

Aus der Klinik für Orthopädie des Immanuel Krankenhauses,  
Wannsee, Berlin  
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**Aussagekraft der dreidimensionalen CT-Vermessung zur  
präoperativen Planung bei der Hüfttotalendoprothetik**

zur Erlangung des akademischen Grades  
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät  
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Ute Johanna Eva Erxleben

aus Potsdam

Gutachter:           1. Prof. Dr. med. M. Sparmann  
                          2. Prof. Dr. med. C. Perka  
                          3. Prof. Dr. med. J. Hierholzer

Datum der Promotion: 25.10.2013

**Für meine Eltern**

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b> .....	<b>1</b>
1.1	Die minimal invasive Hüftendoprothetik.....	2
1.2	Der vordere Zugang in der Hüftendoprothetik.....	3
1.3	Operationsindikationen .....	4
1.4	Komplikationen.....	5
1.4.1	Prothesenbedingte Komplikationen .....	5
1.4.2	Allgemeine Komplikationen .....	6
1.5	Verankerungsprinzipien der Hüftimplantate .....	7
1.5.1	Zementierte Verankerung.....	8
1.5.2	Zementfreie Verankerung.....	9
1.5.3	Anfertigung von Individualprothesen.....	9
1.5.4	Oberflächenbeschaffenheit.....	11
1.6	Die präoperative Planung der Hüftendoprothetik.....	11
1.7	Die CT-Untersuchung in der präoperativen Planung.....	14
<b>2</b>	<b>Fragestellung</b> .....	<b>16</b>
<b>3</b>	<b>Patienten, Material und Methoden</b> .....	<b>17</b>
3.1	Patientenkollektiv.....	17
3.2	Material .....	19
3.2.1	Schäfte.....	19
3.2.2	Pfannen.....	20
3.2.3	Individualprothesen .....	21
3.3	Methoden.....	22
3.3.1	Untersuchungskriterien .....	22
3.3.2	CT-Untersuchung .....	22
3.3.3	Messung der Strahlenexposition .....	23
3.3.4	Das Planungssystem .....	24
3.3.5	Durchführung der Planung .....	24
3.3.6	Operationstechnik.....	27
3.3.7	Statistische Analyse.....	31
<b>4</b>	<b>Ergebnisse</b> .....	<b>33</b>
4.1	Schäfte.....	33
4.1.1	Abhängigkeiten der Planungsfehler Schaft .....	36
4.1.2	Entwicklung der Planungsfehler Schaft .....	38
4.2	Individualschäfte .....	39
4.3	Pfannen.....	40
4.3.1	Abhängigkeiten der Planungsfehler Pfanne .....	43
4.3.2	Entwicklung der Planungsfehler Pfanne .....	45
4.4	Analyse der Markraumbeschaffenheit des Femurs .....	46
4.5	Gemessene Strahlenexposition.....	47
4.6	Komplikationen im Patientenkollektiv.....	48
<b>5</b>	<b>Diskussion</b> .....	<b>55</b>
5.1	Fehler in der Planung des Schäfte .....	55
5.2	Fehler in der Planung der Pfannen .....	57
5.3	Einsatz von Individualschäften nach Verwendung des CT-Planungsmoduls .....	60
5.4	Abhängigkeiten der Planungsfehler .....	62
5.5	Vorteile der CT-Untersuchung in Hinblick auf die Beschaffenheit des Femurs.....	63

## Inhaltsverzeichnis

---

<b>6</b>	<b>Zusammenfassung</b> .....	<b>68</b>
<b>7</b>	<b>Literaturverzeichnis</b> .....	<b>70</b>
<b>8</b>	<b>Danksagung</b> .....	<b>77</b>
<b>9</b>	<b>Lebenslauf</b> .....	<b>78</b>
<b>10</b>	<b>Erklärung</b> .....	<b>79</b>

## Abkürzungsverzeichnis

3D	dreidimensional
ap	anterior posterior
BMI	Body-Mass-Index
KA	Koxarthrose
CAD	Computer-Aided-Design
CCD	Centrum-Collum-Diaphyse
CE	Centrum-Erker
CT	Computertomographie
DICOM	Digital Imaging and Communication in Medicine
DLP	Dosis-Längen-Produkt
E	Exposition
ECF	Epiphysiolysis capitis femoris
FOV	Field of View
Gy	Gray
LD	Lebensdekade
RA	Rheumatoide Arthritis
ROC	Receiver-Operating-Charakteristik
SD	Standard Diviation= Standardabweichung
Sv	Sievert

# 1 Einleitung

---

Die moderne Hüftendoprothetik stellt derzeit, mit europaweit ca. 550.000 Operationen pro Jahr, die häufigste gelenkersetzende Operation dar. Allein in Deutschland werden jährlich ca. 200.000 Hüftgelenke operativ ersetzt (Statistisches Bundesamt 2011). Pro Operation rechnet man mit Kosten von rund 25.000 Euro, die sich aus Krankenhaus- und Rehabilitationskosten zusammensetzen. In Zukunft ist mit einem weiteren Anstieg der jährlichen Operationen zu rechnen, der vor allem auf die steigende Lebenserwartung in der Bundesrepublik zurückzuführen ist.

Aus gesundheitsökonomischer Sicht besteht deshalb ein ständiger Optimierungsbedarf. Aus diesen Gründen wurde die minimalinvasive Operationstechnik in die Endoprothetik eingeführt. Einige Autoren haben die Einführung dieser Techniken bereits als großen Fortschritt im Bereich der orthopädischen Chirurgie bezeichnet [1]. Der Wunsch der minimalinvasiv operierenden Orthopäden besteht darin, durch eine Verkürzung der Operationszeit und eine verbesserte Weichteilschonung bessere peri- und postoperative Ergebnisse zu erzielen, eine schnellere Belastbarkeit herzustellen und auch Effizienz und Langlebigkeit der implantierten Hüften zu verbessern [1-5]. Allerdings sind diese optimistischen Einschätzungen bisher nicht ausreichend nachgewiesen bzw. sie werden kontrovers diskutiert. Die große Gefahr der minimalinvasiven Endoprothetik besteht letztlich darin, dass durch eine verminderte Sicht die intraoperativen Komplikationen steigen; dies gilt vor allem für die Größenwahl der Endoprothesen. Deshalb ist die Voraussetzung für eine optimale gelenkersetzende Operation bei minimal invasiven Zugängen eine adäquate präoperative Planung.

Üblicherweise benutzt man die zweidimensionale Röntgendarstellung des Hüftgelenks als Standardmedium in der präoperativen Planung von Prothesen. Dabei kann die Röntgenaufnahme entweder als analoges Bild unter Verwendung von Prothesenschablonen oder in digitalisierter Form genutzt werden. Bei den digitalisierten Darstellungen unterscheidet man zwischen der Planung mit Schablonen am Computer und der Verwendung volldigitalisierter zweidimensionaler Planungsmodule [6-9]. Dies kann Probleme bei der Planung von Implantatgröße und -position verursachen, weil man letztlich nur in 2 Dimensionen plant [10]. Eine dreidimensionale Planung könnte die tatsächlichen Verhältnisse im Raum besser berücksichtigen und soll im Rahmen dieser Arbeit auf ihre Aussagekraft im klinischen Gebrauch untersucht werden. Es soll das Ziel sein, eine Aussage über deren

prädiktiven Wert zu machen. Dabei betrachtet diese Studie einen Zeitraum von 4 Jahren, in dem Patienten eine dreidimensionale präoperative Planung vor einer endoprothetischen Hüftgelenkesoperation erhielten. Sie wurden anhand einiger Kriterien zusammengefasst und randomisiert. Es soll die Hypothese geklärt werden, ob die präoperative Planung mit dem CT ein geeignetes Medium in der Planung der Hüftendoprothetik darstellt und eine korrekte Voraussage über die einzusetzenden Implantate erreicht werden kann.

## **1.1 Die minimal invasive Hüftendoprothetik**

Minimalinvasive Methoden in der Hüftendoprothetik wurden eingeführt unter der Vorstellung, dass eine Reduzierung des Weichteiltraumas, eine Verringerung des Blutverlustes und eine Vereinfachung der postoperativen Rehabilitationsbehandlung erreicht werden kann. Kleinere Narben und bessere kosmetische Ergebnisse sind zwar von Bedeutung, spielen in dieser Diskussion aber eine nachrangige Rolle [11]. Die minimalinvasiven Techniken wurden entwickelt unter der Vorstellung, dass das intraoperative Weichteiltrauma stärker das postoperative Ergebnis beeinflusst, als das Design des Implantates [12]. Vor allem das Ablösen der lokalen Muskulatur (abhängig vom Zugang), welche anschließend wieder hergestellt werden muss, gilt als limitierend für das Erreichen eines schnellen adäquaten Bewegungsausmaßes und eines raschen und guten Rehabilitationsergebnisses [13, 14]. Minimalinvasive Hüftendoprothetik wurde vielerseits definiert als eine Schnittlänge von 10-12cm oder weniger, entweder über eine einfache oder doppelte Schnittführung. [4, 15] Autoren vermuteten, dass der kleinere Hautschnitt und das geringere Weichteiltrauma mit weniger postoperativen Schmerzen und geringerer Hospitalisierung einhergehen [15]. Zahlreiche randomisierte Studien zeigten, dass minimalinvasive Hüftendoprothetik mehr iatrogene Nervenschädigungen und Fehlplatzierungen der Endoprothesenbestandteile hervorrufen [16, 17]. Murphy et al. bemängelten, dass die minimalinvasiven Zugänge eine reduzierte intraoperative Übersicht verursachen, so dass erhöhte intraoperative Komplikationsraten erwartet werden müssen. Für ihn erscheint es fraglich, ob die schnelle Genesung und postoperative Belastung des Patienten nicht mit einer erhöhten Rate an Komplikationen einhergeht [18]. Noble et al. hoben hervor, dass eine akkurate präoperative Vorbereitung von großer Bedeutung in der minimalinvasiven Operationstechnik ist. Vorsichtige Maßnahmen und spezielle Werkzeuge verbessern das postoperative Ergebnis und reduzieren Fehlplatzierungen und intraoperative Komplikationen [17]. Eine adäquate präoperative Planung könnte gerade im Bereich der minimalinvasiven Endoprothetik eine



bessere präoperative Einsicht in die anatomischen Bedingungen ermöglichen. Malik et al. hoben hervor, dass eine minimalinvasive Operationstechnik ein gutes Outcome hat, allerdings mit einer deutlichen Lernkurve und der Verwendung von Spezialwerkzeugen verbunden ist. [19] Erhöhte Komplikationsraten werden vor allem von Autoren beschrieben deren Erfahrung mit minimalinvasiver Hüftendoprothetik, zum Zeitpunkt der Datenerhebung, noch sehr limitiert war [20].

## **1.2 Der vordere Zugang in der Hüftendoprothetik**

Erstmals wurde der vordere Zugang zum Hüftgelenk von einem deutschen Chirurgen im 19. Jahrhundert beschrieben, Karl A. Hueter [21]. Vor über 60 Jahren wurde dieser Zugang in der Hüftchirurgie bereits von Smith-Peterson übernommen und 1968 von Lowell und Aufranc genauer beschrieben [18]. In den späten 80er Jahren wurde der anteriore Zugang für den Bereich der Hüftendoprothetik im deutschsprachigen Raum wiederentdeckt. Damals war intraoperativ noch die Anwendung eines Extensionstisches Standard. Erst Rachbauer und Krismer et al entwickelten die Technik dahingehend weiter, dass auf einen Extensionstisch verzichtet werden konnte [22]. Kennon et al beschrieben 2006 dass der klinische Erfolg des vorderen Zugangs in der minimal invasiven Hüftendoprothetik hauptsächlich auf die Schonung der Muskulatur und damit ihrer Innervation und Funktion zurückzuführen ist [23]. Die wichtigsten Erkenntnisse der von Kennon et al beschriebenen Erfahrungen waren eine kurze Operationsdauer, ein geringer Blutverlust und eine rasche Genesung, die aufgrund der Muskel-Splitting-Technik entstanden [23]. Restrepo et al. haben in einer prospektiven randomisierten Studie nachgewiesen, dass die postoperative Schmerzsymptomatik bei der Verwendung des vorderen Zuganges deutlich geringer ist [24]. Es muss allerdings festgestellt werden, dass in einigen Publikationen als besondere Komplikation des vorderen Zuganges die Verletzung des N. cutaneus femoris lateralis beschrieben wird und auf Fehlplatzierungen der Endoprothesen hingewiesen wird, weil die mangelnde Übersicht des Situs zu fehlerhaften Einschätzungen führt. Auch Wundheilungsstörungen, insbesondere im oberen Wundpol, werden beschrieben sowie Verletzungen des Femurs [25-27].

Alternativ müssen andere Zugangswege zum Hüftgelenk diskutiert werden. Insbesondere der anterolaterale und der posterolaterale Zugang weisen Vorteile auf, weil die Verletzung des N. cutaneus femoris nicht eintritt und die Übersicht über den Knochen besser ist als beim anterioren Zugang. In der Literatur werden allerdings als Komplikation dieser Zugänge

Abduktionsschwächen beschrieben, als Folge einer Traumatisierung der glutealen Muskelgruppe [1, 27-29]

Auch aufgrund der beschriebenen Komplikationen und Nachteile ist bei der Verwendung des vorderen Zugangs eine akkurate präoperative Planung anzustreben. Aufgrund der mangelnden Einsicht ins Gelenk, welche beim anterioren Zugang gegeben ist, ist eine Forschung in Hinsicht auf eine präoperative dreidimensionale Planung bedeutend.

### 1.3 Operationsindikationen

Eine Indikation zum Hüftgelenksersatz ist bei vielen Formen von angeborenen sowie erworbenen Fehlbildungen, welche zum früheren Verschleiß der Hüfte führen, gegeben. Weiterhin sind es die destruktiven Veränderungen, wie Arthrosen, rheumatische Gelenkerkrankungen, Hüftkopfnekrosen oder posttraumatische Zerstörungen des Gelenks, die einen Gelenksersatz bedingen können [30-32].

In Deutschland leiden ca. 5% der Bevölkerung an degenerativen Gelenkerkrankungen (Arthrosen). Ab einem Alter von 60 Jahren zeigt jeder 2. Bundesbürger Verschleißerscheinungen an den großen Gelenken, ab einem Alter von 90 Jahren sind dann rund 90% betroffen.



Abb. 1

Intraoperatives Foto eines Hüftkopfes mit Knorpelglatze eines Patienten mit Koxarthrose

Arthrosen lassen sich in sekundäre und primäre Formen unterteilen. Die sog. primären Arthrosen entstehen ohne erkennbaren Grund, d.h. eine Störung der Gelenkkongruenz liegt als Ursache für das Krankheitsbild nicht vor; Übergewicht, Fehlernährung und Stoffwechselstörungen können hierbei eine Rolle spielen.

Davon zu unterscheiden sind die sekundären Formen, die aufgrund einer Inkongruenz im Gelenk entstehen, wie dies bei angeborenen Hüftgelenkdysplasien der Fall ist, aber auch

andere Erkrankungen des Kindes- und Jugendalters wie M. Perthes oder Epiphyseolysis capitis femoris (ECF) können Ursache sein für einen frühzeitigen Hüftgelenksverschleiß. Der Untergang des Gelenkes im Rahmen von Hüftkopfnekrosen oder der rheumatoiden Arthritis sind ebenfalls sekundär bedingte Arthrosen [32].

Durch den Knorpeluntergang und dem damit einhergehenden inflammatorischen Prozess kommt es zur Zerstörung des Gelenks. Die konservative Behandlung kann maximal zu einer Verlangsamung dieses Prozesses führen. Beim vollständigen Knorpelverlust und beim ausgeprägten degenerativen Umbau des Gelenkes kann lediglich eine operative Behandlung die Beschwerdesymptomatik beseitigen.

Neben den eigentlichen Gelenkerkrankungen sind auch Schenkelhalsfrakturen als Ursache für einen endoprothetischen Gelenkersatz zu benennen. Dabei ist das Patientenalter und die Art der Fraktur ein wichtiger Faktor, der in das Behandlungskonzept einbezogen werden muss [33, 34]. In die Auswahl des jeweiligen Implantats und des Implantationsverfahrens sind das Alter und die Aktivität des Patienten ebenfalls mit einzubeziehen. Derzeit berichten Autoren von einer durchschnittlichen Prothesenstandzeit von ca. 10 Jahren.[32, 35, 36]. Da dieses Verfahren eines der häufigsten operativ durchgeführten Verfahren ist, sind Verbesserungen in der Operationstechnik für die Betroffenen von großer Bedeutung.

## **1.4 Komplikationen**

Im Bereich der Hüftendoprothetik finden sich Komplikationsraten von ca. 2-15% [20, 30, 37]. Dabei unterteilt man Komplikationen nach ihrer Art, man unterscheidet prothesenbedingte Komplikationen von allgemeinen Komplikationen [38].

### **1.4.1 Prothesenbedingte Komplikationen**

Intraoperativ treten am häufigsten Komplikationen durch periprothetische Frakturen auf, welche durch die Bearbeitung mit Werkzeugen oder das Einbringen der Prothese in den Schaft hervorgerufen werden können. Besonderes Augenmerk ist dabei auf anatomische Besonderheiten, besonders im Inneren des Markraums zu legen. In der Literatur lassen sich nur wenige Beobachtungen zur Markraumbeschaffenheit, als limitierender Faktor beim Einsatz von Endoprothesen und einem erhöhten Risiko von periprothetischen Frakturen finden. Zu nennen ist hier der Kortikalissporn, welcher bei einigen Patienten von der inneren Kortikalis in den Markraum hineinragt. Hierbei kommt es häufig zu einer Verengung des

Markraums in seinem dorsalen Drittel. Diese Region wird als essentiell bei der Primärstabilität der Endoprothese beschrieben. Die Markraumbeschaffenheit gilt innerhalb der konservativen Planung als äußerst schwer beurteilbar [39-41].

Bei einer Verletzung von Nerven ist insgesamt am häufigsten der Nervus femoralis oder der Nervus ischiadicus, beim anterioren Zugang der N. cutaneus femoris lateralis, betroffen. Diese können entweder durch Instrumente oder im Zuge einer intraoperativen Beinverlängerung geschädigt werden [42]. Gefäßschäden können zu starken Blutungen führen und werden durch das intraoperative Auffinden und die Ligatur verzichtbarer Arterien und Venen verhindert. Postoperativ stellen die wichtigsten Komplikationen Prothesenluxationen, periartikuläre Ossifikationen und Protheseninfektionen dar. Periartikuläre Ossifikationen sind zwar mit rund 50% eine sehr häufige Komplikation in der Hüftendoprothetik, stellen aber nur sehr selten eine Funktionsstörung für das neue Gelenk dar. In 1% der Fälle müssen diese operativ entfernt werden [30]. Die wohl wichtigsten, da gefährlichsten Komplikationen im Bereich des Hüftgelenkersatzes stellen Infektionen der Implantate dar. In Deutschland liegen diese bei rund 2% [38].

### **1.4.2 Allgemeine Komplikationen**

Zu den allgemeinen Komplikationen zählt man solche, die nicht nur in der Hüftendoprothetik sondern auch bei allen anderen operativen Eingriffen von großer Bedeutung sind. Die folgenden nehmen jedoch in der Endoprothetik eine bedeutende Rolle ein. Dabei ist vor allem der intraoperative sowie postoperative Blutverlust bedeutend.

Auch das Auftreten von tiefen Venenthrombosen und einer unter Umständen daraus resultierenden Lungenarterienembolie ist eine typische Komplikation in der Hüftendoprothetik. Thrombosen zeigen eine große Häufigkeitsverteilung und machen rund 65% aller Komplikationen aus [30, 42, 43]. Die Notwendigkeit einer ausreichenden Thromboseprophylaxe, durch das Tragen von Kompressionsstrümpfen und die Therapie mit Antikoagulanzen, stehen deshalb bei allen operativen Verfahren und vor allem auch in der Endoprothetik an erster Stelle. Eine gute präoperative Planung soll auch zu einer Verringerung der Komplikationsraten führen. Dies bezieht sich nicht nur auf die spezifischen, sondern ebenfalls auf die allgemeinen Komplikationen.

## 1.5 Verankerungsprinzipien der Hüftimplantate

Das primäre Ziel der Endoprothetik ist die Beschwerdefreiheit des Patienten und wird durch das Erreichen einer ausreichenden Stabilität der Implantate gewährleistet. Das gilt sowohl für zementierte als auch für zementfreie Implantate. Die Hüftendoprothetik betrifft nicht nur ältere Patienten. Durch Erkrankungen, wie zum Beispiel der rheumatoiden Arthritis, sind auch junge Patienten zunehmend betroffen. Aufgrund der jährlich steigenden Implantationszahlen ist die Optimierung des Prothesenmaterials und der Implantationstechniken von immer größerer Bedeutung.

Das Grundmodell des künstlichen Hüftgelenks hat sich seit dem Jahr 1959, als Charnley zwei Neuerungen auf dem Gebiet der Hüftendoprothetik einführte, kaum geändert.

Charnley führte als erster die Verankerung über Knochenzement und die Kombination von Metall und Kunststoff als geeignete Gleitpaarung ein [44, 45]. Seitdem wird ständig an der Optimierung von Materialien und Schaftformen, auf der Suche nach der perfekten Prothese, gearbeitet. Sehr wichtig ist die Wahl der Gleitpaarungen, da hieraus der Abrieb entsteht, der ein großer limitierender Faktor für die Standzeit einer Prothese ist [46]. Durch den Abrieb des Polyethylens und einer dadurch hervorgerufenen Entzündungsreaktion kommt es zu Osteolysen, was langfristig zu einer Prothesenlockerung führen kann. Eine geringe Reibung zwischen den Gelenkpartnern ist schonender, während eine hohe Reibung schnell zum Verschleiß des Gelenkes führt [46]. Wählt man eine Gleitpaarung aus Metall auf Metall, ist der Abrieb gering, jedoch entstehen dabei Abriebpartikel, welche durch den Kreislauf transportiert werden können. Es kann in einigen Fällen zu immunologischen Reaktionen kommen [30]. Keramikgleitpaarungen stellen technisch die beste Kombination dar, weil sie keine Abriebpartikel erzeugen. Allerdings sind sie im Hinblick auf ihre Bruchfestigkeit den Metallgleitpaarungen unterlegen, da Keramik ein deutlich bruchsensibleres Material ist.

Eine ebenfalls wichtige Entscheidung ist im Hinblick auf das Einbringen der Prothesen zu treffen. Nach der Entwicklung der zementierten Technik zeigten sich nach einer gewissen Zeit Brüche im eingesetzten Zement. Es wurde nach Alternativen gesucht, die im Körper langfristig haltbarer sind. Über die letzten Jahre hat die zementfreie Verankerung gegenüber der zementierten Verankerung, vor allem im deutschsprachigen Raum, stark zugenommen. Aufgrund der Oberflächenbeschaffenheiten und der Biokompatibilität zum Knochen sollte es zu einer guten Osteointegration und langen Standzeit, bei gleichzeitig erleichterter Revisionsmöglichkeit kommen. Dies galt vor allem bei jüngeren Patienten als wichtige Indikation zur zementfreien Verankerung. Hailer et al. zeigten allerdings, anhand einer

Kohortenstudie, dass bezogen auf Revisionsnotwendigkeit die zementfreien den zementierten Verankerungen unterlegen waren [47]. Ebenso ist, aufgrund der hohen Osteointegration, eine Revision von zementfreien Prothesen, im Vergleich zu zementierter Technik der neusten Generation, oft erschwert.

### **1.5.1 Zementierte Verankerung**

In der zementierten Endoprothetik haben sich Implantatlegierungen aus Kobalt und Chrom bewährt. Sie eignen sich, weil sie aufgrund ihrer geringeren Elastizität den Zement weniger schädigen als die Standardlegierung mit Titan. Die Einführung des Knochenzements (Charnley 1959) aus Polymethylmetacrylat bei der Schaft- und Pfannenimplantation zeigte zuerst gute Ergebnisse. Die Patienten konnten schnell belasten und es zeigte sich eine adäquate primäre Stabilität. Allerdings musste dies im Verlauf, aufgrund der hohen Lockerungsraten, die nach einiger Standzeit auftraten, revidiert werden. Die Sekundärstabilität wurde also zum nachteiligen Faktor in der zementierten Hüftendoprothetik [45, 48]. Untersuchungen von Carter et al. (1982) und Rorabeck et al. (1996) zeigten, dass eine Zementdicke von unter 2mm sich unvorteilhaft auf die Standfestigkeit auswirkten und man eine Mindestschichtdicke von 3mm für eine optimale Verankerung verwenden sollte [49, 50]. Durch Untersuchungen von Kay et al. (1995) fand man heraus, dass es nach zementierten Hüftendoprothesen, gerade bei jungen Patienten, zu einem hohen Revisionsbedarf kam. Man führte dies auf eine hohe Aktivität und Belastung der Endprothese zurück [51]. Wegen der gehäuften aseptischen Lockerungen von zementierten Prothesen und der erschwerten Revision bei jüngeren Patienten, ging die Tendenz zunehmend zu zementfreien Verankerungen. Als besonders wichtig wird heute die Zementiertechnik angesehen. Ursprünglich wurde die plastische Masse von Hand in die Markhöhle gedrückt („thumbing“). Mittlerweile hat sich die Zementiertechnik deutlich weiterentwickelt. Es stehen heutzutage Vakuumsysteme zum Anrühren von Zement zur Verfügung, wodurch sich die bei offenem Anrühren entstehenden Lufteinschlüsse verringern. Es erhöhen sich die mechanischen Eigenschaften des Zementes bezüglich Härte und Bruchfestigkeit. Durch Vorkühlung des Zementes wird seine anfängliche Viskosität geringer und er dringt besser in die spongiöse Struktur des Knochens ein. Unterstützend wirkt eine Reinigung des knöchernen Prothesenlagers mittels Jetlavage [30].

### **1.5.2 Zementfreie Verankerung**

In der zementfreien Endoprothesenverankerung hat sich insbesondere die Titanlegierung durchgesetzt. Sie weist eine sehr gute Osteointegration auf und bietet eine geeignete Oberflächenbeschaffenheit, um sich mit der Knochenoberfläche zu vereinen [52]. In der Verankerung mit der zementfreien Technik muss man differenzieren zwischen dem Einbringen der Pfanne und des Schafts. Bei den Pfannen lassen sich 2 Arten der Integration unterscheiden. Zum einen die Verankerung durch das Einschrauben der Pfanne in den Knochen, so genannte Schraubpfannen, und zum anderen das Einklemmen der Pfanne über eine so genannte Pressfit-Pfanne. Langzeitergebnisse zeigten, dass die Schraubpfannen gute Ergebnisse in der Primärstabilität boten, jedoch waren sie in der Fragestellung der Langzeitstabilität den Pressfit-Pfannen unterlegen [52, 53]. Pressfit-Pfannen bestehen im Allgemeinen aus Titan oder Kobalddchrom und weisen oft eine mit Hydroxylapatit beschichtete poröse Oberfläche auf, welche die Integration ins ausgefräste Acetabulum ermöglicht. Es ist dabei sehr wichtig, dass das Acetabulum kleiner gefräst wird, als die einzubringende Pfanne ist. Aufgrund der Oberflächenbeschichtung kann der Knochen optimal in die Pfanne einwachsen. Untersuchungen von Morscher et al. (1989) zeigen, dass ein Fräsen von 1,5 cm kleiner als die einzusetzende Pfanne optimal für das Einbringen einer Pressfit-Pfanne ist [52]. Im Bereich der Schaftregion unterscheidet man die folgenden Verankerungen. Am häufigsten wird die intramedulläre Schaftverankerung durchgeführt, bei der es zu einer Festigung des Schafts im Markraum des Femurs kommt. Sehr selten findet man auch die extrakorporale Befestigung des Schafts, zum Beispiel nach Knochenverlust oder bei Tumoroperationen und die Verankerung über Zugschrauben [54, 55]. Die primäre Stabilität in der zementfreien Schaftverankerung ist genauso wie bei der Pressfit-Pfanne gegeben. Der Schaft wird in den Markraum eingeschlagen mit einer radialen Vorspannung. Damit der Schaft und die Pfanne dauerhaft fest im Lager sitzen, ist ein Einwachsen der beiden Komponenten vorausgesetzt [56]. Dabei ist es ebenfalls sehr wichtig eine große Kontaktfläche zwischen Knochen und Implantat herzustellen (Interface).

### **1.5.3 Anfertigung von Individualprothesen**

Eine Individualprothese des Schafts wird auf der Basis einer präoperativen Planung mittels einer dreidimensionalen Aufnahme hergestellt. Um eine bestmögliche 3D Rekonstruktion zu erarbeiten, werden computertomographische Daten des Patienten benötigt. Da das individuelle

Knochenwachstum zu unterschiedlichen Ausprägungen des dualen Designs führt, ist die Benutzung der Standardprothese nicht immer mit einem optimalen Ergebnis verbunden. In Zusammenarbeit mit dem Operateur wird eine präzise präoperative Planung durchgeführt. Dies schließt die Positionierung des Rotationszentrums der rekonstruierten Hüfte sowie die entsprechende Position des Femurs ein. Diese Komponenten können lediglich in einer CT-Aufnahme adäquat rekonstruiert werden [57]. Das intramedulläre Design erreicht einen größeren Kontaktbereich zwischen Knochen und Implantat. Dadurch soll die Primärstabilität maximiert werden.

Das Design unter Berücksichtigung der präoperativen Planung erlaubt in Zusammenarbeit mit dem Operateur die Optimierung

- des CCD-Winkels (Centrum-Collum-Diaphysenwinkel)
- der Prothesenhalslänge
- der Anteversion des Schenkelhalses

Der CCD-Winkel hat einen Normalwert von  $127^\circ$  beim Erwachsenen, kann aber bei Patienten mit Hüft dysplasie stark vergrößert sein. Diese Erkrankung stellt eine wichtige Indikation für die Anfertigung einer Individualprothese dar, da dort die anatomischen Winkel und Rotationen stark verändert sein können. Die Versorgung mittels einer Standardprothese weist in diesen Fällen häufig keine ausreichende Stabilität und Prothesenlage auf. Eine individuelle Raspel, zum Aushöhlen des Markraums wird für jeden Patienten angefertigt. Da die Raspel optimal auf die Form des Femurs abgestimmt wurde, ist eine raue und aggressive Oberflächenstruktur nicht notwendig. Die Spongiosa im Markraum kann optimal bearbeitet werden. Die Versorgung der Hüftpfanne findet in der Regel mit Standardprothesen statt, welche mit der individuellen Prothese des Schafts kombiniert werden können. Die Bedeutung bei der Anfertigung von Individualprothesen ist ein viel diskutiertes Thema. Anatomische Besonderheiten, die große Anforderungen an den Hüftgelenksersatz stellen, gelten als wichtiger Einflussfaktor. Einige Autoren beschreiben die Bedeutung von Individualprothesen, vor allem bei Patienten mit angeborenen Hüfterkrankungen, wie der kongenitalen Hüft dysplasie [58-61]. McCarthy et al. heben hervor, dass Individualprothesen, welche anhand von dreidimensionaler Planung angefertigt werden, die individuellen anatomischen Bedingungen zwar gut erfüllen, allerdings einen hohen Kostenfaktor ausmachen. Hier wird hervorgehoben, dass aufgrund der hohen Kosten und Organisationen, die Anfertigung von



Individualprothesen nur Ausnahmefällen vorbehalten sein sollte. Benum et al. beschreiben, dass die Verwendung von Individualprothesen eine verlässliche Anpassung bietet und vielversprechende mittelfristige Resultate zeigt, vor allem bei Femurkomponenten, welche abweichende Dimensionen aufzeigen [59].

#### **1.5.4 Oberflächenbeschaffenheit**

Ebenso wie die Form der Prothese ist auch deren Oberflächenbeschaffenheit von großer Bedeutung für die Fragestellung der Langzeitstabilität. Mittelmeier [62] war der erste, der eine genaue Definition von Makro- und Mikrostruktur der Prothese gab.

Es zeigte sich, dass vor allem die Beschichtung des proximalen Schaftanteils (Bereich der Osteointegration) bedeutend ist, weil eine optimale Kräfteinteilung sowie Mikrobewegungen im distalen Schaftanteil große Auswirkungen auf den Sitz der Prothese haben [63]. Man unterscheidet bei den Beschichtungen die teilporösen und die bioaktiven Keramikbeschichtungen, bei denen sich das Trikalziumphosphat und das Hydroxylapatit im klinischen Einsatz bewährt haben. Das Grundgerüst der Implantate bilden heutzutage Verbindungen aus Chrom-Kobald-Molybdän-Legierungen, Keramikverbundstoffe sowie Titanlegierungen. Sie alle zeigen Unterschiede bezüglich ihrer Korrosionsbeständigkeit, der Gewebeverträglichkeit, der Bruchfestigkeit und ihrer Elastizität (siehe oben) [64].

Man bevorzugt die Titanlegierungen, da sie durch ihre hohe Biokompatibilität das Heranwachsen des Knochens an die Prothesenoberfläche günstig beeinflussen [65].

### **1.6 Die präoperative Planung der Hüftendoprothetik**

Der operative Eingriff in einem komplexen Gebiet wie dem Hüftgelenk setzt eine exakte präoperative Planung voraus. Dabei stehen nicht nur die klinische Untersuchung der Hüfte und seiner angrenzenden Gelenke, sondern auch die radiologischen Voruntersuchungen, in mindestens 2 Ebenen, im Vordergrund. Eine präoperative Planung kann anhand der Röntgenbilder erfolgen. Dabei hat vor allem die Bildqualität einen erheblichen Einfluss auf die Analyse vor Operationsbeginn. Dort liegen die Hauptmängel einer zweidimensionalen Planung. Das Planen anhand des Standardröntgenbildes in 2 Ebenen (zweidimensionale Planung) wird im klinischen Alltag zur Prothesenplanung stets durchgeführt und gilt als Standardverfahren.

Allerdings können hierbei Fehler auftreten, weil der Vergrößerungsfaktor der Röntgenaufnahme nicht immer sicher bestimmt werden kann. Dabei kann es zu Abweichungen bei den vorgeplanten Prothesengrößen von ein bis zwei Größen kommen [6, 8, 66, 67]. Im Zeitalter der Computertechnik wird zunehmend mehr digitalisiert und das konventionelle Röntgenbild kann dem Operateur als digitalisierte Aufnahme zugänglich gemacht werden. Während im konventionellen Röntgen noch mit Schablonen von verschiedensten Schaft- und Pfannengrößen gearbeitet wird, nutzt man bei der digitalen Variante ein Softwaremodul durch das es dem Betrachter möglich wird seine Planung am Computer mit allen gängigen Optionen durchzuführen. Dazu gehört unter anderem die Einstellung der Helligkeit, des Kontrastes und der Vergrößerung sowie der Möglichkeit des Ausgleichs des in Röntgentechnik entstehenden Vergrößerungsfaktors. Auch dabei kann man Schablonen auflegen und Hilfslinien zur eigenen Orientierung einzeichnen. Der eindeutige Vorteil der digitalen Bearbeitung gegenüber der konventionellen ist die Archivierbarkeit der Planung [6]. Das bekannteste Planungssystem ist die zweidimensionale Hüftprothesenplanung mittels Computer-Aided-Design (CAD)-Software. Das Verfahren ähnelt methodisch dem klassischen, indem man mit Schablonen und Transparentpapier die Planung der passenden Prothesen durchführt. Der große Unterschied besteht in der schon beschriebenen Digitalisierung, mit Hilfe eines Digitalisierungsboards [6]. Nach einer Eichung werden die normalen Vergrößerungen, die im Röntgenbild entstehen, ausgerechnet und das Bild wird im Maßstab 1:1 wiedergegeben. Es ist dem Benutzer möglich einige Details durch Schraffierungen oder unterschiedliche Farben hervorzuheben. Die Prothesenplanung kann durch das Hervorheben von verschiedenen Bilddetails und durch das Auflegen von maßstabgerechten Prothesenvorschlägen erfolgen. Eine volldigitale Bildbearbeitung bietet vor allem im Bereich der Bildqualität Vorteile. Es wird dem Benutzer möglich gemacht, beliebig viele Graustufenmodulationen und Kontrastvariationen bei der präoperativen biomechanischen Analyse zu bearbeiten. Unterschiedliche Winkelgrade und eine mögliche Beinlängendifferenz lassen sich automatisch berechnen und in das digitale Einblenden der Prothesen einberechnen [6]. Allerdings kann bei diesem wie auch bei den anderen zweidimensionalen Verfahren keine Aussage über eine Schenkelhals- und Kopflänge gemacht werden, da es keine Möglichkeit einer virtuellen Schenkelhalsresektion gibt und somit keine Einzelanpassung von Pfanne, Kopf, Hals und Schaft gemacht werden kann. Neueste Softwaresysteme, wie das Endomap-System, ermöglichen eine genaue Analyse der Hüftgelenksgeometrie und -pathologie. Über dieses Programm lassen sich insgesamt 9 verschiedene Parameter messen, wie zum Beispiel der Centrum-Erker-Winkel nach Wiberg

(CE-Winkel) oder der Hüftpfannenkopfindex nach Heymann und Herndon [68]. Aufgrund dieser Funktionen kann eine genaue Analyse erfolgen und die Aufnahme für eine zukünftige Verlaufskontrolle als wichtiges Mittel herangezogen werden.

Die Anwendung macht es dem Benutzer sehr leicht, da 6 anatomisch wichtige Punkte gewählt werden und automatisch eine Anpassung der Prothese erfolgt, die zuvor durch den Benutzer ausgewählt wurde (zementiert oder zementfrei).

Bisher gab es noch kein optimales Verfahren, mit dem eine exakte Voraussage getroffen werden konnte. Es bleibt nach wie vor der Erfahrung und der Expertise des jeweiligen Operateurs überlassen, eine genaue Entscheidung über eine passende Prothese für den Patienten zu treffen. Das konventionelle Röntgenbild spielt damals wie heute, aufgrund seiner guten Verfügbarkeit, die wichtigste Rolle im Planungsablauf. Allerdings bergen diese Standardverfahren Risiken wegen der fehlenden 3. Dimension.

Linclau et al. zeigten, dass bei standardisierter Technik nicht immer ein gewünschter Vergrößerungsfaktor von 15% entsteht, sondern dies nur zu 10% der Fall ist. Achtzig Prozent der Fälle zeigten erheblich höhere Vergrößerungen, um die 20%. Außenrotationsaufnahmen ergaben ebenfalls Abweichungen in der gemessenen Schaftgröße [66]. Die deutlichsten Abweichungen zeigten Aufnahmen bei Innenrotation im Hüftgelenk. Dabei kam es in 67% der Fälle zu Unterschieden von einer Schaftgröße und in 33% zeigten sich bereits Unterschiede von 2 Größen. Sugano et al. zeigten in einer Studie eine Sensitivität von 41% und eine Spezifität von 23% bei konventionellen Röntgenplanungen, während bei einer Planung mittels einer CT-Aufnahme dagegen eine Sensitivität von 93% und eine Spezifität von 86%, bezüglich der Prothesen-Schaft-Kortikalis-Passung, erreicht werden konnte [67]. Mit der Einführung von Operationsrobotern in der Hüftendoprothetik im Jahr 1990, wurden nicht nur intraoperativ sondern auch in der präoperativen Planung neue Maßstäbe gesetzt. Ein konventionelles Röntgen wurde in der Robotertechnik durch eine CT-Aufnahme zur Planung ersetzt. Dabei entstehen keine relevanten Vergrößerungsfaktoren, keine Fehler durch mögliche Rotationsstellung des Femurs und die Planung in der 3. Dimension ist möglich [8, 66, 67, 69, 70]. Sämtliche Komponenten des Prothesenschafts lassen sich mit einer CT-gestützten Planung rekonstruieren und dadurch wird es möglich eine fast präzise Aussage über das zu wählende Implantat zu treffen. Anlass zur Diskussion gibt die Planung anhand des CTs vor allem durch die Frage nach der Strahlenexposition für die Patienten. Autoren, die sich mit der Fragestellung der CT-Planung beschäftigten, kritisierten diesen Punkt als großen gesundheitlichen Nachteil [7, 71].

Mittlerweile hat man in der operativen Medizin die Roboter-Chirurgie aufgegeben, da sie zu hochgradigen Weichteilverletzungen geführt hat. Die Erfahrungen aus der präoperativen Planung wurden jedoch bewahrt.

## **1.7 Die CT-Untersuchung in der präoperativen Planung**

Die Verwendung einer CT-Untersuchung in der Hüftendoprothetik bietet im Vergleich zur Standard-Röntgenuntersuchung Vorteile. Diese sind vor allem die dreidimensionale Abbildung statt der herkömmlichen zweidimensionalen Projektion. Dadurch kann es nicht zu Strukturüberlagerungen kommen. Man kann mit dem CT auch den axialen Blick in den Femurschaft erhalten. Dies ist Voraussetzung zur genauen Bestimmung der Markraumbeschaffenheit. Hier bieten sich gute Ansatzpunkte zur Anfertigung von Individualprothesen [72]. Die CT-Bilder sind akkurat und maßstabsgetreu, da es dort nicht zu Fehlern durch ungenaue Röhren- und Detektorabstände und der räumlichen Auflösung kommt. Diese Eigenschaften machen das CT zu einer geeigneten Methode in der präoperativen Planung von Hüftendoprothesen. Mit der Einführung der Spiral-CT-Untersuchung, die erstmals 1989 zum Einsatz kam, konnte erstmalig ein echter Volumendatensatz nutzbar gemacht werden und die Geschwindigkeit der Datenakquisition in z-Richtung konnte erhöht werden [73-75]. Der Spiral-CT-Untersuchungsmethodik liegt ein kontinuierlich dynamisches Aufnahmeprinzip zugrunde, das große Untersuchungsvolumina lückenlos und in kürzester Zeit erfassen kann [75, 76]. Während sich der Tisch mit dem Patienten, im Gegensatz zur üblichen sequentiellen Aufnahmetechnik, gleichförmig vorwärts bewegt, rotiert das Röhren-Detektor-System kontinuierlich und tastet den Untersuchungsbereich spiralförmig ab. Der Vorteil liegt in der Zeitersparnis einer Spiral-CT-Untersuchung. Herkömmliche CT-Messungen (1974-1987 angewandt) erfolgten durch Rotationen der Röntgenröhre um 360° zur einen Seite für einen Schnitt und dann eine 360° Rotation in die andere Richtung für den zweiten Schnitt. Nach jedem Schnitt kam es zu einer Pause, während die Patientenliege um eine Schnittebene vorwärts bewegt wurde. Mit der Spiral-CT-Methode können nun große Körperregionen in wenigen Sekunden dargestellt werden, was Fehlerquellen durch Patientenbewegungen verringert. Besonders in der Darstellung von Organen, die ständiger Bewegung ausgesetzt sind (z.B. Herz oder Lunge) stellt diese Methode einen großen Vorteil dar. Der Datensatz den man in kurzer Zeit erhält, kann mit leistungsfähiger Hard- und Software dreidimensional rekonstruiert werden und bietet so eine gute Voraussetzung für die Darstellung einer komplexen anatomischen Struktur, wie

dem Hüftgelenk. Klinische Vorteile des Spiral CTs wurden vielseitig beschrieben und erwiesen [73]. 1998 kam es zum Ersteinsatz des Multislice CT-Scanners. Dank ihrer mehrzeiligen Detektoren können mehrere spiralförmige Schichten des Körpers simultan gescannt werden und die Scanzeit kann deutlich reduziert werden. Für orthopädische Fragestellungen bedeutet die neue Technologie eine sehr schnelle (in wenigen Sekunden) Übertragung des Untersuchungsvolumens, sodass die Fehleranfälligkeit durch Bewegungen des Patienten während der Aufnahme merklich gesenkt wird.

## 2 Fragestellung

---

Diese Studie umfasst einen Zeitraum von 4 Jahren in dem Patienten mit Indikation zum totalen Hüftgelenksersatz vorbereitend eine präoperative Planung mittels dreidimensionaler CT-Vermessung erhielten. Es handelte sich dabei um ein Patientenkollektiv von 150 Patienten, das aufgrund ihrer Datenvollständigkeit in die Studie einbezogen werden konnte und retrospektiv betrachtet wurde. Ziel soll es sein, die Aussagekraft der dreidimensionalen CT-Planung zu untersuchen und dessen Vorteile aufzuzeigen. Alle Patienten wurden verglichen anhand der geplanten und realisierten Prothesengrößen, anatomischer Besonderheiten, nach der auf sie wirkenden effektiven Strahlendosis und möglicher Komplikationen. Weitergehend soll geklärt werden, ob das Planungsmodul eine adäquate Aussage über die einzusetzende Prothesengröße treffen kann, ob mögliche Fehler in der Planung auf besondere Abhängigkeiten wie Probandenalter, -BMI und -geschlecht zurückzuführen sind und ob man anhand dieser Informationen die präoperative Planung optimieren kann. Es sollen die Vorteile einer dreidimensionalen Planung anhand der Anfertigung von Individualprothesen gezeigt werden. Weiterhin werden die Komplikationen im Patientenkollektiv näher beleuchtet und im Zusammenhang mit einer präoperativen Planung kritisch hinterfragt.

### 3 Patienten, Material und Methoden

#### 3.1 Patientenkollektiv

Im Zeitraum vom 07.04.2005 bis 19.03.2009 wurden Patienten zur präoperativen Vorbereitung auf eine Hüfttotalendoprothetik mit einem dreidimensionalen CT und dem Symbios Hip Plan Programm 0.55 untersucht und geplant. Alle Patienten erhielten in dieser Zeit einen Hüftgelenkersatz im Immanuel Krankenhaus Wannsee, Berlin. Insgesamt konnten 150 Patienten in die retrospektive Studie einbezogen werden, darunter 78 (52%) Frauen und 72 (48%) Männer. Das Durchschnittsalter lag bei 60,9 Jahren (32 bis 85 Jahre, SD= 9,44 Jahre, MEDIAN=62 Jahre). Das Gesamtkollektiv erreichte ein Durchschnittsgewicht von 79,26kg (54 bis 113kg, SD=17,31, MEDIAN= 71,5kg), eine Durchschnittsgröße von 1,73m (1,54 bis 1,97m, SD= 0,094, MEDIAN= 1,62m) und daraus errechnete sich ein Durchschnitts-Body-Mass-Index (BMI) von 26,61kg/m<sup>2</sup> (18 bis 50,2kg/m<sup>2</sup>, SD=4,793, MEDIAN= 25,45). Der BMI errechnete sich wie folgt: BMI= Körpergewicht (in kg) / Körpergröße (in m)<sup>2</sup>. Der Referenzbereich für Übergewicht liegt bei einem BMI > 25kg/m<sup>2</sup> [77].

#### Alters- und Geschlechtsverteilung

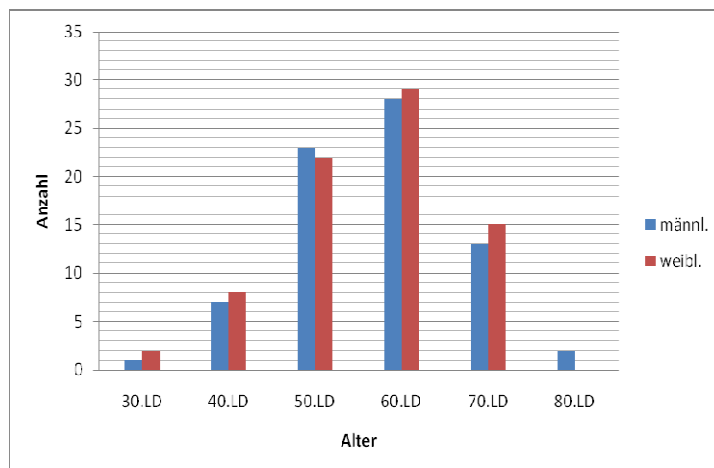


Abb. 2 Alters- und Geschlechtsverteilung n=150. LD= Lebensdekade

Innerhalb der Patientengruppe wurde 70mal die linke Seite operativ ersetzt (46,55%) und 80mal die rechte Seite versorgt (53,33%). Die Indikationen zur hüftgelenkersetzenden Operation lagen bei 71 Patienten (47,33%) im Bereich der primären Koxarthrose, 7mal bei einer nicht näher bezeichneten Koxarthrose und bei

47 Patienten (31,33%) lag eine sekundäre Koxarthrose vor, die auf eine kindliche Hüft dysplasie zurückzuführen war. Sechsmal war die Koxarthrose posttraumatisch bedingt (4%) und 8 der untersuchten Patienten litten unter einer rheumatoiden Arthritis (5,33%). Insgesamt 10 Patienten waren an einer bekannten Hüftkopfnekrose erkrankt (6,66%) und ein bekannter Fall von kindlicher Epiphysiolysis capitis femoris lag vor (0,66%).

OP-Indikationen:

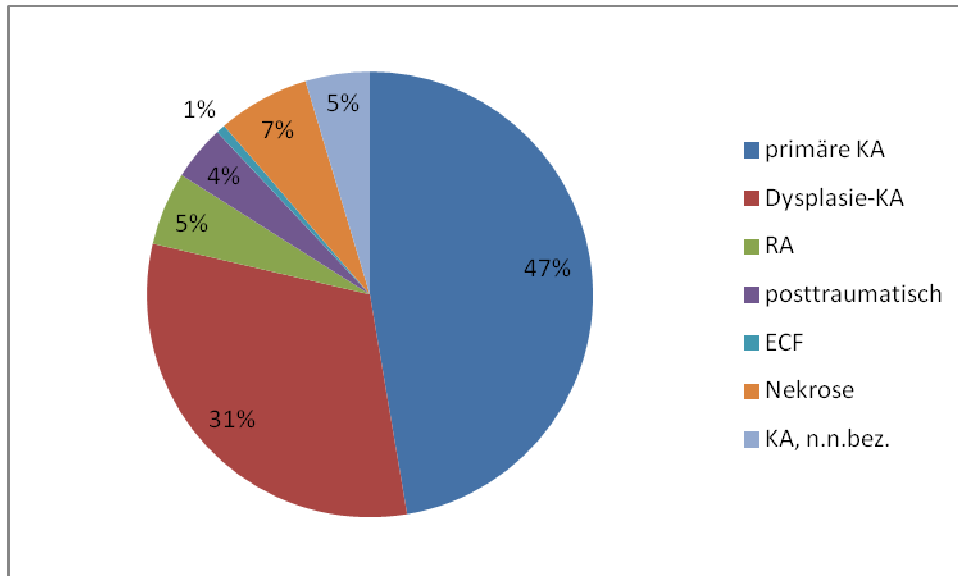


Abb. 3

Operationsindikationen innerhalb des Patientenkollektivs (n=150) in Prozent (RA=rheumatoide Arthritis, ECF= Epiphysiolysis capitis femoris, KA= Koxarthrose, n.n.bez. = nicht näher bezeichnet)

Alle beschriebenen Patienten wurden mittels minimalinvasiver Hüftendoprothetik über den vorderen Zugang, nach Smith Petterson, versorgt. Dies geschah in einer durchschnittlichen Operationszeit von 68,6 Minuten und ging mit einem durchschnittlichen Blutverlust von 431ml einher. In 141 Fällen erfolgt der Gelenkersatz zementfrei, in 2 Fällen musste eine zementierte Versorgung und in 7 Fällen eine Hybrid-Versorgung, also halb zementiert halb zementfrei, vorgenommen werden. Elfmal kam es präoperativ nach CT-Planung zur Anfertigung von Individualprothesen. Operateure waren ausschließlich Fachärzte für Orthopädie mit langjähriger Erfahrung in der Hüftendoprothetik.

Ein- und Ausschlusskriterien zur Teilnahme an der hier dargelegten Studie waren wie folgt. Alle im beschriebenen Zeitraum, (2005 bis 2009) operierten und präoperativ geplanten Patienten



(männlich und weiblich) flossen in diese Studie ein, deren Planungs- und postoperative Daten ausreichend dokumentiert werden konnten. Kriterien zur Vorauswahl der Patienten für die CT-Planung waren ausgeprägte Dysplasie-Befunde, technisch schwierig erscheinende Befundlagen sowie ausdrücklicher Wunsch der Patienten. Alle endoprothetisch versorgten Patienten im Planungszeitraum, die eine Dysplasie aufwiesen, wurden mittels CT-Planung versorgt. Kriterien, die zum Ausschluss von Patienten aus der Studie führten, gab es nicht.

## 3.2 Material

### 3.2.1 Schäfte

Jeder Patient im Gesamtkollektiv wurde operativ mit einem Symbios-Schaft versorgt. Davon 148 Patienten in zementfreier Versorgung, während bei 2 weiteren Fällen eine zementierte Schaftverankerung gewählt wurde. Es kamen die Größen B bis H zum Einsatz, bei einer Größeneinteilung von A bis H. Zweimal wurde ein Arcad-Schaft verwendet (zementiert). Die zementfreien Implantate waren alle Titanlegierungen mit Beschichtungen aus Hydroxyapatit. Die beiden zementierten Verfahren erfolgten mit Implantaten aus rostfreiem Stahl mit distal verjüngtem Schaftanteil.

Intraoperativ eingesetzte Implantate:



Abb. 4 Zementfreier Symbios-Schaft SPS-HA [78]

Verglichen wurden die eingesetzten Schaftgrößen mit den präoperativ mittels CT geplanten Größen. Abweichungen wurden, wenn nötig, im Größenbereich plus oder minus einer Größe

(Planung zu Soll) dokumentiert. Zum Vergleich wurden Planungsprotokoll und Operationsbericht herangezogen.

### 3.2.2 Pfannen

Bei den Pfannen wurde mit Symbios Implantaten und mit Pfannen von Stryker gearbeitet. Es wurden Größen von 48mm bis 64mm eingesetzt. Größeneinteilungen der Pfannen befinden sich im Bereich 40mm bis 70mm. Es wurden April, Hillock, Trident und Exeter Pfannen implantiert mit Hüftpfanneneinsätzen (Inlays) aus Polyethylen (Hillock) oder Keramik (April). Bei den zementfreien Prothesen handelt es sich um Titanpfannen mit poröser Titanoberfläche und Hydroxylapatit. Die zementierten Prothesen bestehen aus Polyethylen. Insgesamt wurde im Kollektiv 7mal eine zementierte Pfannenversorgung vorgenommen. Dreimal kam es zum Einsatz einer Schraubpfanne.

Verwendete April-Pfanne:



Abb. 5 Aprilpfanne (Keramikinlay) aus Titan mit poröser Titanoberfläche und Hydroxylapatit, dargestellt mit Keramikkopf [78]

Die Pfannen wurden anhand der Größenabweichungen mittels Planungsprotokoll und OP-Bericht dokumentiert. Pfannengrößen werden nur in geraden Zahlen angegeben, d.h. Größe 40mm, 42mm, 44mm etc. Demzufolge wurden die Größenabweichungen nicht in mm sondern in plus oder minus einer Größe dokumentiert.

### 3.2.3 Individualprothesen

Die Anfertigung von Individualprothesen erfolgte anhand von individuellen Standardmessungen mittels CT. Die präoperative Planung ist eine Gemeinschaftsarbeit der Firma Symbios (Schweiz) und dem behandelnden Operateur. Die Anwendung einer Individualprothese erfolgte nach Entscheidung des Operateurs, bei besonderen anatomischen Bedingungen, welche mittels einer Standardprothese mangelhaft versorgt worden wären. Patienten mit ausgeprägten Hüftdysplasie-Befunden wurden zum Einsatz einer Individualprothese vorgeschlagen. Alle so behandelten Patienten wiesen eine Dysplasie-Koxarthrose auf. Anhand der festen Referenzpunkte konnte eine individuelle Prothese gefertigt und dem Patienten angepasst werden.

Vermessung einer Individualprothese:

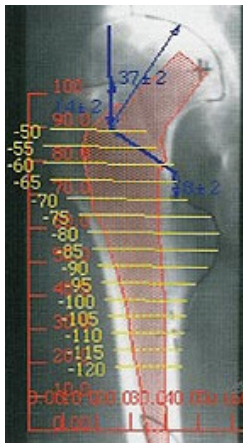


Abb. 6 Bild von Anpassung einer Individualprothese mittels digitaler CT-Planung, Bsp. anhand einer CT-Aufnahme eines rechten Hüftgelenks in ap. Aufnahme [78].

### 3.3 Methoden

#### 3.3.1 Untersuchungskriterien

Hundertfünfzig der im beschriebenen Zeitraum operierten Patienten zeigten vollständig dokumentierte Prothesenparameter und wurden nach den gleichen Kriterien betrachtet. Es wurde jeweils die präoperativ geplante Prothesengröße mit der intraoperativ eingesetzten verglichen und die Übereinstimmungen wurden prozentual dargestellt.

Patienten, die eine individuelle Schaftversorgung erhielten, wurden als richtig geplant ausgewertet und ebenfalls gesondert aufgezeigt.

Zum Vergleich wurde das Planungsmodul, Operationsbericht und Patientenakte herangezogen. Die Auswertung der geplanten Prothesengrößen erfolgte auf einem gesonderten Protokoll, mit den Parametern Schaft, Pfanne, Hals, Kopf sowie den verschiedenen Rekonstruktionswinkel.

Zusätzlich wurden im Gesamtkollektiv die individuellen Anatomien und deren Bedeutungen für die Planung sowie die Komplikationsraten im Kollektiv untersucht. Die Darstellung der Komplikationsraten bezieht sich auf alle Komplikationen, welche intra- und postoperativ auftraten. Der Dokumentationszeitraum umfasst die Zeit der stationären postoperativen Behandlung, d.h. eine Zeit von max. 14 Tagen nach der endoprothetischen Versorgung. Anatomische Besonderheiten und Komplikationen wurden anhand der CT-Planungen und den prä- und postoperativen Röntgenbildern ausgewertet und aufgezeigt.

Die durchschnittliche effektive Strahlendosis der präoperativen CT-Untersuchung wurde für die jeweiligen Patienten am Imaging Science Instituts Charité, Berlin (Ort der CT-Untersuchung) untersucht.

Abhängigkeiten zwischen fehlerhaften Planungen und Patientengeschlecht, -alter und -BMI konnten bei 139 (Schaft - ausgenommen Individualprothesen) und bei 150 (Pfanne) vollständig dokumentierten Fällen mittels logistischer Regression dargestellt werden. Der Body-Mass-Index der Patienten wird in Körpergewicht in kg/ Körpergröße in m<sup>2</sup> angegeben.

Die Größen von Prothesenhals und -kopf wurden von der Auswertung ausgeschlossen. Es wurde hierbei vor allem Augenmerk auf die vergleichbaren Parameter gelegt.

#### 3.3.2 CT-Untersuchung

Die Durchführung des CTs, in Vorbereitung auf eine Hüftgelenkersetzende Operation mit dreidimensionaler präoperativer Planung des Operationsablaufs, erfolgte in Rückenlage mit einem Spiral CT SOMATOM Sensation 64 (Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland). Es

wurden insgesamt 3 Schichtblöcke vom Becken, dem Kniegelenk und dem Sprunggelenk angefertigt, mit einer durchschnittlichen Messzeit von 12,7 Sekunden für die Hüfte, 6,7 Sekunden für das Kniegelenk und 6,4 Sekunden für das Sprunggelenk. Die Darstellung des Beckens erfolgt ab 10mm proximal der Linia iliaca bis zum mittleren Femurschaft, was einer Scanlänge von 410,5mm entspricht. Das Knie wird über eine Länge von insgesamt 206mm gemessen und das Sprunggelenk wird in 193mm dargestellt. Es ist wichtig diese Strukturen darzustellen, da sie in der späteren Planung für die Vermessung bestimmter Referenzpunkte eine wichtige Rolle spielen (z.B. die femoralen Kondylen), zur Orientierung der Rotation des Femurs. Diese Messungen finden in standardisierter Weise bei allen Patienten statt. (siehe Tabelle)

**Tabelle 1** Parameter der CT-Vermessung:

<b>Akquisition</b>	<b>64 x 0,6mm</b>
<b>Schnittdicke</b>	<b>0,6mm</b>
<b>Räumliche Auflösung</b>	<b>0,4mm</b>
<b>Rekonstruktiondicke</b>	<b>2mm</b>
<b>Rotationszeit</b>	<b>0,5sec</b>
<b>Pitch</b>	<b>0,9</b>
<b>Spannung</b>	<b>120kV</b>
<b>Field of view (FOV)</b>	<b>200 und 400mm fürs Becken, 200mm fürs Knie und fürs Sprunggelenk</b>

Die CT-Untersuchung wurde ausschließlich durch mit dem Spiral-CT erfahrene Fachärzte vorgenommen und ausgewertet.

### 3.3.3 Messung der Strahlenexposition

Bei allen CT Untersuchungen wurden die Dosimetriemessgrößen Dosis-Längen-Produkt (DLP) und Computed Tomography Dose Index (CTDI) dokumentiert. Mithilfe des Computerprogramms CT-Expo (V1.6, 2007, Medizinische Universität Hannover, Deutschland) wurde anhand der Untersuchungsparameter und des DLP die Organdosiswerte  $H_T$  und die effektive Dosis für jeden Patienten errechnet [79]. Das Programm berücksichtigt das Patientengeschlecht, die Scanart Spiral-CT und führt eine spezifische Gerätekorrektur für das verwendete CT-Modell durch. Es wurden getrennte Auswertungen der drei Spiral-CT Datensätze (Becken, Knie und Sprunggelenke) durchgeführt.

Zur Berechnung der effektiven Dosis ( $D_{\text{eff}}$ ) werden die Organdosen ( $H_T$ ) mit den Gewebewichtungsfaktoren ( $w_T$ ) der Organe multipliziert. Die Summe der so gewichteten Organdosen ergibt die effektive Dosis. Die Gesamtdosis wurde aus der Summe der drei Ergebnisse  $D_{\text{eff}}$  für Becken, Knie und Sprunggelenke errechnet.

### **3.3.4 Das Planungssystem**

Zur dreidimensionalen präoperativen Planung wurde das Programm 3D Hip Plan 0.55 (2004 Symbios, Schweiz) verwendet. Für brauchbare Daten musste die CT-Untersuchung, wie oben beschrieben, durchgeführt und die Art der Messung standardisiert vorgenommen werden. Der Transport der Daten ist dabei vollständig digital, im DICOM Format durchzuführen. Dies ist ein weiterer Vorteil, da eine Messung an jedem beliebigen Ort durchführbar ist und logistisch nicht an die CT-Vermessung gebunden ist. Das Anliegen der dreidimensionalen Planung war vor allem die bessere präoperative Darstellung der zu operierenden Hüftregion. Vor allem im Bereich der minimal invasiven Endoprothetik kann eine solche Planung von Vorteil sein, da der Operateur bei dieser Operationsmethode weniger intraoperativen Einblick hat.

Um das Ergebnis einer optimalen Planung mit dem Symbios Planungsmodul zu erlangen, ist es besonders wichtig einem strengen Ablauf zu folgen. Das Programm ermöglicht es dem Planer das Hüftgelenk in allen 3 Achsen darzustellen und diese in allen Rotationsebenen zu interpretieren.

### **3.3.5 Durchführung der Planung**

Die Durchführung der Planung wurde durch langjährige Fachärzte der Orthopädie vorgenommen. Die Planung erfolgte in mehreren Schritten. Beginnend mit der Erfassung der CT-Daten in standardisierter Weise und dem Import der Dateien auf den Computer, folgte in den nächsten Schritten das Sortieren der Schichten. Es besteht die Möglichkeit der Bilddarstellung, mit der die Korrektheit der Aufnahmen überprüft werden kann.

Die eigentliche Planung begann mit der Bestimmung der bikondylären Achse des Knies in axialer Sicht, um durch sie den Grad der Anteversion des Collum femoris errechnen zu können. Mit Hilfe des Programms wurde die Höhe der CT-Aufnahme gewählt, in der man einen guten Blick auf beide Kondylen erhält. Dann ließ sich digital eine Linie auf Höhe beider Kondylen legen.

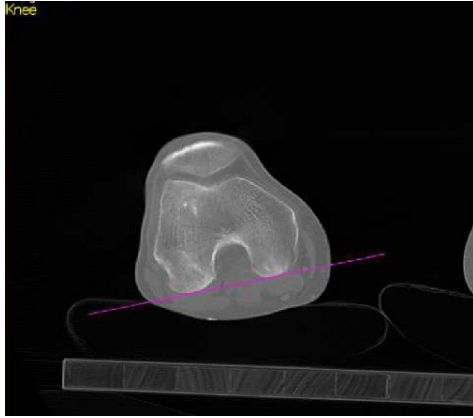


Abb. 7 Linie auf Höhe der Kondylen des Femurs (Kniegelenk) [80]

Nachdem dies beendet wurde, konnte mit der Darstellung der Hüfte in 3 Ebenen begonnen werden. Der nächste Schritt definierte die Referenzebenen sowie –achsen. Er ist deswegen bedeutend, weil die Lagerung des Patienten nicht genau definiert ist und unklar ist, ob die Beinstellung abweicht. Die Bestimmung der Lewinnek Ebene ist von großer Bedeutung. Sie ist Ausdruck der coronaren Ebene des Beckens. Zum Erlangen der Lewinnek Ebene mussten 3 Referenzpunkte betrachtet werden, einmal die Symphyse und zum anderen die beiden Spinae iliacae anteriores superiores. Die Achse, die durch die beiden Spinae gebildet wird, steht für die medio-laterale Achse. Nachdem die Achsen und Ebenen bestimmt wurden, konnte der Planer zwischen den verschiedenen Achsen auswählen, um sich einen Überblick zu machen. Anschließend folgte die Bestimmung des Acetabulums, wobei mit dem Cursor genau das Zentrum des Acetabulums aufgesucht werden konnte. Virtueller ließ sich der Wirkungskreis des Acetabulums mit Hilfslinien darstellen und genau auf die jeweiligen anatomischen Bedingungen anpassen. Das Ziel war dabei die Geometrie des Patientenacetabulums, sein Rotationszentrum, die Anteversion und die Inklination zu rekonstruieren.

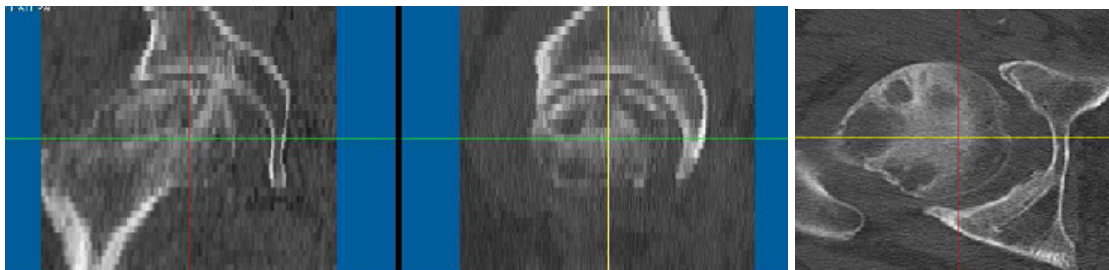


Abb. 8 Femurkopf im Acetabulum in 3 Ebenen (siehe oben) [80]

Das Programm ermöglicht es dem Benutzer zwischen den verschiedenen Symbolen zu wählen, die im nächsten Schritt bestimmt werden sollen. Dazu gehören zum Beispiel das

Pfannenimplantat sowie verschiedene Schaftimplantate. Nachdem das Drehzentrum und die Lage des Femurs genau bestimmt wurden, folgte im nächsten Schritt das Anpassen einer Pfanne. Der vorher gemessene Wirkungskreis des Acetabulums wurde weiterhin angezeigt und die Wahl eines auf diesen Wirkungskreis passenden Cups fand statt. Es wurden über das Programm verschiedene Typen von Pfannen gewählt, wie zum Beispiel Hillock oder April Pfannen. Die Pfanne konnte dann in alle Richtungen bewegt werden, bis eine stabile Lage erzielt wurde. Wichtig dabei ist es den exakten Durchmesser, der vorher mit Hilfe der Acetabulummessung vorgenommen wurde, zu wählen.

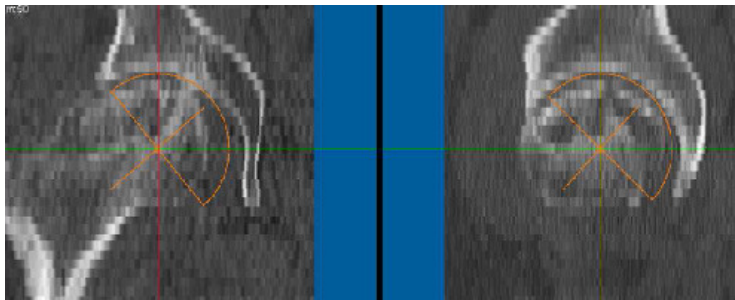


Abb. 9 Anpassung der Pfannengröße [80]

Das Femur muss in Hinsicht auf seine Referenzachsen und –ebenen in genau der gleichen Weise wie das Becken bestimmt werden. Dies erfolgte wiederum um die unbekannte Beckenrotation zu bestimmen und später eine adäquate Schaftmessung durchzuführen. Durch Zoomen wurde ein voller Blick auf das Femur erreicht. Mit dem Cursor wurde die Mitte des Schafts aufgesucht und diese in allen 3 Ebenen bestimmt. Das Femur konnte so lange rotiert werden bis die bikondyläre Linie parallel zu der medio-lateralen stand. Die Orientierung konnte gespeichert und die Horizontallinie so platziert werden, wie in der Operation die Osteotomie vorgenommen werden sollte. Das Programm ging dann zurück auf die Acetabulum-Funktion, damit die Mitte des Femurkopfes markiert werden konnte. Auch dies erfolgte in 3 Ebenen.



Abb. 10 Vermessung Schaft in 3 Ebenen [80]



Es folgte der Schritt, bei dem der später implantierte Schaft ausgewählt wurde. Dann konnte die Größe des Implantatschafts ausgewählt und virtuell eingesetzt werden.



Abb. 11 Einsetzen des digitalen Schafts in 3 Ebenen [80]

Anschließend ließ sich die passende Größe und Form des Schafts in 3 Ebenen betrachten und so eine mögliche anatomische Problematik genau eingeschätzt werden. Das ist ein weiterer Vorteil der 3D Rekonstruktion, da bei herkömmlichen Röntgenbildern lediglich die vertikale Ansicht in Betracht gezogen werden kann. Der Schaft konnte so lange bewegt werden bis er einen perfekten intramedullären Sitz hat. Der Planer schätzte ein, ob die gewählte Lage einen guten Sitz und eine gute Stabilität für den Patienten erreicht und musste dabei die bestimmten anatomischen Parameter und die Wahl der tatsächlichen Größe in Betracht ziehen.

Nachdem Pfanne und Schaft virtuell eingesetzt wurden, folgen nun der Femurhals und -kopf. Nachdem Probekopf und -hals eingesetzt wurden, wird intraoperativ eine Reposition des Gelenks durchgeführt, um dieses auf seine Stabilität in allen 3 Bewegungsebenen zu testen.

Danach lassen sich die errechneten Ergebnisse ausdrucken und speichern. Sie stehen dem Operateur zur Verfügung. Er kann sich auf besondere Verhältnisse präoperativ einstellen und hat ein Bild der einzusetzenden Implantatgrößen. Mögliche Probleme (z.B. das Vorliegen eines Kortikalis-Sporns intramedullär) können präoperativ eingeschätzt und dem Operateur dargestellt werden.

### 3.3.6 Operationstechnik

Die betrachtete Patientengruppe wurde ausschließlich nach dem minimal invasiven Operationsverfahren über einen vorderen Zugang (nach Smith Petterson) operiert. Operateure waren Fachärzte für Orthopädie mit langjähriger Erfahrung auf dem Gebiet der Hüfttotalendoprothetik. Die Operation erfolgte in folgender Weise.

Der Patient befand sich in Rückenlage ohne eine Unterlage für die Hüfte. Nach der Hautdesinfektion und dem sterilen Abdecken wurde ein 8-12 cm langer Hautschnitt, 2 Querfinger breit unter der Spina iliaca anterior superior, auf dem medialen Rand des Musculus tensor fasciae latae, ausgeführt. Das subkutane Fettgewebe wurde gespalten und die oberflächliche Fascie an der Muskellücke zwischen dem M. tensor fasciae latae lateral und dem M. sartorius medial eröffnet. Dies erfolgt unter Schonung des Nervus cutaneus femoris lateralis. Peripher wurde zwischen dem Musculus rectus femoris, auf der medialen Seite und Mm. Gluteus medius et minimus lateral präpariert. Beide wurden stumpf dargestellt. Hiernach zeigt sich der aufsteigende Ast der Arteria circumflexa femoris mit seinen begleitenden Venen, welche legiert werden müssen. Es folgte die stumpfe Präparation auf das Collum femoris, welches mit Retraktoren umfahren wurde. Ein weiterer Retraktorhaken wurde am medialen Schenkelhals eingebracht. Die Gelenkkapsel ist anschließend T-förmig aufgetrennt worden und der Schenkelhals wurde zur Osteotomie dargestellt. Mit einer Knochensäge erfolgte die Osteotomie, um eine Scheibe des Collum femoris herauszunehmen und dann den Kopf extrahieren zu können. Markierungspunkt für die Osteotomie ist die Höhe der Umstellung vom Schenkelhals zum Trochanter major, bzw. der Trochanter minor.

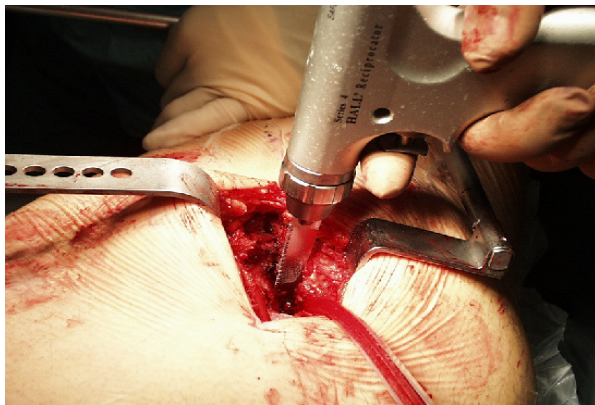


Abb. 12 Osteotomie des Schenkelhalses

Der Kopf wurde mit Hilfe eines so genannten Korkenziehers extrahiert. Die Retraktoren wurden, zur Darstellung des Acetabulums, in typischer Weise um die Pfanne herumgesetzt.

Anschließend wurde die Anpassung der zu implantierenden Pfanne durch Auffräsen des Acetabulums mit dem Winkelgetriebe durchgeführt, um eine optimale Anpassung der Implantatpfanne zu erreichen.

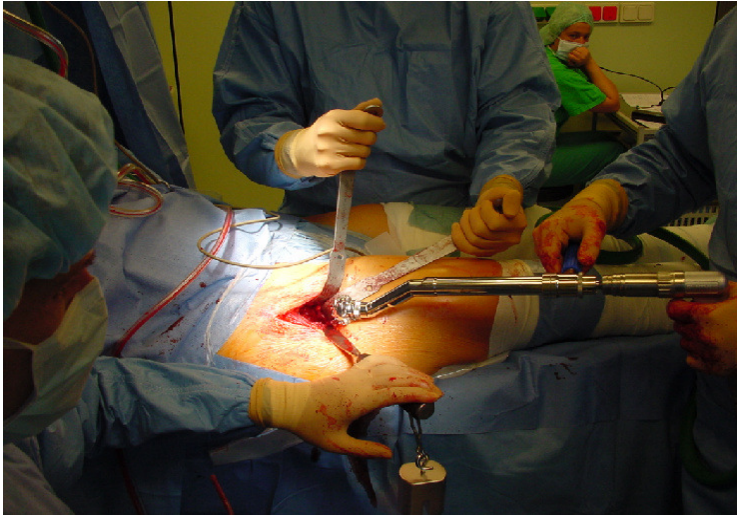


Abb. 13 Einsatz der Fräse mit Winkelgetriebe zur Präparation der Hüftpfanne

Osteophyten wurden entfernt, damit die optimale Position der Pfanne dargestellt werden kann. Die Hillock und April Pfannen lassen sich in Press fit-Technik implantieren. Vorher musste geklärt werden, ob die Implantation zementiert oder zementfrei durchgeführt werden soll. Wichtig war es bei der zementfreien Implantation das Acetabulum mit dem Fräser etwas kleiner zu eröffnen, als die zu implantierende Pfanne sein sollte (ca. 2mm). Dies machte eine optimale Anpassung möglich und sollte eine optimale Festigkeit der Pfanne garantieren. Bei zementierten Pfannen ist das Acetabulum etwa 3mm weiter zu fräsen, um einen gleichmäßigen Zementmantel zu erhalten [23]. Nach dem Auffräsen wurde eine Probepfanne eingesetzt, bevor es zum Einsatz der Originalpfanne kam. Nach Sicherung ihrer Stabilität wurde die Originalpfanne eingesetzt und mit dem passenden Inlay versehen.

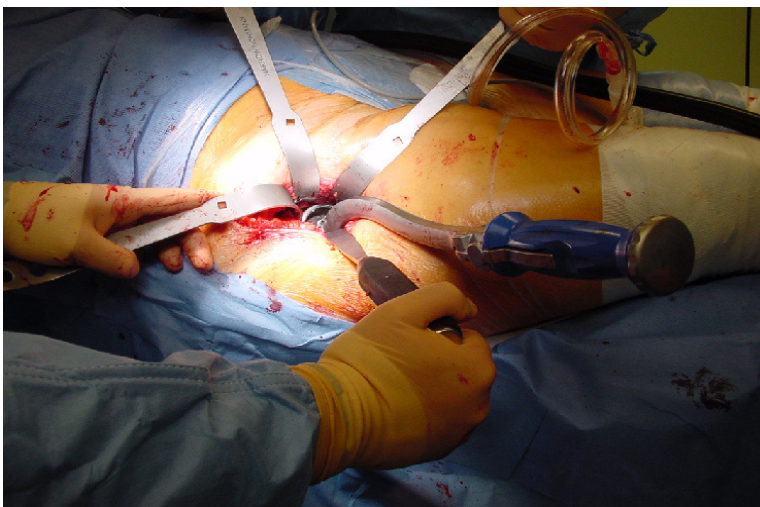


Abb. 14 Einsetzen der Probepfanne in aufgefäste Pfanne

Die Lage wurde anschließend nochmals überprüft, bevor man mit der Bearbeitung des Femurschafts beginnen konnte. Zur Darstellung des Femurs waren das Absenken der Beine auf dem Tisch und das Halten des Beins in Außenrotationsstellung und Abduktion durchzuführen. Das proximale Femur musste zuerst von Kapselresten befreit werden. Ein medialer und ein trochantärer Retraktorhaken wurden zur besseren Darstellung eingesetzt. Anschließend konnte der Markraum mit einem scharfen Löffel eröffnet werden. Der Markraum wurde mit der Markraumraspel bis zur später eingesetzten Originalgröße des Femurschafts präpariert. Danach erfolgte das Einsetzen der Endoprothese.

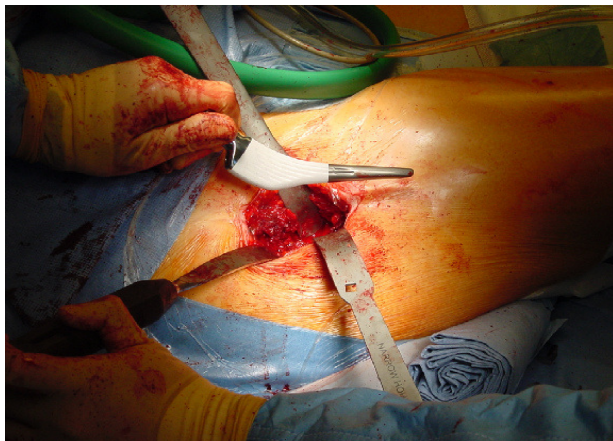


Abb. 15 vor Einsetzen des Originalschafts in den Markraum

Anschließend folgte das Aufsetzen eines Probehalses und -kopfes und das Hüftgelenk konnte reponiert werden und auf dessen Luxationsstabilität untersucht werden. Mit dem Einsatz des richtigen Kopfes konnte eine mögliche präoperativ bestehende Beinlängendifferenz intraoperativ ausgeglichen werden. Der Originalkopf konnte, nachdem stabile Verhältnisse erreicht wurden, eingesetzt werden und es wurde nochmals auf Stabilität getestet. Die neue Gelenksituation war dann auf seine Bewegungs- und Beinlängensituation getestet worden, ein Vernähen der Kapsel war nicht erforderlich. Wichtig war das Einlegen einer intraartikulären Redon-Drainage zur Ableitung des Hämatoms. Danach wurde die Faszia lata verschlossen. Es folgten die Subcutannaht, der Hautverschluss und das Abdecken mit einem sterilen Pflasterverband. Aufgrund der muskelschonenden Operationsweise konnten die Patienten nach postoperativer Röntgenkontrolle das operierte Bein sofort belasten, um eine möglichst schnelle Mobilisation und Stabilität zu erreichen. Die regelrechte Lage der Prothese musste dabei röntgenologisch gesichert werden.

### 3.3.7 Statistische Analyse

Die statistischen Untersuchungen erfolgten mit Hilfe und Beratung durch Schwenke Consulting (Dr. C. Schwenke), Berlin.

Quantitative Werte wurden als Mittelwert mit Standardabweichung dargestellt (Daten des Patientenkollektivs), qualitative Werte als Anteile und als Prozentangaben (Angaben der richtig oder falsch geplanten Prothesengrößen).

Zur Untersuchung des Einflusses der Faktoren Alter, Geschlecht und BMI der untersuchten Patienten ( $n=150$ ) und deren Einfluss auf eine korrekte Prothesenplanung des Schaftes bzw. der Pfanne wurden logistische Regressionen verwendet. Diese verwenden statt des linearen Ansatzes die logistische Funktion zur Modellierung der Wahrscheinlichkeit. Sie ist ein wichtiges Instrument zur Auswertung eines qualitativen binären Zielkriteriums [81]. Zielvariable war die korrekte Planung, bzw. die korrekte Planung mit Toleranz (Abweichung um höchstens eine Größe). Die Wahrheit war die verwendete Größe während der Operation. Die unbekannt, zu schätzenden Regressionskoeffizienten, die den Einfluss der Kovariablen auf die Zielvariablen quantifizieren, wurden mittels Maximum-Likelihood-Methode geschätzt [81]. Schrittweise Elimination der erklärenden Variablen zu einem Signifikanzniveau von zweiseitig 5% wurde verwendet, um das finale Modell zu bestimmen. Mit Hilfe einer ROC-Analyse (Receiver-Operating-Characteristic) wurde für das finale Modell der Schnittpunkt für die Einteilung in korrekt/nicht korrekt dort festgelegt, wo die Summe aus Sensitivität und Spezifität maximal war. Zur Darstellung der ROC-Analyse ermittelt man für jeden möglichen Grenzwert die resultierenden relativen Häufigkeitsverteilungen und errechnet die jeweils zugehörige Sensitivität und Spezifität. In einem Diagramm mit der Ordinate Sensitivität (relative Häufigkeit aller richtig positiven) und Abszisse  $1 - \text{Spezifität}$  (relative Häufigkeit aller falsch positiven Testergebnisse) trägt man die Wertepaare ein.

Eine ROC-Kurve nahe der Diagonalen deutet auf einen Zufallsprozess hin. Die reinen Werte nahe der Diagonalen bedeuten eine gleiche Trefferquote und Falschpositivquote, was der zu erwartenden Trefferhäufigkeit eines Zufallsprozesses entspricht. Die ideale ROC-Kurve steigt senkrecht in die linke obere Ecke an (die Trefferquote steigt auf 100%, während die Fehlerquote bei 0% bleibt), erst danach steigt die Falschpositivrate an. Eine ROC-Kurve die deutlich unterhalb der Diagonalen bleibt, deutet darauf hin, dass die Werte falsch interpretiert werden.

Die Anteile der Patienten mit korrekter Planung (Schaft, Pfanne, mit und ohne Toleranz) wurden ermittelt und asymptotische 95% Konfidenzintervalle nach Wald mit Stetigkeitskorrektur berechnet. Mit dem Wald-Test wird die Signifikanz von unabhängigen Variablen getestet, also

die Regression einer binären abhängigen und einer oder mehrerer unabhängiger Variablen, wie oben beschrieben [82]. Zur Analyse der Abhängigkeiten wurden die Patientenstichproben mit Individualschäften ausgeschlossen und lediglich die vergleichbaren Größenabweichungen mit einbezogen (n=139, da 11 Individualprothesen).

In der Analyse wurde korrekt als "1" kodiert, inkorrekt als "0".

Die statistischen Analysen und Darstellungen wurden mit dem Programm Microsoft „Excel“, Version 2007, der Firma Microsoft Corporation (Seattle, USA) und mit der Software SAS 9.2 (SAS Institute Inc., Cary, NC, USA) durchgeführt.

## 4 Ergebnisse

### 4.1 Schäfte

Intraoperativ kam es zum Einsatz von Schaftgrößen B bis H. Mit 22,66% (34/150) der Fälle war Größe E und mit 22% (33/150) die Größe F die beiden meist eingesetzten Größen innerhalb des Patientenkollektivs. Größe D wurde zu 16% (24/150) und Größe C zu 9,33% (14/150) eingesetzt. Die Größe G wurde in 13,33% (20/150) und die Größe H in 6,66% (10/150) der Fälle eingesetzt. Die Größe B wurde 2mal intraoperativ eingesetzt und 2mal wurde mit einem Arcad-Schaft versorgt. Nur zweimal wurde ein zementierter Schaft verwendet um ausreichend Stabilität zu erreichen. Elf Individualschäfte wurden nach CT-Planung realisiert.

In der präoperativen Planung wurden 2mal ein Arcad-Schaft und 3mal die Größe B vorgeschlagen. Zu 8,66% (13/150) wurde die Größe C eingeplant und zu 17,33% (26/150) die Größe D. Größe E wurde mit 16% (24/150) deutlich weniger häufig geplant als tatsächlich eingesetzt. Zu 22,66% (34/150) wurde die Größe F vorgeschlagen und in 19,33% (29/150) der Fälle die Größe G. Geplant wurden 5,33% (8/150) Größen H und 11 Individualprothesen, welche auch intraoperativ verwendet wurden.

Vergleicht man die präoperative Planung der Schäfte mit dem postoperativen Outcome tabellarisch erhält man folgendes Ergebnis.

**Tabelle 2** Schaftgrößenverteilung

Schaft	eingesetzt (total)	eingesetzt (%)	geplant (total)	geplant (%)
Arcad	2	1,33	2	1,33
Größe B	2	1,33	3	2
Größe C	14	9,33	13	8,66
Größe D	24	16	26	17,3
Größe E	34	22,67	24	16
Größe F	33	22	34	22,67
Größe G	20	13,33	29	19,33
Größe H	10	6,67	8	5,33
Individual	11	7,33	11	7,33

Anzahl der Schaftgrößen geplant und eingesetzt:

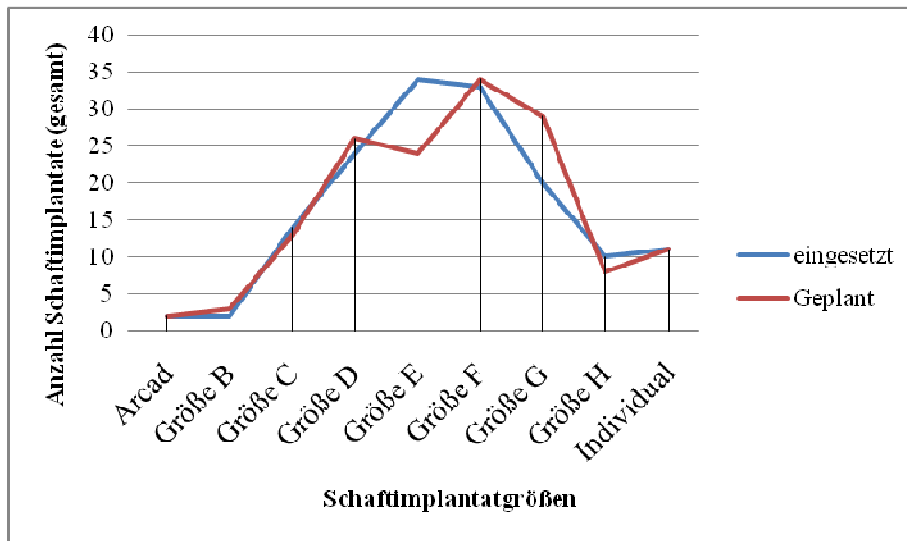


Abb. 16 Vergleich zwischen geplanten und eingesetzten Schaftgrößen in absoluten Zahlen (n=150)

Bei der präoperativen Planung der Schäfte lässt sich nach den gefundenen Ergebnissen eine Übereinstimmung von **72%** (108/150) zwischen Planung und Umsetzung innerhalb exakt einer Größe treffen. 11,3% (17/150) aller Prothesen wurden eine Nummer zu klein geplant und somit intraoperativ eine Nummer größer gewählt. 14,66% (22/150) wurden mit einer Nummer größer eingeplant. Nur 2% (3/150) wurden mit dem Unterschied von mehr als einer Größe falsch geplant, was eine Genauigkeit von **98%** +/- einer Größe durch das Planungsmodul zulässt.

Realisierung der Schaftplanung:

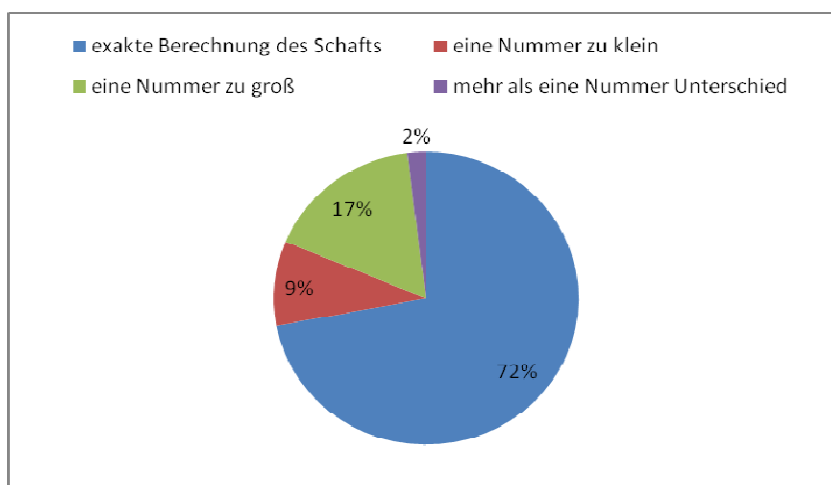


Abb. 17 Realisierung der Schaftplanung nach Größenunterschied in Prozent (n=150)



Daraus ergibt sich eine Realisierung der Schaftplanung von Schwankungen zwischen +/- einer Größe, die wie folgt aussieht:

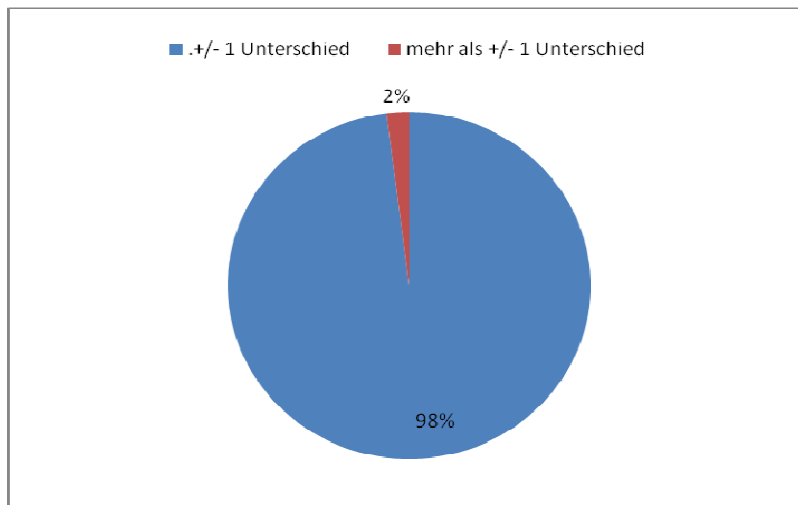


Abb. 18 Realisierung der Schaftplanung nach Größenunterschied +/- einer Größe in Prozent (n=150)

Die Individualschäfte wurden hier als innerhalb einer Größe richtig geplant einbezogen. Insgesamt zeigte sich eine Abweichung von im Durchschnitt + 0,06 Größen (SD: 0,56, MEDIAN= 0, Range= -2 bis +2). Man findet bei der Planung des Schaftes also eine nur sehr geringe Durchschnittsabweichung und eine geringe Varianz der Größenabweichungen zwischen präoperativ geplanter und intraoperativ realisierter Prothese. Die Werte tendieren dabei zur Planung von leicht größeren Größen, im Vergleich zu den später eingesetzten. Vor allem bei den Größen E und G sind die Unterschiede am größten (E= 29,2% und G=31%), wobei Größe E um diese Zahl weniger geplant als eingesetzt und Größe F häufiger geplant als eingesetzt wird.

### 4.1.1 Abhängigkeiten der Planungsfehler Schaft

Das Auftreten von Fehlern in der Schaftplanung wurde in Abhängigkeit des Patientenalters, -geschlechts und –Body-Mass-Index betrachtet und mittels logistischer Regression dargestellt. Es wurden jeweils die Abhängigkeiten der Fehlerplanungen total und der Fehlerplanungen von +/- einer Größe betrachtet, da diese als akzeptable Abweichung angesehen werden sollen.

#### Schaft korrekt:

Die Analyse basiert auf der Bewertung der exakten Passung des Schaftes ohne Toleranz. Nach Ausschluss der Patienten mit individuellem Schaft wurden 139 Patienten in die Analyse aufgenommen. Der Anteil Patienten mit korrekter Planung lag bei 69,8% (97/139, 95% KI = 61,8-77,8). In die logistische Regression wurden 139 Patienten mit kompletten Daten eingeschlossen, von denen in 97 Fällen die Planung korrekt war.

**Tabelle 3** Finales Modell für Abhängigkeiten (Schaft exakt):

Analyse der Maximum Likelihood Schätzung						
Parameter		DF	Geschätzter Koeffizient	Standardfehler	Wald Chi <sup>2</sup>	Pr > Chi <sup>2</sup>
Schnittpunkt		1	1,1113	1,5384	0,5219	0,4701
Alter		1	-0,00331	0,0243	0,0185	0,8917
Geschlecht	m	1	-4,3712	1,5384	8,0734	0,0045
Alter*Geschlecht	m	1	0,0658	0,0243	7,3328	0,0068

Das heißt mit steigendem Alter bei männlichen Patienten steigt die Wahrscheinlichkeit für eine korrekte Passung. Bei weiblichen Patienten ist die Wahrscheinlichkeit für eine korrekte Passung generell höher als bei männlichen Patienten. Darauf deutet der stark negative geschätzte Koeffizient bei den männlichen Patienten hin. Bei steigendem Alter steigt auch dieser (siehe letzte Zeile der Tabelle). (m=männlich)

Die Genauigkeit liegt für das finale Modell bei 66,7% mit einer Sensitivität von 82,5% und einer Spezifität von 47,6%

Dies lässt sich anhand der ROC-Analyse darstellen.

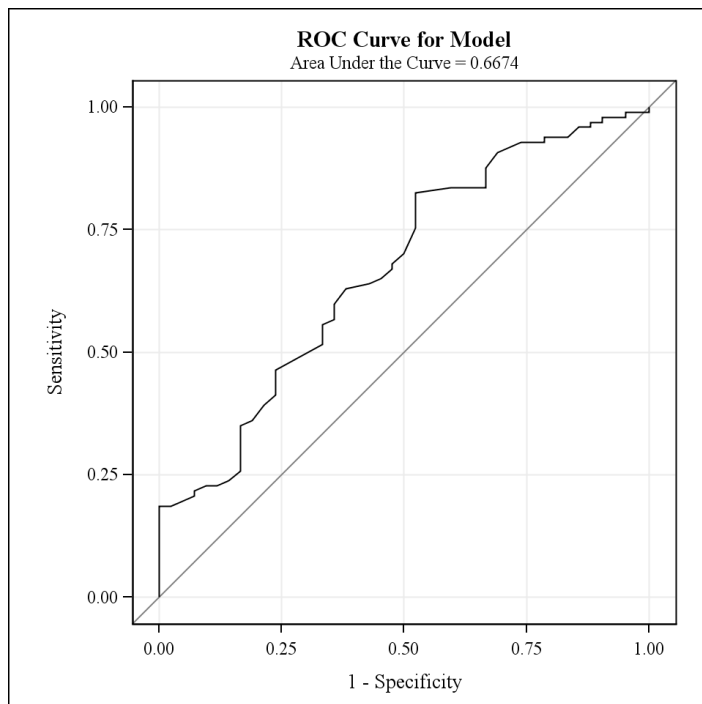


Abb. 19 ROC Kurve für das finale Modell (Area under the curve = Genauigkeit (Accuracy)) - Schaft exakt

### **Schaft +/- eine Größe Unterschied:**

Die Analyse basiert auf der Bewertung der Passung des Schaftes mit Toleranz +/- einer Größe. Nach Ausschluss der Patienten mit individuellem Schaft wurden 139 Patienten in die Analyse aufgenommen.

Der Anteil Patienten mit korrekter Planung lag bei 97,8% (136/139, 95% KI = 95,1-100,0).

In die logistische Regression wurden 139 Patienten mit kompletten Daten eingeschlossen, von denen in 136 Fällen die Planung korrekt war.

Keiner der Faktoren (Alter, BMI, Geschlecht) wurde als signifikant gefunden.

### 4.1.2 Entwicklung der Planungsfehler Schaft

**Tabelle 4** Betrachtung der Größenabweichungen innerhalb der Schäfte in den verschiedenen Operations- und Planungsjahren (Planung zu Soll der Schäfte)

OP-Jahr	2005	2006	2007	2008	2009
durchschnittliche Abweichung der Schaftgrößen	-0,23	-0,125	0,034	0,18	0
Anzahl der Probanden	15	16	29	73	17
Range	(-2 bis 0)	(-2 bis 0)	(-1 bis 1)	(-1 bis 2)	(-1 bis 1)
MEDIAN	0	0	0	0	0
Standardabweichung	0,83	0,5	0,42	0,6	0,38

Jahresbilanz der Größenabweichungen der Schäfte (Planung zu Soll):

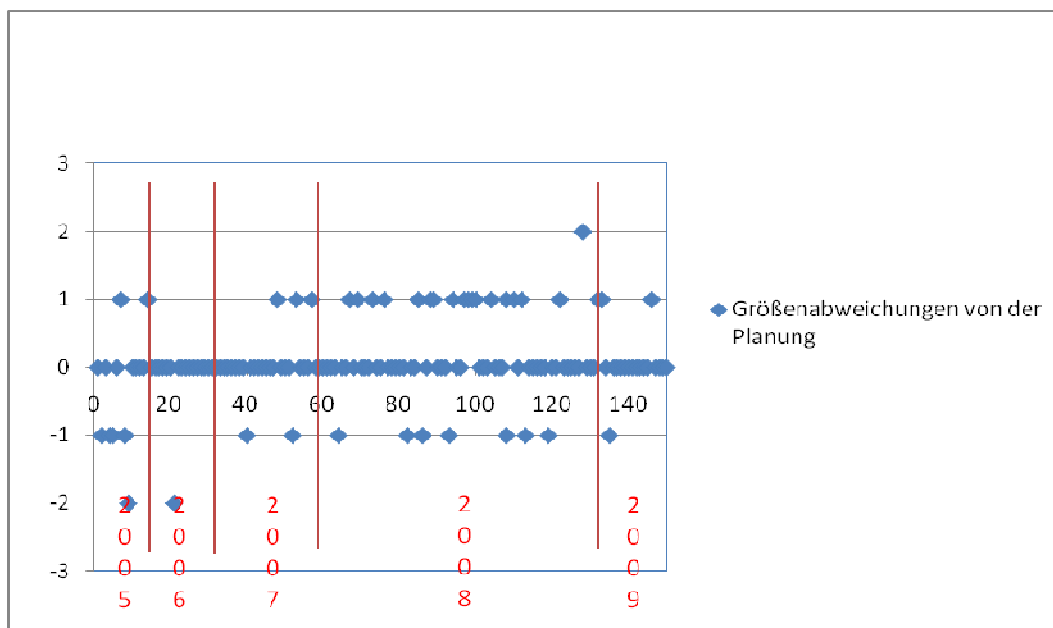


Abb. 20 Darstellung der Größenabweichungen der Planungsschäfte aller 150 Patienten, sortiert nach OP-Jahr (ansteigend), Trennlinien (in rot) zur Darstellung der einzelnen Operationsjahre (2005-2009), x-Achse= absolute Größenabweichungen in + und - Bereich. (n=150)

Innerhalb der Größenabweichungen zwischen geplanten und eingesetzten Schaft konnten keine signifikanten Verbesserungen im Laufe der Jahre gefunden werden. Die Erfahrung zeigte in dem Fall ebenfalls keine Verringerung der durchschnittlichen Größendifferenzen. Diese variieren gleich stark über die 4 Operationsjahre hinweg.

## 4.2 Individualschäfte

Elfmal (7,33%) wurde eine Individual-Prothese präoperativ nach CT-Planung angefertigt und realisiert. Alle 11 Patienten, die eine Individualprothese erhielten, wiesen eine Dysplasie-Koxarthrose auf. Das Durchschnittsalter der Patienten mit einer Individualprothese liegt bei 49,5 Jahren (SD=9,99 Jahre, MEDIAN=56 Jahre) und somit ca. 11 Jahre unter dem Gesamaltersdurchschnitt.

**Tabelle 5**

<b>Anzahl Individualprothesen</b>	<b>11</b>
<b>Diagnosen</b>	<b>11x Dysplasie-Koxarthrose (nicht näher definiert)</b>
<b>Durchschnittsalter</b>	<b>49,5 Jahre</b>
<b>Davon richtige Pfannenplanung</b>	<b>4/11 (36,4%)</b>

### 4.3 Pfannen

Bei der Implantation der Pfannen kamen Größen im Bereich von 48mm bis 64mm zum Einsatz. Es wurden April, Hillock, Trident und Exeter-Pfannen implantiert. Siebenmal wurden die Pfannen mit Hilfe von Zement fixiert, einmal davon als komplette Zementimplantation (auch des Schaftes) und 6mal in so genannter Hybridtechnik, d.h. in diesen Fällen wurden die Pfannen zementiert und die Schäfte zementfrei versorgt. Es kamen insgesamt 3 Schraubpfannen zum Einsatz. Die übrigen Patienten wurden mit Pressfit-Pfannen versorgt.

Insgesamt wurde zu 6% (9/150) die Größe 48mm verwendet, zu 8,66% (13/150) 50mm Pfannen, zu 19,33% (29/150) wurde die Größe 52mm implantiert und in 18,66% (28/159) der Fälle wählte der Operateur die Größe 54mm. Weitere 18,66% (18/150) wurden durch die Größe 56mm ersetzt. Die Größe 58mm wurde zu 10% (15/150) ausgewählt, 12,66% (19/159) 60mm Pfannen, 5,33% (8/150) 62mm und nur 1mal (0,66%) wurde die Größe 64mm eingesetzt.

Im Bereich der Pfannen stellen sich erheblichere Unterschiede ein, wenn das präoperativ geplante mit dem tatsächlich realisierten Ergebnis verglichen wird.

So findet sich im Bereich der Pfannen eine exakte Übereinstimmung zwischen geplanter und eingesetzter Größe in **44%** der Fälle (66/150). Vierundzwanzig Prozent (36/150) der Pfannen wurde eine Größe zu klein geplant, 14% (21/150) 2 Größen zu klein, 3,33% (5/150) 3 Größen zu klein und 2% (3/150) wurden sogar 4 Größen zu klein geplant.

Acht Prozent (12/150) der eingesetzten Pfannen waren im Vorfeld mit einer Größe zu groß geplant worden. Vier Prozent (6/150) wurden 2 Nummern größer berechnet. Nur eine (0,66%) wich 4 Nummern nach oben ab und fiel damit aus der Reihe. Abweichungen im Bereich der Pfannen tendierten vor allem zu kleineren Berechnungen im Planungsverfahren. Akzeptiert man eine Größenabweichung von +/- einer Pfannengröße, so erhält man eine Planungsgenauigkeit von **76%**.

**Tabelle 6** Vergleich von eingesetzten und geplanten Pfannengrößen:

<b>Pfannengröße</b>	<b>eingesetzt (total)</b>	<b>eingesetzt (%)</b>	<b>geplant (total)</b>	<b>geplant (%)</b>
44mm	0	0	1	0,67
46mm	0	0	2	1,33
48mm	9	6	14	9,33
50mm	13	8,67	18	12
52mm	29	19,33	32	21,33
54mm	28	18,67	26	17,33
56mm	28	18,67	22	14,67
58mm	15	10	16	10,67
60mm	19	12,67	15	10
62mm	8	5,33	4	2,67
64mm	1	0,67	0	0

Anzahl der Pfannengrößen geplant und eingesetzt:

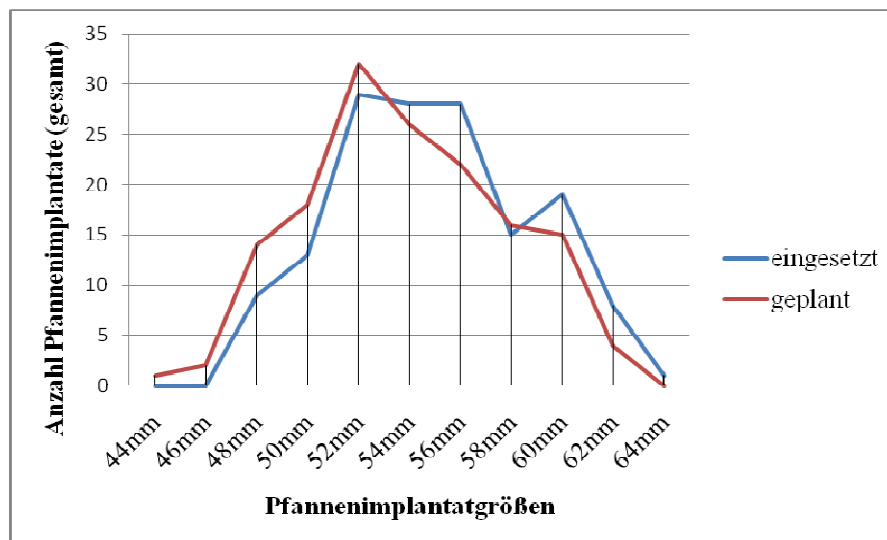


Abb. 25 Vergleich zwischen geplanten und eingesetzten Pfannengrößen in absoluten Zahlen (n=150)

### Übereinstimmung zwischen Pfannenplanung und Umsetzung:

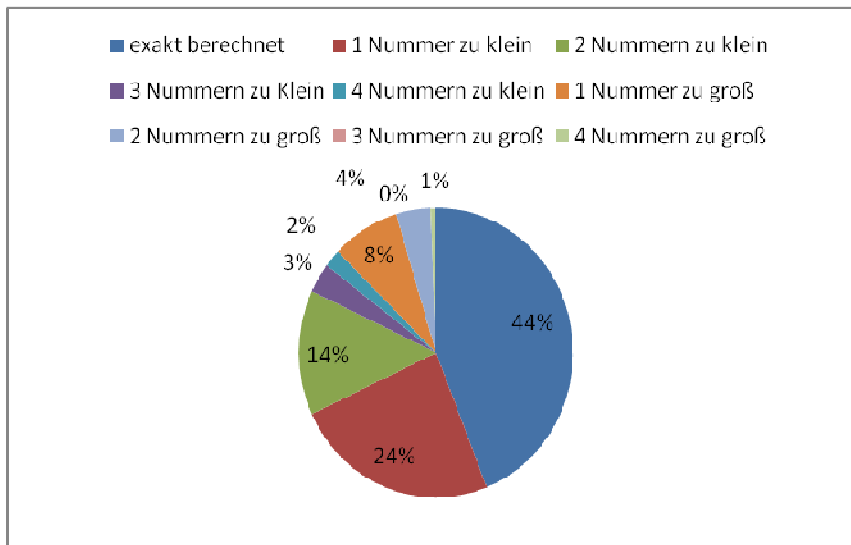


Abb. 21 Übereinstimmung der Pfannenplanung mit postoperativem Ergebnis in Prozent (n=150)

### Übereinstimmung der Pfannenplanung +/- eine Größe:

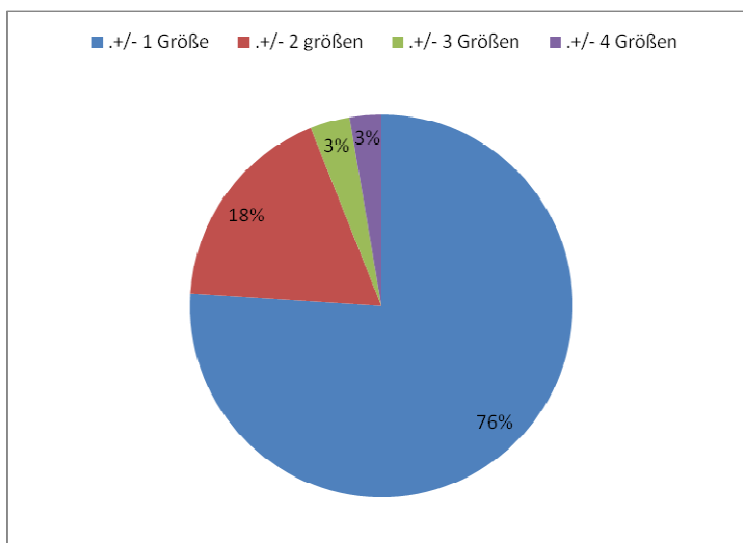


Abb. 22 Übereinstimmung der Pfannenplanung mit postoperativem Ergebnis +/- einer Größe in Prozent (n=150)

Bei der Berechnung der Pfannen findet man eine durchschnittliche Genauigkeit von  $-0,513$  Größen (SD= 1,23, MEDIAN= 0, Range= -4 bis +4). Damit zeigt sich, dass die Pfannen im Durchschnitt zu klein vorgeschlagen werden. Insgesamt variieren die Größen deutlich stärker als die der Schäfte. Im Gesamtkollektiv wurde 36mal (24%) mit einer Pfannengröße zu klein geplant. Akzeptiert man eine Abweichung der Pfannenplanung von minus einer Größe so erhält man eine Planungsgenauigkeit von **68%** (102/150).



### 4.3.1 Abhängigkeiten der Planungsfehler Pfanne

Das Auftreten von Fehlern in der Pfannenplanung wurde in Abhängigkeit des Patientenalters, -geschlechts und –Body-Mass-Index betrachtet und mittels logistischer Regression dargestellt. Es wurden jeweils die Abhängigkeiten der Fehlerplanungen total und der Fehlerplanungen von plus-minus einer Größe betrachtet, da diese als akzeptable Abweichung angesehen werden sollen.

#### **Pfanne korrekt:**

Die Analyse basiert auf der Bewertung der exakten Passung der Pfanne ohne Toleranz.

Der Anteil Patienten mit korrekter Planung lag bei 44,0% (66/150, 95% KI = 35,7-52,3).

In die logistische Regression wurden 150 Patienten mit kompletten Daten eingeschlossen, von denen in 66 Fällen die Planung korrekt war.

Keiner der Faktoren (Alter, BMI, Geschlecht) stellte sich als signifikant heraus.

#### **Pfanne +/- eine Größe Unterschied:**

Die Analyse basiert auf der Bewertung der Passung der Pfanne mit Toleranz +/- einer Größe.

Der Anteil Patienten mit korrekter Planung lag bei 76,7% (115/150, 95% KI = 69,6-83,8).

In die logistische Regression wurden 150 Patienten mit kompletten Daten eingeschlossen, von denen in 115 Fällen die Planung korrekt war.

**Tabelle 7** Finales Modell für Abhängigkeiten (Schaft exakt)

Analyse der Maximum Likelihood Schätzung						
Parameter		DF	Geschätzter Koeffizient	Standardfehler	Wald Chi <sup>2</sup>	Pr > Chi <sup>2</sup>
Schnittpunkt		1	1,2385	0,2011	37,9192	<,0001
Geschlecht	m	1	0,4037	0,2011	4,0291	0,0447

Das heißt mit männlichem Geschlecht steigt die Wahrscheinlichkeit für eine korrekte Passung, wie man auch am Odds Ratio sieht. (m=männlich, w=weiblich)

Tabelle 8

Odds Ratio Schätzung			
Effekt	Punkt-Schätzung	95% Wald Konfidenzintervall	
Geschlecht m vs. w	2,242	1,019	4,932

Die Genauigkeit liegt für das finale Modell bei 59,8% mit einer Sensitivität von 53,9% und einer Spezifität von 65,7%.

Dies lässt sich anhand der ROC-Analyse darstellen.

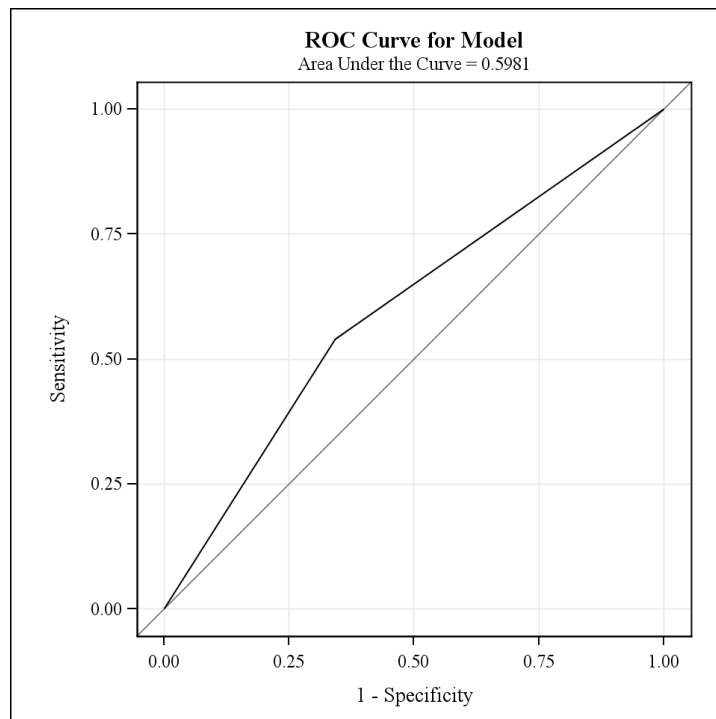


Abb. 23 ROC Kurve für das finale Modell (Area under the curve = Genauigkeit (Accuracy)) - Schaft mit Toleranz

### 4.3.2 Entwicklung der Planungsfehler Pfanne

Betrachtet man die genauen Größenabweichungen auf das jeweilige Operationsjahr bezogen, so erkennt man auch hier, dass es im untersuchten Zeitraum keine exaktere Berechnung der Prothesen gegeben hat.

**Tabelle 9** Betrachtung der Größenabweichungen (Plan-Soll) innerhalb der Pfanne in den verschiedenen Operations- und Planungsjahren:

OP-Jahr	2005	2006	2007	2008	2009
Durchschnittliche Abweichung der Pfannengrößen	-0,54	-0,25	-0,82	-0,54	0,26
Anzahl der Probanden	15	16	29	73	17
Range	(-4 bis 0)	(-3 bis 2)	(-4 bis 2)	(-4 bis 4)	(-1 bis 2)
MEDIAN	0	0	-1	0	0
Standardabweichung	0,77	1,18	1,31	1,21	1,03

Jahresbilanz der Größenabweichungen der Pfanne (Planung zu Soll):

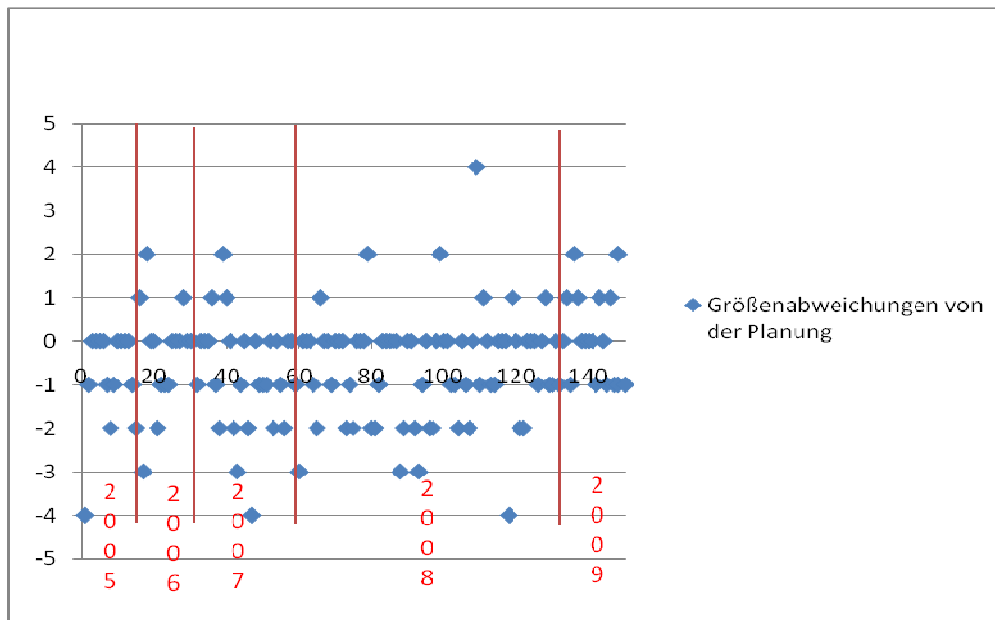


Abb. 24 Darstellung der Größenabweichungen (Plan zu Soll) der Planungspfanne aller 150 Patienten, sortiert nach OP-Jahr (ansteigend), Trennlinien (in rot) zur Darstellung der einzelnen OP-Jahre (2005-2009), x-Achse= absolute Größenabweichungen im + und - Bereich. (n=150)

Wie oben beschrieben, ist auch hier erkennbar, dass die meisten Stichproben in den -1 Bereich von Planung zu Soll der Pfannengrößen abweichen. Dies stellt sich über alle 4 Operationsjahre im gleichen Maße dar. Die meisten Patientendaten wurden dabei im Jahr 2008 dokumentiert. Im letzten Operationsjahr finden sich durchschnittliche Größenabweichungen in den positiven Bereich (keine Planungsabweichung von -1), was sich stark von den anderen Jahren unterscheidet (siehe Tabelle 9).

#### 4.4 Analyse der Markraumbeschaffenheit des Femurs

Im Patientenkollektiv wurden die Beschaffenheit des Markraums und die Vorschläge für den Operateur genau dokumentiert und die folgenden Ergebnisse gefunden:

**Tabelle 10**

<b><u>Anzahl</u></b>	<b><u>Dokumentierte Information für den Operateur</u></b>
<b>18x</b>	<b>Kortikalis-Sporn (in den Markraum einwachsend)</b>
<b>8x</b>	<b>Empfehlung zum Einsatz des Markraumbohrers</b>

Im Kollektiv wurde 18mal ein Kortikalis-Sporn präoperativ dokumentiert (12%). Achtmal wurde die Verwendung eines Markraumbohrers empfohlen, um Komplikationen zu vermeiden (5,3%). Beide Parameter wurden anhand des Planungsprotokolls durch den präoperativen Planer festgehalten.

Darstellung des Markraums und Planung der Prothesengröße mit dem CT-Planungsmodul (medialer Korticalissporn in Abbildung):



Abb. 25 CT-Planung eines 62jährigen männlichen Patienten. Darstellung des Schafts links in Sagittalschnitt und Axialschnitt mit medialem Sporn in den Markraum reichend

## 4.5 Gemessene Strahlenexposition

Das mittlere DLP der Studienpopulation betrug 251,5 mGy\*cm (SD 61,3) für das Becken, 48,2 mGy\*cm (SD 12) für die Knie und 25,6 mGy\*cm (SD 2,3) für die Sprunggelenke. Hieraus errechnet sich eine effektive Dosis von 4 mSv pro Patient (SD=1, Spannweite 2,6 – 6,2 mSv). Die Dosismesswerte für die einzelnen Untersuchungsregionen sind in Tabelle 11 aufgelistet.

Tabelle 11

Untersuchungsregion	DLP	D <sub>eff</sub>
Becken	251,5 mGy*cm(SD 61,3)	4.0 mSv(SD 1)
Knie	48,2 mGy*cm (SD 12)	0 mSv
Sprunggelenke	25,6 mGy*cm (SD 2,3)	0 mSv
Gesamt		4.0 mSv

## 4.6 Komplikationen im Patientenkollektiv

Im Gesamtkollektiv von 150 Patienten kam es insgesamt 7mal zu Komplikationen (intra- und postoperativ). Dies entspricht einer durchschnittlichen Komplikationsrate von **4,66%**. Diese Komplikationen müssen zum Teil auf operationstechnische Probleme, auf Probleme des minimal invasiven Zuganges und zum Teil auf eine Fehlkalkulation des Prothesendesigns zurückgeführt werden. Die Beobachtung der Komplikationsraten bezieht sich ausschließlich auf den stationären peri- und postoperativen Bereich, d.h. Komplikationen die bis maximal 14 Tage postoperativ aufgetreten sind oder während der Operation auftraten.

**Tabelle 12**

<b>Anzahl</b>	<b>Ursachen der Komplikationen</b>
<b>1</b>	<b>Neurologische Beeinträchtigung</b>
<b>1</b>	<b>Lungenarterienembolie, als Folge tiefer Beinvenenthrombose</b>
<b>1</b>	<b>Abriss des Trochanter minor postoperativ</b>
<b>3</b>	<b>Intraoperative Fraktur/Fissur des Femurschafts</b>
<b>1</b>	<b>Postoperative Luxation</b>

Einmal kam es im Patientenkollektiv zu einer Irritation des Nervus femoralis (inkomplett). Die Ursache dieser Komplikation ist nicht mehr rekonstruierbar. In einem weiteren Fall kam es zu einer postoperativen Lungenarterienembolie. In 5 weiteren Fällen kam es zu Veränderungen im Bereich des Knochens, die im Einzelnen dargestellt werden sollen.

### **Fall 1 (Patientin K.L. geb. 1932):**

Die ausgewählte Patientin wurde bereits im Jahr 2004 hüftendoprothetisch linksseitig versorgt. Diese Operation verlief ohne Komplikationen. Im Juni 2005 wurde die rechte Seite, nach CT-Vermessung, mit einer identischen Prothese ersetzt. Das Ausgangsröntgenbild zeigte eine schwere Protrusionskoxarthrose, wodurch der Schenkelhals insgesamt verkürzt erschien und der Raum für eine minimal invasive Versorgung verkleinert war.

Auf den postoperativen Röntgenbildern fällt eine tiefe Osteotomie auf, diese ist stufenförmig und endet in Höhe des Trochanter minor. Linksseitig wurde die Osteotomie 1,5cm oberhalb des Trochanter minor durchgeführt. Es wurde die korrekte Prothesengröße eingesetzt und somit die CT-Planung realisiert. Sieben Tage postoperativ zeigte sich röntgenologisch ein Abriss des Trochanter minor, intraoperativ bestand aber eine periprothetische Fraktur.

Intraoperativ konnte festgestellt werden, dass durch die weit distal durchgeführte Osteotomie die Stabilität der Prothese nicht gewährleistet werden konnte, es kam zu einer Rotation der Prothese und damit zu einem Ausbrechen des Knochens, deshalb musste der Schaft gewechselt werden, es wurde eine zementierte Prothese (Arcad) implantiert, zusätzliche Cerclagen mussten vorgenommen werden. Das postoperative Ergebnis war zufriedenstellend (siehe Abb. 28).



Abb. 26 Präoperatives Röntgenbild der Hüfte in ap-Strahlengang, mit Protrusionscoxarthrose rechts, Aufnahme einer weiblichen Patientin aus dem Untersuchungskollektiv, eingezeichnete Osteotomie und Pfannenplanung zur präoperativen Planung

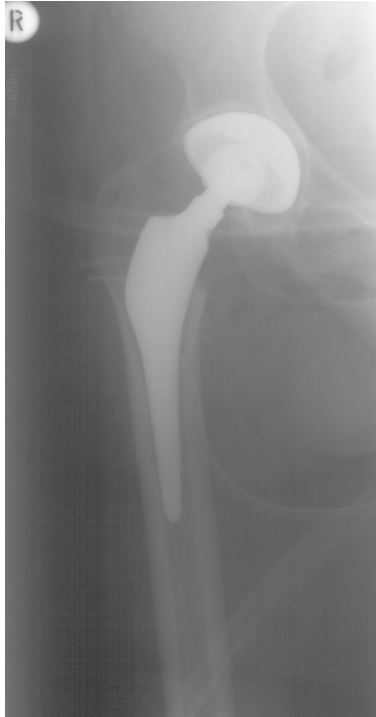


Abb. 27 Postoperative Röntgenaufnahme in ap-Strahlengang der Hüfttotalendoprothese rechts, weibliche Patientin, distale Osteotomie



Abb. 28 Postoperatives Ergebnis nach Prothesenwechsel auf Arcad Schaft und Fixierung via Cerclagen, Aufnahme rechtes Hüftgelenk in ap-Strahlengang, der gleichen Patientin (siehe oben)



**Fall 2 (Patient H.G. geb. 1944):**

In diesem Fall wurde die endoprothetische Versorgung im November 2006 durchgeführt, nach vorangegangener CT-Planung. Intraoperativ wurden die geplanten Schaft- und Pfannengrößen erreicht und eingesetzt. Das postoperative Röntgenbild zeigte eine regelrechte Lage und Positionierung der Prothese (siehe Abb. 29). Die Schaftstärke war korrekt dimensioniert. Nach wenigen Tagen klagte der Patient über Schmerzen. Vierzehn Tage postoperativ wurde eine Fraktur des Trochanter minor nachweisbar. Beim Wechsel der Prothese zeigte sich ebenfalls eine Rotation des Implantates mit ausgedehnter periprothetischer Fraktur, so dass eine Revisionsprothese verwendet werden musste, das Hauptfragment wurde zusätzlich mit einer Cerclage gesichert (siehe Abb. 30).



Abb. 29 Postoperatives Ergebnis nach primärer Prothesenimplantation, Abbildung in ap-Strahlengang.



Abb. 30 Postoperative Röntgenaufnahme (Revisionsoperation) nach periprothetischer Fraktur des rechten Femurs – Röntgen nach Wechsel auf Revisionschaft und Cerclage in ap-Strahlengang.

**Fall 3 (Patientin V.S. geb. 1944):**

Die Patientin wurde computertomographisch geplant, da der proximale Femur eine sehr große Weite aufwies, die Diaphyse allerdings sehr schmal war. Eine Standardprothese ist also nur problematisch zu verankern gewesen. Intraoperativ trat eine Fissurlinie im Schaftbereich auf, wahrscheinlich weil auf eine Aufbohrung des Markraumes verzichtet wurde. Um die Stabilität herzustellen, wurden Cerclagen angelegt und ein zementierter Schaft eingebracht (siehe Abb. 31).



Abb. 31 Postoperative Röntgenaufnahme des rechten Hüftgelenks ap-Strahlengang, zementierter Schaft nach Fissurlinie intraoperativ und Anlage von Cerclagen, weibliche Patientin

**Fall 4 (Patient A.H.-J. geb. 1931):**

In diesem weiteren Fall kam es ebenfalls zu einer Femurschaftfissur. Auch hier wurde die CT-Planung korrekt realisiert. Die Fissur wurde, aufgrund ihres geringen Ausmaßes, intraoperativ nicht bemerkt. Postoperativ ließ sich röntgenologisch eine Fissurlinie darstellen. Eine Revisionsoperativ war nicht erforderlich und nach 3wöchiger Teilbelastung kam es zur Ausheilung der Fissur.

**Fall 5 (Patient T.H. geb. 1944):**

In diesem Fall kam es 1 Woche postoperativ zur Prothesenluxation. Die CT-Planung wurde nicht umgesetzt. Die Schaftstärke wurde um eine Größe unterschritten. Bei Betrachtung der postoperativen Röntgenbilder zeigt sich eine Varusposition der Prothesenspitze, als Folge der Unterdimensionierung. Die Schulter der Prothese lag nicht der Corticalis an und die Osteotomie ist sehr tief vorgenommen worden. Eine Wanderung der Prothese war nicht erkennbar. Es gab keine Veränderung am Implantat zum Luxationszeitpunkt. Bei der Revisionsoperation wurde die ursprünglich geplante Prothesengröße eingesetzt. Die Luxation

kann auf eine zu distal durchgeführte Osteotomie zurückgeführt werden, damit entsprach die geplante Situation nicht der intraoperativen.



Abb. 32 Röntgenaufnahme der linken Hüfte in ap-Strahlengang, postoperativer Prothesensitz vor Revisionsoperation, männlicher Patient

---

## 5 Diskussion

---

Es sollte das Ziel dieser Studie sein eine erste Einschätzung über die Aussage einer dreidimensionalen Planung mit dem CT in der Hüfttotalendoprothetik zu treffen. Anhand der untersuchten und beschriebenen Kriterien lassen sich Rückschlüsse auf die Aussagekraft einer CT-Planung im klinischen Alltag machen. Innerhalb des Patientenkollektivs konnte die Planung der Pfannen in 76% der Fälle mit einer Abweichungen von +/- einer Größe realisiert werden. Bei den Schäften wurde die Planung zu 98% +/- einer Größe umgesetzt, wenn man die Patienten mit Individualschäften hinzuzieht und als richtig geplant bewertet. Bei der Bestimmung von Abhängigkeiten der Planungsfehler zeigte sich, dass es eine leichte Tendenz zur besseren Planung von weiblichen Hüftschäften gab, während die Pfannen bei den Männern besser geplant werden konnten. Innerhalb der 4 dokumentierten Operations- und Planungsjahre konnten keine Tendenzen zu geringeren Fehlerplanungen beobachtet werden. Innerhalb des Patientenkollektivs kam es 7mal zu intra- und perioperativen Komplikationen, trotz hoher Raten an Dysplasie-Koxarthrosen (31% aller Patienten). Besondere anatomische Voraussetzungen der Patienten konnten präoperativ mittels der CT-Planung bereits detektiert und in die Planung mit einbezogen werden. Wegen besonderer anatomischer Verhältnisse musste in 11 Fällen Patienten mit einer Individualprothese versorgt werden. Nachteile der CT-Untersuchung, wie Strahlenexposition und Aufwand konnten deutlich minimiert werden, sind aber immer noch nicht vollständig alltagstauglich; die Strahlenexposition ist aufklärungspflichtig. Im Folgenden sollen die Ergebnisse im Einzelnen diskutiert werden.

### 5.1 Fehler in der Planung des Schäfte

Bei der Schaftplanung erhebt die Studie gute Werte. In 72% der Fälle stimmt die Planung mit dem postoperativen Ergebnis überein und in 98% der Fälle wird mit einer Varianz von +/- einer Größe die eingesetzte Größe richtig geplant. Es konnte nicht aufgezeigt werden, dass im Laufe der Operationsjahre weniger Fehler in der Schaftplanung gemacht wurden. Eine Lernkurve in der Schaftplanung trat demnach nicht auf. Die größten Abweichungen waren bei den Prothesengrößen G und F zu finden. Bei der Größe F weicht die Planung in 29,2% der Fälle vom postoperativen Ergebnis ab, bei der Größe G in 31% der Fälle. Bei den anderen Größen zeigen sich im Durchschnitt weitaus weniger Abweichungen. Da dies die am häufigsten eingesetzten Größen sind, liegt es nah, dass die Entscheidung zwischen diesen

beiden Größen oft schwer zu treffen ist. Intraoperativ wird häufig diese Implantatgröße variiert.

Sariali et al., die sich ebenfalls mit der 3-dimensionalen CT-Planung beschäftigen, bestätigten diese Ergebnisse. Sie erhielten 86% Übereinstimmungen zwischen geplanter und eingesetzter Schaft-Implantatgrößen. [83]. Bei Studien in denen die zweidimensionale Planungsmethode untersucht wurde, kam man zu sehr unterschiedlichen Ergebnissen.

Carter et al. beschrieben eine 50%ige Übereinstimmung zwischen geplanter und eingesetzter Schaftgröße [84]. Knight et al. beschreiben Übereinstimmung der Femurkomponente von nur 42% und begründeten dies mit dem Vergrößerungsfaktor, den eine herkömmliche Röntgenabbildung hat [8]. Linclau et al. zeigten, dass bei standardisierter Technik sogar in 80% der Fälle erheblichere Vergrößerungen, um etwa 20%, auftreten [66]. Er beschreibt, dass vor allem bei Röntgenaufnahmen in Außen- oder Innenrotationsstellung große Fehler gemacht wurden. Dabei kam es in 67% der Fälle zu Unterschieden von einer Schaftgröße und in 33% zeigten sich bereits Größenunterschiede von 2 Größen. Sugano et al. zeigten in ihrer Studie eine Sensitivität von 41% und eine Spezifität von 23% bei konventionellen Röntgenplanungen. Währenddessen er bei einer Planung mittels einer CT-Aufnahme eine Sensitivität von 93% und eine Spezifität von 86%, bezüglich der Prothesen-Schaft-Kortikalis-Passung, erreichen konnte [67].

Eine Ausnahme bildet die Untersuchung durch Eggli et al., der mit der zweidimensionalen Planungsmethode (Patientenkollektiv von 100 Patienten) auf Übereinstimmungen von 92% im Schaftbereich kommt [9].

Mittels der CT-Planung wurden innerhalb des Patientenkollektivs sehr gute Übereinstimmungen erzielt. Dies könnte man auf die exakte Darstellung von Markraumbeschaffenheit und Rotationswinkeln zurückführen. Allerdings treten auch hier stets Fehler in der präoperativen Planung auf, was wiederum damit zusammenhängen könnte, dass die Knochenqualität in situ weitaus besser einschätzbar ist, als in einer CT-Aufnahme darstellbar. Mittels Planungsmodul vorgenommene Resektionen schaffen ideale Implantationsbedingungen, welche nicht immer intraoperativ vollständig umgesetzt wurden. Es werden insgesamt mit Abweichungen von einer Implantatgröße gute Übereinstimmungen erzielt. Der Vorteil liegt bei der CT Planung in der Berücksichtigung von bestimmten anatomischen Besonderheiten, die es dem Planer erlauben, sich präoperativ darauf einzustellen. Dies ist ausschlaggebend bei der Anwendung von Individualprothesen und in der Vermeidung von schwerwiegenden Komplikationen wie Sprengungen des Femurschafts.

Allerdings muss man auch hier erwähnen, dass eine Aussage lediglich im Vergleich zur vorliegenden Literatur gemacht werden kann, da keine Vergleichsgruppe vorliegt.

## 5.2 Fehler in der Planung der Pfannen

Bei der präoperativen Planung der Pfannengrößen zeigten sich die folgenden Übereinstimmungen. In 44% der Fälle wurden die Pfanne in exakt der gleichen Größe geplant wie sie auch intraoperativ eingesetzt wurden. In 76% der Fälle wurden die Pfannen mit Abweichungen von +/- einer Größe realisiert. Die Größenangaben von plus oder minus einer Größe können innerhalb der Planung akzeptiert werden, da diese Abweichungen durch den Einsatz eines modularen Prothesenhalses ausgeglichen werden können. Bei einer zu kleinen Pfanne verringert sich der Innenradius und somit wandert das Drehzentrum des Hüftgelenks nach medial. Bei einer zu großen Pfanne wandert dieses nach lateral. Durch den richtigen Einsatz eines Ersatz-Schenkelhalses kann dies ausgeglichen werden und der Größenunterschied kann toleriert werden. Es zeigt sich, dass sehr häufig mit zu kleinen Pfannen geplant wird. Die Planungspfannen weichen in 24% aller Fälle um eine Größe nach unten ab. Toleriert man diesen Größenunterschied, so würde man auf eine exakte Planungsgenauigkeit von 68% bei den Pfannen kommen. Dies erscheint relevant und könnte die zukünftigen Planungsfehler minimieren, wenn der präoperative Planer diese Erfahrung nutzt und den Einsatz von größeren Pfannen in Erwägung zieht.

Auch bei den Pfannen zeigte sich keine Lernkurve in der Planung. Ausgehend vom ersten bis zum letzten Operationsjahr kam es zu keiner Verbesserung der Fehlerberechnungen. Die Größenabweichungen sind bei den Pfannen auf alle Größen verteilt und variieren sogar in einigen Fällen um 4 Größen (siehe Ergebnisse). Lediglich im letzten Beobachtungsjahr (2009) kam es im Durchschnitt zu Abweichungen der Planungsgrößen in den positiven Bereich. Dies könnte zufällig entstanden sein, aufgrund der geringen Stichproben dieses Jahres im Vergleich zum vorangegangenen Jahr. Aufgrund des anatomischen Charakters der Hüftpfannen kommt es bei der Planung der Pfannengrößen häufiger zu Fehlern, als bei der Bestimmung der Schaftgröße. Dies liegt nicht zuletzt auch an einer mangelnden Einsicht, die das konventionelle Röntgenbild dem präoperativen Planer bietet. Vermessungen anhand des Röntgenbildes sind demgegenüber weniger genau, sodass in den meisten Studien nur sehr geringe Übereinstimmungen in der präoperativen Planung erreicht werden. Untersuchungen von Babisch et al. mit dem zweidimensionalen computergestützten Planungsprogramm

ergaben eine Vorhersagegenauigkeit im Bereich der Hüftpfanne von 54% bei Akzeptanz einer Abweichung von jeweils einer Implantatgröße [10]. Die Übereinstimmung ist weitaus geringer, als die beobachteten 76% Planungsgenauigkeit innerhalb Größenschwankungen von +/- einer Größe, die innerhalb der vorliegenden Studie erreicht wurden.

Untersuchungen durch González Della Valle et al. zeigten Ergebnisse von 51% Übereinstimmungen innerhalb der analogen Berechnung der Pfannengrößen und 97% innerhalb einer Größenvarianz. Er untersuchte diese Ergebnisse im Vergleich zu einer digitalen Planung mit einem Planungsmodul und fand dabei signifikant schlechtere Werte für die digitale Planung (25% exakte Übereinstimmung und 81% innerhalb einer Größenvarianz) [85].

Im untersuchten Patientenkollektiv zeigte sich eine Tendenz zur Planung von zu kleinen Größen. Eine Schwierigkeit dabei könnte die fehlerhafte Einschätzung der Knochenqualität sein. Selbst in einer exakteren Aufnahme mit dem CT kann eine genaue Bestimmung der Knochenqualität und der Durchblutung des Acetabulums nicht erfolgen. Es zeigt sich daher, dass der Planer zu kleineren Größen tendiert. Intraoperativ ist die Qualität des Knochens deutlich besser einzusehen, und es muss sehr oft tiefer gefräst werden, als die CT-Planung vorgibt. Es konnte mit der geplanten Pfannengröße in 56% keine Pressfit-Situation hergestellt werden.

Sariali et al., der ein Patientenkollektiv von 223 Patienten untersuchte, kam zu dem Ergebnis, dass 86% der geplanten Pfannen exakt realisiert werden konnten. Dabei stellte er allerdings einen erheblichen Unterschied fest zwischen präoperativ geplanter Anteversion und dem postoperativ gemessenen Anteversionswinkel, welcher in dieser vorgelegten Studie nicht einbezogen wurde [83].

Tannast et al. zeigten, dass der genaue Winkel der Pfanne, sowie Anteversion und Inklination lediglich unter sehr standardisierten Bedingungen bestimmt werden können und daher nur unter Anwendung eines standardisierten Referenzsystems eine genaue Anpassung der Pfanne erreicht werden kann [86]. Er hebt hervor, dass unter Verwendung definierter Ebenen und Linien mittels CT-Vermessung eine genaue Anpassung angestrebt wird. Diese Referenzebenen werden in die Planung mittels CT einbezogen und man versucht so die Anpassung einer Pfanne zu erreichen. Bislang blieb es Aufgabe des Operateurs intraoperativ eine Einschätzung von der Pfannensituation zu gewinnen und sich für eine passende Pfanne zu entscheiden. Wichtig bei der prä- und intraoperativen Planung der Pfannenimplantate ist die durch Lewinnek et al. (1987) definierte „Safe zone“ die als luxationssicherer Bereich



definiert wurde. Die definierte Ebene ist von großer Bedeutung in der dreidimensionalen Pfannenplanung [87]. Ohne sie wäre eine adäquate Anpassung nicht möglich. Allerdings wird die korrekte Platzierung der Hüftpfanne in konventioneller Technik auch bei erfahrenen Operateuren bei bis zu 42% der Patienten nicht erreicht [88] [6, 89]. Eine zu steile Pfanne führt zu Luxationen [90] [91]. Innerhalb des Patientenkollektivs kam es zu einer Luxation am 7. postoperativen Tag. Andere Autoren beschreiben dabei weitaus höhere postoperative Luxationsraten [92]. Weniger Luxationsraten werden bei dem Verfahren über einen vorderen Zugang beschrieben, da Versorgungen über einen dorsalen Zugang insbesondere die hinteren Stabilisatoren des Hüftgelenkes traumatisieren, sodass die hintere Luxation der Hüfte leichter zustande kommen kann. Eine geringere Luxationsrate im Patientenkollektiv könnte aber auch auf die exaktere präoperative Planung und damit die bessere Stellung der Pfanne im Acetabulum zurück zu führen sein. Darüber hinaus ist die Analyse der Rotationsposition des Schaftes von Bedeutung.

Zurzeit muss bei der Planung der Pfannen noch ein Erfahrungswert einbezogen werden, weil eine Visualisierung der Knochenqualität noch nicht möglich ist, den die Planer in ihre Auswertung einbeziehen können. Mit der Erkenntnis, dass in den meisten Fällen präoperativ von einer zu kleinen Größe ausgegangen wird, gibt man dem Operateur und Planer die Möglichkeit seine Planung zu optimieren und in Zukunft mit größeren Größen zu planen. Dies könnte die Planungsgenauigkeit deutlich erhöhen (siehe oben). In Zukunft kann man davon ausgehen, dass CT-Vermessungen in ihrer Genauigkeit zunehmen und dass man komplizierte Knochenstrukturen besser erkennen kann. Eventuell ist eine Analyse der Knochenqualität denkbar (regionale Knochendichte – Messung etc).

Ursache für den Einsatz von kleineren Größen als zuvor geplant, ist vermutlich das Bestreben den Patienten mit einer möglichst kleinen Pfanne zu versorgen. Dies verhindert Komplikationen wie Pfannendachsprengungen, welche in keinem der aufgeführten Fälle auftraten. Derartige Komplikationen sind oftmals schwer zu behandeln.

Anhand der Pfannenplanung mit dem CT-Modul lassen sich ausreichend gute Übereinstimmungen treffen, vor allem was die individuelle Beschaffenheit angeht. Allerdings hat sich die anfängliche Euphorie bei der CT-Planung in dieser Studie nicht bestätigt. In Bezug auf die exakte Übereinstimmung zwischen Planungspfanne und eingesetzter Pfanne, ist noch ein starker Verbesserungsbedarf gegeben. Die Planung der Pfannengrößen ist nur in einigen Fällen besser als in den zweidimensionalen Studien dargestellt.

### **5.3 Einsatz von Individualschäften nach Verwendung des CT-Planungsmoduls**

Einer der wichtigsten Gesichtspunkte in der Anwendung einer CT-Planung ist die Möglichkeit der Anfertigung von Individualprothesen des Schafts. Da jeder Patient eine individuelle Anatomie aufweist und man in der Endoprothetik mit vorgefertigten Implantaten arbeitet, ist es nicht immer möglich, eine exakte Passform und Stabilität für jeden Patienten zu erhalten. Innerhalb des untersuchten Kollektivs wurde 11mal im Rahmen der CT-Vermessung eine Individualprothese vorgeschlagen und konnte intraoperativ realisiert werden. Jeder der so versorgten Patienten wies eine Dysplasie-Koxarthrose auf, bei insgesamt 31% Dysplasien innerhalb des gesamten Kollektivs. Der Nachweis einer ausgeprägten Dysplasiekoxarthrose war dabei Indikation zur Anfertigung einer Individualprothese. Bei den individuell versorgten Patienten wurde die Planung der Pfannenimplantate in 4 von 11 Fällen genau umgesetzt (36,4%). Dieser Wert liegt etwas unter dem Durchschnitt im Gesamtkollektiv (44%). Dies kann darauf zurückgeführt werden, dass die knöchernen Verhältnisse an der Dysplasiepfanne besonders komplex sind und damit besonders häufig von der ursprünglichen Planung abgewichen werden muss.

Bereits Ascherl et al. haben hervorgehoben, dass bei Dysplasien die Notwendigkeit einer Anfertigung von Individualprothesen besonders häufig ist. Auch wegen der massiven Fehlstellung innerhalb des Gelenks sind die normalen anatomischen Verhältnisse, anders als bei einer primären Koxarthrose, verändert [57]. Er hebt hervor, dass die Computertomographie, vor allen in den Bereichen Wirbelsäule und Becken, essentiell zur operativen Planung von Eingriffen ist.

Handels et al. hoben ebenfalls die Wichtigkeit der CT-Untersuchung hervor, um die Lage und Orientierung von Verankerungsstielen sowie die räumliche Rekonstruktion und das Rotationszentrum der Hüfte darstellen zu können. Dies stellt für ihn das einzige bildgebende Verfahren dar, womit diese Parameter exakt eingeschätzt werden können [93, 94].

Starker et al. untersuchten 200 koxarthrotische Hüftgelenke und stellten dabei fest, dass anhand von Standardplanungen ein Großteil nicht adäquat mit einer herkömmlichen Prothese versorgt wurden. Standardplanungen werden hier als nicht ausreichend beschrieben, wenn eine gute Geometrie und Standfestigkeit innerhalb der Prothese erreicht werden soll [95]. Mit dem Fortschritt im Prothesendesign wurde diese Lücke zwar weitestgehend geschlossen, allerdings gibt es immer noch eine ganze Reihe von Hüftsituationen, die nur individuell ausreichend behandelt werden können, insbesondere dann, wenn ein erhebliches

Missverhältnis zwischen Metaphyse und Diaphyse besteht. Starker beschrieb die Anwendung von konventionellen Röntgenbildern als nicht ausreichend zur Anpassung einer Individualprothese [95]. Hier liegen die deutlichen Vorteile einer CT-Planung mit Hilfe des beschriebenen Planungsmoduls. Es bietet sich die Möglichkeit Individualanteile und Standardprothesen miteinander zu kombinieren, um der Patientensituation gerecht zu werden. Benum et al. beschrieben die endoprothetische Versorgung mittels Individualprothesen als zuverlässige Methode mit vielversprechenden mittelfristigen Resultaten, vor allem im Zusammenhang mit abweichenden anatomischen Bedingungen und im Bereich der angeborenen Hüftdysplasie. Hier werden geringe mechanische Komplikationen angegeben [59].

Allerdings zeigte sich nach CT-Planung eine Komplikationsrate im untersuchten Patientenkollektiv von rund 4 %, so dass nicht behauptet werden kann, dass die CT-Planung zu einer relevanten Minderung der Komplikation führt. Dies gilt auch unter Berücksichtigung der Tatsache, dass der Anteil an Dysplasiekoxarthrosen im Patientenkollektiv insgesamt hoch ist. Es traten periprothetische Frakturen auf, die eigentlich mit dem genutzten Planungsmodul verhindert werden sollten. Auch wenn unter kritischer Würdigung der postoperativen Röntgenaufnahmen eine Optimierung der handwerklichen Verfahrensweise möglich sein könnte, muss diese Komplikationsrate berücksichtigt werden.

Besondere Probleme bei der endoprothetischen Versorgung von Patienten mit Hüftdysplasien im Bereich der Hüftpfanne sind beschrieben [96, 97], deshalb musste bei einigen Patienten eine sog. Hybridlösung vorgenommen werden.

Rui Yu et al. betonten, dass eine Einschätzung der Pfannendachqualität mittels CT gut ist und durch sie mögliche Komplikationen vermieden werden können. Dies spiegelt sich auch innerhalb des beschriebenen Patientenkollektivs wider. Erhebliche Operationskomplikationen bei dysplastischen Gelenken konnten vermieden werden und beeinflussten die Operationszeit nicht. Bedenkt man, dass in Zukunft mehr Individualprothesen angefertigt werden könnten, gewinnt eine dreidimensionale präoperative Planung stark an Bedeutung für die Orthopädie. Natürlich sollte auch hier eine genaue Evaluation des Nutzens erfolgen, da vielerseits ebenfalls der hohe Kostenfaktor als nachteilig beschrieben wird und einige Autoren keine besseren Langzeitergebnisse, im Vergleich zu Standardendoprothetik, beschreiben [60, 61] .

## 5.4 Abhängigkeiten der Planungsfehler

Innerhalb des Patientenkollektivs wurden die Häufigkeiten der Planungsfehler total und der innerhalb +/- einer Größenschwankung in Abhängigkeit zum Patientenalter, -geschlecht und dem Body-Mass-Index der Patienten betrachtet und mittels logistischer Regression berechnet. Dabei zeigte sich, dass zwischen Anzahl der Planungsfehler des Schaftes total und dem Patientengeschlecht eine Tendenz zu besseren Planungen bei weiblichen Patienten des Kollektivs festzustellen war. Mit steigendem Alter bei den männlichen Patienten wurden deren Planungen korrekter. Dieses Ergebnis (finales Modell, siehe Ergebnisse) wurde mit einer Genauigkeit von 66,7% bestimmt und zeigte eine gute Sensitivität von 82,5% und eine eher schlechte Spezifität von 47,6%. Trotz der gefundenen Tendenzen ist zu sagen, dass man sich auf dieses Ergebnis nicht verlassen kann. Frauen werden zwar im Durchschnitt bei der Schaftplanung besser geplant, dies ist aber, aufgrund der geringen Stichprobe nicht allgemein aussagekräftig. Dass mit dem steigenden Alter bei den Männern die Planung korrekter wird, hängt damit zusammen, dass junge Männer häufig einen sehr harten spongiösen Knochen aufweisen, sodass auch die Implantation kleinerer Prothesengrößen zuverlässig ist. Dies verändert sich mit zunehmendem Alter. Bei der Bestimmung der Abhängigkeiten der Kofaktoren, bei den Abweichungen des Schafts von +/- einer Größe, konnten keine Abhängigkeiten gefunden werden. Da nur in 2% der Fälle größere Abweichungen als eine Größe auftraten, sind diese Stichproben zu gering, als dass man dort Tendenzen finden könnte.

Bei den Pfannen zeigte sich, dass es keine Abhängigkeiten der 3 Faktoren innerhalb der exakten Abweichungen gab. Hier ließen sich keine bedeutenden Kofaktoren darstellen. Bei den Pfannen, welche +/- eine Größe abwichen zeigte sich die Tendenz, dass Männer eine zunehmend korrektere Planung erhielten (innerhalb der Größenschwankungen). Dies ließ sich mit einer Genauigkeit von nur 59,8%, einer Sensitivität von 53,9% und einer Spezifität von 65,7% bestimmen. Die angegebene relative Genauigkeit sowie Sensitivität und Spezifität alleine lässt auf eine eher unsichere Verlässlichkeit schließen. Der Grund für die leichte Tendenz bei den Männern könnte auch hier eine bessere Knochenqualität sein, allerdings sind auch hier die Stichproben sicherlich quantitativ nicht aussagekräftig genug.

Abhängigkeiten zwischen Planungsfehlern und einem steigenden BMI konnten in keinem der Fälle nachgewiesen werden. Hier hätte man vermuten können, dass ein hoher BMI mit einem schlechteren intraoperativen Einblick verbunden sein könnte. Dies könnte dazu führen, dass

intraoperativ aufgrund der mangelnden Einsicht und der erhöhten Weichteilmasse richtig geplante Prothesengrößen unterdimensioniert werden. Dies konnte sich anhand der Analyse allerdings nicht als Fehlerquelle und Einflussfaktor bestätigen.

Das Auftreten von Planungsfehlern zeigte ebenfalls keine Abhängigkeiten vom Operationszeitraum, d.h. es wurden über alle 4 Jahre, die in diese Studie einfließen, keine Verbesserungen der Planungen gefunden. Trotz des erhöhten Erfahrungswertes wurden die Prothesengrößen nicht exakter geplant. Über alle 4 Jahre zeigten sich die gleichen Tendenzen bei den Pfannenplanungen sowie den Schaftplanungen. Zur Bestimmung einer Lernkurve des Operateurs und Planers wäre es denkbar diesen Sachverhalt nach mehrjähriger Erfahrung nochmals zu hinterfragen.

## **5.5 Vorteile der CT-Untersuchung in Hinblick auf die Beschaffenheit des Femurs**

In einem herkömmlichen Röntgenbild ist die Darstellung der Hüftregion und des Femurs eine lang erprobte Technik. Mit Hilfe von vorgefertigten Schablonen und der nötigen Erfahrung des Operateurs kann man eine ungefähre Aussage über die einzusetzende Größe der Prothese treffen. Allerdings lassen sich in einer Röntgen-Beckenübersichtaufnahme lediglich Aussagen über die ungefähre Dicke des Schafts machen. Durch Überlagerung der Strukturen im Röntgenbild lassen sich Feinheiten an der Knochenstruktur sowie Besonderheiten innerhalb des Markraums kaum erkennen. Beispielsweise lassen sich so genannte Laminae mediales (Kortikalisspore), die in den Markraum hineinragen, im CT erkennen, während sie im Röntgenbild nicht erkennbar sind. Im beschriebenen Operations- und Planungszeitraum zeigten sich im beschriebenen Patientenkollektiv eine Anzahl von 18 Kortikals-Sporen (12%). Achtmal (5,3%) wurde der Markraumborner präoperativ empfohlen. Zwölf Prozent ist ein relevant hoher Anteil innerhalb des Kollektivs. Die Kenntnis dieses Knochensporns hilft, die Prothese exakt zu implantieren, indem der Sporn mit einem scharfen Löffel abgearbeitet wird. Anhand des vorliegenden Bildmaterials lässt sich deshalb computertomografisch die Notwendigkeit dieser Maßnahme nachweisen. Decking et al. heben hervor, dass der Kortikalissporn den Markraum häufig vor allem in seinem dorsalen Drittel verengt. Dieser Bereich ist essentiell für die Stabilität der Endoprothese. In einer klinischen Studie wurden hier Grad und Lokalisation des Kontaktes zwischen Sporn und Prothese mittels CT-Vermessungen detektiert. Man kam zu dem Ergebnis, dass eine standardisierte Röntgenaufnahme diese anatomische Besonderheit nicht erkennen lässt und dass ein solcher

Sporn eine erhebliche Gefahr für Langzeitstabilität und periprothetische Frakturen darstellt [39]. Gleiche Ergebnisse zeigten ebenfalls Untersuchungen durch Sariali et al. [83, 98]. Auch Le Corroller et al. beschrieben die Vorteile einer CT-Vermessung bei diesen besonderen anatomischen Bedingungen und die Möglichkeit einer individuellen präoperativen Endoprothesenanpassung [40].

Es liegt nahe, dass eine unbekannte Strukturveränderung im Femurmarkraum zu intraoperativen Komplikationen führen kann. Bei der Bestimmung der einzusetzenden Implantatgröße kann ein solcher Sachverhalt dazu führen, dass der Schaft unvollständig oder nicht zentriert in das Femur eingeschlagen wird. Dies kann operativ zu Prothesenlockerungen und zu einer Schaftsprennung führen. Dem Operateur ist es nicht möglich die Beschaffenheit des Femurs in seine Operationsplanung einzubeziehen. Anhand des vorher angefertigten CT-Bildes und der präoperativen Planung kann sich der Chirurg auf intraoperative Gefahren einstellen. Es kann bereits vor OP-Beginn der Einsatz eines Markraumbohrers empfohlen werden. Bei einer durchschnittlichen Operationszeit von 68,6 Minuten im Patientenkollektiv ist davon auszugehen, dass wegen der präoperativen Planung mittels CT eine rasche operative Versorgung durchgeführt werden konnte. Dies legt den Schluss nah, dass anhand der Planung mit dem CT die anatomischen Bedingungen gut zu erkennen waren und es dem Operateur präoperativ ermöglicht wurde, sich auf die besonderen Umstände einzustellen. Die tatsächlich eingetretenen Komplikationen am Kochen sind Folge einer zu weit distal gelegten Osteotomie, sodass die Abstützung am Calcaneus fehlte und die Prothese austreten musste. Dieses Ergebnis der vorgelegten Arbeit hat dazu geführt, dass noch größere Sorgfalt auf die Bestimmung der konkreten Osteotomie-Höhen seit dieser Untersuchung gelegt wird.

## 5.6 Strahlenexposition der CT-Messung

Die Verwendung von konventionellen zweidimensionalen Röntgenbildern ist für die Planung einer Hüfttotalendoprothese derzeit Methode der Wahl. Als Gegenargumente für eine Verwendung der CT in der klinischen Routine werden insbesondere die Strahlenexposition und erhöhte Kosten angeführt [7, 71]. Die Auswertung der Strahlenexposition in unserem Patientenkollektiv bestätigt die Ergebnisse von Huppertz et al., welche an einem Teilkollektiv unserer Studie ermittelt wurden. Unsere Auswertung ergab ebenfalls eine durchschnittliche effektive Strahlenexposition  $D_{\text{eff}}$  von 4mSv. Im Vergleich liegt die Exposition für eine konventionelle Röntgenuntersuchung der Hüfte bei 0,7 bis 1 mSv [99, 100]. In der klinischen

Routine werden zur präoperativen Planung einer Hüft-TEP gewöhnlich 2-3 Bilder angefertigt (Becken ap, Hüfte seitlich, evtl. ergänzt durch eine Ganzbeinaufnahme zur Ermittlung der Beinlängen). Hier kann man von einer Strahlenexposition von ca. 1,4 - 3mSv ausgehen [101]. Somit erhöht sich die Strahlenexposition bei Verwendung der CT um ungefähr 50% im Vergleich zu konventionellen Röntgenbildern. Andere Autoren kommen zu ähnlichen Ergebnissen bezüglich der Strahlenexposition bei präoperativer Planung mit dem Spiral-CT. Hier wird eine effektive durchschnittliche Strahlendosis von 2,9-5,1 mSv angegeben [72]. Allerdings kamen hier CT-Planungen bei computerassistierten Operationen zum Einsatz. Ebenfalls wurden im vorliegenden Patientenkollektiv neuere Verfahren verwendet (siehe oben), was ebenfalls eine Verringerung der Strahlenexposition bedingt. Sariali et al. beschreiben effektive Strahlendosen von 11,2 mS unter der Verwendung eines 16-Schnitt-CTs ohne Modulation des Röhrenstromes in x,y und z-Achse. Die Nutzung der CT-Planung im klinischen Alltag der Hüftendoprothetik ist also durchaus ein nützliches Medium zur präoperativen Planung. Allerdings liegt eine Schwäche der beschriebenen Zahlen darin, dass keine direkte Vergleichsgruppe (konventionelles Röntgen) herangezogen wurde, um einen adäquaten Vergleich zwischen tatsächlichen Strahlenexpositionen zu treffen.

## **5.7 CT-Planung und deren Einfluss auf Komplikationsraten**

Bei der operativen Versorgung von 150 Patienten kam es insgesamt zu 7 Komplikationen, was eine Komplikationsrate von 4,66% ausmacht. Gezählt wurden alle Komplikationen, die innerhalb des stationären Aufenthalts auftraten (durchschnittlich 14 Tage). In einem Fall lag eine neurologische Störung der Komplikation zu Grunde, einmal kam es zu einer postoperativen Lungenarterienembolie, 3mal trat eine intraoperative Fraktur, bzw. Fissur des Femurs auf und in einem weiteren Fall wurde eine sehr distale Osteotomie vorgenommen, wodurch es zum Abriss des Trochanter minor kam. Ein Patient zeigte eine postoperative Luxation. Betrachtet man diese Fälle im Hinblick darauf, ob die computertomographische Analyse der Verhältnisse Komplikationen hätte vermeiden können, so sind keine Planungsfehler erkennbar. In einem der Komplikationsfälle hätte, im Nachhinein betrachtet, eine intraoperative Aufbohrung des Markraumes möglicherweise die Komplikation verhindert, weitere knöcherne Verletzungsfolgen sind zurückzuführen auf distale Osteotomien, die Abstützung der Prothese ist dann offensichtlich nicht mehr ganz ausreichend

gewesen. Zusammenfassend muss allerdings festgestellt werden, dass die Komplikationsraten durch die CT-Planung damit insgesamt nicht gesenkt werden konnten.

Allgemein herrscht Uneinigkeit darüber wie hoch durchschnittliche Komplikationsraten in der Hüfttotalendoprothetik sind. Durchschnittlich spricht man von Komplikationsraten in einem Bereich von 2-15% [23, 30]. Autoren wie Kayser et al. sprechen von Komplikationsraten bis zu 26%, abhängig von der jeweiligen Literatur [20]. Diese setzen sich aus Komplikationen durch lokale Geschehnisse, sowie durch Frakturen oder Luxationen zusammen. Die hier beschriebenen deutlich höheren Komplikationsraten, welche sich auf die minimalinvasive Hüftendoprothetik beziehen, sind am ehesten darauf zurückzuführen, dass hier ein mangelnder Erfahrungswert im Bereich der minimalinvasiven Endoprothetik vorlag. Kayser et al. beschreiben dabei eine erste klinische Erfahrung mit dieser Operationsweise, was eine Erklärung für die deutlich höheren Raten sein könnte [20].

Mazoochian et al. untersuchten postoperative Luxationen der Prothesen und erhielten einen durchschnittlichen Wert von 4,3% Luxationen über 5 Jahre Nachbehandlung. Diese Werte lagen deutlich höher nachdem zuvor eine Revisionsoperation vorgenommen wurde [37]. Mit nur einer Luxation unter 150 Patienten zeigen sich innerhalb unseres Patientenkollektivs weitaus niedrigere Werte. Allerdings wurden diese nur im Zeitfenster des stationären Aufenthalts in dieser Studie dokumentiert, weswegen hier kaum Interpretationsmöglichkeit besteht. Varley konnte eine Abhängigkeit von der Zugangsart sowie von der Art der Prothese nachweisen. Bei der Totalendoprothese wie bei der Hemialloarthoplastik lag die Luxationsrate beim ventralen Zugang bei 2,1%. Beim dorsalen Zugang zeigte sich ein deutlicher Anstieg der Luxation auf 6,1% [92]. Die geringen Luxationsraten kann man also auf die Wahl des vorderen Zugangs zurückführen. Dies wurde auch durch Varley bestätigt [92]. Im Bereich der periprothetischen Frakturen kommen die Autoren ebenfalls zu unterschiedlichen Ergebnissen. So werden zum Teil niedrige Werte von 0,6% Frakturen für zementierte Verankerungen und 0,4% für zementfreie Verankerungen angegeben [102].

Van der Wal et al. erhielten eine durchschnittliche Frakturrate von 2,3% über ca. 7 Jahre [103]. Insgesamt spricht man von durchschnittlichen Frakturaten von 1% nach Erstoperation und 4% nach Revisionsoperation [14].

Bei zementfreien Verfahren wird von Raten bis 3-17% gesprochen [43]. Begünstigend dabei wirken sich Krankheiten wie Osteoporose und Rheumatoide Arthritis aus. Mit 5% Fällen Rheumatoider Arthritis innerhalb der Patientengruppe liegt es nah, dass hier häufiger



Komplikationen wie Schaftfrakturen auftreten. Als Prävention wird eine genaue Operationsplanung und Vorbereitung der Auswahl der Prothese mit der richtigen Größe angesehen. Des Weiteren sollte die Operationstechnik nach Qualität entsprechend angepasst werden. Die CT-Planung hat allerdings in Bezug auf die periprotetischen Frakturen in diesem Patientenkollektiv noch keine wesentliche Verbesserung der Planungssicherheit erbracht. Es muss mit an Sicherheit grenzender Wahrscheinlichkeit eine weitere Modifikation der CT-Analyse (Pressfit-Analysen etc.) vorgenommen werden.

Auffällig ist, dass in einem Patientenkollektiv von 150 Patienten lediglich in 1 Fall eine Nervenverletzung nachgewiesen wurde. Ob die dreidimensionale Planung hierbei vorteilhaft ist, muss offen bleiben, sicherlich haben Operationszeit und Anzahl der Luxationen/Positionen auch Auswirkung auf Verletzungen des Nervengewebes. Die niedrige Anzahl an Nervenverletzungen in diesem Kollektiv lässt möglicherweise den Rückschluss zu, dass mit der CT-Planung eine exakte Beinlängenberechnung möglich ist und damit Läsionen der Nerven durch Beinverlängerungen unterbleiben. Allerdings wurde die Beinlänge in diesem Studie nicht explizit untersucht.

Eine weitere Schwäche der vorliegenden Studie ist der mangelnde Vergleich von Komplikationsraten in einem nicht dreidimensional geplanten Kollektiv. Da Komplikationsraten sehr vom ausgewählten Patientenkollektiv abhängen und das hier ausgewählte vermehrt Risikofaktoren auswies, welche zu einer dreidimensionalen Planung prädisponierten, ist ein Vergleich zu anderen Studien schwer durchzuführen.

## 6 Zusammenfassung

---

Über einen Zeitraum von 4 Jahren wurden alle Patienten dokumentiert, die zur präoperativen Planung bei Hüfttotalendoprothetik ein Spiral-CT erhielten und operativ im Immanuel Krankenhaus Wannsee, Berlin versorgt wurden. Anhand der CT-Messung wurde eine dreidimensionale Planung mit dem 3D Hip Plan 0.55 (2004, Symbios, Schweiz) durchgeführt. Insgesamt konnten 150 Patienten retrospektiv ausgewertet werden. Der Altersdurchschnitt des Kollektivs lag bei 60,9 Jahren. Es wurden 78 Frauen und 72 Männer operativ versorgt. Ziel der Studie war es die Aussagekraft der dreidimensionalen präoperativen CT-Planung zu untersuchen. Dabei wurden die Patienten auf die Größen der geplanten und intraoperativ eingesetzten Implantate (Schaft und Pfanne) untersucht. Es wurden individuelle Besonderheiten in der Anatomie aufgezeigt und erklärt sowie mögliche Abhängigkeiten der fehlerhaften Planungen mittels logistischer Regressionen analysiert. Die im Kollektiv aufgetretenen Komplikationen wurden dargelegt und auf ihre Relevanz und Zusammenhänge mit der Planung hin untersucht. Es wurde ebenfalls die durchschnittliche Strahlenexposition, die auf jeden Patienten einwirkte, übernommen. In 98% der Fälle wurden die Prothesenschäfte mittels der CT-Planung innerhalb  $\pm$  einer Größe genau geplant und hinterher eingesetzt, während bei den Pfannen 76%  $\pm$  einer Größe genau geplant wurden. Es zeigten sich Tendenzen zur besseren Planung der Schäfte bei den weiblichen Probanden, sowie mit steigendem Alter auch bei den Männern. Bei den Pfannen ( $\pm$  eine Größe) zeigten die männlichen Probanden bessere Übereinstimmungen zwischen geplanter und eingesetzter Endoprothese. Andere Abhängigkeiten konnten nicht gezeigt werden. Während bei der Planung der Schäfte weniger Abweichungen auftraten, zeigte sich, dass bei den Pfannen in 24% der Fälle mit einer Nummer zu klein geplant wurde, was einen möglichen Erfahrungswert positiv beeinflussen könnte. Elfmal wurde die Versorgung mittels einer Individualprothese durchgeführt, um die besonderen anatomischen Bedingungen zu berücksichtigen. Von den insgesamt 150 Patienten wiesen 31% eine Dysplasiekoarthrose auf. Achtzehn (12%) wiesen einen Kortikalis-Sporn auf, welcher mittels CT erkennbar wurde. Dies führte dank präoperativer Planung intraoperativ zu keinen relevanten Komplikationen. 4,6 Prozent Gesamtkomplikationen traten im Kollektiv auf. Auf jeden Patienten innerhalb des Kollektivs wirkte während der CT-Untersuchung eine durchschnittliche effektive Strahlendosis von 4mSv ein. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die dreidimensionale Planung mittels CT nicht die erwünschten hervorragenden Ergebnisse erzielen konnte. Die

Übereinstimmung der Planung und Umsetzung zeigte sich als nicht signifikant gut. Allerdings konnten im Durchschnitt weitaus höhere Werte erzielt werden, als die meisten anderen Studien der konventionellen zweidimensionalen Planungen darlegten. Vor allem im Bereich der Schaftplanung zeigten sich gute Tendenzen. Unabhängig davon konnten im Bereich der anatomischen Besonderheiten und der Versorgungen mittels Individualprothesen sehr gute Ergebnisse erzielt werden. Diese Patienten zeigten keinerlei Komplikationen, was den Schluss zulässt, dass vor allem in diesem Bereich die großen Vorteile der dreidimensionalen Planung liegen. Die durchschnittliche Operationszeit von 68,6 Minuten weist darauf hin, dass hier größeren Komplikationen vorgebeugt werden konnte. Es zeigte sich, dass die beschriebenen intra- und perioperativen Komplikationen nicht Fehler in der Planung darstellten, sondern handwerkliche Fehler unter der Operation waren. Die CT-Planung konnte diese allerdings nicht verhindern. Bei der Errechnung der individuellen Strahlenexpositionen konnte eine Exposition von 4mS aufgezeigt werden. Für die Zukunft ist eine Optimierung der so genannten Landmarks, um die Position des Implantats zu überprüfen, eine Analyse der Knochenqualität sowie ein Pressfit-Modell zur genauen Pfannenanpassung zu fordern. Dies kann eventuelle Komplikationen möglicherweise im Voraus vermeiden. Fazit ist, dass die intraoperative Einschätzung des Chirurgen weiter das wichtigste Werkzeug in der Endoprothetik bleibt und durch Planungsmodule, wie das der vorgelegten Arbeit, lediglich hilfreich unterstützt werden kann. Es stellt keinen Ersatz für die Expertise des Operateurs dar, kann allerdings die Kenntnis des Operateurs unterstützen. CT-Planungs-Module könnten in Zukunft eine noch höhere Präzision erreichen, sofern die erweiterten technischen Möglichkeiten genutzt werden. Zum jetzigen Zeitpunkt allerdings sind noch keine ausreichend guten Ergebnisse zu erheben. Die Arbeit weist weiterhin nach, dass durch die Verwendung eines zusätzlichen Planungsmodules die Komplikationsraten nicht absinken. Eine genauere Analyse der eingetretenen Komplikationen ist allerdings möglich.

## 7 Literaturverzeichnis

---

1. Rachbauer F. Minimally invasive total hip arthroplasty. Anterior approach. *Orthopäde*2006 Jul;35(7):723-4, 6-9.
2. Jerosch J. Minimalinvasive Hüftendoprothetik. *Deutsches Ärzteblatt*2006;103(49):A 3333 B-2901 C-782.
3. Berry DJ, Berger RA, Callaghan JJ et al. Minimal invasive hip arthroplasty. Development, early results, and critical analysis. *J Bone Joint Surg Am*2003;85:2235-46.
4. Chimento GF, Pavone V, Sharrock N, Kahn B, Cahill J, Sculco TP. Minimally invasive total hip arthroplasty: a prospective randomized study. *J Arthroplasty*2005 Feb;20(2):139-44.
5. Goldstein WM, Branson JJ, Berland KA, Gordon AC. Minimal-incision total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*2003;85-A Suppl 4:33-8.
6. Rübberth A, Mutze S. Digitale Präoperative Planung von Hüftgelenksendoprothesen. *Trauma Berufskrankheit*2003:315-21.
7. Saleh KJ, Holtzman J, Gafni A et al. Reliability and intraoperative validity of preoperative assessment of standardized plain radiographs in predicting bone loss at revision hip surgery. *J Bone Joint Surg Am*2001 Jul;83-A(7):1040-6.
8. Knight JL, Atwater RD. Preoperative planning for total hip arthroplasty. Quantitating its utility and precision. *J Arthroplasty*1992;7 Suppl:403-9.
9. Egli S, Pisan M, Muller ME. The value of preoperative planning for total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*1998 May;80(3):382-90.
10. Babisch J, Layher F, Ritter B. Computergestützte biomechanisch fundierte zweidimensionale Operationsplanung hüftchirurgischer Eingriffe. *Orthop Praxis*2001;37:29-38.
11. Roth A, Venbrocks RA. Total hip replacement through a minimally invasive, anterolateral approach with the patient supine. *Oper Orthop Traumatol*2007 Dec;19(5-6):442-57.
12. Ochsner PE, Lüem M et al. Revisionraten aufgrund aseptischer Lockerung nach Primär- und Revisionoperationen. Ochsner PE (Hrsg) *Die Hüfttotalendoprothese. Implantationstechnik und lokale Komplikationen*, 2003: p. 217-228.
13. Berger RA. Mini-incision total hip replacement using an anterolateral approach: technique and results. *Orthop Clin North Am*2004 Apr;35(2):143-51.
14. Berry D. Epidemiology: hip and knee. *Orthop Clin North Am*1999;30(2):183-90.
15. Smith TO, Blake V, Hing CB. Minimally invasive versus conventional exposure for

total hip arthroplasty: a systematic review and meta-analysis of clinical and radiological outcomes. *Int Orthop* Feb;35(2):173-84.

16. Woolson ST, Mow CS, Syquia JF, Lannin JV, Schurman DJ. Comparison of primary total hip replacements performed with a standard incision or a mini-incision. *J Bone Joint Surg Am* 2004 Jul;86-A(7):1353-8.
17. Noble PC, Johnston JD, Alexander JA et al. Making minimally invasive THR safe: conclusions from biomechanical simulation and analysis. *Int Orthop* 2007 Aug;31 Suppl 1:S25-8.
18. Murphy SB, Tannast M. Conventional vs minimally invasive total hip arthroplasty. A prospective study of rehabilitation and complications. *Orthopäde* 2006 Jul;35(7):761-4, 6-8.
19. Malik A, Dorr LD. The science of minimally invasive total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2007 Oct;463:74-84.
20. Kayser R, John T. Minimalinvasive Chirurgie in der Hüftendoprothetik: ein funktioneller Gewinn? *Manuelle Medizin* 2007;45:91-100.
21. Hueter C. Fünfte Abteilung: Die Verletzung und Krankheiten des Hüftgelenks, 29. Kapitel. 1883(*Grundriss der Chirurgie*):129-200.
22. Judet J, Judet H. Anterior approach in total hip arthroplasty. *Presse Med* 1985 May 4;14(18):1031-3.
23. Kennon RE, Keggi MJ, Keggi KJ. The minimally invasive anterior approach to hip arthroplasty. *Orthopäde* 2006 Jul;35(7):731-7.
24. Restrepo C, Parvizi J, Pour AE, Hozack WJ. Prospective randomized study of two surgical approaches for total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* Aug;25(5):671-9 e1.
25. Barton C, Kim PR. Complications of the direct anterior approach for total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am* 2009 Jul;40(3):371-5.
26. Jewett BA, Collis DK. High complication rate with anterior total hip arthroplasties on a fracture table. *Clin Orthop Relat Res* Feb;469(2):503-7.
27. Benoit B, Gofton W, Beaulé PE. Hueter anterior approach for hip resurfacing: assessment of the learning curve. *Orthop Clin North Am* 2009 Jul;40(3):357-63.
28. Howell JR, Garbuz DS, Duncan CP. Minimally invasive hip replacement: rationale, applied anatomy, and instrumentation. *Orthop Clin North Am* 2004 Apr;35(2):107-18.
29. Hallert O, Li Y, Brismar H, Lindgren U. The direct anterior approach: initial experience of a minimally invasive technique for total hip arthroplasty. *J Orthop Surg Res* Apr 25;7(1):17.
30. Kirschner P. Hüftendoprothetik. *Chirurg* 2005;76:95-104.

31. Kirschner S. Indication criteria and epidemiology of joint replacement. *Z Evid Fortbild Qual Gesundhwes*;105(2):143-5.
32. Malchau H, Herberts P, Eisler T, Garellick G, Soderman P. The Swedish Total Hip Replacement Register. *J Bone Joint Surg Am*2002;84-A Suppl 2:2-20.
33. Harris WH. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg Am*1969 Jun;51(4):737-55.
34. De Kam DC, Busch VJ, Veth RP, Schreurs BW. Total hip arthroplasties in young patients under 50 years: limited evidence for current trends. A descriptive literature review. *Hip Int Sep-Oct*;21(5):518-25.
35. Hallan G, Lie SA, Furnes O, Engesaeter LB, Vollset SE, Havelin LI. Medium- and longterm performance of 11,516 uncemented primary femoral stems from the Norwegian arthroplasty register. *J Bone Joint Surg Br*2007 Dec;89(12):1574-80.
36. Malchau H, Herberts P, Ahnfelt L. Prognosis of total hip replacement in Sweden. Follow-up of 92,675 operations performed 1978-1990. *Acta Orthop Scand*1993 Oct;64(5):497-506.
37. Mazoochian F, Pietschmann MF, Hocke S, Fottner A, C VS-P, Jansson V. Hip dislocation following THA. *Orthopäde*2007 Oct;36(10):935-8, 40, 42-3.
38. Dobler K, Mohr VD. Clinical performance measurement in surgery and orthopedics -- new aspects in 2004. *Zentralbl Chir*2004 Jun;129(3):165-71.
39. Decking J, Decking R, Schoellner C, Drees P, Eckardt A. The internal calcar septum and its contact with the virtual stem in THR: a computer tomographic evaluation. *Acta Orthop Scand*2003 Oct;74(5):542-6.
40. Le Corroller T, Dediu M, Pauly V, Pirro N, Chabrand P, Champsaur P. The femoral calcar: a computed tomography anatomical study. *Clin Anat* Oct;24(7):886-92.
41. Adam F, Hammer DS, Pape D, Kohn D. The internal calcar septum (femoral thigh spur) in computed tomography and conventional radiography. *Skeletal Radiol*2001 Feb;30(2):77-83.
42. Fabian W, Dereser A. [Early complications and their causes in prosthetic hip joint replacement for coxarthrosis or median femoral neck fracture. Retrospective study of 3613 implanted hip joints]. *Aktuelle Traumatol*1991 Dec;21(6):250-60.
43. Fitzgerald R. Complications after hip surgery. *J Bone J Surg*1990;81:616-23.
44. Charnley J. The classic: The bonding of prostheses to bone by cement. 1964. *Clin Orthop Relat Res* Dec;468(12):3149-59.
45. Charnley J. Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet*1961 May 27;1(7187):1129-32.

46. Breusch SJ, Aldinger PR, Thomsen M, Lukoschek M, Ewerbeck V. Anchoring principles in hip prosthesis implantation. II: Acetabulum components. *Unfallchirurg*2000 Dec;103(12):1017-31.
47. Hailer NP, Garellick G, Karrholm J. Uncemented and cemented primary total hip arthroplasty in the Swedish Hip Arthroplasty Register. *Acta Orthop* Feb;81(1):34-41.
48. Charnley J. Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. *J Bone Joint Surg Br*1960 Feb;42-B:28-30.
49. Carter DR, Vasu R, Harris WH. Stress distributions in the acetabular region--II. Effects of cement thickness and metal backing of the total hip acetabular component. *J Biomech*1982;15(3):165-70.
50. Rorabeck CH, Bourne RB, Mulliken BD, Nayak N, Laupacis A, Tugwell P, et al. The Nicolas Andry award: comparative results of cemented and cementless total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*1996 Apr(325):330-44.
51. Kay RM, Dorey FJ, Johnston-Jones K, Cracchiolo A, 3rd, Amstutz HC, Finerman GA. Long-term durability of cemented primary total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*1995 Nov;10 Suppl:S29-38.
52. Morscher E, Bereiter H, Lampert C. Cementless press-fit cup. Principles, experimental data, and three-year follow-up study. *Clin Orthop Relat Res*1989 Dec(249):12-20.
53. Morscher EW. Current status of acetabular fixation in primary total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*1992 Jan(274):172-93.
54. Huggler AH, Jacob HA, Bereiter H, Haferkorn M, Ryf C, Schenk R. Long-term results with the uncemented thrust plate prosthesis (TPP). *Acta Orthop Belg*1993;59 Suppl 1:215-23.
55. Grubner G, Stürz H, Die Druckscheibenendoprothese als Behandlungskonzept bei sekundären Koxarthrosen. 1997(Vortrag anlässlich der 46. Jahrestagung der Norddeutschen Orthopädenvereinigung e.V. Bremen).
56. Engh CA, Bobyn JD, Glassman AH. Porous-coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. *J Bone Joint Surg Br*1987 Jan;69(1):45-55.
57. Mittelmeier W, Peters P, Ascherl R, Gradinger R. Rapid prototyping. Construction of a model in the preoperative planning of reconstructive pelvic interventions. *Orthopäde*1997 Mar;26(3):273-9.
58. Sakai T, Sugano N, Ohzono K, Lee SB, Nishii T. The custom femoral component is an effective option for congenital hip dysplasia. *Clin Orthop Relat Res*2006 Oct;451:146-53.
59. Benum P, Aamodt A. Uncemented custom femoral components in hip arthroplasty. A prospective clinical study of 191 hips followed for at least 7 years. *Acta Orthop* Aug;81(4):427-35.

60. Muirhead-Allwood SK, Sandiford N, Skinner JA, Hua J, Kabir C, Walker PS. Uncemented custom computer-assisted design and manufacture of hydroxyapatite-coated femoral components: survival at 10 to 17 years. *J Bone Joint Surg Br* Aug;92(8):1079-84.
61. McCarthy JC, Bono JV, O'Donnell PJ. Custom and modular components in primary total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res*1997 Nov(344):162-71.
62. Mittelmeier H, Heisel J, Schmitt E. Replacement of the hip joint in young patients under 40 years of age. Clinico-statistical report of experiences. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*1988 May-Jun;126(3):304-13.
63. Jasty M, Krushell R, Zalenski E, O'Connor D, Sedlacek R, Harris W. The contribution of the nonporous distal stem to the stability of proximally porous-coated canine femoral components. *J Arthroplasty*1993 Feb;8(1):33-41.
64. Eichner K, Walter. Dental technical handling of palladium alloys. *Dent Labor (Munch)*1988 Oct;36(10):1247-52.
65. Ungethum M, Blomer W. Technology of cementless hip endoprosthetics. *Orthopäde*1987 Jun;16(3):170-84.
66. Linclau L, Dokter G, Peene P. Radiological aspects in preoperative planning and postoperative assessment of cementless total hip arthroplasty. *Acta Orthop Belg*1993;59(2):163-7.
67. Sugano N, Ohzono K, Nishii T, Haraguchi K, Sakai T, Ochi T. Computed-tomography based computer preoperative planning for total hip arthroplasty. *Comput Aided Surg*1998;3(6):320-4.
68. S.H.S., Siemens Medical Engineering Produktinformation, Erlangen
69. Barneir E, Dubowitz B, Roffman M. Computed tomography in the assessment and planning of complicated total hip replacement. *Acta Orthop Scand*1982 Aug;53(4):597-604.
70. Borner M, Lahmer A, Wiesel U. Computer-assisted surgery for hip endoprosthesis. *Z Arztl Fortbild Qualitatssich*1999 Jun;93(4):253-8.
71. Decking R, König A., König B, König D., Reichel H. Präoperative Diagnostik In: *Revisionsendoprothetik der Hüftpfanne*2008: p. 55-72.
72. Lattanzi R, Baruffaldi F, Zannoni C, Viceconti M. Specialised CT scan protocols for 3-D pre-operative planning of total hip replacement. *Med Eng Phys*2004 Apr;26(3):237-45.
73. Kalender WA, Polacin A, Suss C. A comparison of conventional and spiral CT: an experimental study on the detection of spherical lesions. *J Comput Assist Tomogr*1994 Mar-Apr;18(2):167-76.
74. Kalender WA. Spiral or helical CT: right or wrong? *Radiology*1994 Nov;193(2):583.



75. Kalender WA. Technical foundations of spiral CT. *J Belge Radiol*1995 Apr;78(2):68-74.
76. Imhof K, Weber P. Kontinuierliche CT-Aufnahmetechnik mit dem SOMATOM PLUS. Günther, RW, Gockel HP (Hrsg): *Jahrbuch der Radiologie*1991:267-74.
77. Herold, G. *Innere Medizin* 2008 In: Herold 2007:680,694.
78. Symbios (Accessed 2008 at <http://www.symbios-online.de/sps-standard.html>.)
79. Stamm G, Nagel HD. CT-expo--a novel program for dose evaluation in CT. *Rofo*2002 Dec;174(12):1570-6.
80. Symbios 3D Hip Plan Quick Start Guide (Release 0.55). 2004.
81. Hosmer DW, Lemeshow S. *Logistic Regression In: Applied logistic regression, Second Edition*. New York:John Wiley and Sons, 1989: 91-143
82. Wald A. Tests of statistical hypotheses concerning several parameters when the number of observations is large. *Trans Amer Math Soc*1943;54:426-82.
83. 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. *J Bone Joint Surg Br*2009 Mar;91(3):333-40.
84. Carter LW, Stovall DO, Young TR. Determination of accuracy of preoperative templating of noncemented femoral prostheses. *J Arthroplasty*1995 Aug;10(4):507-13.
85. Gonzalez Della Valle A, Comba F, Taveras N, Salvati EA. The utility and precision of analogue and digital preoperative planning for total hip arthroplasty. *Int Orthop*2008 Jun;32(3):289-94.
86. Tannast M. *The measurement of anteversion and inclination with respect to the pelvic frontal plane*. MD Thesis University of Bern2000.
87. Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL, Zimmerman JR. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am*1978 Mar;60(2):217-20.
88. Hassan DM, Johnston GH, Dust WN, Watson G, Dolovich AT. Accuracy of intraoperative assessment of acetabular prosthesis placement. *J Arthroplasty*1998 Jan;13(1):80-4.
89. Babisch J. BS. *Biomechanische Untersuchungen bei aseptisch gelockerten Hüfttotalendoprothesen und deren Konsequenzen für die präoperative Planung der Hüfttotalarthroplastik*. *Orthop Praxis*1992;37:29-38.
90. Kohn D, Ruhmann O, Wirth CJ. Dislocation of total hip endoprosthesis with special reference to various techniques. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*1997 Jan-Feb;135(1):40-4.
91. Kennedy JG, Rogers WB, Soffe KE, Sullivan RJ, Griffen DG, Sheehan LJ. Effect of

acetabular component orientation on recurrent dislocation, pelvic osteolysis, polyethylene wear, and component migration. *J Arthroplasty*1998 Aug;13(5):530-4.

92. Varley J, Parker MJ. Stability of hip hemiarthroplasties. *Int Orthop*2004 Oct;28(5):274-7.

93. Handels H, Ehrhardt J, Plotz W, Poppl SJ. Three-dimensional planning and simulation of hip operations and computer-assisted construction of endoprotheses in bone tumor surgery. *Comput Aided Surg*2001;6(2):65-76.

94. Kliegis U. Entwicklung und Anwendung eines Verfahrens zur 3D-Visualisierung anatomischer Objekte aus Röntgen-Computertomographien. Dissertation an der Medizinischen Fakultät der Universität Lübeck. 1995.

95. Starker M, Thumler P, Weipert A, Hanusek S. Computer-assisted prosthesis selection and implantation control. *Orthopäde*2000 Jul;29(7):627-35.

96. Liu RY, Wang KZ, Wang CS, Dang XQ, Tong ZQ. Evaluation of medial acetabular wall bone stock in patients with developmental dysplasia of the hip using a helical computed tomography multiplanar reconstruction technique. *Acta Radiol*2009 Sep;50(7):791-7.

97. Reikeras O, Haaland JE, Lereim P. Femoral shortening in total hip arthroplasty for high developmental dysplasia of the hip. *Clin Orthop Relat Res* Jul;468(7):1949-55.

98. 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. *Orthop Traumatol Surg Res* Apr;98(2):151-8.

99. 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. *Br J Radiol*1997 May;70(833):437-9.

100. 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 Radiol*1996 Sep;37(5):651-4.

101. Huppertz A, Radmer S, Asbach P, Juran R, Schwenke C, Diederichs G, et al. Computed tomography for preoperative planning in minimal-invasive total hip arthroplasty: radiation exposure and cost analysis. *Eur J Radiol* Jun;78(3):406-13.

102. Badhe N.P. HPW. Dall-miles cable-grip system for periprosthetic fractures of femur. *Eur J Orthop Surg Traumatol*2001;11:35-9.

103. van der Wal BC, Vischjager M, Grimm B, Heyligers IC, Tonino AJ. Periprosthetic fractures around cementless hydroxyapatite-coated femoral stems. *Int Orthop*2005 Aug;29(4):235-40.

## 8 Danksagung

---

Herrn Prof. Dr. Martin Sparmann möchte ich für die freundliche Überlassung dieses hochinteressanten Themas sowie für die Bereitstellung des Arbeitsplatzes und der nötigen Arbeitsmaterialien herzlich danken. Desweiteren möchte ich mich sehr für die freundliche und engagierte Unterstützung bedanken, die mir jederzeit entgegengebracht wurde.

Ich bedanke mich sehr beim gesamten Team des Immanuel Krankenhauses Wannsee für die tolle Arbeitsatmosphäre und insbesondere bei Dr. Sebastian Radmer für die Einführung und die Bereitstellung des 3D Hip Plan 0.55.

Ein besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. Alexander Huppertz für die umfangreiche Unterstützung und die Bereitstellung seiner Forschungs- und Arbeitsmaterialien zum Thema der Strahlenexposition im Rahmen dieser Arbeit.

Darüberhinaus möchte ich mich sehr herzlich bei Herrn Dr. Carsten Schwencke für die Unterstützung und Beratungen auf dem Gebiet der statistischen Auswertungen bedanken.

Ein ganz besonderer Dank geht an meine Eltern dafür, dass sie mir die Möglichkeit gegeben haben Medizin zu studieren und für die tatkräftige Unterstützung beim Erstellen der Arbeit und der Korrekturarbeiten. Meiner ganzen Familie und allen Menschen die ich noch dazu zähle bin ich zu großem Dank verpflichtet für viel Geduld und liebevolle Unterstützung in den vergangenen Jahren.

## **9 Lebenslauf**

---

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

## 10 Erklärung

„Ich, Ute Johanna Eva Erxleben erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: Aussagekraft der dreidimensionalen CT-Vermessung zur präoperativen Planung bei der Hüfttotalendoprothetik selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“

Datum 16.08.2013

Unterschrift