta-analysis of radiological and complications outcomes. *PLoS One* 7(5):e37947.
70. Capone A, Podda D, Civinini R, Gusso MI (2008) The role of dedicated instrumentation in total hip arthroplasty. *J Orthop Traumatol* 9:109-115.
71. Garcia Juarez JD, Bravo Bernabe PA, Garcia HA, Davila Sheldon OE (2008) Complications on minimal access surgery for total hip arthroplasty. *Acta Ortop Mex* 22:145-149.
72. Sculco TP, Jordan LC, Walter WL (2004) Minimally invasive total hip arthroplasty: the Hospital for Special Surgery experience. *Orthop Clin North Am* 35:137-142.
73. Wenz JF, Gurkan I, Jibodh SR (2002) Mini-incision total hip arthroplasty: a comparative assessment of perioperative outcomes. *Orthopedics* 25:1031-1043.
74. Sun S, Wang S, Zhao L, Wang X (2009) Comparative study of posterolateral conventional and minimally invasive total hip arthroplasty. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi* 23:641-643.

75. Van Oldenrijk J, Hoogervorst P, Schaap GR, van Dijk CN, Schafroth MU (2011) Two-incision minimally invasive total hip arthroplasty--results and complications. *Hip Int* 21:81-86.
76. Kolisek FR, Seyler TM, Ulrich SD, Marker DR, Jessup NM, Mont MA (2008) A comparison of the minimally invasive dual-incision versus posterolateral approach in total hip arthroplasty. *Surg Technol Int* 17:253-258.
77. Wall SJ, Mears SC (2008) Analysis of published evidence on minimally invasive total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 23:55-58.
78. Helfet DL, Ali A (2004) Periprosthetic fractures of the acetabulum. *Instr Course Lect* 53:93-98.
79. Callaghan JJ, Kim YS, Pederson DR, Brown TD (1999) Periprosthetic fractures of the acetabulum. *Orthop Clin North Am* 30:221-234.
80. Jakobowitz E, Seeger JB, Kretzer JP, Heisel C, Kleinhans JA, Thomsen M (2009) The influence of age, bone quality and body mass index on periprosthetic femoral fractures: a biomechanical laboratory study. *Med Sci Monit* 15:307-312.
81. Zeh A, Radetzki F, Diers V, Bach D, Rollinghoff M, Delank KS (2011) Is there an increased stem migration or compromised osteointegration of the Mayo short-stemmed prosthesis following cerclage wiring of an intrasurgical periprosthetic fracture? *Arch Orthop Trauma Surg* 131:1717-1722.
82. DeHart MM, Riley LH, Jr. (1999) Nerve injuries in total hip arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg* 7:101-111.
83. Schmalzried TP, Amstutz HC, Dorey FJ (1991) Nerve palsy associated with total hip replacement. Risk factors and prognosis. *J Bone Joint Surg Am* 73:1074-1080.
84. 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*:17-27.
85. Reiser M, Baur-Melnyk A, Glaser C: Degeneration- Endoprothesenlockerung. In: Reiser M, Baur-Melnyk A, Glaser C (Hrsg.): Pareto-Reihe Radiologie - Bewegungsapparat. Thieme, Stuttgart, 2007, S.137-139.
86. Manaster BJ (1996) From the RSNA refresher courses. Total hip arthroplasty: radiographic evaluation. *Radiographics* 16:645-660.
87. Knöpfle E: Spezielle Traumatologie - Die operierte Hüfte. In: Imhof H, Bohndorf K (Hrsg.): Radiologische Diagnostik der Knochen und Gelenke. Thieme, Stuttgart, 1998, S.102-105.
88. Mettelsiefen J: Individuelle Ergebniskontrolle. In: Claes L, Kirschner P, Perka C, Rudert M (Hrsg.): AE-Manual der Endoprothetik. Springer, Heidelberg, 2012, S.401-410.
89. Katzer A, Löhr J (2003) Frühlockerung von Hüftgelenkendoprothesen. *Dtsch Arztebl* 100:A 784-790.
90. Freeman MA, Plante-Bordeneuve P (1994) Early migration and late aseptic failure of proximal femoral prostheses. *J Bone Joint Surg Br* 76:432-438.
91. Krismer M, Biedermann R, Stockl B, Fischer M, Bauer R, Haid C (1999) The prediction of failure of the stem in THR by measurement of early migration using EBRA-FCA. Einzel-Bild-Roentgen-Analyse-femoral component analysis. *J Bone Joint Surg Br* 81:273-280.
92. Karrholm J, Gill RH, Valstar ER (2006) The history and future of radiostereometric analysis. *Clin Orthop Relat Res* 448:10-21.
93. Kienapfel H, Sprey Ch, Ishaque N: Frühdiagnostik von Knieendoprothesenlockerungen. In: Imhoff AB (Hrsg.): Knie. Steinkopff, Darmstadt, 2000, S.137-155.

94. Manninger J, Fekete K: Diagnostik. In: Manninger J, Bosch U, Cserháti P, Fekete K, Kazar G (Hrsg.): Osteosynthese der Schenkelhalsfraktur. Springer, Heidelberg, 2002, S.61-94.
95. Schmitz C (2009) Primärstabilität und Korrekturverlust nach valgusierender, lateral schließender Umstellungsosteotomie des Tibiakopfes mit winkelstabilen und nicht-winkelstabilen Implantaten: eine biomechanische Röntgen Stereometrie- Analyse (RSA). Med. Diss. Homburg/Saar, S.34-38.
96. Schönrrath F (2005) Digitale Migrationsmessung in der Hüftendoprothetik am Beispiel der ABG Prothese®. Med. Diss. Halle.
97. Ilchmann T, Franzen H, Mjoberg B, Wingstrand H (1992) Measurement accuracy in acetabular cup migration. A comparison of four radiologic methods versus roentgen stereophotogrammetric analysis. *J Arthroplasty* 7:121-127.
98. Biedermann R, Krismer M, Stockl B, Mayrhofer P, Ornstein E, Franzen H (1999) Accuracy of EBRA-FCA in the measurement of migration of femoral components of total hip replacement. Einzel-Bild-Röntgen-Analyse-femoral component analysis. *J Bone Joint Surg Br* 81:266-272.
99. Krismer M, Bauer R, Tschupik J, Mayrhofer P (1995) EBRA: a method to measure migration of acetabular components. *J Biomech* 28:1225-1236.
100. Van Goethem CP, Pfluger DH (2005) Assessment of early migration and clinical evaluation of a cemented femoral stem. *Acta Orthop Belg* 71:555-564.
101. Diederichs CG, Fischer U, Vosschenrich R (1993) The acetabular prosthesis: detection of a migration using ruler and pencil? Measurements on a pelvic phantom in comparison with a 3D computer simulation. *Rofo* 159:132-137.
102. Nunn D, Freeman MA, Hill PF, Evans SJ (1989) The measurement of migration of the acetabular component of hip prostheses. *J Bone Joint Surg Br* 71:629-631.
103. Wenz W, Buitrago-Tellez C, Blum U, Hauenstein KH, Gufler H, Meyer E, Rudiger K (1992) Digitization of conventional x-ray films. *Radiologe* 32:409-415.
104. Wegryn SA, Piraino DW, Richmond BJ, Schluchter MD, Uetani M, Freed HA, Meziane MA, Belhobek GA (1990) Comparison of digital and conventional musculoskeletal radiography: an observer performance study. *Radiology* 175:225-228.
105. Hendrich C, Rader CP, Klein G, Oswald B, Kramer C (1997) Possibilities for interpreting digital migration analysis of cement-free PM total hip endoprostheses. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 135:285-291.
106. Hardinge K, Porter ML, Jones PR, Hukins DW, Taylor CJ (1991) Measurement of hip prostheses using image analysis. The maxima hip technique. *J Bone Joint Surg Br* 73:724-728.
107. Yamamoto I, Kaneda K (1991) The practical use and evaluation of picture archiving and communication system in the Department of Orthopaedic Surgery. *J Digit Imaging* 4:25-27.
108. Lenhart M, Haueis A, Schneider H, Jung EM, Herold T, Feuerbach S, Schoffl V, Zorger N (2010) PACS: acceptance by orthopedic surgeons. *Orthopade* 39:994-1002.
109. Fridell K, Aspelin P, Fellander-Tsai L, Lundberg N (2011) The effect of PACS on the practice of orthopaedic surgeons. *J Telemed Telecare* 17:137-141.
110. Schönrrath F, Hein W, Klima S, Bach A (2005) Wristing -- a new opportunity in digital migration analysis of uncemented total hip arthroplasty. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 143:431-437.
111. Keyl W, Hepp WR (1973) The value of arthroplasty as a means of recognizing total hip replacements (author's transl). *Arch Orthop Unfallchir* 77:330-338.
112. Stäbler A: Arthrographie. In: Stäbler A, Freyschmidt J (Hrsg.): Handbuch diagnostische Radiologie - Muskuloskelettales System I. Springer, Heidelberg, 2004, S.3-7.

113. Barrack RL, Tanzer M, Kattapuram SV, Harris WH (1994) The value of contrast arthrography in assessing loosening of symptomatic uncemented total hip components. *Skeletal Radiol* 23:37-41.
114. Seifert JD, Seifert J, Goymann V, Stuckmann B, Patsalis T, Muller RT (2001) Value of digital subtraction arthrography and radionuclide arthrography in determination of indications and planning of revision surgery in total hip replacement. *Rofo* 173:181-186.
115. Fink BK, Fink U, Hansen M, Kirsch CM, Pfahler M (1991) The methods and place of digital subtraction arthrography of the hip in detecting endoprosthesis loosening. *Rofo* 155:255-259.
116. Pfahler M, Schidlo C, Refior HJ (1998) Evaluation of imaging in loosening of hip arthroplasty in 326 consecutive cases. *Arch Orthop Trauma Surg* 117:205-207.
117. Knahr K, Zerobin K, Salzer M, König B, Mostbeck A, Wickenhauser B (1987) Value of scintigraphy in aseptic loosening of cemented and cement-free hip endoprostheses. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 125:413-417.
118. Vorbrüggen W: Szintigrafische Diagnostik von Skelett- und Gelenkerkrankungen. In: Deutsche Gesellschaft für Rheumatologie e.V. (Hrsg.): Qualitätssicherung in der Rheumatologie. Steinkopff, Darmstadt, 2007, S.37-40.
119. Franzius C, Sciuk J, Schober O: Nuklearmedizinische Diagnostik bei Knochtumoren und tumorvortäuschenden Läsionen. In: Winkelmann W (Hrsg.): Handbuch der Orthopädie und Orthopädischen Chirurgie in 8 Bänden, Band: Tumoren und tumorähnliche Erkrankungen, Thieme, Stuttgart, 2005, S.51-56.
120. Zweymüller KA, Schwarzingler 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.
121. 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.
122. Pieringer H, Auersperg V, Griessler W, Bohler N (2003) Long-term results with the cementless Alloclassic brand hip arthroplasty system. *J Arthroplasty* 18:321-328.
123. Engh CA, Massin P, Suthers KE (1990) Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral components. *Clin Orthop Relat Res*:107-128.
124. Lester DK, Campbell P (1996) 100-year-old patient with pressfit prosthesis: a postmortem retrieval study. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)* 25:30-34.
125. Albanese CV, Rendine M, De Palma F, Impagliazzo A, Falez F, Postacchini F, Villani C, Passariello R, Santori FS (2006) Bone remodelling in THA: A comparative DXA scan study between conventional implants and a new stemless femoral component. A preliminary report. *Hip Int* 16 Suppl 3:9-15.
126. Lerch M, der Haar-Tran A, Windhagen H, Behrens BA, Wefstaedt P, Stukenborg-Colsman CM (2012) Bone remodelling around the Metha short stem in total hip arthroplasty: a prospective dual-energy X-ray absorptiometry study. *Int Orthop* 36:533-538.
127. Cohen B, Rushton N (1995) Accuracy of DEXA measurement of bone mineral density after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 77:479-483.
128. Fogelman I, Blake GM (2000) Different approaches to bone densitometry. *J Nucl Med* 41:2015-2025.
129. Blake GM, Fogelman I (1997) Technical principles of dual energy x-ray absorptiometry. *Semin Nucl Med* 27:210-228.
130. Blake GM, Fogelman I (2007) The role of DXA bone density scans in the diagnosis and treatment of osteoporosis. *Postgrad Med J* 83:509-517.

131. Kroger H, Miettinen H, Arnala I, Koski E, Rushton N, Suomalainen O (1996) Evaluation of periprosthetic bone using dual-energy x-ray absorptiometry: precision of the method and effect of operation on bone mineral density. *J Bone Miner Res* 11:1526-1530.
132. Engh CA, McGovern TF, Bobyn JD, Harris WH (1992) A quantitative evaluation of periprosthetic bone-remodeling after cementless total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 74:1009-1020.
133. Panisello JJ, Herrero L, Herrera A, Canales V, Martinez A, Cuenca J (2006) Bone remodelling after total hip arthroplasty using an uncemented anatomic femoral stem: a three-year prospective study using bone densitometry. *J Orthop Surg (Hong Kong)* 14:32-37.
134. Wohlrab D, Droege JW, Mendel T, Brehme K, Riedl K, Leuchte S, Hein W (2008) Minimally invasive vs. transgluteal total hip replacement. A 3-month follow-up of a prospective randomized clinical study. *Orthopade* 37:1121-1126.
135. Bertin KC, Rottinger H (2004) Anterolateral mini-incision hip replacement surgery: a modified Watson-Jones approach. *Clin Orthop Relat Res* 248-255.
136. Droege JW (2012) Minimalinvasive vs. transgluteale Hüftprothesenimplantation - Ergebnisse einer prospektiv randomisierten Studie. *Med. Diss. Halle*, S.17-18.
137. Zeh A, Weise A, Vasarhelyi A, Bach AG, Wohlrab D (2011) Medium-term results of the Mayo short-stem hip prosthesis after avascular necrosis of the femoral head. *Z Orthop Unfall* 149:200-205.
138. Olsen M, Davis ET, Gallie PA, Waddell JP, Schemitsch EH (2009) The reliability of radiographic assessment of femoral neck-shaft and implant angulation in hip resurfacing arthroplasty. *J Arthroplasty* 24:333-340.
139. 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.
140. Waldt S, Eiber M, Wörtler K: *Messverfahren und Klassifikationen in der muskuloskelettalen Radiologie*. 1. Aufl. Thieme, Stuttgart, 2011, S.10-12.
141. Wick M, Lester DK (2004) Radiological changes in second- and third-generation Zweymüller stems. *J Bone Joint Surg Br* 86:1108-1114.
142. Lekamwasam S, Lenora RS (2003) Effect of leg rotation on hip bone mineral density measurements. *J Clin Densitom* 6:331-336.
143. Müllner M: *Welcher statistische Test ist der Richtige?* In: Müllner M (Hrsg.): *Erfolgreich wissenschaftlich arbeiten in der Klinik*. Springer, Wien, 2005, S.173-180.
144. Hatzinger R, Nagel H: *SPSS Statistics*. Pearson Studium, München, 2009, S.194-196.
145. Culliford DJ, Maskell J, Beard DJ, Murray DW, Price AJ, Arden NK (2010) Temporal trends in hip and knee replacement in the United Kingdom: 1991 to 2006. *J Bone Joint Surg Br* 92:130-135.
146. von Roth P, Olivier M, Preininger B, Perka C, Hube R (2011) BMI and gender do not influence surgical accuracy during minimally invasive total hip arthroplasty. *Hip Int* 21:688-693.
147. Zhang ZJ, Zhao XY, Kang Y, Zhang ZQ, Yang ZB, He AS, Fu M, Sheng PY, Liao WM (2012) The influence of body mass index on life quality and clinical improvement after total hip arthroplasty. *J Orthop Sci* 17:219-225.
148. Font-Vizcarra L, Tornero E, Bori G, Bosch J, Mensa J, Soriano A (2011) Relationship between intraoperative cultures during hip arthroplasty, obesity, and the risk of early prosthetic joint infection: a prospective study of 428 patients. *Int J Artif Organs* 34:870-875.

149. Suleiman LI, Ortega G, Ong'uti SK, Gonzalez DO, Tran DD, Onyike A, Turner PL, Fullum TM (2012) Does BMI affect perioperative complications following total knee and hip arthroplasty? *J Surg Res* 174:7-11.
150. Michalka PK, Khan RJ, Scaddan MC, Haebich S, Chirodian N, Wimhurst JA (2012) The influence of obesity on early outcomes in primary hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 27:391-396.
151. Laursen MB, Nielsen PT, Soballe K (2007) Bone remodelling around HA-coated acetabular cups : a DEXA study with a 3-year follow-up in a randomised trial. *Int Orthop* 31:199-204.
152. Falez F, Casella F, Panegrossi G, Favetti F, Barresi C (2008) Perspectives on metaphyseal conservative stems. *J Orthop Traumatol* 9:49-54.
153. Ghera S, Pavan L (2009) The DePuy Proxima hip: a short stem for total hip arthroplasty. Early experience and technical considerations. *Hip Int* 19:215-220.
154. Gilbert RE, Salehi-Bird S, Gallacher PD, Shaylor P (2009) The Mayo Conservative Hip: experience from a district general hospital. *Hip Int* 19:211-214.
155. Wamper KE, Sierevelt IN, Poolman RW, Bhandari M, Haverkamp D (2010) The Harris hip score: Do ceiling effects limit its usefulness in orthopedics? *Acta Orthop* 81:703-707.
156. Beaulé PE, Dorey FJ, Hoke R, Le Duff M, Amstutz HC (2006) The value of patient activity level in the outcome of total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 21:547-552.
157. Davis KE, Ritter MA, Berend ME, Meding JB (2007) The importance of range of motion after total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 465:180-184.
158. Krenzel BA, Berend ME, Malinzak RA, Faris PM, Keating EM, Meding JB, Ritter MA (2010) High preoperative range of motion is a significant risk factor for dislocation in primary total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 25:31-35.
159. Schwarzkopf R, Cohn RM, Skoda EC, Walsh M, Jaffe F (2011) The predictive power of preoperative hip range of motion for the development of heterotopic ossification. *Orthopedics* 34:169.
160. Grunert S, Bruckl R, Rosemeyer B (1986) Rippstein and Muller roentgenologic determination of the actual femoral neck-shaft and antetorsion angle. 1: Correction of the conversion table and study of the effects of positioning errors. *Radiologie* 26:293-304.
161. 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.
162. Schidlo C, Becker C, Jansson V, Refior J (1999) Change in the CCD angle and the femoral anteversion angle by hip prosthesis implantation. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 137:259-264.
163. Jerosch J, Glameyer H (2009) Anatomische Anforderungen an ein Kurzschaftsystem (Mini-Hip). *Orthop Prax* 45:74-81.
164. Sakai T, Sugano N, Nishii T, Haraguchi K, Ochi T, Ohzono K (2000) Optimizing femoral anteversion and offset after total hip arthroplasty, using a modular femoral neck system: an experimental study. *J Orthop Sci* 5:489-494.
165. Speirs AD, Heller MO, Taylor WR, Duda GN, Perka C (2007) Influence of changes in stem positioning on femoral loading after THR using a short-stemmed hip implant. *Clin Biomech (Bristol , Avon)* 22:431-439.
166. 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.
167. 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.

168. Yoder SA, Brand RA, Pedersen DR, O'Gorman TW (1988) Total hip acetabular component position affects component loosening rates. *Clin Orthop Relat Res*:79-87.
169. Goodman SB, Adler SJ, Fyhrie DP, Schurman DJ (1988) The acetabular teardrop and its relevance to acetabular migration. *Clin Orthop Relat Res*:199-204.
170. Schmidmaier G, Wildemann B: Biologische und physiologische Grundlagen. In: Gradinger R, Gollwitzer H (Hrsg.): *Ossäre Integration*. Springer, Heidelberg, 2006, S.24-29.
171. Davies JE (2003) Understanding peri-implant endosseous healing. *J Dent Educ* 67:932-949.
172. Aldinger PR, Sabo D, Pritsch M, Thomsen M, Mau H, Ewerbeck V, Breusch SJ (2003) Pattern of periprosthetic bone remodeling around stable uncemented tapered hip stems: a prospective 84-month follow-up study and a median 156-month cross-sectional study with DXA. *Calcif Tissue Int* 73:115-121.
173. Venesmaa PK, Kroger HP, Miettinen HJ, Jurvelin JS, Suomalainen OT, Alhava EM (2001) Monitoring of periprosthetic BMD after uncemented total hip arthroplasty with dual-energy X-ray absorptiometry--a 3-year follow-up study. *J Bone Miner Res* 16:1056-1061.
174. Kiratli BJ, Checovich MM, McBeath AA, Wilson MA, Heiner JP (1996) Measurement of bone mineral density by dual-energy x-ray absorptiometry in patients with the Wisconsin hip, an uncemented femoral stem. *J Arthroplasty* 11:184-193.
175. Roth A, Richartz G, Sander K, Sachse A, Fuhrmann R, Wagner A, Venbrocks RA (2005) Periprosthetic bone loss after total hip endoprosthesis. Dependence on the type of prosthesis and preoperative bone configuration. *Orthopade* 34:334-344.
176. Chen HH, Morrey BF, An KN, Luo ZP (2009) Bone remodeling characteristics of a short-stemmed total hip replacement. *J Arthroplasty* 24:945-950.

8. Thesen

- Kurzschaftendoprothesensysteme der Hüfttotalendoprothetik sollen durch ihre geringe Größe und der proximalen Krafteinleitung einer knochensubstanzerhaltenden Implantation dienen.
- Für die Erfassung des Kraftflusses und somit der Knochenumbauprozesse nach HTEP-Implantation ist das osteodensitometrische DEXA-Verfahren geeignet.
- Aufgrund der Zunahme der Knochendichte in der metaphysären GRUEN-Zone 6 innerhalb des ersten postoperativen Jahres ist nach Implantation der Nanos[®]-Schenkelhalsprothese von einer, im Vergleich zu konventionellen Prothesensystemen, forcierteren proximalen Krafteinleitung auszugehen .
- Im kurzfristigen Verlauf wurde aufgrund der signifikanten Reduktion der BMD im proximalen Bereich des Femurs, in den GRUEN-Zonen 1 und 7, eine exklusive metaphysäre Krafteinleitung der Nanos[®]-Schenkelhalsprothese widerlegt.
- Die Registrierung der Schaftmigration, Prothesenneigung sowie die Detektion radiotransluzenter Linien dienen der sicheren Beurteilung eines zementfreien Femurschaftimplantates. Da keine klinisch relevante Migration oder Verkippung der Nanos[®]-Schenkelhalsprothese verzeichnet werden konnte sowie radiotransluzente Linien nicht vermehrt auftraten, ist von einer suffizienten Osseointegration auszugehen.
- Mit dem Einsatz der Nanos[®]-Schenkelhalsprothese zur operativen Therapie der fortgeschrittenen Koxarthrose können ausgezeichnete Ergebnisse erreicht werden.

9. Anhang

Martin- Luther- Universität Halle- Wittenberg

**Medizinische Fakultät
Universitätsklinik und Poliklinik
für Orthopädie und Physikalische Medizin
Kommissarischer Direktor: Herr PD Dr. med. habil. D. Wohlrab**

Dokumentationsbogen Nanos

Stammdaten

Name:

Vorname:

Geburtsdatum:

Adresse:

Telefon:

Größe:

Gewicht:

Seite: links
 rechts

Geplanter OP- Termin:

Untersuchungstag:

präoperativer Harris- Hip- Score:

Präoperative Bewertung

Voroperationen am betroffenen Gelenk:

Voroperationen an anderen Gelenken:

Andere relevante Gelenkerkrankungen: keine

Degenerative

Entzündliche

Metabolische

Anzahl der betroffenen Gelenke: _____

Charnley- Klassifikation: Gruppe A (Arthrose nur im betroffenen Gelenk)

Gruppe B (Arthrose auch in anderen Gelenken)

Gruppe C (zusätzl. andere schwerwiegende Erkrankungen)

Dauer der Beschwerden: _____

Dauer des Gehens mit Gehhilfen: _____

ASA- Risikogruppenklassifikation:

ASA 1 (gesunder Patient)

ASA 2 (geringfügige Erkrankung ohne Einschränkungen)

ASA 3 (Erkrankung mit deutlicher Beeinträchtigung)

Harris- Hip- Score

Schmerz (44) _____

- keiner oder wird ignoriert (44)
- gelegentlich leicht (40)
- gering, selten stärker (30)
- mäßig, aktivitätseinschränkend (20)
- stark, aktivitätseinschränkend (10)
- massiv, völlige Aktivitätseinschränkung

Deformitäten (4) _____

- nein (4)
- keine Flexionskontraktur $\geq 30^\circ$ (1)
- keine Adduktionskontraktur $\geq 10^\circ$ (1)
- keine Innenrotationskontraktur $\geq 10^\circ$ (1)
- Beinlängendifferenz $< 3\text{cm}$ (1)
- ja (0)

Bewegungsausmaß (5) _____

Extension/ Flexion

Abduktion/ Adduktion

Außenrotation/ Innenrotation

Aktivitäten (14) _____

Treppensteigen

- normal ohne Geländer (4)
- normal mit Geländer (2)
- schwierig, aber möglich (1)
- nicht möglich (0)

Sitzen

- bequem normaler Stuhl mind.1 Std. (5)
- auf hohem Stuhl mind. 30 min. (3)
- unmöglich bequem zu sitzen (0)

Schuhe/ Strümpfe anziehen

- leicht (4)
- schwierig(2)
- unmöglich (0)

Benutzung öffentlicher Verkehrsmittel

- möglich (1)
- unmöglich (0)

Gang (33) _____*Hinken*

- kein Hinken (11)
- leichtes Hinken (8)
- mäßiges Hinken (5)
- starkes Hinken (0)

Gehhilfe

- keine (11)
- Stock bei langen Strecken (7)
- Stock oft (5)
- 2 Stöcke (3)
- 2 UA- Gehstützen (2)

Gehleistung

- uneingeschränkt (11)
- ca. 1 km (8)
- ca. 500 m (5)
- nur Wohnung (2)
- Bett und Stuhl (0)
- gehunfähig (0)

Trendelenburg- Zeichen

- positiv
- negativ
- nicht testbar

Duchenne- Zeichen

- positiv
- negativ
- nicht testbar

Beinlängendifferenz _____

Beckentiefstand

 rechts links**Zur Operation führende Diagnose**

- idiopathische Koxarthrose
- Dysplasiekoxarthrose
- Protrusionskoxarthrose
- Rheumatoidarthritis
- Hüftkopfnekrose
- Koxarthrose nach Mb. Perthes
- Koxarthrose nach Epiphysiolyse
- andere

Operationsdaten

Operationsdatum _____

Narkoseform _____

Antibiotikatherapie _____

Ossifikationsprophylaxe _____

Implantatkennzeichen

Schaftgröße _____

Kopfgröße _____

Pfannenkomponente _____

Pfannengröße _____

Inlay _____

Press- fit- Klassifikation

- primär stabil
- Schraubenaugmentation
- Augmentation durch Transplantat

Komplikationen

- keine
- Gefäßverletzung
- Nervenverletzung
- Fissur
- Fraktur
- andere

Bemerkungen

Datum der Befunderhebung

Unterschrift/ Stempel

Tabellarischer Lebenslauf

Persönliches

Name: Franziska Pankow
Geburtsdatum: 05.05.1988
Geburtsort: Lutherstadt Wittenberg
Staatsangehörigkeit: deutsch
Eltern: Dr. med. dent. Marion Pankow, geb.Lauter
Peter Pankow
Geschwister: Tabea Pankow
Familienstand: ledig, keine Kinder

Schulbildung

1994-1998 Heidegrundschule, Bad Düben
1998-2006 Albert-Schweitzer-Gymnasium, Bad Düben

Berufsausbildung

2006 Immatrikulation an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, Studienfach Zahnmedizin
2009 Physikum Zahnmedizin
2010 Immatrikulation an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, Studienfach Humanmedizin
2011 Staatsexamen und Approbation Zahnmedizin
2012 Physikum Humanmedizin

Selbstständigkeitserklärung

Ich erkläre hiermit wahrheitsgemäß, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig, ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel verfasst habe. Die aus anderen Werken, Quellen und Websites inhaltlich oder wörtlich übernommenen Daten habe ich als solche kenntlich gemacht.

Ich versichere, dass ich keine entgeltliche Hilfe von Beratungs- und Vermittlungsdiensten für die Erstellung dieser Arbeit in Anspruch genommen habe.

Die vorliegende Arbeit wurde bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Ort, Datum

Unterschrift

Erklärung über frühere Promotionsversuche

Hiermit erkläre ich, dass ich mich bisher noch keinem Promotionsverfahren oder Promotionsversuch unterzogen habe. Bisher wurde weder an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg noch an einer anderen Hochschule ein von mir gestellter Promotionsversuch abgelehnt. Ich versichere, dass ich das Zulassungsgesuch zum Promotionsverfahren erstmalig an die Medizinische Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg stelle.

Ort, Datum

Unterschrift

Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Dr. med. A. Vászrhelyi, ehemaliger Oberarzt der Martin-Luther-Universität in Halle (Saale), für die Überlassung des Themas und der Betreuung bis zur Übernahme durch Herrn Privatdozent Dr. med. A. Zeh. Somit möchte ich hiermit insbesondere meinem Doktorvater für sein Interesse und seine, bis zur Vollendung dieser Arbeit, umfangreiche Unterstützung danken.

Weiterhin danke ich allen Ärzten und Schwestern der Stationen und Ambulanz der Universitätsklinik und Poliklinik für Orthopädie und Physikalische Medizin in Halle (Saale), die mir immer wieder Räumlichkeiten, Akten und vor allem ihre Zeit zur Verfügung gestellt haben.

Gleichzeitig danke ich den Mitarbeitern der Radiologischen Abteilung der Universitätsklinik und Poliklinik für Orthopädie und Physikalische Medizin in Halle (Saale) für die zahlreichen Anfertigungen der Röntgenbilder und DEXA-Scans ohne welche diese Arbeit nicht zustande gekommen wäre.

Mein abschließender und innigster Dank gilt meiner lieben Familie und besonders meiner Schwester Tabea!