

**Aus der Klinik für operative Orthopädie Sana-Kliniken
Sommerfeld**

**Vergleich zwischen 2D- und CT-basierter 3D-Planung für Hüft-
Totalendoprothesen: Umsetzung der präoperativen Planung**

Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades

Dr. med.

(doctor medicinae)

an der Medizinischen Fakultät
der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

vorgelegt von..... Romain Poncelet

aus Neuilly-sur-Seine

Magdeburg 2021

Bibliographische Beschreibung:

Poncelet, Romain:

Vergleich zwischen 2D- und CT-basierter 3D-Planung für Hüft-Totalendoprothesen: Umsetzung der präoperativen Planung. - 2021. - 74 Bl., 33 Abb., 3 Tab., 1 Anl.

Kurzreferat

Als Folge unserer alternden Gesellschaft werden degenerative Krankheiten, unter anderem Coxarthrose, immer häufiger. Die chirurgische Versorgung der Coxarthrose hat durch die Totalendoprothese der Hüfte die Lebensqualität von Millionen Menschen nachhaltig verbessert. Um eine Fehlimplantation zu vermeiden und die klinischen Ergebnisse zu verbessern, wurde die präoperative 2D-Planung mittels Röntgenbild eingeführt und systematisiert. Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, zu erörtern, ob eine computertomographisch gestützte 3D-Planung eine genauere Reproduktion der Rekonstruktion der Biomechanik im Vergleich zur konventionellen 2D-Planung zeigt und dieser damit überlegen ist.

Für diese retrospektive Studie wurden alle Patienten mit der Diagnose einer Coxarthrose ermittelt, die sich zur Planung einer Hüft-TEP über einen begrenzten Zeitraum vorstellten. Retrospektiv wurden die 3D/2D-Planungen mit dem Operationsergebnis bezüglich der verwendeten Implantate, Osteotomiegenauigkeit, femoralem und azetabularem Offset sowie Pfanneninklination verglichen.

Mit einem standardisierten Procedere zeigt sich die 3D-Planung präziser. Die vorliegende Studie deckt sich mit bisher publizierten Ergebnissen. Die 3D-Planung von Schaft- und Pfannenkomponente ist der konventionellen 2D-Planung überlegen. Die Offsetrekonstruktion und Wiederherstellung der Biomechanik ist mittels 3D-Planung genauer. Die Komplikationsrate des untersuchten Patientenkollektivs ist im Vergleich mit der Literatur allerdings bezüglich der periprothetischen Frakturrate und Läsion von Nerven nicht reduziert.

Schlüsselwörter

Hüftendoprothetik, präoperative Planung, Computertomographie, 3D-Planung

Inhaltsverzeichnis

Dissertation.....	I
Inhaltsverzeichnis	I
Abbildungverzeichnis	III
Tabellenverzeichnis	IV
Abkürzungsverzeichnis	V
1 Einleitung.....	- 1 -
1.1 Relevante Anatomie des Hüftgelenkes.....	- 1 -
1.2 Biomechanik des Hüftgelenkes	- 2 -
1.3 Coxarthrose.....	- 5 -
1.4 Therapie	- 6 -
1.4.1 Konservative Therapie.....	- 6 -
1.4.2 Operative Therapie.....	- 7 -
1.5 Historische Entwicklung der Hüft-TEP.....	- 7 -
1.6 Indikation der Hüft-TEP	- 11 -
1.6.1 Anamnese und Klinik.....	- 11 -
1.6.2 Röntgen.....	- 13 -
1.7 Postoperative Probleme	- 14 -
1.8 Präoperative Planung.....	- 15 -
1.8.1 2D-Planung	- 15 -
1.8.2 3D-Planung	- 16 -
1.9 Fragestellung.....	- 19 -
2 Patienten und Methodik.....	- 20 -
2.1 Studienablauf	- 20 -
2.2 Patientenrekrutierung	- 20 -
2.2.1 Einschlusskriterien.....	- 20 -
2.3 Erhebungsinstrumente	- 21 -
2.3.1 Demographische Daten.....	- 21 -
2.3.2 Harris Hip Score	- 21 -
2.3.3 Genauigkeit der Osteotomie.....	- 21 -
2.4 3D-Planung	- 22 -
2.5 2D-Planung	- 26 -
2.6 Verwendete Zugänge	- 26 -
2.7 Verwendete Implantate.....	- 27 -

2.7.1	Pfanne	- 27 -
2.7.2	Schäfte	- 28 -
2.8	Nachbehandlung	- 30 -
2.9	Statistische Methode	- 30 -
2.10	Datenmanagement und Datenschutz	- 31 -
2.11	Datenquellen und Datenbeschaffung	- 31 -
2.12	Datenverarbeitung	- 32 -
3	Ergebnisse	- 33 -
3.1	Demographische Daten	- 33 -
3.2	BMI	- 35 -
3.3	Harris Hip Score	- 36 -
3.4	Größenabweichung der Pfannen.....	- 37 -
3.5	Größenabweichung der Schäfte	- 38 -
3.6	Genauigkeit der Osteotomie.....	- 39 -
3.7	Femorales Offset.....	- 40 -
3.8	Aztebulares Offset.....	- 41 -
3.9	Beinlänge	- 42 -
3.10	Inklination	- 43 -
3.11	Komplikationen	- 45 -
4	Diskussion	- 46 -
4.1	Vergleichbarkeit der Population.....	- 46 -
4.2	Planung der Pfannengröße	- 46 -
4.3	Planung der Schaftgröße.....	- 47 -
4.4	Planung des azetabularen Offset	- 48 -
4.5	Planung des femoralen Offset	- 48 -
4.6	Planung der Pfannenposition	- 49 -
4.7	Einfluss des Zugangsweges.....	- 50 -
4.8	Komplikationen	- 51 -
4.9	Strahlenbelastung.....	- 53 -
4.10	Diskussion der Methodik	- 54 -
5	Zusammenfassung.....	- 55 -
6	Literaturverzeichnis	- 57 -
7	Danksagung.....	- 64 -
8	Ehrenerklärung.....	- 65 -
9	Lebenslauf	- 67 -
10	Anlage	- 66 -

Abbildungverzeichnis

Abbildung 1: Zirkumduktion des Hüftgelenkes.....	- 1 -
Abbildung 2: Muskulatur des Hüftgelenkes	- 2 -
Abbildung 3: Belastung des Hüftgelenkes	- 3 -
Abbildung 4: Femorales und azetabuläres Offset.....	- 4 -
Abbildung 5: Themistokles Gluck und seine Prothese aus Elfenbein	- 8 -
Abbildung 6: Jean und Robert Judet und die Prothese nach Judet	- 9 -
Abbildung 7: MacKee und die Prothesen nach MacKee-Farrar.....	- 9 -
Abbildung 8: Sir John Charnley und die Prothese nach Charnley	- 10 -
Abbildung 9: Stadium der Coxarthrose nach Kellgren und Lawrence.....	- 14 -
Abbildung 10: 2D-Planung einer Hüft-TEP links	- 16 -
Abbildung 11: Abgleichung zwischen präoperativer Planung und postoperativem CT	- 17 -
Abbildung 12: 3D-präoperative Planung einer Hüft-TEP links	- 18 -
Abbildung 13: CT-Spirale bei liegender Hüft-TEP der Gegenseite	- 22 -
Abbildung 14: 3D-Planung der Pfanne	- 23 -
Abbildung 15: 3D-Planung des Schaftes	- 25 -
Abbildung 16: Vergleich 3D-Planung und definitiver Implantation einer Hüft-TEP	- 25 -
Abbildung 17: Hüft-Zugänge auf einem axial CT-Bild	- 26 -
Abbildung 18: APRIL-Pfanne der Firma Symbios	- 27 -
Abbildung 19: SPS-Evolution Schaft der Firma Symbios	- 28 -
Abbildung 20: SPS-Modular Schaft der Firma Symbios	- 29 -
Abbildung 21: Verteilung des Patientenalters	- 34 -
Abbildung 22: Alterspyramide des Patientenkollektivs.....	- 34 -

Abbildung 23: Verteilung des BMI.....	- 35 -
Abbildung 24: Verteilung des präoperativen Harris Hip Score.....	- 36 -
Abbildung 25: Größenabweichung APRIL-Pfanne 2D/3D.....	- 37 -
Abbildung 26: Größenabweichung Schaft	- 38 -
Abbildung 27: Osteotomiegenauigkeit.....	- 39 -
Abbildung 28: Vergleich der Planungen des femoralen Offset.....	- 40 -
Abbildung 29: Vergleich der Planungen des azetabularen Offset.....	- 41 -
Abbildung 30: Beinlänge prä- und postoperativ	- 42 -
Abbildung 31: Vergleich der Planungen der Inklination	- 43 -
Abbildung 32: EOS-System.....	- 54 -
Abbildung 33: Harris Hip Score	- 67 -

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Radiologische Schweregrade der Osteoarthrose nach Kellgren und Lawrence.....	- 13 -
Tabelle 2: Zusammenfassung des Patientenkollektivs	- 33 -
Tabelle 3: Komplikationen des Patientenkollektivs	- 45 -

Abkürzungsverzeichnis

Abkürzung	Bedeutung
2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
a.p.	anterior posterior
AK	Antikoagulation
Anat	anatomisch
CCD	Centrum Collum Diaphysis
CoCrMo	Cobalt Chrom Molybdän
CT	Computertomographie
EPRD	Endoprothesenregister Deutschland
Fa	Firma
Fx	Fraktur
HHS	Harris Hip Score
IMC	Intermediate Care
mm	Millimeter
mSv	Millisievert
OA	Osteoarthrose
PostOP/Postop	postoperativ
PräOP	präoperativ
PMMA	Polymethylmethacrylat
s.c.	subkutan
TEP	Totalendoprothese

1 Einleitung

Als Folge unserer alternden Gesellschaft werden degenerative Krankheiten immer häufiger. Die Kombination aus Bewegungsmangel und reichhaltiger Ernährung führt zu einer zunehmenden Belastung des Bewegungsapparates der Patienten [1].

Als größte Gelenke erfahren Hüft- und Kniegelenke die meiste Belastung. Die Häufigkeit endgradiger Verschleißerkrankungen dieser Gelenke nimmt dabei mit zunehmender Lebenserwartung zu [1].

1.1 Relevante Anatomie des Hüftgelenkes

Das Hüftgelenk ist ein Kugelgelenk mit drei Freiheitsgraden. Die drei Hauptachsen liegen in Sagittal-, Frontal- und Horizontalebene. Die maximalen Bewegungsauslässe in den drei Achsen formen einen unregelmäßigen Zirkumduktionskegel, da sie in den verschiedenen Richtungen des Raumes ungleich groß sind (Abb.1):

- Sagittalebene (120° - 140° Flexion und 10° - 30° Extension)
- Frontalebene (45° Abduktion und 30° Adduktion)
- Horizontalebene (30° - 40° Innenrotation und bis zu 60° Außenrotation)

Das Hüftgelenk ist von einer kräftigen Gelenkkapsel umschlossen. In dieser befindet sich ventral im Bereich der schwächsten Muskulatur das zweitkräftigste Band des menschlichen Körpers, das Ligamentum iliofemorale. Die Kapsel mit dem Ligamentum iliofemorale dient somit der Stabilisierung des Hüftgelenkes [2].

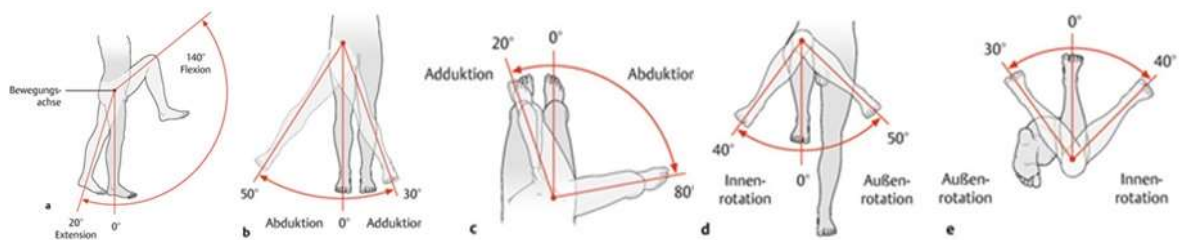


Abbildung 1: Zirkumduktion des Hüftgelenkes [2]

1.2 Biomechanik des Hüftgelenkes

Die biomechanische Funktion des Hüftgelenkes ist, die Bewegung zwischen Becken und Femur zu erlauben und die auftretenden Kräfte zwischen beiden Knochen zu übertragen [2].

Das Gelenk wird von einer Vielzahl von Muskeln bewegt und gleichzeitig stabilisiert (Abb. 2). Die pelvitrochantäre Gruppe mit dem stärksten Abduktor, dem Musculus gluteus medius, ist dafür besonders wichtig. Er hält das Becken in der Standphase des Beines im Gleichgewicht, damit das kontralaterale Schwungbein von Musculus iliopsoas nach vorn gesetzt werden kann. Die hier wirkende Kraft entspricht in ihrem Verlauf dem Ursprung und Ansatz des Musculus gluteus medius. Diese Kraft F_M steht mit dem Drehmoment der Gewichtskraft F_K im Gleichgewicht. Die Gewichtskraft F_K entspricht der Körpermasse ohne das stehende Bein und wirkt senkrecht nach unten (Abb. 3).



Abbildung 2: Muskulatur des Hüftgelenkes [2]

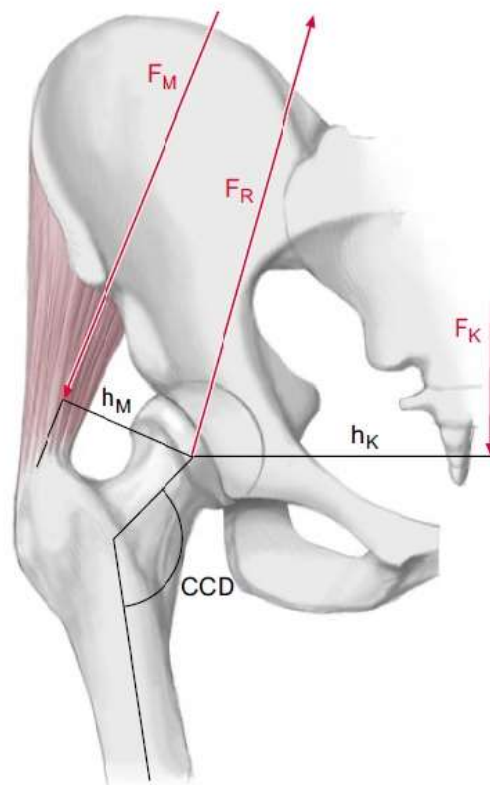


Abbildung 3: Belastung des Hüftgelenkes [2]

Die Kraft F_K wirkt über den Hebelarm h_K und die Kraft F_M über den Arm h_M . Diesen beiden Kräften wirkt die Gelenkkraft F_R entgegen. Sie verläuft durch das Zentrum des Hüftkopfes und ist vom Kopf in Richtung Pfanne gerichtet. Ihre Richtung entspricht nicht der Senkrechten, sondern sie ist um ca. 10° gegen die Senkrechte nach medial geneigt. Sie wird als hüftgelenkresultierende Kraft bezeichnet [3].

Das femorale Offset beschreibt den Abstand zwischen dem Drehzentrum des Hüftkopfes und der Femurschaftachse (Abb. 4).

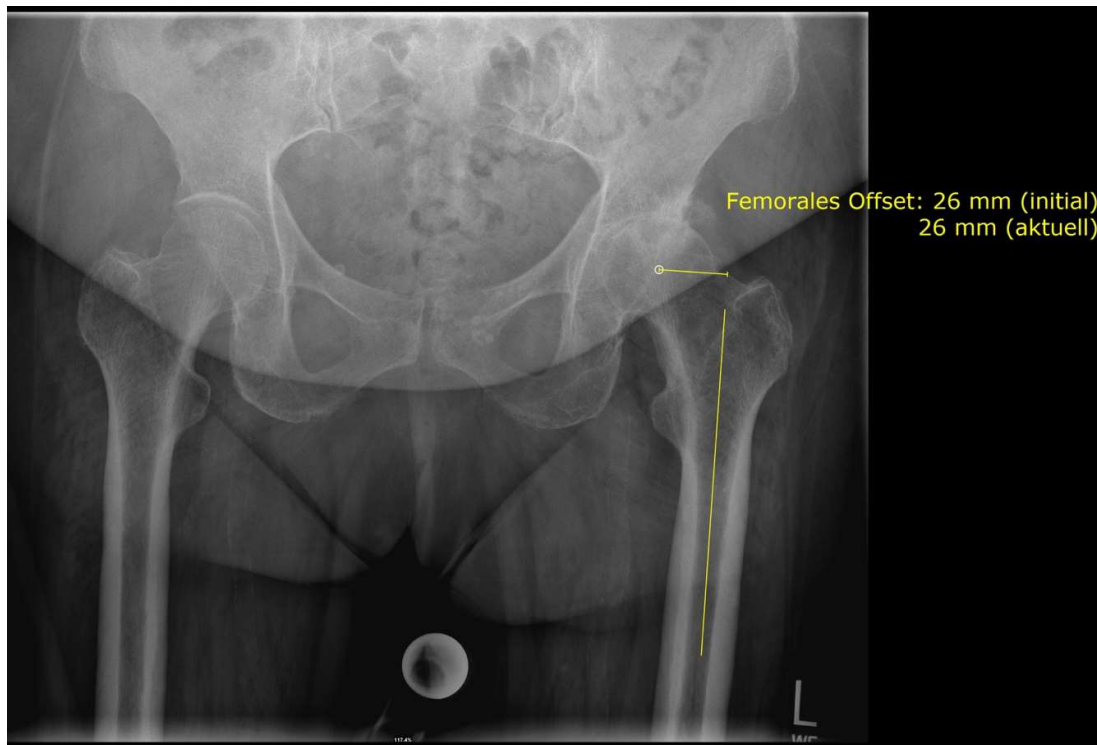


Abbildung 4: Femorales und azetabuläres Offset

Durch die Verlagerung der Femurachse durch das femorale Offset wird die Beweglichkeit des Hüftgelenkes entscheidend verbessert [4].

Das azetabuläre Offset ist definiert als der Abstand zwischen dem Drehzentrum des Hüftkopfes und dem Mittelpunkt zwischen medialer und lateraler Lamina [5].

Stünde das Femur gerade unter dem Drehzentrum, wäre die Beweglichkeit in der Sagittalebene nur eingeschränkt möglich. Sitzen, Hocken, beziehungsweise der Positionswechsel vom Liegen in den Stand, wären ohne fremde Hilfe unmöglich. Das Halten des Beckens in der Waagerechten beim Einbeinstand wäre erschwert oder unmöglich, da die Muskulatur auf den Seiten des Standbeines senkrecht nach distal zieht und unter maximaler Anspannung der hüftumgreifenden Muskulatur das Hüftgelenk fixieren würde. Damit wären die Voraussetzungen für die zweibeinige Fortbewegung nicht gegeben.

Durch das Offset, also die Verlagerung der Femurschaftachse nach lateral, werden somit biomechanische Limitationen umgangen, die Rotationsrichtung geändert und damit die Beweglichkeit erhöht. Die pelvitrochantäre Muskulatur hat einen lateral gelegeneren Angriffspunkt, um eine Gegenkraft beim Einbeinstand gegen die Schwerkraft auszuüben [4].

Ein weiterer Effekt der Verlagerung des Femurschaftes nach lateral und der daraus folgenden Änderung der Rotationsachse trennt den Ort der hauptsächlich Kraftübertragung im Pfannengrund vom Ort der maximalen Kugelsegmentbewegung am Pfannenker [4].

Das femorale Offset verbessert aus biomechanischer Sicht die Kraftübertragung der pelvitrochantären Muskulatur durch einen optimierten Ansatz, verbessert so die Beweglichkeit des Hüftgelenkes und trennt die maximale Kraftübertragungszone und maximale Bewegungsreibungszone.

1.3 Coxarthrose

Das Hüftgelenk ist nach den Interphalangealgelenken und dem Knie die dritthäufigste Lokalisation der Osteoarthrose [1]. Rund 5% aller Menschen im Alter von über 55 Jahren leiden an einer symptomatischen Coxarthrose. Die Erkrankung nimmt meist einen langsam progredienten Verlauf über einige Jahre. Die Endphase ist gekennzeichnet durch starke Schmerzen und zunehmende Funktionseinschränkung. Dieses führt zu einer Beeinträchtigung der Lebensqualität betroffener Patienten [6].

Die arthrotischen Veränderungen betreffen am häufigsten den kranialen azetabularen und femoralen Gelenkknorpel und begünstigen damit Subluxationen nach kranialolateral. Seltener betreffen sie den medialen Gelenkanteil mit Neigung zur Azetabulumprotrusion. In 15% der Fälle betreffen sie das gesamte Gelenk [1].

Auf Basis radiologischer Untersuchungen werden hypertrophe Formen und atrophische Formen mit fehlender knöcherner Reaktion beschrieben. Außerdem lassen sich in fortgeschrittenen Stadien ausgeprägte Hypertrophien und Verdickungen der Gelenkkapsel beobachten [7].

Sekundäre Arthrosen können durch präarthrotische Deformitäten und Präarthrosen wie angeborene Formstörungen, Hüftgelenksdysplasien, aber auch Morbus Perthes, Traumen oder Coxitiden verursacht werden [1].

Verschiedene Risikofaktoren wurden als prädisponierend für die Entwicklung einer Coxarthrose identifiziert. Übergewicht [8], Vererbung [9], metabolische Veränderungen [10], Oestrogenkarenz nach der Menopause [11], Traumata und verschiedene Berufe [12] erhöhen das Risiko für die Entwicklung einer hochgradigen Coxarthrose.

1.4 Therapie

1.4.1 Konservative Therapie

Eine kausale konservative Therapie der Osteoarthrose ist bisher nicht möglich.

Die konservative Therapie zielt auf die Reduktion von kontrollierbaren Risikofaktoren. Gewichtsreduktion und körperliche Aktivität sind für Erhalt der Gelenkbeweglichkeit und Muskelkraft hilfreich [13].

Die Reduktion der Symptome und das Aufhalten der Progredienz stehen im Vordergrund der konservativen Therapie. In Abhängigkeit der klinischen Symptomatik wird ein Vorgehen nach einem Stufenschema empfohlen. Zunächst sollten Patienten über die Art ihrer Erkrankung und die Möglichkeiten, durch Eigeninitiative den Verlauf zu beeinflussen, aufgeklärt werden. Physiotherapeutische Maßnahmen und der Einsatz von Hilfsmitteln (z.B. Gehhilfen) zielen auf Erhalt der Gelenkbeweglichkeit und Stärkung der Muskelkraft. Dadurch kommt es zur Bewahrung der physiologischen Biomechanik und Optimierung von Belastung und Entlastung und Verminderung von Schmerzen und Steifigkeit. Medikamente kommen in der Therapie der Arthrose mit zunehmender Schwere der Symptomatik vor allem zur Schmerzlinderung zum Einsatz. Die Wirkung von weiteren medikamentösen Therapien (Kortikoidinjektionen, Chondroprotektiva, Geschlechtshormonen etc.) konnte in kontrollierten Studien bisher nicht nachgewiesen werden [1].

Screeninguntersuchungen auf Hüftgelenksdysplasien und Luxationen in den ersten Lebenswochen dienen der Prävention [14]. Diese wurde 1996 in Deutschland flächendeckend eingeführt. Dafür erfolgen in den ersten sechs Lebenswochen klinische und sonographische Untersuchungen aller Säuglinge im Rahmen der allgemeinen Vorsor-

geuntersuchungen. So können frühzeitig diagnostizierte Hüft dysplasien und/oder Hüftluxationen sowie deren stadiengerechter Therapien, die Inzidenz einer sekundären Coxarthrose reduzieren [15].

1.4.2 Operative Therapie

Bei der operativen Therapie der Coxarthrose wird zwischen gelenkerhaltenden und gelenkresezierenden Operationsverfahren unterschieden.

Bei den gelenkerhaltenden Operationen sind vor allem die Korrekturosteotomien von präarthrotischen Deformitäten zu nennen.

Der Morbus Perthes, die Epiphyseolysis capitis femoris, sowie die Osteonekrose können mit Femurosteotomien behandelt werden [16-18]. Hierbei wird die Gelenkmechanik durch Normalisierung pathologischer Verhältnisse hinsichtlich Druckverteilung im Gelenk verbessert.

Angeborene Fehlstellungen im Bereich des Hüftgelenkes können sowohl die Gelenkpfanne als auch das proximale Femurende betreffen. Bei der azetabularen Form der Hüft dysplasie wird vorzugsweise eine Beckenosteotomie, z.B. periazetabular nach Ganz [19], oder eine Tripleosteotomie [20] durchgeführt. Bei zusätzlicher femoraler Fehlstellung kann ergänzend eine Femurosteotomie durchgeführt werden.

Bei den resezierenden Verfahren hat die Totalendoprothese der Hüfte die Lebensqualität von Millionen Menschen nachhaltig verbessert und jährlich profitieren die meisten der 1,2 Millionen neuen Träger weltweit ebenfalls davon [21].

1.5 Historische Entwicklung der Hüft-TEP

Die Entwicklung des künstlichen Gelenkersatzes begann in Berlin unter Ernst von Bergmann. Dessen Schüler Themistokles Gluck fertigte um 1890 ein künstliches Kniegelenk aus Elfenbein, welches er mit Collophonium im diaphysären Knochen verankerte (Abb. 5). Aufgrund der Anwendung bei entzündlichen tuberkulösen Gelenkveränderungen sowie unzureichender Stabilisierung war dieses Vorgehen früh zum Scheitern verurteilt. Günstigere Verläufe zeigten sich erst in den 20er und 30er Jahren des 20. Jahr-

hunderts mit der eingeführten helmartigen Interpositionskappe nach Smith-Peterson aus einer Cobalt-Chrom-Legierung [22].

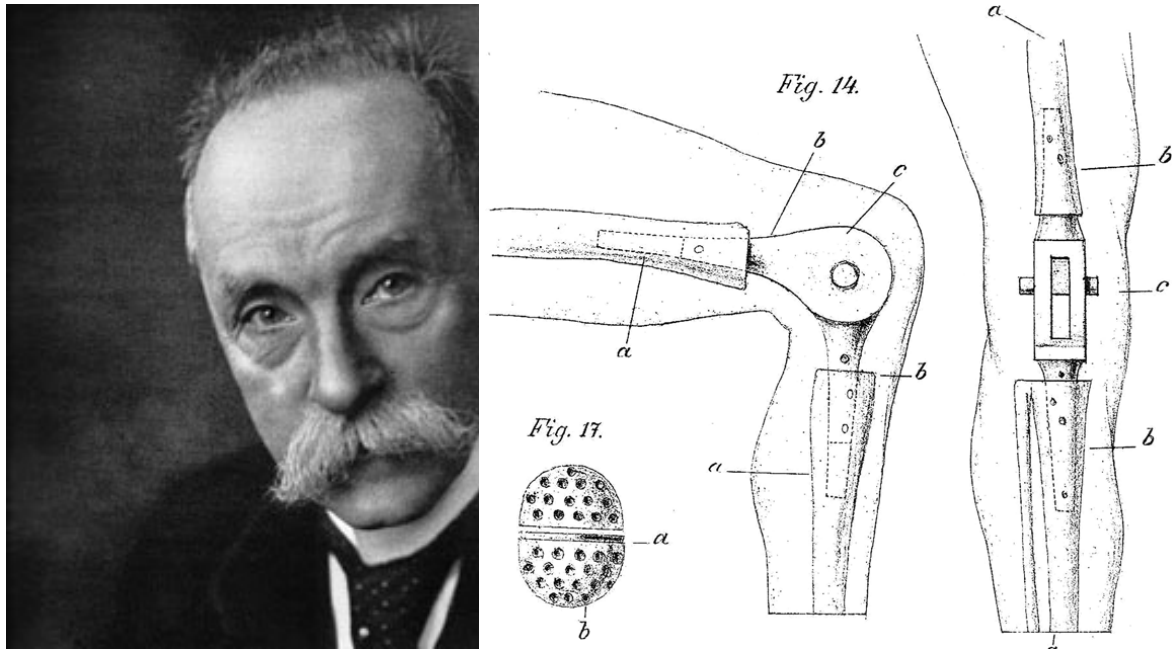


Abbildung 5: Themistokles Gluck und seine Prothese aus Elfenbein [23]

Kurz nach dem zweiten Weltkrieg wurde von den Gebrütern Robert und Jean Judet (Abb. 6) ein künstlicher pilzförmiger Hüftkopfersatz aus Acrylharz (Abb. 6) verwendet. Bei dieser Evolution war der weitere Verlauf durch eine hohe Frequenz an aseptischen Implantatlockerungen und -brüchen geprägt [23].



Abbildung 6: Jean und Robert Judet und die Prothese nach Judet [22, 23]

Die erste Totalendoprothese des Hüftgelenkes wurde Ende der 50er Jahre von McKee/Farrar vorgestellt (Abb. 7). Diese besaß eine Gleitpaarung aus Metall / Metall. Eine wesentliche Entwicklung brachten dann die Ganzmetall-Femurteilendoprothesen aus einer CoCrMo-Legierung, die Jones Ende der 60er Jahre einführte [23].

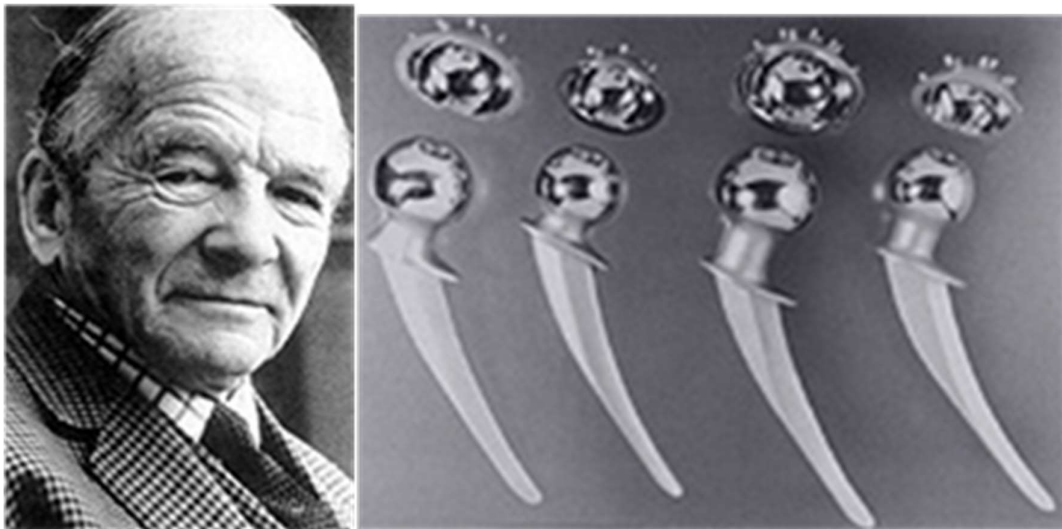


Abbildung 7: MacKee und die Prothesen nach MacKee-Farrar [22]

Das „low friction“ Konzept von Sir John Charnley (Abb. 8) mit Nutzung der Gleitpaarung Metall / Polyethylen sowie der Verankerung der Endoprothesenkomponenten im Knochen durch PMMA revolutionierte Anfang der 60er Jahre die Operationstechnik. Dies führte in der Folge zu einer weltweiten Verbreitung des Hüftgelenkersatzes. Nach zunächst sehr guten Ergebnissen zeigten diese im Verlauf nach einigen Jahren jedoch ein erhöhtes Abriebverhalten. Der vermehrte Kunststoffabrieb führte zur Ausbildung von Granulomen mit Destruktionen des knöchernen Lagers. Lange Jahre war dies der Grund für die Beachtung einer strengen Altersindikation zum endoprothetischen Gelenkersatz mit Beschränkung auf Patienten jenseits des 60. Lebensjahres [24].

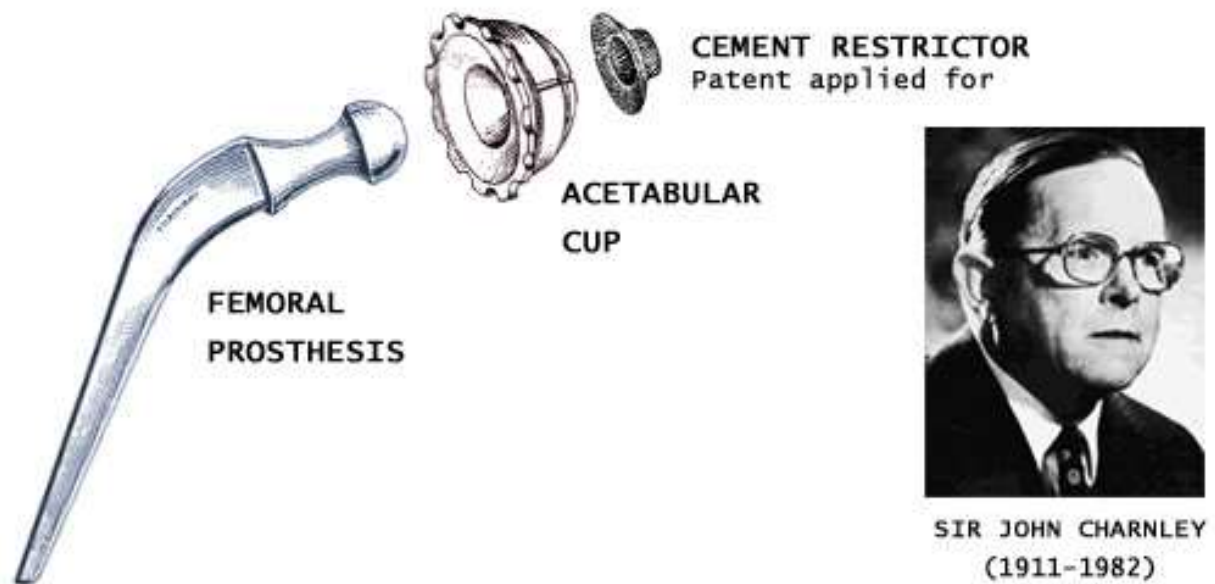


Abbildung 8: Sir John Charnley und die Prothese nach Charnley [22]

Eine weitere wesentliche Entwicklung brachte dann Mittelmeier [25] mit Rückgriff auf eine zementfreie Verankerung unter Ausnutzung des sogenannten Oberflächenvergrößerungsprinzips. Gleichzeitig konnte mit Einführung der Gelenkpaarung Keramik / Keramik das Problem des Abriebs wesentlich reduziert werden. Die zementfreie Fixation erfolgt damals wie heute in Pressfit Technik.

Freeman und Wagner stellten darüber hinaus Ende der 70er Jahre erstmals double-cup-Prothesen vor. Diese beschränkten die femorale Komponente auf einen Oberflächenersatz [26].

Später wurden dann sogenannte Kurzschaftprothesen von verschiedenen Herstellern mit dem Argument der knochensparenden Implantation vermarktet. Diese wurden insbesondere bei jüngeren Patienten aufgrund der möglichen besseren Revidierbarkeit verwendet.

Es existieren verschiedene femorale Fixationsphilosophien. Implantate mit distaler Kraffteinleitung werden von jenen mit überwiegend proximal metaphysärer Verankerung unterschieden. Seltener indiziert werden Individualprothesen, gefertigt nach einem CT-Bild des femoralen Knochens (z.B. Typ Aldinger). Bei proximaler tumoröser Femurdestruktion und auch bei Austauscheingriffen kommen unter Umständen modular aufgebaute, defektüberbrückende Implantate zum Einsatz.

Der Ersatz des arthrotischen Hüftgelenkes durch eine Totalendoprothese ist in vielen Kliniken heutzutage ein Routineeingriff. Deutschlandweit führen ca. 1.400 Krankenhäuser diese Prozedur durch. Im Kalenderjahr 2019 wurden allein in der Bundesrepublik Deutschland 157.681 primäre Hüftgelenkendoprothesenimplantationen im deutschen Endoprothesenregister (EPRD) dokumentiert. Hinzu kamen 17.903 Austauschoperationen vor allem aseptisch ausgelockerter Implantate [27]. Trotz aller Fortschritte in der Hüftgelenkendoprothetik ist eine unbegrenzte Standzeit der Endoprothese im menschlichen Körper nicht möglich.

Insgesamt stehen heute weltweit über 400 Endoprothesenmodelle auf dem Markt zur Verfügung. Der Altersdurchschnitt der ersten Implantation sinkt, dadurch werden die Ansprüche an die Implantate höher [21].

1.6 Indikation der Hüft-TEP

1.6.1 Anamnese und Klinik

Das klinische Erscheinungsbild wird sowohl von gelenkabhängigen als auch von periarthikulären Veränderungen geprägt. Zu der gelenkbedingten Symptomatik gehört die Einschränkung der Beweglichkeit und der typische Leistenschmerz, der sich als belas-

tungsabhängig oder als Anlaufschmerz präsentiert. Zu den periartikulär ausgelösten Beschwerden gehören Schmerzen der glutealen Muskulatur und schmerzhafte Reizzustände der Bursa trochanterica über dem Trochanter major. Im fortgeschrittenen Stadium entsteht dadurch ein Hinken. Dieses ist einerseits als muskuläres Insuffizienzhinken (Trendelenburghinken) durch Atrophie der Glutealmuskulatur zu beurteilen, andererseits als schmerzbedingtes Schonhinken bei dem Versuch, eine Entlastung des Gelenkes durch Verlagerung des Körpergewichtes zu erreichen.

Weiterhin kann eine funktionelle Beinlängendifferenz im Sinn einer Verkürzung des betroffenen Beines imponieren. Ursächlich ist eine kombinierte Beuge- und Adduktionskontraktur der betroffenen Hüfte sowie Knorpel- und Knochenverlust [6].

Der klinische Verlauf der Coxarthrose ist variabel. Bei vielen Patienten folgt auf die Diagnosestellung eine mehrjährige Phase der Stabilität, bevor es zur schmerzhaften Dekompensation kommt. Patienten die sich zur Versorgung mit einer Hüftendoprothese vorstellen, berichten oft über eine ein- bis zweijährige Phase mit kontinuierlicher Verschlechterung [1]. Nach Ausreizen aller konservativen Maßnahmen ist die Implantation einer Hüft-TEP für viele Patienten die letzte Möglichkeit, um ihre Lebensqualität zurückzugewinnen.

Zur Planung von konservativen Therapien oder chirurgischen Maßnahmen ist die quantitative und qualitative Aufnahme anhand von spezifischen Frage- oder Erhebungsbögen unumgänglich. Ein häufig benutzter Score ist der Harris Hip Score [28] (siehe Anlage). Dabei werden verschiedene Untersuchungsbefunde und subjektive Patientenangaben zusammengeführt. Maximal sind 100 Punkte zu erreichen. Hohe Punktzahlen sprechen hierbei für einen besseren Zustand des Hüftgelenkes. Der Score setzt sich aus den Kategorien Schmerz, Funktion und Bewegungseinschränkung zusammen. Dabei wird die Funktion des Weiteren in Gehen und andere Aktivitäten unterteilt. Schmerz ist ein Hauptkriterium und macht die Hälfte der erreichbaren Gesamtpunktzahl aus.

Es gibt zahlreiche weitere Score zur Beurteilung der Schwere einer Coxarthrose. Die Skala von Merle D'Aubigné bewertet durch subjektive Einstufung von Schmerzen, Mobilität und Gangbild die Hüftfunktion [29]. Die Erkennung früher Arthrostadien bzw.

Knorpelschäden ist mit den modernen bildgebenden Verfahren, z.B. Kernspinuntersuchungen, einfacher geworden [30, 31]. Jedoch ist die klinische Relevanz aufgrund der äußerst unterschiedlichen klinischen Erscheinungsbilder nur durch erfahrene Behandler gemeinsam mit dem Patienten herauszuarbeiten.

1.6.2 Röntgen

Bei vorliegender klinischer Symptomatik und passender Anamnese erfolgt zur Diagnostik die Erstellung eines konventionellen Röntgenbildes. Feste radiologische Kriterien haben sich zur Klassifizierung der Arthrose bewährt. Der älteste radiologische Score wurde 1963 von Kellgren und Lawrence entwickelt [32]. Er wird in einer modifizierten Form bis heute angewendet.

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

Tabelle 1: Radiologische Schweregrade der Osteoarthrose nach Kellgren und Lawrence

Bei Befunden mit einem Grad >2 nach Kellgren und Lawrence wird die Diagnose einer Osteoarthrose gestellt. Der Kellgren und Lawrence Score (Abb. 9) wurde kritisiert, vor allem, weil der Nachweis von Osteophyten häufig nicht mit dem klinischen Erscheinungsbild korreliert [7].

Verschiedene Autoren berichten, dass klinischer Befund, subjektive Beschwerden und Röntgenbefund bei ein und demselben Patienten nicht unbedingt korrelieren [33].



Abbildung 9: Stadium der Coxarthrose nach Kellgren und Lawrence
a KL 0.°, b KL I.°, c KL II.°, d KL III.°, e KL IV.°

1.7 Postoperative Probleme

Der Erfolg einer Hüftendoprothese ist abhängig von der Wiederherstellung der ursprünglichen Biomechanik des Gelenkes [34].

Trotz der Weiterentwicklung von Zugängen, Pfannen- und Schaftsystemen sowie Navigation gibt es weiter intra- und postoperative Komplikationen. Allgemeine Komplikationen wie Wundinfektionen, thromboembolische oder kardiologische Ereignisse sind von implantatassoziierten Komplikationen zu unterscheiden. Unter letzteren sind Femur- und Trochanterfrakturen, Luxationen oder Implantatfehlpositionierungen zu verstehen. Implantatfehlpositionierungen führen zu Revisionen wegen Luxationen oder periprotetischen Frakturen [35]. Zusätzlich können fehlpositionierte Implantate zu vorzeitigem Verschleiß und übermäßigem Abrieb oder Lockerung führen [36]. Beschwerden durch persistierende Schmerzen, beispielsweise durch Muskelkontrakturen bei biomechanisch ungünstiger Rekonstruktion, können in der Folge zur Revision führen [37].

Postoperativ zeigen sich einige Patienten unzufrieden mit der operativen Versorgung [37]. Sie klagen insbesondere über Schmerzen, Instabilität, Beinlängenunterschiede oder Bewegungseinschränkung. Eine Fehllage von Komponenten könnte dies zum Teil erklären. Eine nicht korrekt implantierte Pfanne führt zu einem Impingement, eine Fehllage des Schaftes modifiziert das Offset und verändert die ganze Statik [38].

Bei der endoprothetischen Versorgung des Hüftgelenkes ist es für den Operateur intraoperativ schwierig das femorale Offset zu bestimmen. Für die Rekonstruktion des Pfannenöffnungswinkels und für die Anteversion gibt es Hilfsmittel, wie z.B. die Navigation, für eine möglichst genaue Rekonstruktion. Beim femoralen Offset muss der Operateur sich darauf verlassen, was ihm durch das Endoprothesensystem vorgegeben wird. Eine Veränderung des Offset hat eine Wirkung auf den Muskeltonus, besonders der Adduktoren.

1.8 Präoperative Planung

Um eine Fehlimplantation zu vermeiden und die klinischen Ergebnisse zu verbessern, wurde parallel zur Entwicklung der Prothesen die präoperative Planung eingeführt. Das Ziel der präoperativen Planung ist neben der Auswahl des bestmöglich passenden Implantats auch die Optimierung seiner Position. Neben der Art des Implantats werden Größe, Offsetvariante und Position bestimmt. Ziel ist die Wiederherstellung der individuellen Anatomie des Patienten über Rekonstruktion des Rotationszentrums, des femoralen und azetabularen Offset sowie der Beinlänge.

1.8.1 2D-Planung

Wurde bis vor wenigen Jahren noch mittels standardisierter Röntgenbilder und Folien-schablonen analog geplant, ist die digitale 2D-Planung mittels einer standardisierten, tiefzentrierten Beckenübersichtsaufnahme derzeit der Goldstandard (Abb. 10). Nach Skalierung der Aufnahme werden das Rotationszentrum, das Offset und die Beinlänge bestimmt. Nach Simulation der Osteotomie erfolgt anschließend die Festlegung der passenden Implantate, Größe und Position. Durch den intraoperativen Abgleich der Größen, Schafttiefe und Pfannenposition wird die Planung in den Situs übertragen. Die Anteversion und die Schaftrotation sind nicht konventionell planbar.

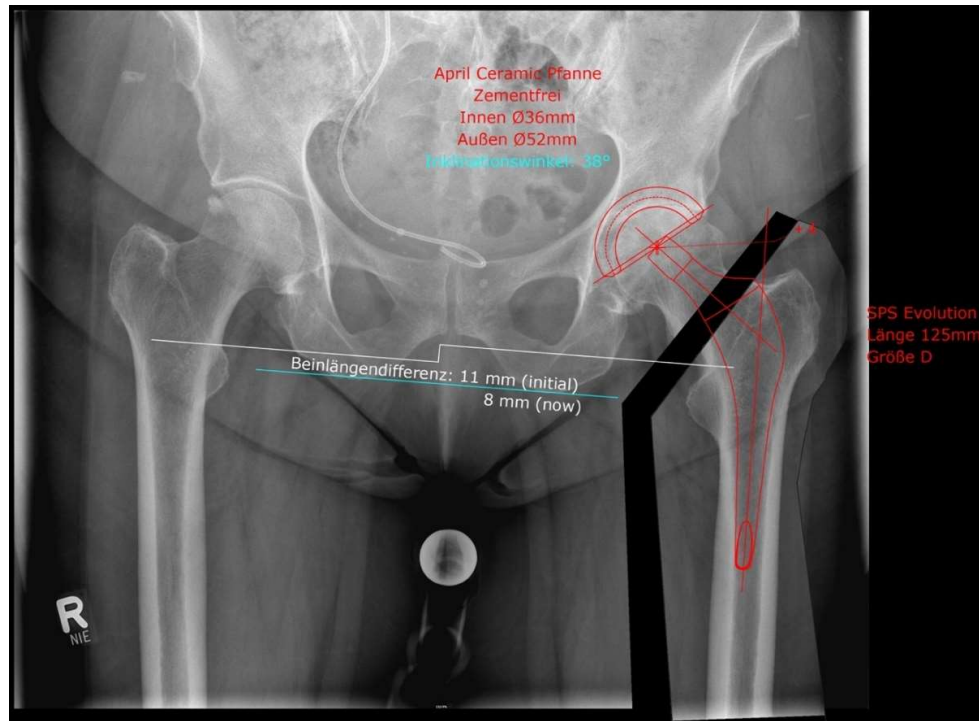


Abbildung 10: 2D-Planung einer Hüft-TEP links

Eine präoperative 2D-Planung erfordert mehrere Röntgenaufnahmen (Becken a.p., Aufnahme nach Lequesne). Trotz der Digitalisierung der Bilder bleiben 2D-Planungen ungenau. In 67% der Fälle wird bei der Implantation von der Planung abgewichen [39], eine korrekte Planung der Größe des Femurschaftes bestätigt sich nur in 40% der Fälle [40].

Es besteht die Möglichkeit, die vorhandenen 2D-Modelle von Beckenübersichten gegen 3D-CT-Modelle auszutauschen [41, 42].

1.8.2 3D-Planung

Die Datenanalysen von Computertomographien des Beckens zeigen Variationen bezüglich der Anatomie (CCD-Winkel, Anteversion, Femurkopfgröße, Offset, Drehzentrum). Diese Variablen ändern sich unabhängig voneinander und müssen bei der Prothesenplanung und -implantation berücksichtigt werden [43].

Die CT-Untersuchung kann in Sequential- und Spiralmodus erfolgen. Der Spiralmodus hat mehrere Vorteile. Es handelt sich um eine schnellere Untersuchung mit einer höheren Auflösung. Mit einem Multi-Slice-CT können die gesamten Daten innerhalb von 60 Sekunden erhoben werden.

Mit den erhobenen Daten und der daraus erfolgten Rekonstruktion kann nun die Auswahl des bestmöglich passenden Prothesentyps erfolgen. Es erfolgt die virtuelle Implantation mit Resektion des Hüftkopfes und anschließender anatomischer Rekonstruktion von Drehzentrum, Offset und Beinlänge (Abb. 11 - 12).

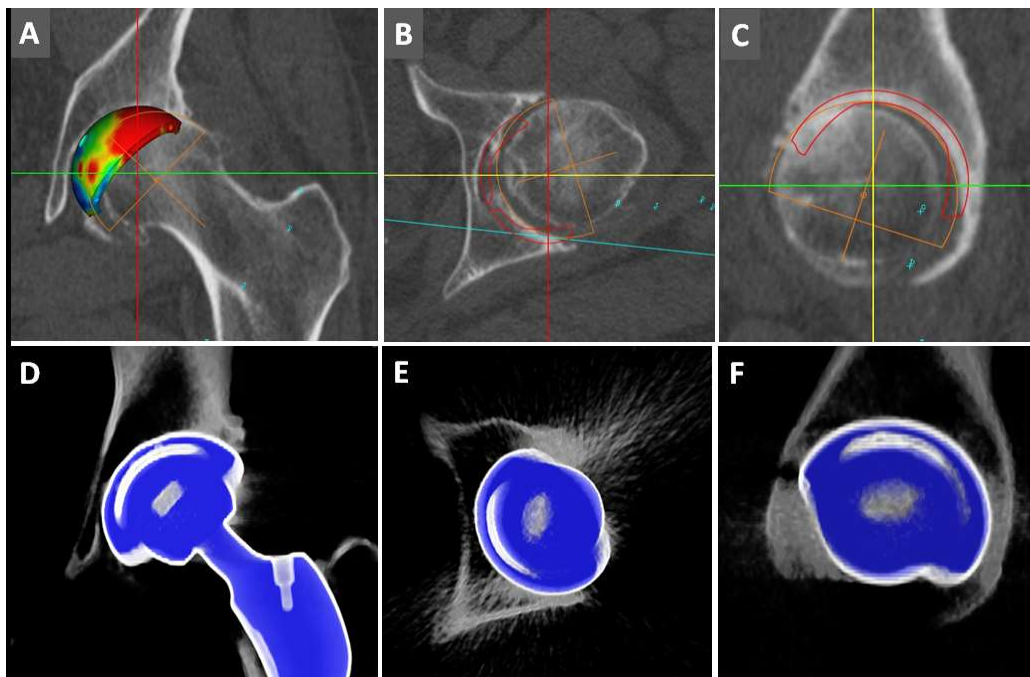


Abbildung 11: Abgleichung zwischen präoperativer Planung und postoperativem CT

Im Gegensatz zur 2D-Planung ist zusätzlich die Planung der Anteversion der Pfannenkomponente sowie der Schaftrotation möglich.



Abbildung 12: 3D-präoperative Planung einer Hüft-TEP links

1.9 Fragestellung

Die Implantation von Hüftendoprothesen ist eine der erfolgreichsten Eingriffe der orthopädischen Chirurgie mit einem hohen Anteil zufriedener Patienten.

Die sich zur Hüftendoprothese vorstellenden Patienten werden in den letzten Jahren immer jünger. Entsprechend steigt die Erwartung an die postoperative Lebensqualität und Belastbarkeit der Prothese. Sportliche Aktivitäten sollten heutzutage durch eine Hüftendoprothese nicht eingeschränkt werden. Für die optimale biomechanische Funktion des Hüftgelenkes im Zusammenspiel aller Muskeln mit den individuellen Hebelarmen ist die anatomische Rekonstruktion erforderlich.

Es wurden neue Techniken wie die 3D-Planung entwickelt und vermarktet. Ob sich der organisatorische und wirtschaftliche Aufwand in einer genaueren Rekonstruktion der Biomechanik im Vergleich zur konventionellen Technik lohnt, ist bisher offen.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, zu erörtern, ob eine computertomographisch gestützte 3D-Planung eine genauere Reproduktion der Rekonstruktion der Biomechanik im Vergleich zur konventionellen 2D-Planung zeigt und damit überlegen ist.

2 Patienten und Methodik

2.1 Studienablauf

Für diese retrospektive Studie wurden alle Patienten mit der Diagnose einer Coxarthrose vom 01.01.2014 bis zum 30.04.2017 ermittelt, die sich zur Planung einer Hüft-TEP im Klinikum Ernst von Bergmann vorstellten.

In diesem Zeitraum wurde bei allen Patienten präoperativ zur Planung eine Computertomographie durchgeführt. Alle 3D-Planungen wurden vom einem Facharzt für Radiologie durchgeführt.

Alle 2D-Planungen wurden von einem endoprothetisch erfahrenen Facharzt für Orthopädie durchgeführt.

Anschließend wurden die Patienten anhand der 3D-Planung operiert. Fünf Operateure implantierten die Prothesen und benutzten den transglutealen Zugang oder den direkt anterioren Zugang.

Die Patienten wurden nach einem standardisierten Protokoll nachbehandelt. Vor der Entlassung wurde die korrekte Prothesenimplantation mittels konventionellem Röntgen geprüft.

Retrospektiv wurden die 3D/2D-Planungen mit dem Operationsergebnis bezüglich der verwendeten Implantate, Osteotomiegenauigkeit, femoralem und azetabularem Offset sowie Pfanneninklination verglichen.

Aus den Patientenakten wurden deskriptiv Blutverlust, Aufenthaltsdauer und Komplikationen erhoben.

2.2 Patientenrekrutierung

2.2.1 Einschlusskriterien

- Operation zwischen 01.01.2014 und 30.04.2017
- Implantation einer Hüft-TEP bei primärer oder sekundärer Coxarthrose
- Vorliegende Planung der Hüft-TEP mit Hip Plan® (Version 2.0, Symbios, Switzerland)

2.3 Erhebungsinstrumente

2.3.1 Demographische Daten

Die demographischen Daten wurden den Patientenakten entnommen und enthalten Daten zu Alter, Geschlecht, Größe, Gewicht und Versicherungsstatus.

Nach den Einschlusskriterien wurden 149 Patienten erfasst. Von diesen konnten 148 eingeschlossen werden.

2.3.2 Harris Hip Score

Der Harris Hip Score wurde aus dem Aufnahmebogen kalkuliert.

Der Harris Hip Score ist ein klinischer Score mit subjektiver sowie objektiver Bewertung [28]. Er ist einer der meist angewendeten Score in der Hüftendoprothetik weltweit [44]. Er beinhaltet vier verschiedene Parameter:

- Schmerz
- Funktion
- Bewegungsumfang
- Abwesenheit von Deformitäten

Maximal sind 100 Punkte zu erreichen. Hohe Punktzahlen sprechen für einen besseren Zustand des Hüftgelenkes.

2.3.3 Genauigkeit der Osteotomie

Die Referenz der Osteotomie wurde nach der 3D-Planung gestellt. Die Höhe der Osteotomie wurde auf den postoperativen kalibrierten Röntgenbildern gemessen.

2.4 3D-Planung

Die für die 3D-Planung notwendige CT wurde mittels des CT-Geräts (Firma Siemens SOMATOM Sensation 64, Siemens Healthcare, Forchheim, Germany) des Klinikums Ernst von Bergmann stets durch denselben Radiologen durchgeführt.

Das Protokoll wurde entsprechend der Anforderungen des Planungsprogramms (Hip Plan®) angepasst. Alle Untersuchungen wurden in Rückenlage durchgeführt. Für alle Patienten wurden die CT-Parameter (Tube voltage und Strom) durch das Programm der Firma Siemens (CARE Dose4D, Siemens Healthcare) adaptiert. Das Programm definiert die Parameter für eine gute Bildqualität und die geringste Bestrahlungsdosis. Die Bilderaquisition erfolgte in drei separaten Spiralsequenzen (Abb. 13):

- Becken, von 10 mm über der Spina iliaca bis zum Mitte des Femurschaftes mit einer Länge von 400 mm
- Knie mit 60-100 mm auf jeder Seite des Gelenkes zur Bestimmung der Anteversion
- Sprunggelenk zur Bestimmung der Rotation

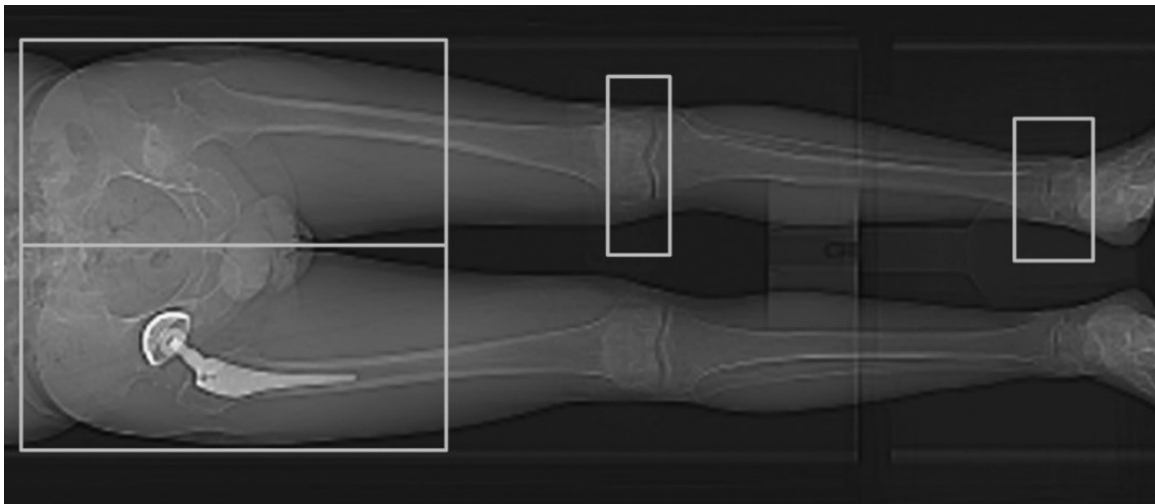


Abbildung 13: CT-Spirale bei liegender Hüft-TEP der Gegenseite

Die Rekonstruktion des Beckens wurde in Schichten von 1 mm durchgeführt, das Kniegelenk und das Sprunggelenk wurden mit Schichten von 2 mm rekonstruiert.

Die Bestrahlungsdosis wurde in mSv mit dem Programm CT-Expo kalkuliert (CT Expo v2.0.1 2011, Medical University Hannover, Germany) [45]. Die Dosis betrug 3,7 mSv.

Die Daten wurden im Anschluss mit dem Programm Hip Plan® (Version 2.0) der Firma Symbios bearbeitet. Das Programm erlaubt dem Operateur die Perspektive zu ändern, indem es eine 3D-Sicht ermöglicht. Die bikondyläre Achse des Knies definiert die axiale Richtung und dient als Referenzlinie zur Ermittlung des Anteversionswinkels des Schenkelhalses. Das Azetabulum wird durch die Spina iliaca superior und der Symphyse definiert. Die Position des Azetabulums ist durch eine Überlagerung von zwei Hemisphären in der koronaren, sagittalen und axialen Orientierung determiniert. Die Software errechnet für das Azetabulum die Anteversions- und Abduktionswinkel. Die Implantation der Azetabulumkomponente wird durch 3D-Vorlagen simuliert (Abb. 14). Die 3D-Azetabulumimplantat-Vorlagen werden auf die anterioren und posterioren Azetabulumpfeiler positioniert. Diese Technik erlaubt, bei minimaler Resektion, eine anatomisch gerechte Rekonstruktion des Rotationspunktes der Hüfte.

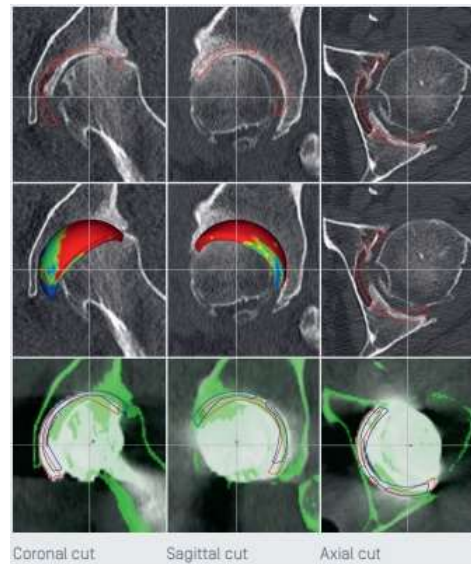


Abbildung 14: 3D-Planung der Pfanne

Die Position des Femurs sowie seine mechanische Achse werden analysiert, damit metaphysäre Achse und Originalkopf des Femurs abgeglichen werden können. Danach wird das femorale Offset als Abstand zwischen dem Zentrum des Femurkopfes und der femoralen Achse gerechnet. Die femorale Anteversion wurde nach der von Murphy beschriebenen Technik [46] bestimmt. Die Schaftimplantation wurde analog zur Pfannentechnik simuliert.

Der SPS Modulschaft (Fa. Symbios) bekommt eine metaphysäre Fixation, deshalb muss die gewählte Größe einen optimalen Sitz und Füllung des Markraums gewährleisten. Die definitive craniocaudale Lage des Schaftes ist erreicht, wenn das femorale Implantat distal verklemmt (Abb. 15). Um diese optimale Lage zu beschreiben, wird ein Farbmodell erstellt, das die Densität des Knochens im Kontakt mit dem Implantat reflektiert. Diese Farbgraduierung wird durch die Hounsfield Röntgendichte Skala erstellt. Um eine gute mechanische Stabilität zu erreichen, wird ein Kontakt zwischen dichtem Knochen und der lateralen Seite des Schaftes als erforderlich betrachtet. Schließlich wird der Abstand zwischen dem Trochanter minor und der Schaftspitze gemessen, um die Tiefe der intraoperativen Implantation später kontrollieren zu können. Eine Ansicht der Osteotomie wird simuliert, um dem Chirurgen intraoperativ eine Hilfe bei der Einstellung der Schaftrotation zu geben. Zur Implantation werden modulare Köpfe und Hälse genutzt. Damit ist die Rekonstruktion der originalen Anatomie im Hinblick auf Beinlänge und Offset am ehesten möglich (Abb. 15 und 16). Die Modularität des Halses erlaubt fünf verschiedene Hals/Schaft-Winkel (8° , 16° Varus, Gerade, 8° , 16° Valgus), drei Anteversionswinkel (15° Retroversion, 0° und 15° Anteversion) und zwei verschiedene Halslängen. Der gerade Hals entspricht einem 132° CCD-Winkel. Der Femurkopf kann in vier Größen implantiert werden (36 mm Durchmesser mit -4 mm, 0 mm, +4 mm oder +8 mm Halslänge). Es stehen zusätzlich nichtmodulare Schäfte zur Verfügung. Falls keine Kombination den anatomischen Verhältnissen gerecht werden kann, besteht die Möglichkeit der Anfertigung einer individuellen Prothese.

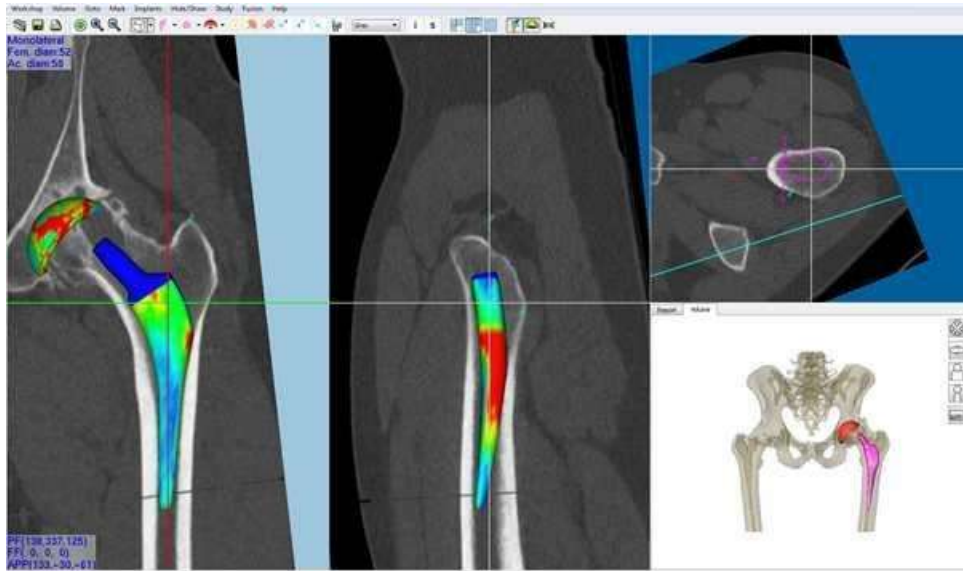


Abbildung 15: 3D-Planung des Schaftes

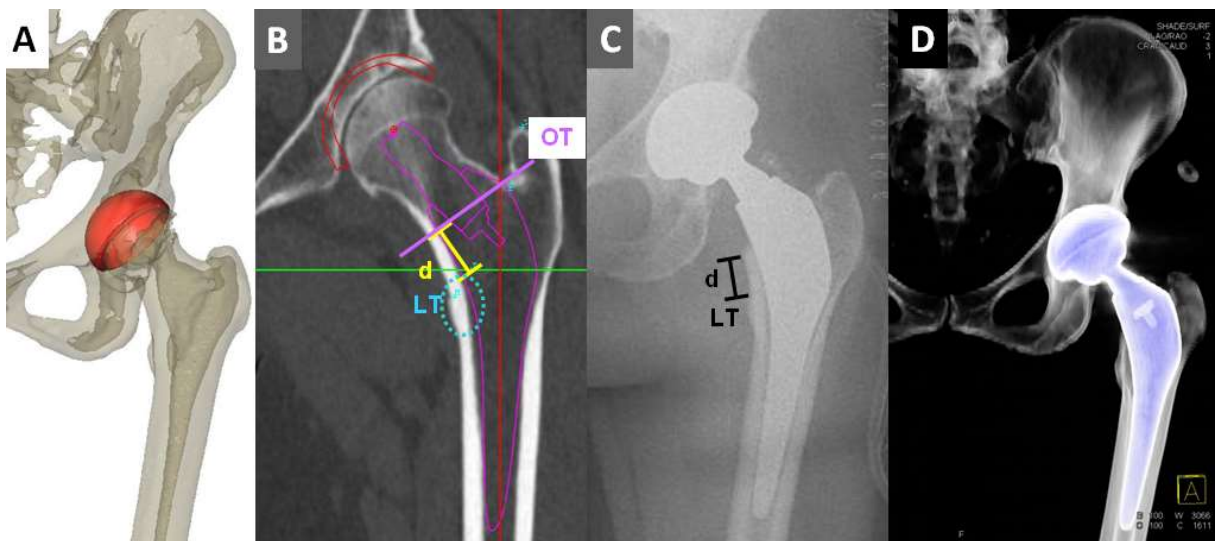


Abbildung 16: Vergleich 3D-Planung und definitiver Implantation einer Hüft-TEP

2.5 2D-Planung

Die 2D-Planung erfolgte retrospektiv durch uns orthopädische Chirurgen anhand der präoperativen Beckenübersichtsaufnahme wie in 1.8.1 beschrieben. Nach Skalierung wurden die Bilder mit dem Programm Mediacad Classic (Mediacad Hectec GmbH, Germany, Version 5.1.0.7) bearbeitet.

2.6 Verwendete Zugänge

Die Hüftendoprothesen der eingeschlossenen Patienten wurden über den direkt anterioren Zugang oder den transglutealen Zugang eingebracht (Abb. 17).

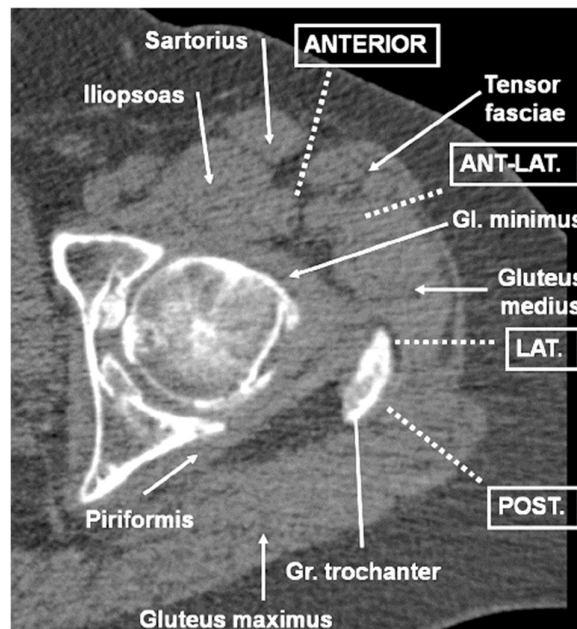


Abbildung 17: Hüft-Zugänge auf einem axial CT-Bild [47]

2.7 Verwendete Implantate

2.7.1 Pfanne

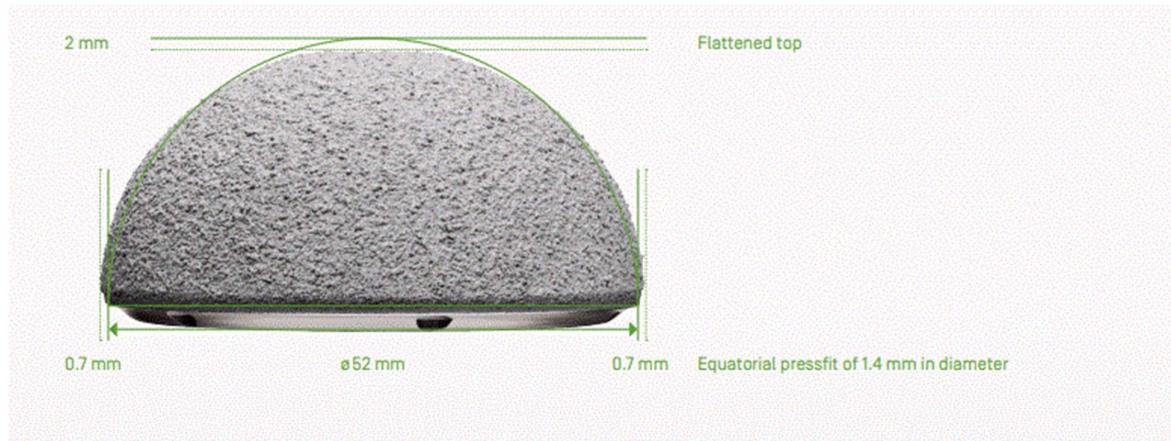


Abbildung 18: APRIL-Pfanne der Firma Symbios [48]

Die azetabularen Implantate APRIL (Abb. 18) sind zementfreie Pfannen, die in Pressfit Technik verankert werden. Die Oberfläche ist zur besseren Osteointegration mit Hydroxylapatit beschichtet. Die Größen reichen von 40 mm bis 64 mm Durchmesser in 2 mm Intervallen. Verwendet wurde eine Polyethylen-Keramik-Gleitpaarung [48].

2.7.2 Schäfte



Abbildung 19: SPS-Evolution Schaft der Firma Symbios [48]

Der SPS-Evolution Schaft (Fa. Symbios, Abb. 19) ist ein zementfreies Implantat, welches mit einer Hydroxylapatit-Beschichtung versehen ist. Die Verankerungsphilosophie ist eine metaphysäre Fixation. Es sind acht Größen (A – H) verfügbar.

Nach Implantation wird ein Keramikaufsteckkopf (BioloX®, Gr. 32/36mm) mittels Konusverbindung aufgebracht [48].



Abbildung 20: SPS-Modular Schaft der Firma Symbios [48]

Auch der SPS-Modular Schaft (Fa. Symbios, Abb. 20) ist metaphysär zu verankern. Es sind ebenfalls acht Größen (A – H) verfügbar. Nach Implantation wird ein Keramikaufsteckkopf (BioloX®, Gr. 32/36 mm) mittels Konusverbindung aufgebracht [48]. Die Modularität des Halses erlaubt fünf verschiedene CCD-Winkel (8°, 16° Varus, Gerade, 8°, 16° Valgus), drei Anteversionswinkel (15° Retroversion, 0° und 15° Anteversion) und zwei verschiedene Halslängen [48].

2.8 Nachbehandlung

Alle Patienten wurden postoperativ eine Nacht auf der IMC überwacht. Die Mobilisation erfolgte frühzeitig unter schmerzadaptierter Vollbelastung.

Die Analgesie erfolgte nach festgelegtem Schema und individueller Anpassung durch den anästhesiologischen Schmerzdienst.

Die Thromboembolieprophylaxe wurde leitliniengerecht mit Enoxaparin s.c. oder Rivaroxaban per os durchgeführt. Alle Patienten erhielten eine perioperative Antibiotikaprophylaxe mit Cefuroxim 1,5 g intravenös.

Im Anschluss an den stationären Aufenthalt führten alle Patienten eine Rehabilitationsbehandlung in einer entsprechenden Klinik durch.

Ein postoperatives Röntgenbild wurde nach fünf Tagen Mobilisation mit Vollbelastung durchgeführt.

2.9 Statistische Methode

Zur Auswertung der Daten wurde das Statistikprogramm SPSS Version 25 (Fa. IBM) angewendet. Verwendet wurden dabei deskriptive Statistik, McNemar-Test und Wilcoxon-Rang-Test.

Der McNemar-Test ist ein statistischer Test für verbundene Stichproben, bei denen ein dichotomes Merkmal betrachtet wird, wie es z.B. bei einer Vierfeldertafel vorkommen kann. Verbundene Stichproben liegen dann vor:

- wenn zwischen den Beobachtungen ein Zusammenhang besteht
- wenn man z.B. im Rahmen der medizinischen Statistik an Patienten einen Vorher-Nachher-Vergleich durchgeführt hat
- wenn eine Studie zwei verschiedene Messungen an demselben Kollektiv vornimmt [49]

Der Wilcoxon-Rang-Test ist ein nichtparametrischer, statistischer Test. Er prüft anhand zweier gepaarter Stichproben die Gleichheit der zentralen Tendenzen der zugrundeliegenden (verbundenen) Grundgesamtheiten. Im Anwendungsbereich ergänzt er den

Vorzeichentest, da er nicht nur die Richtung der Differenzen, sondern auch die Höhe der Differenzen zwischen zwei gepaarten Stichproben berücksichtigt [49].

Ein p-Wert wurde für $p \leq 0,05$ als signifikant festgelegt.

Die Übereinstimmung zwischen 3D-Pfannen- und Schaftplanung und Implantaten und 2D-Pfannen- und Schaftplanung und Implantaten wurde verglichen. Daraufhin wurde mit den o.g. Tests ein p-Wert kalkuliert.

2.10 Datenmanagement und Datenschutz

Die resultierenden Datensätze wurden in einer Datenbank (Microsoft Excel 2015) in anonymisierter Form verwaltet und archiviert. Eine laufende Patientennummer gestattete bei Plausibilitätskontrollen eine eindeutige Zuordnung zur Krankenakte des Patienten. Die Datenbank enthielt keine Namensnennung oder andere Identifikationskriterien, sodass eine Patientenidentifikation für Dritte nicht möglich war. Ferner war die Datenbank nur für an der Behandlung beteiligte Mitarbeiter der Klinik zugänglich, sodass eine Dateneinsicht durch Dritte ausgeschlossen war.

Die Ergebnisse der gewonnenen Daten werden ausschließlich in anonymisierter und aggregierter Form (z. B. in Medianen) ausgewertet. Die Patienten wurden bei der Aufklärung zu den Studienzielen hierüber informiert und gaben alle ihr schriftliches Einverständnis zur diesbezüglichen Nutzung ihrer Daten mit der Einwilligung zum Datenschutz.

Vorliegende Studie wurde von der Ethikkommission der Landeärztekammer Brandenburg geprüft und zugelassen.

Die maßgebliche, aktuelle Version der Deklaration von Helsinki zum Daten- und Patientenschutz wurde beachtet.

2.11 Datenquellen und Datenbeschaffung

Es erfolgte eine Sichtung und Analyse der digitalen und analogen Akten, Operationsberichte, Intensivkurven und Transfusionsprotokolle. Die gesammelten Daten wurden mittels Microsoft Excel 2015 archiviert.

2.12 Datenverarbeitung

Alle erhobenen Daten wurden mit dem Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft Excel 2015 erfasst und aufbereitet. Die Excel Tabelle beinhaltet Geschlecht, Geburtsdatum, Alter, Größe, Gewicht, BMI, Harris Hip Score, Operationsdatum, Operationsdauer, Blutverlust (intraoperativ sowie über Redondrainagen), Komplikationen, Implantat und Krankenhausaufenthaltsdauer. Weiterhin wurden Transfusionen, Revisionsoperationen und folgende Aufenthalte erfasst. Erhoben wurden geplante und endgültige Implantatgrößen sowie Höhe und Winkel der Osteotomien, die Inklination der Pfannen und die Orientierung der Schäfte.

3 Ergebnisse

3.1 Demographische Daten

Patientendaten	n	(%)
Geschlecht		
Männlich	66	44,6%
Weiblich	82	55,4%
Alter	(Jahre)	
Median	65,5	
Range	29-85	
Gewicht	(kg)	
Median	81,5	
Range	50 – 145	
BMI	(m/kg ²)	
Median	27,25	
Range	17,1 – 46,1	
Harris Hip Score		
Median	59,4	
Range	35 – 84	
Aufenthaltsdauer	(Tage)	
Median	10	
Range	5 - 32	

Tabelle 2: Zusammenfassung des Patientenkollektivs

Die Mehrzahl der Patienten wurde nach dem 60. Lebensjahr operiert. Der Altersdurchschnitt betrug 65 Lebensjahre zum Zeitpunkt der Operation (siehe Abb. 21, 22). Das weibliche Geschlecht ist häufiger betroffen (siehe Abb. 22).

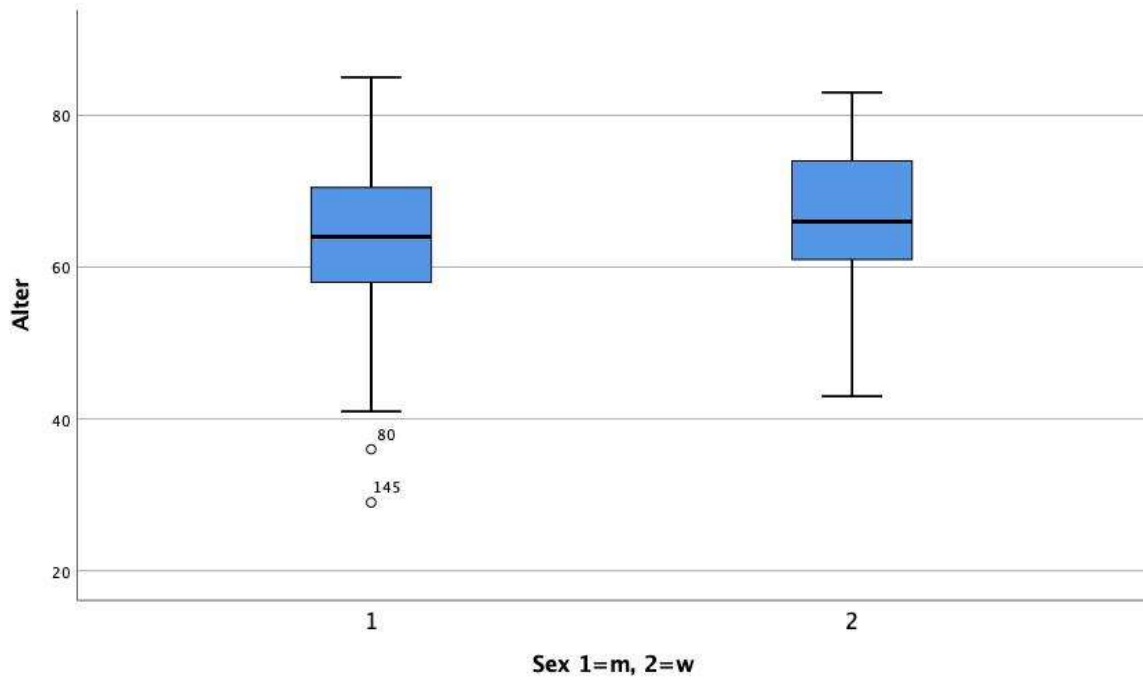


Abbildung 21: Verteilung des Patientenalters

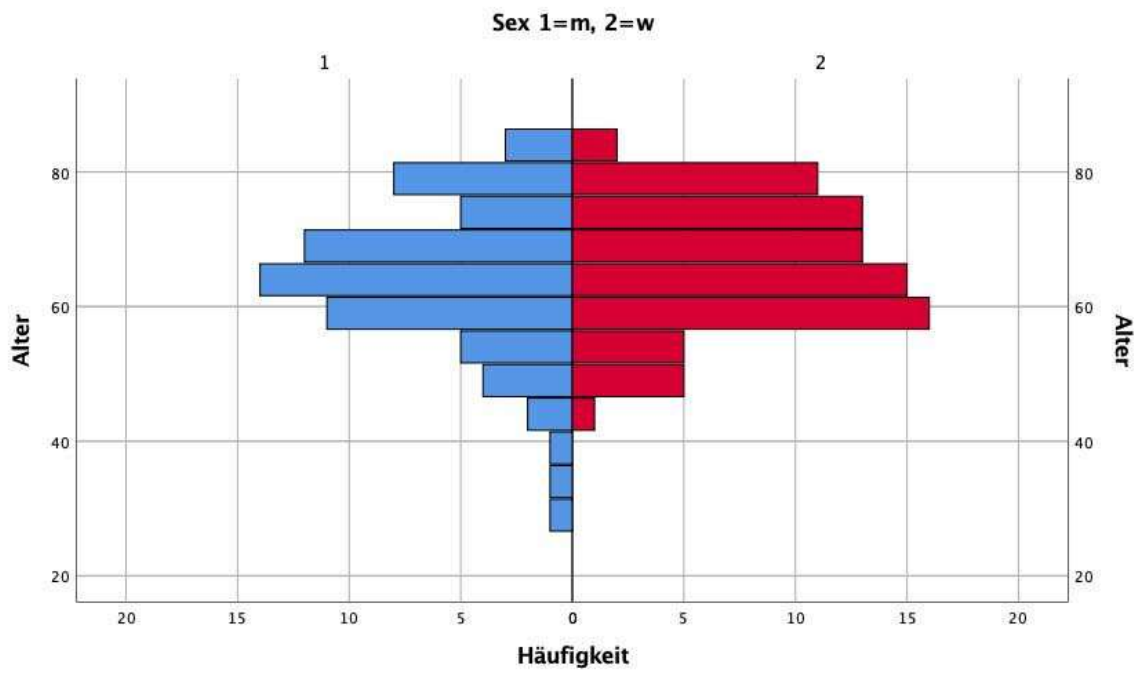


Abbildung 22: Alterspyramide des Patientenkollektivs

3.2 BMI

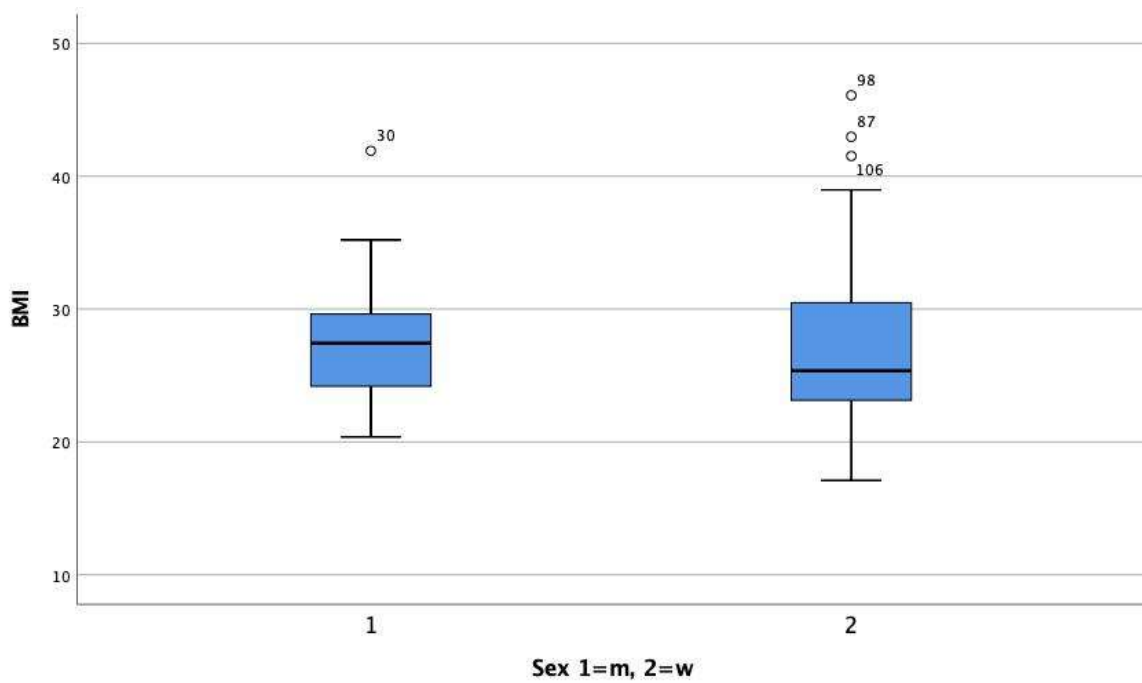


Abbildung 23: Verteilung des BMI

Die BMI-Median lag bei 27,2 m/kg². Der höchste BMI betrug 46,1 m/kg², der niedrigste 17 m/kg². Die Mehrzahl der eingeschlossenen Patienten ist laut Definition der WHO übergewichtig [50].

3.3 Harris Hip Score

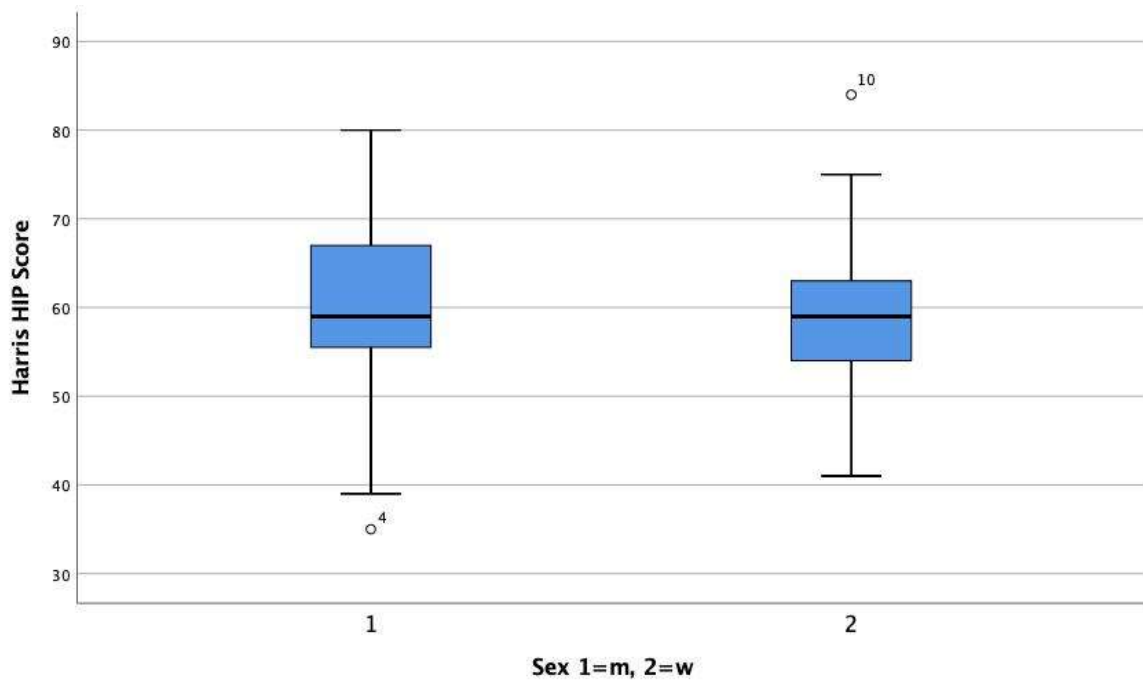


Abbildung 24: Verteilung des präoperativen Harris Hip Score

Die Median des Harris Hip Score betrug 59,4. Der niedrigste Wert war 35, der höchste Wert war 84. Maximal sind 100 Punkte zu erreichen. Hohe Punktzahlen sprechen hierbei für einen besseren, niedrige Punktzahlen für einen schlechteren Zustand des Hüftgelenkes.

3.4 Größenabweichung der Pfannen

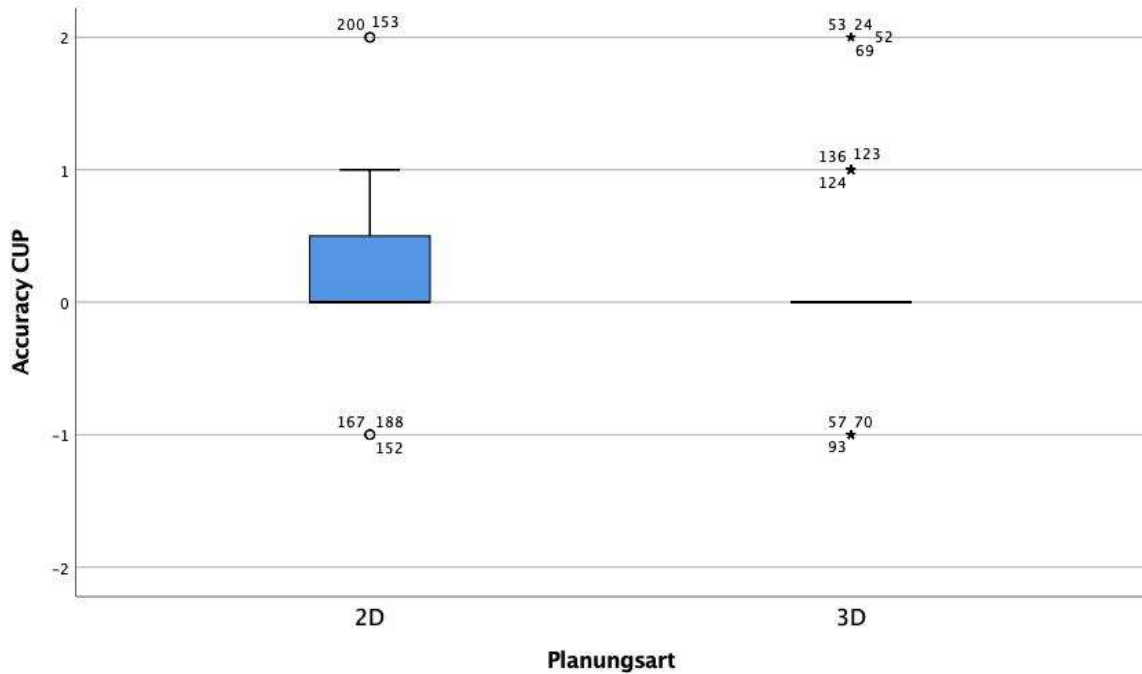


Abbildung 25: Größenabweichung APRIL-Pfanne 2D/3D

Gleicht man die schließlich verwendeten Implantate im Pfannenbereich mit der 3D-Planung ab, zeigt sich nur in einzelnen Fällen eine Abweichung. Die zusätzlich angefertigte 2D-Planung weicht signifikant häufiger von den verwendeten Implantaten ab. Damit zeigt sich die 3D-Planung signifikant genauer ($p < 0,01$, Wilcoxon-Rang-Test).

3.5 Größenabweichung der Schäfte

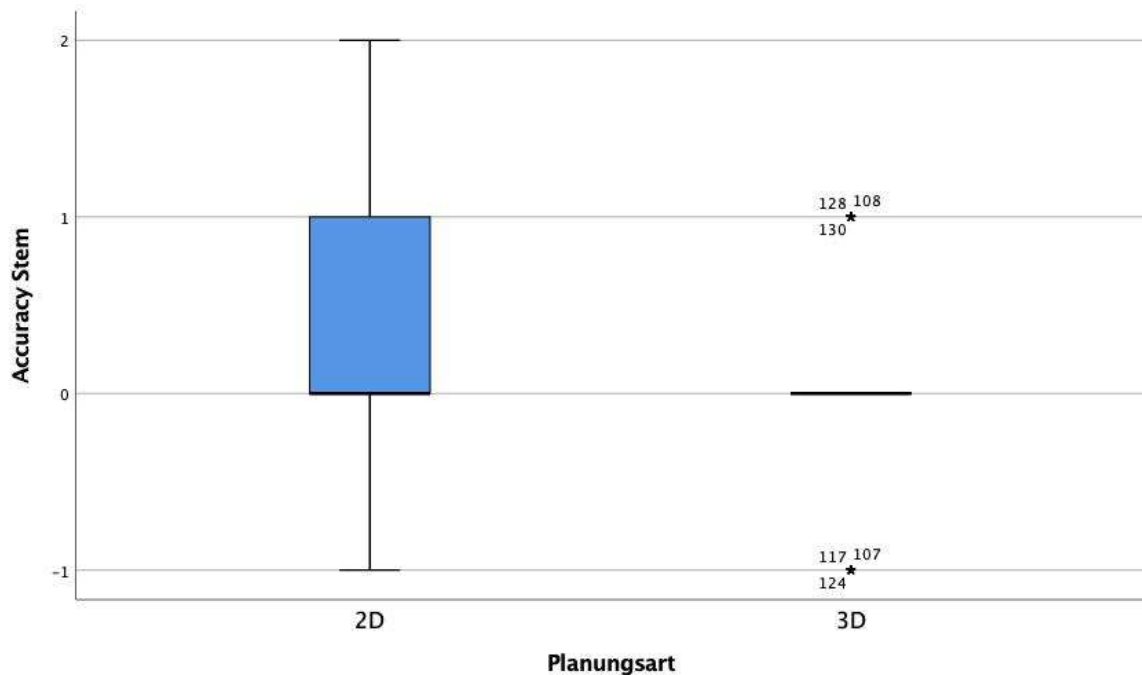


Abbildung 26: Größenabweichung Schaft

Verglichen mit den schließlich verwendeten Implantaten zeigt sich die 3D-Planung signifikant genauer ($p < 0,01$, Wilcoxon-Rang-Test).

Gleicht man die verwendeten Implantate im Schaftbereich mit der 3D-Planung ab, zeigt sich nur in einzelnen Fällen eine Abweichung. In 123 von 148 Fällen (83%) wurde die geplante Schaftgröße und Schaftart auch verwendet. Lediglich in 25 Fällen wurde von der geplanten Größe abgewichen. Von diesen waren jeweils 21 eine Größe größer und vier eine Größe kleiner.

Vergleicht man die 2D-Planung mit den schlussendlich implantierten Schäften, wurde in 78 Fällen (48,6%) von der Planung abgewichen. Die Schäfte waren im Falle der Abweichung in der Regel größer als geplant.

Die 2D-Planung weicht damit signifikant häufiger von den verwendeten Implantaten ab. Damit zeigt sich die 3D-Planung signifikant genauer ($p < 0,01$, Wilcoxon-Rang-Test).

3.6 Genauigkeit der Osteotomie

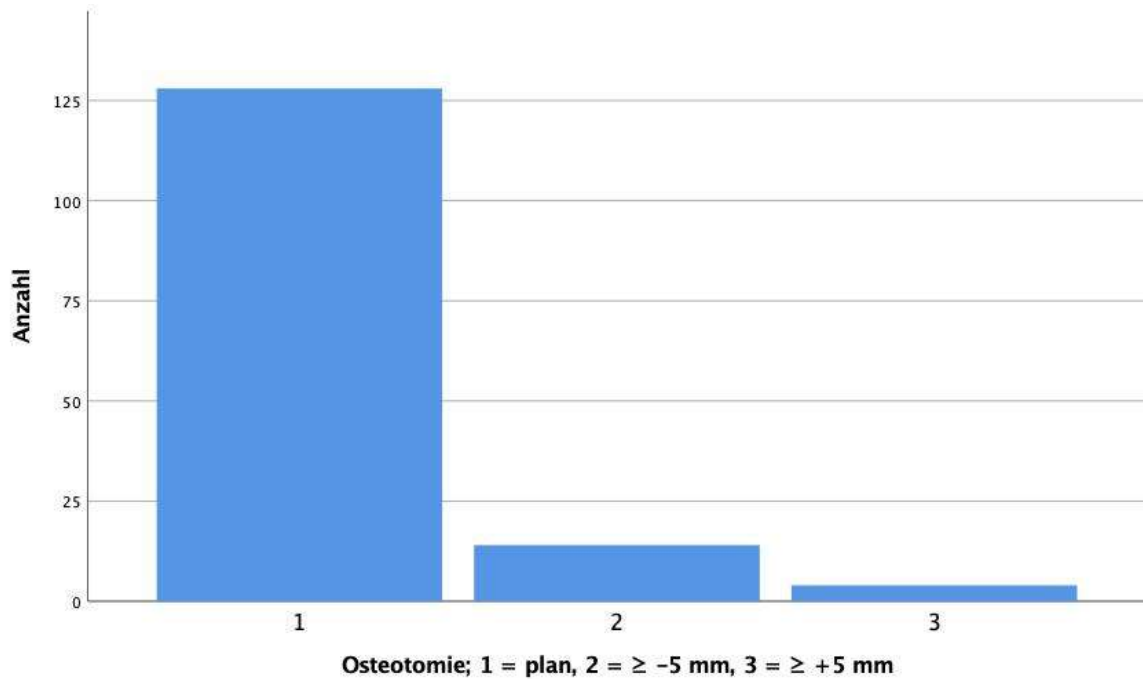


Abbildung 27: Osteotomiegenauigkeit

Verglichen mit der zur Operation vorliegenden 3D-Planung wurden 130 von 148 (90%) Osteotomien unseres Kollektivs planmäßig durchgeführt. In 14 Fällen wurde die geplante Osteotomie höher als geplant durchgeführt. In weiteren vier Fällen wurden die Femura tiefer reseziert als geplant.

3.7 Femorales Offset

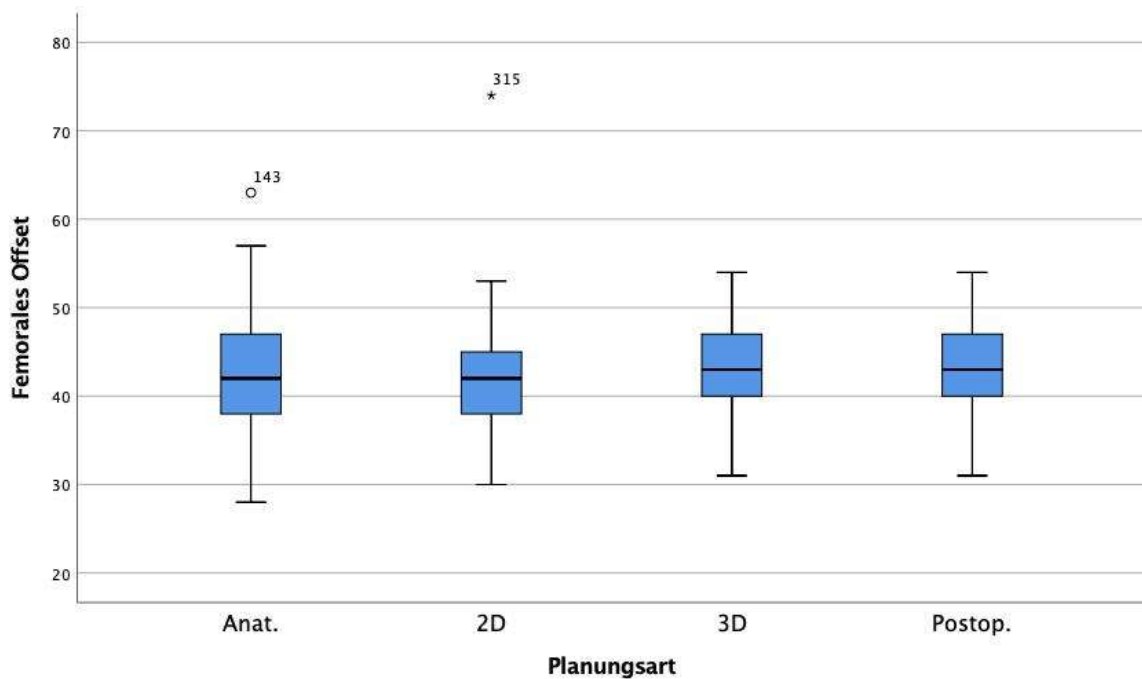


Abbildung 28: Vergleich der Planungen des femoralen Offset

Das anatomische femorale Offset und die 3D-Planung unterscheiden sich signifikant ($p < 0,01$, Wilcoxon-Rang-Test).

Das anatomische femorale Offset und die 2D-Planung unterscheiden sich nicht signifikant ($p > 0,05$, Wilcoxon-Rang-Test).

Das postoperative femorale Offset und die 3D-Planung unterscheiden sich nicht signifikant ($p > 0,05$, Wilcoxon-Rang-Test).

Das postoperative femorale Offset und die 2D-Planung unterscheiden sich signifikant ($p < 0,01$, Wilcoxon-Rang-Test).

Das anatomische und postoperative femorale Offset unterscheiden sich signifikant ($p < 0,01$, Wilcoxon-Rang-Test).

Die Planung der Rekonstruktion des femoralen Offset ist mit der 3D-Planung genauer.

3.8 Azetabulares Offset

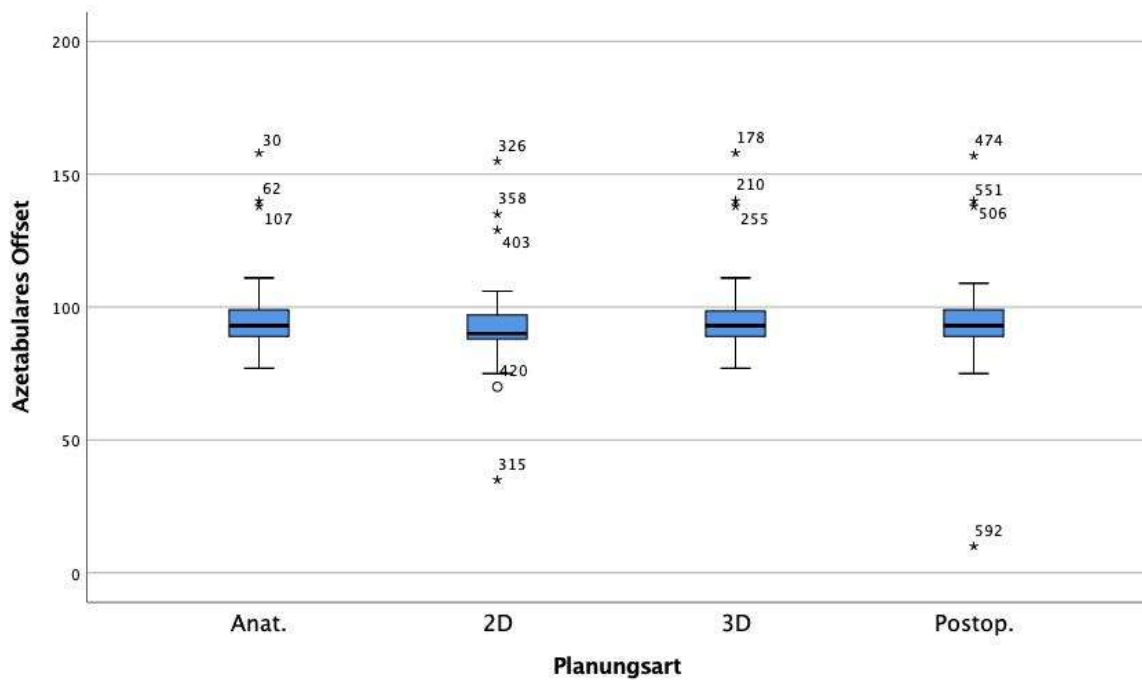


Abbildung 29: Vergleich der Planungen des azetabularen Offset

Das anatomische azetabulare Offset und die 3D-Planung unterscheiden sich nicht signifikant ($p > 0,05$, Wilcoxon-Rang-Test).

Das anatomische azetabulare Offset und die 2D-Planung unterscheiden sich nicht signifikant ($p > 0,05$, Wilcoxon-Rang-Test).

Das postoperative azetabulare Offset und die 3D-Planung unterscheiden sich nicht signifikant ($p > 0,05$, Wilcoxon-Rang-Test).

Das postoperative azetabulare Offset und die 2D-Planung unterscheiden sich nicht signifikant ($p > 0,05$, Wilcoxon-Rang-Test).

Das anatomische und postoperative azetabulare Offset unterscheiden sich nicht signifikant ($p > 0,05$, Wilcoxon-Rang-Test).

Bezüglich der Planung des azetabularen Offset konnte kein Unterschied zwischen 2D- und 3D-Planung gezeigt werden.

3.9 Beinlänge

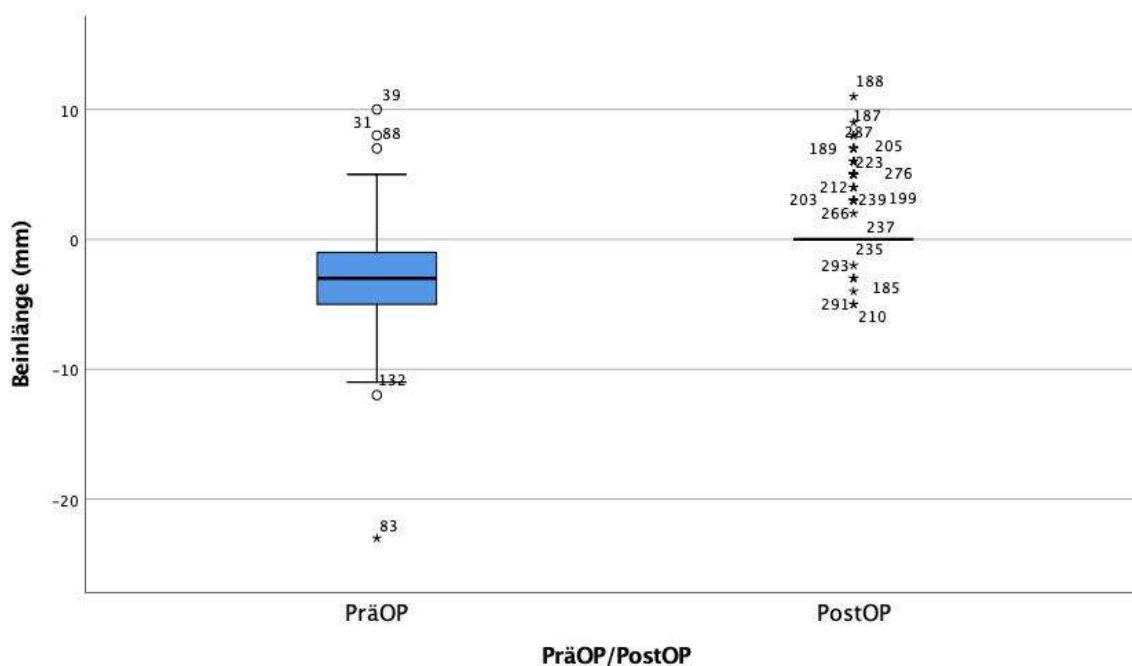


Abbildung 30: Beinlänge prä- und postoperativ

Bei 120 von 148 (81,1%) Patienten der vorliegenden Studie zeigte sich präoperativ radiologisch eine Verkürzung des zu operierenden Beines im Vergleich zur Gegenseite. Im Falle der Verkürzung betrug diese im Mittel 3,13 mm (Median 3,0 mm, Standardabweichung 3,7 mm, Min -23 mm; Max +10 mm).

Bei sieben von 148 Patienten war das zu operierende Bein präoperativ länger im Vergleich zur Gegenseite. Im Falle einer Überlänge betrug diese im Durchschnitt 5 mm (+/- 2 mm).

In sieben von 148 Fällen wurde eine Verkürzung des zu operierenden Beines angestrebt und erreicht. Die mittlere erreichte Verkürzung betrug 3 mm (+/-2 mm).

Postoperativ zeigten 106 von 148 (71,6%) der Patienten gleich lange Beine.

In 35 von 148 (23%) Fällen zeigte sich im postoperativen Röntgenbild eine Überlänge des operierten Beines im Vergleich zur Gegenseite. Diese betrug im Mittel von 3,5 mm (+/-2,6).

Die Beinlänge unterscheidet sich prä- und postoperativ signifikant ($p < 0,01$, Wilcoxon-Rang-Test).

3.10 Inklination

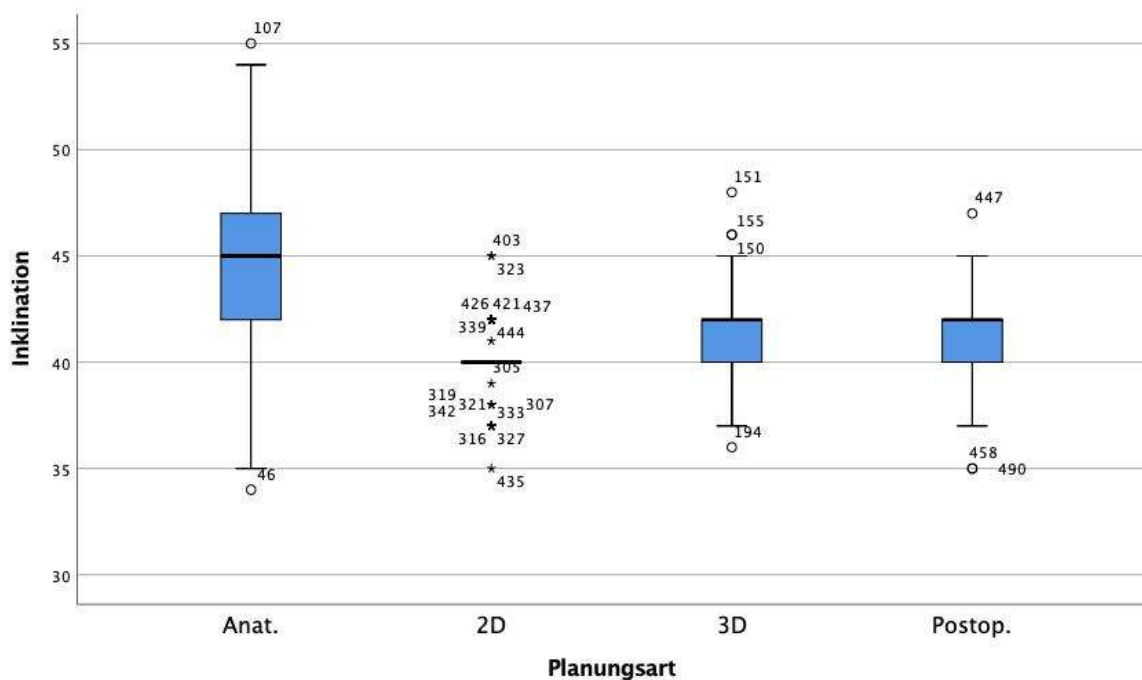


Abbildung 31: Vergleich der Planungen der Inklination

Die anatomische Inklination und die 3D-Planung unterscheiden sich signifikant ($p < 0,01$, Wilcoxon-Rang-Test).

Die anatomische Inklination und die 2D-Planung unterscheiden sich signifikant ($p < 0,01$, Wilcoxon-Rang-Test).

Die postoperative Inklination und die 3D-Planung unterscheiden sich nicht signifikant ($p = 4,3$, Wilcoxon-Rang-Test).

Die postoperative Inklination und die 2D-Planung unterscheiden sich nicht signifikant ($p=4,1$, Wilcoxon-Rang-Test).

Die anatomische und postoperative Inklination unterscheiden sich signifikant ($p<0,01$, Wilcoxon-Rang-Test).

Die Genauigkeit der Inklinationsplanung zeigte bei der Pfannenkomponente zwischen 2D- und 3D-Planung keinen Unterschied.

3.11 Komplikationen

Patient Geschlecht/ Alter/ BMI	Planung	Implantate	Komplikation	Therapie
M/61/29,9	58 Evo G	58 Evo G	Postoperative Fx nach Belastung	Revisionsprothese
W/83/28,3	50 Mod D	54 Evo D	Postoperative Fx nach Belastung	Revisionsprothese
W/77/30,5	52 Mod E	52 Evo D	Postoperative Fx nach Belastung	Revisionsprothese
W/61/30	54 Evo E	52 Evo E	Thrombose	Therapeutische AK
W/57/29,4	52 Mod E	52 Evo E	Periprothetische Azetabulum Fx	Pfannenwechsel
W/68/26,7	52 Evo D	52 Evo D	Thrombose	Therapeutische AK
M/52/25,8	54 Evo G	54 Evo G	Beinlängenunterschied 2 cm	Einlagen
W/73/35,1	52 Evo D	52 Evo D	Schaftfraktur nach Belastung Pneumonie, Exitus letalis	Revisionsprothese Intensivtherapie
W/61/20,2	52 Mod D	52 Evo D	Thrombose V. tibialis posterior	Therapeutische AK
W/68/29,7	54 Evo E	52 Evo E	Postoperatives Hämatom	2x Revision
W/76/24,1	52 Mod D	52 Evo C	Läsion N. Femoralis	Konservativ
W/68/30,8	48 Evo D	48 Evo D	Thrombose	Therapeutische AK
M/85/24,8	56 Evo H	H – LINK	Harnleiterschienen Dislokation	Wechsel Harnleiter- schiene

Tabelle 3: Komplikationen des Patientenkollektivs

4 Diskussion

4.1 Vergleichbarkeit der Population

Im ältesten Endoprothesenregister der Welt zeigt sich ein Altersdurchschnitt von 64,7 Jahren zum Zeitpunkt einer primären Hüftendoprothesenimplantation. Der Altersdurchschnitt unseres Kollektivs lag bei 65,7 Jahren. Damit ist die Studienpopulation vergleichbar und typisch für Patienten, die sich zur elektiven Implantation einer Hüft-TEP vorstellen [36].

Der Faktor Übergewicht ist mit mehr als 50% der Patienten in dem oben genannten Register dokumentiert. Die Tendenz zu Übergewicht in unserem Kollektiv ist auch in der Literatur zu finden [36, 51].

Der Mittelwert des Harris Hip Score liegt im Schwedischen Register bei 57,2 [36]. Der Mittelwert in der Literatur [36, 52] von Patienten mit einer operationsbedürftigen Coxarthrose liegt bei 61,8. Der Mittelwert des Harris Hip Score liegt in unserem Kollektiv bei 59,4. Somit ist unser Kollektiv diesbezüglich vergleichbar.

4.2 Planung der Pfannengröße

Bei der präoperativen Planung der Pfannengröße zeigten sich die folgenden Übereinstimmungen:

- In 81% der Fälle wurden die Pfannen in exakt der gleichen Größe mittels 3D geplant, wie sie dann intraoperativ implantiert wurden. Dagegen stimmten nur 73,6% der Implantate mit der konventionellen digitalen 2D-Planung, dem Gold-Standard, überein.
- In 7,4% der Fälle wurden die Pfannen mit Abweichungen von lediglich +/- einer Größe, verglichen mit der 3D-Planung, realisiert. Nach konventioneller Planung wurde in 22,2% der Fälle um eine Größe abgewichen. Unsere Studie zeigt somit eine höhere Präzision der 3D-gestützten Planung gegenüber der konventionellen 2D-Planung.

Mainard et al. verglichen 2017 in einer retrospektiv vergleichenden Studie 31 konventionell geplante 2D-Hüftimplantationen mit computertomographisch gestützten 3D-Planungen und konnten für die Planung der Pfanne keinen signifikanten Unterschied zwischen 2D- und 3D-CT-Planung zeigen [53].

Zeng et al. publizierten 2014 eine Studie über 20 Patienten. Es wurden prä- und postoperative Computertomographien verglichen. Nach CT-gestützter 3D-Planung zeigte sich in 70% der Fälle eine korrekte Planung der azetabularen Prothesenkomponente [54].

Sariali et al. zeigten 2017 bei 154 Patienten sogar eine Präzision von 96% in der 3D-CT-Planung für die Pfanne [55]. Diese Studie ist bezüglich der Fallzahl mit vorliegender Studie sehr ähnlich. Auch wurden die gleiche Software sowie die gleichen Implantate verwendet. Alle Planungen wurden durch den Operateur durchgeführt. Alle Patienten wurden vom selben Operateur durch den gleichen Zugang (DAA) operiert. Diese Abweichung der Methodik kann vielleicht die besseren Ergebnisse der Studie erklären. Es fand kein Vergleich mit einer konventionellen Planung statt.

4.3 Planung der Schaftgröße

Bei der präoperativen Planung der Schaftgrößen zeigten sich die folgenden Übereinstimmungen:

- In 83% der Fälle wurden die Schäfte in exakt der gleichen Größe wie zuvor 3D-geplant implantiert. Nach konventioneller 2D-Planung war dieses nur in 47,2% der Fall.
- In 14,1% der Fälle wurden nach 3D-Planung um eine Größe abweichende Implantate genutzt. Dieses war in 48,6% der Fälle nach konventioneller 2D-Planung notwendig.

In der oben genannten Studie von Mainard et al. [53] konnte eine deutliche Überlegenheit der 3D-Planung im Vergleich mit der konventionellen Planung gezeigt werden. In 88% der Fälle nach 3D-Planung und 68% der Fälle nach 2D-Planung wurde die geplante Prothese in der geplanten Größe implantiert. Dieses deckt sich mit den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit.

Sariali et al. [55] zeigten in der genannten einarmigen Studie bei 154 Patienten im Vergleich zu vorliegender Arbeit eine höhere Präzision von 97% bei der Verwendung der femoralen Implantate nach 3D-Planung.

4.4 Planung des azetabularen Offset

In einer prospektiven Studie über 131 Patienten überprüften Merle et al. den Effekt der Variation des azetabularen Offset vor und nach Implantation einer Hüft-TEP. Jeder Patient bekam eine prä- und postoperative CT-Untersuchung mit Messung des azetabularen Offset. Die Veränderung des azetabularen Offset verändert negativ das Ergebnis der endoprothetischen Versorgung.

Die Planung des azetabularen Offset lässt sich in der vorliegenden Studie, 2D- und 3D-CT-gestützt, nicht unterscheiden.

4.5 Planung des femoralen Offset

Die Rekonstruktion des femoralen Offset wurde mit der 3D-CT-gesteuerten Planung besser geplant. Die 3D-Planung und die postoperative Messung unserer Studie unterscheiden sich nicht. Die anatomische Rekonstruktion des femoralen Offset ist eine Herausforderung der Hüftendoprothetik, da jede Änderung von Drehzentrum, Offset oder Beinlänge eine Störung des komplexen Gleichgewichts der ein- und zweigelenkigen hüftgelenkumspannenden Muskeln bedingt [56]. Eine Offsetveränderung kann zu Unzufriedenheit des Patienten führen [37].

Clement et al. zeigten 2016 in einer retrospektiven Studie von 359 Patienten eine Besserung des klinischen Outcome nach Hüft-TEP mit anatomischer Rekonstruktion des femoralen Offset [57]. Die Patienten wurden nach einem Jahr untersucht. Die Autoren stellten fest, dass Patienten mit einer radiologisch bewiesenen Offsetrekonstruktion, ein deutlich besseres klinisches Ergebnis, im Sinne eines höheren Oxford-Score, zeigten.

Es gibt in der Literatur wenige Studien, die den Aspekt des femoralen Offset in der Planung untersuchen. Unsere Studie ist die erste, die den Aspekt der 3D-CT-gestützten Planung des femoralen Offset untersucht. Wir haben mit der CT-gesteuerten 3D-Planung eine sehr gute präoperative Planung des femoralen Offset gezeigt, die postoperativ ebenfalls zu finden ist.

4.6 Planung der Pfannenposition

Die vorliegende Studie konnte keinen Unterschied zwischen 2D- und CT-gestützter 3D-Planung zeigen. Wir haben eine signifikante Abweichung zwischen anatomischer und postoperativer Inklination gezeigt.

Es ist vielfach beschrieben, dass sich die anatomische Inklination deutlich von der Pfanneninklination unterscheidet. Die anatomische Inklination ist steiler als die der prothetischen Pfanne. Nagao et al. zeigten nach CT-Analysen von 110 Becken einen Durchschnitt von 51° [38°-63°] Inklination des anatomischen Azetabulums [58]. Die empfohlene Inklination eines azetabularen Implantates beträgt maximal 45° [2].

Das Konzept der „Safe Zone“ wurde 1978 von Lewinnek et al. eingeführt und gilt seitdem als Standard für die Pfannen-Implantation. Das Konzept wurde in einer retrospektiven Studie von 300 Patienten erarbeitet. Bei einer Pfannenorientierung von 30°-50° Inklination und 5°-25° Anteversion in der a.p.-Ebene wurden deutlich weniger Luxationen beobachtet [59].

Das Konzept der „Safe Zone“ von Lewinnek wurde in der Folge mehrfach hinterfragt. Abdel et al. publizierten 2015 eine retrospektive monozentrische Studie über 9.784 Patienten nach Implantation einer Hüft-TEP. Es wurden 202 postoperative Luxationen identifiziert. Nach radiologischer Analyse zeigten die Autoren, dass die Mehrheit (58%) der Luxationen bei korrekter Implantation der Pfanne in der „Safe Zone“ erfolgte. Fazit dieser Studie ist, dass die von Lewinnek beschriebene „Safe Zone“ für die Pfanneninklination nicht mehr gelten sollte. Es scheint weitere Parameter zu geben, die für die luxationssichere Pfannenpositionierung entscheidend sind [60].

Weiter ist die Vermeidung von Impingementphänomenen wichtig. Man unterscheidet drei Typen von Impingement: Komponente-vs-Komponente, Knochen-vs-Knochen und Knochen-vs-Komponente [47]. Das Knochen-vs-Knochen-Impingement wird durch das zu geringe femorale und azetabulare Offset der Prothese verursacht. Das Komponenten-vs-Komponenten- und Knochen-vs-Komponente-Impingement hängt im Wesentlichen von Designparametern und der Komponentenausrichtung ab.

Zusätzlich ist die Qualität der knöchernen Deckung der Pfannenkomponente entscheidend und abhängig von der kortikalen und spongiosen Knochenqualität [47].

Somit ist für die Orientierung der Pfanne eine Position zu finden, die einen Kompromiss von Luxationssicherheit [59] aus knöcherner Deckung und Impingementvermeidung darstellt [47].

Diese Faktoren zu berücksichtigen und damit den individuellen bestmöglichen Kompromiss zu finden, ist das Ziel der dreidimensionalen Planung.

Die CT-orientierte Pfannenpositionsplanung hat die dauerhafte Osteointegration, die Vermeidung eines Pfannen-Muskulatur-Konflikts und die Prävention eines Komponenten-vs-Komponenten-Impingement zum Ziel [61, 62]. Die Philosophie ändert sich dabei von der standard „Safe Zone“ in die individuelle „Safe Zone“. Voraussetzung für die angestrebte Präzision ist eine entsprechende Qualität der CT-Bilder, besonders bei der 3D-Auflösung [47].

Seagrave et al. führten 2017 eine Metaanalyse der Literatur durch. Nach Sichtung und Vergleich von 28 Studien, zeigte sich kein Risikowinkel der Inkliniation im Auftreten von Luxation oder Impingement [63].

Die Anteversion der Pfannenkomponente scheint einen wesentlichen Einfluss auf die Luxationssicherheit zu haben. Die retrospektive Analyse von Murphy et al. konnte bei luxierten Hüftendoprothesen eine vermehrte Anteversion ausmachen [64].

Auch die Anteversion kann mittels CT-gestützter 3D-Planung exakt geplant werden. Die Anteversion spielt eine große Rolle in der Stabilität der implantierten Prothese.

4.7 Einfluss des Zugangsweges

Ob es einen Einfluss des Zugangsweges auf die Implantation und die Position der Implantate gibt, wurde bis jetzt nicht untersucht oder publiziert. Die minimal-invasiven Zugänge erleben seit einigen Jahren eine Renaissance.

Varela et al. [65] zeigten in einer retrospektiven Studie von 50 Patienten keinen Unterschied im klinischen Outcome zwischen DAA und transglutealem Zugang.

Migliorini et al. [66] führten eine Metaanalyse über 4.842 Hüft-Endoprothesen durch. Die klinische und radiologische postoperative Analyse konnte keine Überlegenheit der minimal-invasiven Chirurgie herausstellen. Minimal-invasiv operierte Patienten hatten jedoch weniger Blutverlust und kürzere OP-Zeiten. Es wurde kein Unterschied bezüglich Luxation, Frakturen oder Instabilität nachgewiesen.

Higgins et al. führten eine Metaanalyse von 17 Studien an insgesamt 2.302 Patienten durch [67]. Verglichen wurden die beiden Zugänge unserer Studie, direkt anterior und transgluteal. Ziel der Autoren war ein Vergleich des klinischen und radiologischen Follow-Ups. In vier Studien zeigte sich dabei eine Überlegenheit des direkt anterioren Zugangs mit weniger Schmerzen und kürzerem Krankenhausaufenthalt. Nach einigen postoperativen Monaten ist zwischen den beiden Patientengruppen keinen Unterschied mehr nachweisbar.

Laut aller hier zitierten Studien hat der Zugangsweg wenig Einfluss auf den Erfolg der Operation.

4.8 Komplikationen

Im untersuchten Patientenkollektiv kam es in 13 Fällen (8,6%) zu Komplikationen. Davon hatten sieben eine internistische Ursache, der Rest war fachspezifisch (4%). Bei vier Patienten kam es nach Mobilisation zu einer periprothetischen Femurfraktur (Vancouver B2). Ein Patient erlitt nach Mobilisation eine dislozierte Azetabulumfraktur. Alle Frakturen wurden revidiert und operativ durch Komponentenwechsel und ggf. zusätzliche Cerclagen versorgt.

Kunze et al. [68] analysierten 2018 in einer retrospektiven Studie an 550 Patienten, nach Implantation einer Hüft-TEP mit zwei Jahren Follow-Up, die Komplikationsrate. Die fachspezifischen Komplikationen wurden erfasst. Die Komplikationsrate befand sich bei

13,6%. Es gibt jedoch in dieser Studie keine Angabe zum Anteil der Frakturen unter den fachspezifischen Komplikationen.

Kim et al. [69] führten 2018 eine retrospektive Studie an 1.089 Patienten nach Implantation einer Hüft-TEP mittels Kurzschafft mit 5,1 Jahren Follow-Up durch. Die Rate periprothetischer Femurfrakturen betrug 1,5% und war damit der häufigste Grund einer Revision.

Meek et al. [70] führten 2011 eine retrospektive Studie an allen in England, zwischen 1997 und 2008 durchgeführten, primären Implantationen und Revisionen von Hüftendoprothesen durch. Nach primärer Hüftendoprothese betrug die femorale periprothetische Frakturrate 0,9%.

Sariali et al. [55] berichten in ihrer Arbeit nach einem Follow-Up von fünf Jahren über 154 Patienten, welche nach 3D-CT-gestützter Planung operiert wurden, über eine fachspezifische Komplikationsrate von 4% periprothetischer Femurfrakturen.

In Zusammenschau der Literatur mit den vorliegenden Ergebnissen muss festgestellt werden, dass die Komplikationsrate bezüglich der periprothetischen Frakturen vergleichbar mit denen in der Literatur ist.

In vorliegender Studie trat eine Läsion des Nervus femoralis in einem Fall (0,6%) auf.

Hasija et al. [71] führten 2017 eine Analyse der Literatur durch und fanden eine Nervus femoralis Läsion in 0,04% bis 0,8% der Fälle.

Fleischmann et al. [72] führten 2018 eine Metaanalyse an 17.350 Patienten nach Hüft-TEP Implantation durch und zeigten dabei eine Nervus femoralis Läsion in 0,2% der Fälle, wobei die Inzidenz je nach Zugang variiert. Diese Metaanalyse zeigt eine Rate von 0,64% Nervus femoralis Läsion bei dem DAA.

In Zusammenschau mit der Literatur zeigt sich in vorliegender Studie eine vergleichbare Rate der Nervenläsion.

In unserem Patientenkollektiv trat keine Prothesenluxation auf.

Dargel et al. [73] führten 2014 eine Metaanalyse der verschiedenen Prothesenregister durch und zeigten eine Luxationsrate von 2%.

Gaudsen et al. [74] führten zwischen 2012 und 2014 eine systematische Analyse aller Patienten, die in den USA eine Hüft-TEP implantiert bekommen haben, durch. Nach Sichtung von 207.285 Akten wurde eine Luxationsrate von 1,4% festgestellt.

In Zusammenschau mit der Literatur zeigt vorliegende Studie bessere Ergebnisse bezüglich der Prothesenluxationsrate.

4.9 Strahlenbelastung

Die erhöhte Strahlenbelastung der notwendigen präoperativen CT-Untersuchung ist häufig ein erstes Argument gegen die 3D-CT gestützte Planung. Die Strahlenbelastung wurde durch eine Verfeinerung des CT-Protokolls auf mittlerweile 3,7 mSv reduziert [75]. Im Vergleich ergibt sich bei der 2D-Planung mit Anfertigung mehrerer Ebenen (tief zentrierte Beckenübersichtaufnahme und axiale Seitenaufnahme) eine Strahlenbelastung von 1,4 bis 3 mSv [76, 77]. Die vermehrte Strahlenbelastung einer CT-Planung ist somit marginal. Der Altersdurchschnitt unseres Patientenkollektives beträgt 65 Jahre. Das Risiko eines strahleninduzierten Effekts (alterskorreliert) ist damit nicht deterministisch [47, 78].

Alternativ wurde das EOS-System (Abb. 32) entwickelt. Es handelt sich dabei um eine Rekonstruktion der Anatomie bei minimaler Röntgenbelastung. Die effektive Strahlendosis ist dabei 26fach reduziert im Vergleich zur Standardröntgendiagnostik [79] durch Messung der Gaseindosierung. Der Patient steht dabei zwischen zwei Detektoren, welche von kranial nach kaudal das ganze Skelett analysieren. Das Skelett wird anschließend rekonstruiert [80]. Es handelt sich deshalb nicht um eine exakte Bildgebung der Hüfte, sondern um eine Rekonstruktion. Mit dem Hip-EOS® Programm können die Prothesen nach dieser Rekonstruktion geplant werden.

Mit dieser Technik zeigten Mainard et al. bei 31 Prothesen eine Präzisionsrate von 92% für die Pfanne und 84% für den Schaft [53].



Abbildung 32: EOS-System

4.10 Diskussion der Methodik

Es handelt sich um eine retrospektive monozentrische Studie. Die Operationen wurden von mehreren Operateuren mit verschiedenen Techniken durchgeführt. Um das Outcome zu bewerten, ist eine klinische Nachuntersuchung mit Kalkulation des postoperativen Harris Hip Score der Patienten vorteilhaft. Ein Vergleich der Steigerung des Score zwischen unserer Studie und der Literatur ist angemessen.

Die 3D-CT-Planung erfolgt präoperativ, die 2D-Planung wurde postoperativ retrospektiv durchgeführt. Es gibt keine Kontrollgruppe.

5 Zusammenfassung

Über einen Zeitraum von drei Jahren wurden alle Patienten dokumentiert, die zur präoperativen Planung bei Hüfttotalendoprothetik ein Spiral-CT erhielten und operativ im Klinikum Ernst von Bergmann, Potsdam, versorgt wurden. Anhand der CT-Rekonstruktion wurde eine dreidimensionale Planung mit dem 3D Hip Plan® 2.0 (Symbios, Switzerland) durchgeführt. Insgesamt konnten 148 Patienten retrospektiv ausgewertet werden. Der Altersdurchschnitt des Kollektivs lag bei 65,7 Jahren. Es wurden 82 Frauen und 66 Männer operativ versorgt. Ziel der Studie war es, die Aussagekraft der dreidimensionalen präoperativen CT-Planung im Vergleich zur 2D-Planung zu untersuchen.

Die Planung einer Hüft-TEP ist Voraussetzung für eine erfolgreiche Operation. Die Vorbereitung der Prothese zur perfekten Wiederherstellung der Biomechanik ist die Herausforderung. Die 2D-Planung am konventionellen Röntgenbild bleibt der Goldstandard.

Mit einem standardisierten Procedere zeigt sich die 3D-Planung präziser. Die vorliegende Studie deckt sich mit bisher publizierten Ergebnissen [42, 53, 81]. Die 3D-Planung von Schaft- und Pfannenkomponente ist der konventionellen 2D-Planung überlegen. Die Offsetrekonstruktion und Wiederherstellung der Biomechanik ist mittels 3D-Planung genauer. Die Implantatposition, sowohl femoral als auch azetabular, kann mit der 3D-Planung genauer geplant werden. Zusätzlich erlaubt die 3D-Planung mehrere Parameter wie die Anteversion der Pfanne und knöcherne Abdeckung zu planen.

Die intraoperative Einschätzung des Chirurgen bleibt weiter das wichtigste Werkzeug des Endoprothetikers. Planungen dienen der logistischen Vorbereitung auf die Operation und dem Erkennen von möglichen Problemen. Die Planung der Position der Implantate dient der Vorbeugung von Komplikationen wie Luxation und Impingement, Beinlängendifferenz und Offsetveränderung. Neue Planungswerkzeuge wie die CT-3D-Planung können diese unter Umständen in Zukunft reduzieren. Sie stellen dabei keinen Ersatz für die Expertise des Operateurs dar. Die Komplikationsrate des untersuchten Patientenkollektivs ist im Vergleich zur Literatur allerdings bezüglich der periprothetischen Frakturrate und Läsion von Nerven nicht reduziert. Im untersuchten Kollektiv wurde keine Luxation beobachtet.

Die 3D-CT-gestützte Planung zeigt sich präziser, wird aber von vielen Chirurgen nicht angewendet. Dabei wird die minimal erhöhte Strahlenbelastung häufig als Argument verwendet. Sicher spielen auch organisatorische und ökonomische Aspekte eine wesentliche Rolle.

Zur Validierung der 3D-CT-gestützten Planung sind weitere prospektive, kontrollierte Studien notwendig. Der klinische Vorteil für den Patienten sollte dabei in den Fokus rücken.

In Anbetracht von stetig steigenden Kosten im Gesundheitswesen sollte eine sorgfältige Kosten-Nutzen-Analyse erfolgen.

6 Literaturverzeichnis

1. Dieppe P, Kirwan, J.: **The Localisation of osteoarthritis.** *Britisch Journal of Rheumatology* 1994.
2. Claes L. KS, Perka C., Rudert M.: **AE Manual der Endoprothetik, Hüfte und Hüftrevision.**
3. Pauwels F: **[Short survey of mechanical stress of bone and its importance for the functional adaptation (author's transl)].** *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 1973, **111**(5):681-705.
4. Lecerf G, Fessy MH, Philippot R, Massin P, Giraud F, Flecher X, Girard J, Mertl P, Marchetti E, Stindel E: **Femoral offset: anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty.** *Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR* 2009, **95**(3):210-219.
5. Merle C, Innmann MM, Waldstein W, Pegg EC, Aldinger PR, Gill HS, Murray DW, Grammatopoulos G: **High Variability of Acetabular Offset in Primary Hip Osteoarthritis Influences Acetabular Reaming-A Computed Tomography-Based Anatomic Study.** *The Journal of arthroplasty* 2019, **34**(8):1808-1814.
6. Lühmann D, Hauschild , B., Raspe, H: **Aufbau einer Datenbasis 'Evaluation medizinischer Verfahren und Technologien' in der Bundesrepublik, Hüftgelenkendoprothetik bei Osteoarthrose.** 2000.
7. Croft P, Cooper, C. Wickham, C., Coggon, D.: **Defining osteoarthritis of the hip for epidemiologic studies.** *American Journal of Epidemiology* 1990.
8. Hochberg MC: **Risk factors for the development and progression of hip osteoarthritis.** *The Journal of rheumatology* 2005, **32**(6):1135-1136.
9. Spector TD, MacGregor AJ: **Risk factors for osteoarthritis: genetics.** *Osteoarthritis and cartilage* 2004, **12 Suppl A**:S39-44.
10. Sturmer T, Sun Y, Sauerland S, Zeissig I, Gunther KP, Puhl W, Brenner H: **Serum cholesterol and osteoarthritis. The baseline examination of the Ulm Osteoarthritis Study.** *The Journal of rheumatology* 1998, **25**(9):1827-1832.
11. Richette P, Corvol M, Bardin T: **Estrogens, cartilage, and osteoarthritis.** *Joint, bone, spine : revue du rhumatisme* 2003, **70**(4):257-262.
12. Cooper C, Campbell L, Byng P, Croft P, Coggon D: **Occupational activity and the risk of hip osteoarthritis.** *Annals of the rheumatic diseases* 1996, **55**(9):680-682.

13. Murphy NJ, Eyles JP, Hunter DJ: **Hip Osteoarthritis: Etiopathogenesis and Implications for Management.** *Advances in therapy* 2016, **33**(11):1921-1946.
14. Grill F, Müller, D.: **Results of hip ultrasonographic screening in Austria.** *Der Orthopade* 1997, **26**:25-32.
15. Graf R: **Hip sonography: 20 years experience and results.** *Hip international : the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy* 2007, **17 Suppl 5**:S8-14.
16. Millis MB, Murphy, S.B., Poss, R.: **Osteotomies about the hip for the prevention and treatment of osteoarthrosis.** *Istr Course Lect* 1996.
17. Di Cesare PE: **Surgical management of osteoarthritis.** 1994.
18. Mittelmeier W, Plotz W, Gradinger R: **[Arthroses of the hip joint and their treatment. Developments and progress in the area of conservative and surgical therapy].** *Fortschritte der Medizin* 1997, **115**(18):34-39.
19. Ganz R, Klaue K, Vinh TS, Mast JW: **A new periacetabular osteotomy for the treatment of hip dysplasias. Technique and preliminary results.** *Clinical orthopaedics and related research* 1988(232):26-36.
20. Klein C, Fontanarosa A, Khouri N, Bellity J, Padovani JP, Glorion C, Wicart P: **Anterior and lateral overcoverage after triple pelvic osteotomy in childhood for developmental dislocation of the hip with acetabular dysplasia: Frequency, features, and medium-term clinical impact.** *Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR* 2018, **104**(3):383-387.
21. Ferguson RJ, Palmer AJ, Taylor A, Porter ML, Malchau H, Glyn-Jones S: **Hip replacement.** *Lancet (London, England)* 2018, **392**(10158):1662-1671.
22. Kerboull M: **Histoire de la prothèse de hanche en France.** *Annales SOFCOT* 2014.
23. Caton JP, P.: **Typologie et épidémiologie des prothèses totales de hanche en France** *Maitrise Orthopédique* 2012.
24. Charnley J: **The classic: The bonding of prostheses to bone by cement.** 1964. *Clinical orthopaedics and related research* 2010, **468**(12):3149-3159.
25. Mittelmeier H: **[New development of wear-resistant ceramic and metal composite prostheses with ribbed support shafts for cement-free implantation].** *Hefte zur Unfallheilkunde* 1975(126):333-336.
26. Heisel J: **Hüftendoprothetik - Gestern, Heute, Morgen.** *Medizinisch Orthopädische Technik* 2007.
27. Grimberg AJ, V; Lützner, J; Melsheimer, O; Morlock, M; Steinbrück, A: **Endoprothesen Register Deutschland, das Jahresbericht 2020.** In.; 2020.

28. Harris WH: **Traumatic Arthritis of the hip after dislocation and acetabular fracture. Treatment by Mold arthroplasty. An end result study using a new method of result evaluation.** *Journal of Bone and Joint Surgery* 1969, **51A**:737-755.
29. Francon F: **Documenta rheumatologica geigy.** *Schweizer Journal of Rheumatology* 1956.
30. Debrunner AM: **Die Störungeng des Bewegungsapparat in Klinik und Praxis.** *Orthopädische Chirurgie* 1994.
31. Hackenbroch M: **Arthrose, Basiswissen zu Klinik, Diagnostik und Therapie.** *Thieme* 2002.
32. Kellgren JH, Lawrence JS: **Radiological assessment of osteo-arthrosis.** *Annals of the rheumatic diseases* 1957, **16**(4):494-502.
33. Pop T, Szczygielska D, Druzicki M: **Epidemiology and cost of conservative treatment of patients with degenerative joint disease of the hip and knee.** *Ortopedia, traumatologia, rehabilitacja* 2007, **9**(4):405-412.
34. Ries MD: **Relationship Between Functional Anatomy of the Hip and Surgical Approaches in Total Hip Arthroplasty.** *Orthopedics* 2019, **42**(4):e356-e363.
35. Soohoo NF, Farnig E, Lieberman JR, Chambers L, Zingmond DS: **Factors that predict short-term complication rates after total hip arthroplasty.** *Clinical orthopaedics and related research* 2010, **468**(9):2363-2371.
36. Kärrholm JO, D.; Mohaddes, M.; Vinblad, J.: **Swedish Hip Arthroplasty Register Annual Report.** In.; 2017.
37. Swarup I, Henn CM, Gulotta LV, Henn RF, 3rd: **Patient expectations and satisfaction in orthopaedic surgery: A review of the literature.** *Journal of clinical orthopaedics and trauma* 2019, **10**(4):755-760.
38. Smith LK, Dures E, Beswick AD: **Systematic review of the clinical effectiveness for long-term follow-up of total hip arthroplasty.** *Orthopedic research and reviews* 2019, **11**:69-78.
39. Linclau L DG, Peene P: **Radiological aspects in preoperative planning and postoperative assessment of cementless total hip arthroplasty.** *Acta Orthop Belg* 1993.
40. Sugano N OK, Nishii T, Haraguchi K, Sakai T, Ochi T.: **Computed-tomography-based computer preoperative planning for total hip arthroplasty.** *Comput Aided Surg* 1998.
41. Flecher X PS, Aubaniac JM, Argenson JN.: **Three- dimensional custom-designed cementless femoral stem for osteoar- thritis secondary to congenital dislocation of the hip.** *Bone Joint Surg* 2006.

42. Sariali E, Mauprivez R, Khiami F, Pascal-Mousselard H, Catonne Y: **Accuracy of the preoperative planning for cementless total hip arthroplasty. A randomised comparison between three-dimensional computerised planning and conventional templating.** *Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR* 2012, **98**(2):151-158.
43. Jolles BM ZP, Leyvraz PF: **Factors predisposing to dislocation after primary total hip arthroplasty: a multivariate analysis.** *Arthroplasty* 2002.
44. Soderman P, Malchau H: **Is the Harris hip score system useful to study the outcome of total hip replacement?** *Clinical orthopaedics and related research* 2001(384):189-197.
45. Stamm G, Nagel HD: **[CT-expo--a novel program for dose evaluation in CT].** *RoFo : Fortschritte auf dem Gebiete der Rontgenstrahlen und der Nuklearmedizin* 2002, **174**(12):1570-1576.
46. DW M: **The definition and measurement of acetabular orientation.** *The Journal of bone and joint surgery British volume* 1993.
47. Huppertz A, Radmer S, Wagner M, Roessler T, Hamm B, Sparmann M: **Computed tomography for preoperative planning in total hip arthroplasty: what radiologists need to know.** *Skeletal radiology* 2014, **43**(8):1041-1051.
48. SymbiosOrthopédie: **Livret d'instruction opératoire des prothèses de hanche Symbios.** In.; 2017.
49. Hoeks S, Kardys I, Lenzen M, van Domburg R, Boersma E: **Tools and techniques--Statistics: descriptive statistics.** *EuroIntervention : journal of EuroPCR in collaboration with the Working Group on Interventional Cardiology of the European Society of Cardiology* 2013, **9**(8):1001-1003.
50. **Obesity: preventing and managing the global epidemic. Report of a WHO consultation.** *World Health Organization technical report series* 2000, **894**:i-xii, 1-253.
51. Kulkarni K, Karssiens T, Kumar V, Pandit H: **Obesity and osteoarthritis.** *Maturitas* 2016, **89**:22-28.
52. Sankar WN, Duncan ST, Baca GR, Beaulé PE, Millis MB, Kim YJ, Peters CL, Podeszwa DA, Schoenecker PL, Sierra RJ *et al*: **Descriptive Epidemiology of Acetabular Dysplasia: The Academic Network of Conservational Hip Outcomes Research (ANCHOR) Periacetabular Osteotomy.** *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 2017, **25**(2):150-159.
53. Mainard D, Barbier O, Knafo Y, Belleville R, Mainard-Simard L, Gross JB: **Accuracy and reproducibility of preoperative three-dimensional planning for total hip arthroplasty using biplanar low-dose radiographs : A pilot study.** *Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR* 2017, **103**(4):531-536.

54. Zeng Y, Lai OJ, Shen B, Yang J, Zhou ZK, Kang PD, Pei FX, Zhou X: **Three-dimensional computerized preoperative planning of total hip arthroplasty with high-riding dislocation developmental dysplasia of the hip.** *Orthopaedic surgery* 2014, **6**(2):95-102.
55. Sariali E, Catonne Y, Pascal-Moussellard H: **Three-dimensional planning-guided total hip arthroplasty through a minimally invasive direct anterior approach. Clinical outcomes at five years' follow-up.** *International orthopaedics* 2017, **41**(4):699-705.
56. Claes L. KS, Perka C., Rudert M.: **E-Manual der Endoprothetik - Hüfte und Hüftrevision**, vol. Springer; 2012.
57. Clement ND, R SP-P, MacDonald D, Breusch SJ: **Total hip replacement: increasing femoral offset improves functional outcome.** *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 2016, **136**(9):1317-1323.
58. Nagao Y, Aoki H, Ishii SJ, Masuda T, Beppu M: **Radiographic method to measure the inclination angle of the acetabulum.** *Journal of orthopaedic science : official journal of the Japanese Orthopaedic Association* 2008, **13**(1):62-71.
59. Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL, Zimmerman JR: **Dislocations after total hip-replacement arthroplasties.** *The Journal of bone and joint surgery American volume* 1978, **60**(2):217-220.
60. Abdel MP, von Roth P, Jennings MT, Hanssen AD, Pagnano MW: **What Safe Zone? The Vast Majority of Dislocated THAs Are Within the Lewinnek Safe Zone for Acetabular Component Position.** *Clinical orthopaedics and related research* 2016, **474**(2):386-391.
61. Muller M, Dewey M, Springer I, Perka C, Tohtz S: **Relationship between cup position and obturator externus muscle in total hip arthroplasty.** *Journal of orthopaedic surgery and research* 2010, **5**:44.
62. Di Lorenzo L, Jennifer Y, Pappagallo M: **Psoas impingement syndrome in hip osteoarthritis.** *Joint, bone, spine : revue du rhumatisme* 2009, **76**(1):98-100.
63. Seagrave KG, Troelsen A, Malchau H, Husted H, Gromov K: **Acetabular cup position and risk of dislocation in primary total hip arthroplasty.** *Acta orthopaedica* 2017, **88**(1):10-17.
64. Murphy WS, Yun HH, Hayden B, Kowal JH, Murphy SB: **The Safe Zone Range for Cup Anteversion Is Narrower Than for Inclination in THA.** *Clinical orthopaedics and related research* 2018, **476**(2):325-335.
65. Varela-Egocheaga JR, Suarez-Suarez MA, Fernandez-Villan M, Gonzalez-Sastre V, Varela-Gomez JR, Murcia-Mazon A: **Minimally invasive hip surgery: the approach did not make the difference.** *European journal of orthopaedic surgery & traumatology : orthopedie traumatologie* 2013, **23**(1):47-52.

66. Migliorini F, Biagini M, Rath B, Meisen N, Tingart M, Eschweiler J: **Total hip arthroplasty: minimally invasive surgery or not? Meta-analysis of clinical trials.** *International orthopaedics* 2018.
67. Higgins BT, Barlow DR, Heagerty NE, Lin TJ: **Anterior vs. posterior approach for total hip arthroplasty, a systematic review and meta-analysis.** *The Journal of arthroplasty* 2015, **30**(3):419-434.
68. Kunze KN, Li J, Movassaghi K, Wiggins AB, Sporer SM, Levine BR: **Internal Validation of a Predictive Model for Complications After Total Hip Arthroplasty.** *The Journal of arthroplasty* 2018.
69. Kim SM, Han SB, Rhyu KH, Yoo JJ, Oh KJ, Yoo JH, Lee KJ, Lim SJ: **Periprosthetic femoral fracture as cause of early revision after short stem hip arthroplasty-a multicentric analysis.** *International orthopaedics* 2018, **42**(9):2069-2076.
70. Meek RM, Norwood T, Smith R, Brenkel IJ, Howie CR: **The risk of peri-prosthetic fracture after primary and revision total hip and knee replacement.** *The Journal of bone and joint surgery British volume* 2011, **93**(1):96-101.
71. Hasija R, Kelly JJ, Shah NV, Newman JM, Chan JJ, Robinson J, Maheshwari AV: **Nerve injuries associated with total hip arthroplasty.** *Journal of clinical orthopaedics and trauma* 2018, **9**(1):81-86.
72. Fleischman AN, Rothman RH, Parvizi J: **Femoral Nerve Palsy Following Total Hip Arthroplasty: Incidence and Course of Recovery.** *The Journal of arthroplasty* 2018, **33**(4):1194-1199.
73. Dargel J, Oppermann J, Bruggemann GP, Eysel P: **Dislocation following total hip replacement.** *Deutsches Arzteblatt international* 2014, **111**(51-52):884-890.
74. Gausden EB, Parhar HS, Popper JE, Sculco PK, Rush BNM: **Risk Factors for Early Dislocation Following Primary Elective Total Hip Arthroplasty.** *The Journal of arthroplasty* 2018, **33**(5):1567-1571.e1562.
75. Huppertz A, Radmer S, Asbach P, Juran R, Schwenke C, Diederichs G, Hamm B, Sparmann M: **Computed tomography for preoperative planning in minimal-invasive total hip arthroplasty: radiation exposure and cost analysis.** *Eur J Radiol* 2011, **78**(3):406-413.
76. Jurik AG, Jensen LC, Hansen J: **Total effective radiation dose from spiral CT and conventional radiography of the pelvis with regard to fracture classification.** *Acta radiologica (Stockholm, Sweden : 1987)* 1996, **37**(5):651-654.
77. Wall BF, Hart D: **Revised radiation doses for typical X-ray examinations. Report on a recent review of doses to patients from medical X-ray examinations in the UK by NRPB. National Radiological Protection Board.** *The British journal of radiology* 1997, **70**(833):437-439.

78. Huppertz A RS, Asbach P et all: **Computed Tomography for preoperative planning in minimal-invasiv total hip Arthroplasty: Radiation exposure and cost analysis.** *Eur J Radiol* 2011, **78:406-13**.
79. Hui SC, Pialasse JP, Wong JY, Lam TP, Ng BK, Cheng JC, Chu WC: **Radiation dose of digital radiography (DR) versus micro-dose x-ray (EOS) on patients with adolescent idiopathic scoliosis: 2016 SOSORT- IRSSD "John Sevastic Award" Winner in Imaging Research.** *Scoliosis and spinal disorders* 2016, **11:46**.
80. Deschênes S, Charron G, Beaudoin G, Labelle H, Dubois J, Miron MC, Parent S: **Diagnostic imaging of spinal deformities: reducing patients radiation dose with a new slot-scanning X-ray imager.** *Spine* 2010, **35(9):989-994**.
81. Sariali E, Mouttet A, Pasquier G, Durante E, Catone Y: **Accuracy of reconstruction of the hip using computerised three-dimensional pre-operative planning and a cementless modular neck.** *The Journal of bone and joint surgery British volume* 2009, **91(3):333-340**.

7 Danksagung

Herrn Professor Dr. med. habil. Andreas M. Halder bin ich sehr dankbar für die Übernahme der Arbeit, für die Betreuung, für konstruktive Anregungen und Anmerkungen zur Vollendung der Arbeit.

Besonderer Dank gilt Herrn Dr. med. Daniel Schrednitzki für die Betreuung, die Unterstützung, die neuen Ideen, die geduldige Begleitung bei der statistischen und sprachlichen Bearbeitung.

Bei der Firma Symbios, besonders bei Herrn M. Spenner, möchte ich mich hiermit für die gute Zusammenarbeit und die technische Unterstützung bedanken.

Ich bedanke mich bei Herrn PD. Dr. med. Alexander Huppertz für die Initiation dieses Themas.

Meiner Frau Kerstin

Meinen Kindern Camille, Elise, Nele

Meinen Eltern

Meinen Großeltern

8 Ehrenerklärung

Ich erkläre, dass ich die der Medizinischen Fakultät der Otto-von-Guericke-Universität zur Promotion eingereichte Dissertation mit dem Titel

Vergleich zwischen 2D- und CT-basierter 3D-Planung für Hüft- Totalendoprothesen: Umsetzung der präoperativen Planung

in der Klinik für operative Orthopädie, Sana Kliniken Sommerfeld,

ohne sonstige Hilfe durchgeführt und bei der Abfassung der Dissertation keine anderen als die dort aufgeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Bei der Abfassung der Dissertation sind Rechte Dritter nicht verletzt worden.

Ich habe diese Dissertation bisher an keiner in- oder ausländischen Hochschule zur Promotion eingereicht. Ich übertrage der Medizinischen Fakultät das Recht, weitere Kopien meiner Dissertation herzustellen und zu vertreiben.

Magdeburg, den 15.06.2021

9 Lebenslauf

10 Anlage

Harris Hip Score

Clinician's Name: _____ Patient's Name: _____

Please answer the following questions.

Section 1

Pain

<input type="checkbox"/>	None, or ignores it
<input type="checkbox"/>	Slight, occasional, no compromise in activity
<input type="checkbox"/>	Mild pain, no effect on average activities, rarely moderate pain with unusual activity, may take aspirin
<input type="checkbox"/>	Moderate pain, tolerable but makes concessions to pain. Some limitations of ordinary activity or work. May require occasional pain medication stronger than aspirin
<input type="checkbox"/>	Marked pain, serious limitation of activities
<input type="checkbox"/>	Totally disabled, crippled, pain in bed, bedridden

Support

<input type="checkbox"/>	None
<input type="checkbox"/>	Cane/Walking stick for long walks
<input type="checkbox"/>	Cane/Walking stick most of the time
<input type="checkbox"/>	One crutch
<input type="checkbox"/>	Two Canes/Walking sticks
<input type="checkbox"/>	Two crutches or not able to walk

Distance walked

<input type="checkbox"/>	Unlimited
<input type="checkbox"/>	Six blocks (30 minutes)
<input type="checkbox"/>	Two or three blocks (10 - 15 minutes)
<input type="checkbox"/>	Indoors only
<input type="checkbox"/>	Bed and chair only

Limp

<input type="checkbox"/>	None
<input type="checkbox"/>	Slight
<input type="checkbox"/>	Moderate
<input type="checkbox"/>	Severe or unable to walk

Activities - shoes, socks

<input type="checkbox"/>	With ease
<input type="checkbox"/>	With difficulty
<input type="checkbox"/>	Unable to fit or tie

Stairs

<input type="checkbox"/>	Normally without using a railing
<input type="checkbox"/>	Normally using a railing
<input type="checkbox"/>	In any manner
<input type="checkbox"/>	Unable to do stairs

Public transportation

<input type="checkbox"/>	Able to use transportation (bus)
<input type="checkbox"/>	Unable to use public transportation (bus)

Sitting

<input type="checkbox"/>	Comfortably, ordinary chair for one hour
<input type="checkbox"/>	On a high chair for 30 minutes
<input type="checkbox"/>	Unable to sit comfortably on any chair

To score this section all four must be 'yes', then get 4 points. Nb. Not 1 point for each four or nothing.

Section 2 - Answer ALL 4 yes/no questions

Does your patient have: -

<input type="checkbox"/>	yes	Less than 30degrees of fixed flexion	<input type="checkbox"/>	yes	Less than 10 degrees of fixed int rotation in extension
<input type="checkbox"/>	no		<input type="checkbox"/>	no	
<input type="checkbox"/>	yes	Less than 10 degrees of fixed adduction	<input type="checkbox"/>	yes	Limb length discrepancy less than 3.2 cm (1.5 inches)
<input type="checkbox"/>	no		<input type="checkbox"/>	no	
<input type="checkbox"/>	The answer to all four questions is yes (click only if true)				

Abbildung 33: Harris Hip Score