
Aus der Klinik für Orthopädie und Rheumatologie der Philipps-Universität
Marburg
Geschäftsführende Direktorin:
Frau Univ.-Prof. Dr. Susanne Fuchs-Winkelmann

In Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH,
Standort Marburg

Experimentelle Implantation von Hüftoberflächenersatz mithilfe Fluoreszenz-basierter Navigation

Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Humanmedizin
dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg
vorgelegt von

Christian Kämper (geboren in Bielefeld)

Marburg, 2009

Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin der Phillips-Universität Marburg
am: 2. Juni 2009

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Herr Prof. Dr. Matthias Rothmund
Referentin: Frau Prof. Dr. Susanne Fuchs-Winkelmann
Korreferent: PD Dr. Marc Kalinowski

meinen Eltern, meinem Bruder
in Dank gewidmet

1	EINLEITUNG.....	2
1.1	ALLGEMEINES	2
1.2	HISTORISCHE ENTWICKLUNG DER HÜFTPROTHESEN	3
1.3	INDIKATION ZUM OBERFLÄCHENERSATZ.....	9
1.4	KONTRAINDIKATION	9
1.5	NAVIGATION	10
1.6	ZIEL DIESER ARBEIT	11
2	MATERIAL UND METHODEN	13
2.1	MATERIAL	13
2.1.1	<i>Patientenkollektiv:</i>	13
2.1.2	<i>Operateure:</i>	14
2.1.3	<i>Die Endoprothese und Instrumentarien:</i>	14
2.1.4	<i>Das Navigationssystem:</i>	16
2.2	METHODEN.....	17
2.2.1	<i>Operationsverfahren:</i>	17
2.2.2	<i>Auswertung:</i>	31
2.2.2.1	CT Auswertung:.....	31
2.2.2.2	Auswertung der Daten des Navigationssystems:.....	33
2.2.2.3	Statistik:.....	35
3	ERGEBNISSE.....	37
3.1	DAUER DER NAVIGATION	37
3.2	FEHLER PLANUNG – NAVIGATION	39
3.2.1	<i>Winkelfehler:</i>	39
3.2.2	<i>Positionsfehler:</i>	40
3.2.2.1	Ermittlung aus den Daten des Navigationssystems:.....	40
3.2.2.2	Daten der CT-Schnitte	41
3.3	NOTCHING	47
3.4	KAPPENÜBERSTAND	48
4	DISKUSSION	50
5	REFERENZEN.....	56
6	ANHANG	67
6.1	NOTCHING	67
6.1.1	<i>Versuchsnummer 7:</i>	67
6.1.2	<i>Versuchsnummer 8:</i>	69

1 Einleitung

1.1 Allgemeines

Die Therapie junger, körperlich aktiver Patienten mit Koxarthrose stellt auch heutzutage noch ein Problem in der Therapie dar. Die Abnutzungserscheinungen der Hüftgelenke ist epidemiologisch dabei, nach denen der Kniegelenke und Wirbelsäule, die dritthäufigste Ursache für Beschwerden am Bewegungsapparat.

Hier können konservative Therapiemaßnahmen wie Krankengymnastik, Analgetika, nichtsteroidale Antiphlogistika und orthopädiotechnische Hilfsmittel oft nur kurzfristig die Beschwerden mindern. Bei der medikamentösen Therapie mit nichtsteroidalen Antiphlogistika sind zudem vor allem die gastrointestinalen Nebenwirkungen zu beachten. Es kann außerdem zu einer knöchernen Destruktion des Gelenkes kommen, die neben der erhöhten Blutungsneigung die Versorgung mit einer Endoprothese erschwert [64] [74] [86].

Eine Arthrodesse des betroffenen Hüftgelenkes ist heutzutage nur noch in wenigen Fällen angezeigt, da die Beeinträchtigungen des ipsilateralen Knies, der Lendenwirbelsäule und die Funktionseinschränkung des Gelenkes zu bedenken sind [44] [50].

Becken- und Femurosteotomien sowie Hüftarthroskopien sind, vor allem bei mittel- bis höhergradiger Arthrose, nicht dazu geeignet, die Funktion und Schmerzfreiheit für einen längeren Zeitraum herzustellen [52] [56] [60] [63].

Die endoprothetische Versorgung gerade der höheren Arthrosegrade ist, was die Ergebnisse bei Schmerzfreiheit und Funktionalität angeht, als den anderen Behandlungsverfahren überlegen anzusehen.

Bei älteren Patienten ist es oft ausreichend, eine herkömmliche schaftverankerte Endoprothese zu verwenden, um Funktion und Schmerzfreiheit bis zum Lebensende zu gewährleisten.

Bei jungen Patienten ist die Haltbarkeit dieser Prothesen aufgrund von Adaptationsvorgängen im Sinne eines „stress shielding“, Osteolysen durch Abrieb und bei der oft nötigen Reimplantation auftretenden Knochendefekte durch Implantat- oder Zemententfernung am, während der Implantation sowieso schon resezierten Knochen, verkürzt [46] [53].

Es ist also wünschenswert, soviel wie möglich des Femurknochens bei der Erstimplantation einer Endoprothese unangetastet zu lassen. Dieses wird umgesetzt bei der Verwendung von Oberflächenersatzendoprothesen, die aufgrund ebendieser Knochenersparnis Vorteile bieten. Ein wichtiger Vorteil ist diese Knochensubstanzersparnis im Hinblick auf das verbesserte Ergebnis zukünftiger Prothesenimplantationen [65]. Zudem bietet diese Prothese durch die minimale Knochenresektion am Femurkopf den Erhalt der natürlichen Schenkelhalsgeometrie. Dieser Erhalt bringt eine begünstigte muskuläre Führung des operierten Gelenkes mit sich, was von den Patienten als „natürliches Gefühl“ [38] auf der endoprothetisch versorgten Seite empfunden wird.

1.2 Historische Entwicklung der Hüftprothesen

Ende des 18. Jahrhunderts gab es erste Versuche, versteifte Gelenke wieder zu mobilisieren. Bei der therapeutischen Osteotomie nahe dem betroffenen Gelenk kam es jedoch oft zur Wiederversteifung nahe dieser geschaffenen Pseudarthrose. Die ersten ernst zu nehmenden Versuche einer Arthroplastik stammen von A. White aus dem Jahr 1821. Das Ziel war, ein Gelenk, das durch Versteifung, Fehlstellung oder Deformation beeinträchtigt war, wieder seiner schmerzfreien Funktion zuzuführen. Dieses Ziel versuchte der amerikanische Chirurg L.A. Syre (1820-1900) [77] durch Resektion des Femur subtrochantär und Verbringung des abgerundeten Stumpfes in die Pfanne zu erreichen. Diese Imitation des natürlichen Gelenkes wurde jedoch wegen Instabilität bei zu großzügiger Resektion und erneuter Fibrosierung und Ankylose bei sparsamer Resektion verworfen. Aus diesem Grund entwickelte sich die Idee der Resektion des Gelenkes und Interponation von Weichteilen zwischen den Knochenstümpfen. Hierfür wurden zur Verhinderung der Verwachsung der Knochenenden Fett- und Faszienlappen, Haut und Periost, Schleimbeutel, Sehnenscheiden, sowie Muskelteile verwendet. Ansätze dieser Art finden sich bei A.S. Verneuil (1860) und bei H. Helfering (1894) [75]. Es wurde auch mit allogenen Materialien wie Schweineblasen, Eihäuten und Rinderbauchfellen experimentiert. Metalle, wie Gold, Silber und Zinn fanden schon erste Anwendung. Doch dieser gute Ansatz scheiterte an der mangelhaften Hygiene und technischen Umsetzung. So wurde

1847 die Asepsis von Semmelweis und 1867 von Bergmann und Lister [94] [14] gefordert. Deren Verbreitung und Umsetzung in den Operationssälen dauerte jedoch noch Jahre bis Jahrzehnte. So hatten auch die folgenden, oft guten Ansätze nur zu oft mit dem Problem der postoperativen Entzündung und Sepsis zu kämpfen.

1858 führte Langenbeck eine Bolzung mit einer versilberten Metallschraube zur Versorgung einer Schenkelhalsfraktur durch [16]. Auch dieser Patient verstarb an einer Sepsis.

1890 wurde von Th. Gluck ein erster guter Versuch zur Wiederherstellung eines posttuberkulös ankylosierten, die damals überwiegende Ursache von Gelenkversteifungen, Kniegelenkes unternommen. Es wurde ein Scharniergelenk aus Elfenbein [97] nach Resektion der Gelenkenden mittels Leim fixiert. Auch in diesem Fall waren der Grund für das Scheitern eine Infektion und die mangelhafte Stabilität.

Selbst Anfang des 20. Jahrhunderts wurde noch versucht, die defekten Gelenke mit ganzen Gliedmaßen von Leichen zu ersetzen. Hier ist es nicht verwunderlich, dass die Abstoßungsreaktion und die Sepsis oft das Leben der Patienten kosteten [14].

1923 dann implantierte M.N. Smith-Petersen mit seiner „hip-cup“ erstmals eine Prothese aus Glas, um eine kongruente Artikulation mit der Hüftpfanne zu erreichen [84]. 1938 versuchte Wiles das oft unbefriedigende Ergebnis bei der Artikulation von hartem Prothesenmaterial und vitaler Hüftpfanne und den damit verbunden Schmerzen durch die Implantation der ersten Totalendoprothese zu lösen. Er befestigte die Prothesen an der Hüftpfanne und am Hüftkopf mit Hilfe von Stiften und Schrauben [95].

Die Gebrüder J. und R. Judet entwickelten 1944 das Konzept der Prothese aus Plexiglas [47]. Die damalige Form ist die der heute verwendeten Oberflächenprothesen schon sehr ähnlich.



Abbildung 1: *Links:* Erste Judet Prothese von 1946, Plexiglas (Quelle: www.maitrise-orthop.com); *Rechts:* ACCIS Oberflächenersatz von 2004, Metallegierung (hier mit Pfannenkomponente) (Quelle: www.vanstraten.net)

Bei der drei Jahre später folgenden ersten Implantation sorgte jedoch die unzureichende biomechanische Funktionalität für zwar gute Frühergebnisse, jedoch brach die Prothese häufig sehr schnell und lockerte sich.

1948 entwickelte Smith-Petersen die Plexiglasprothese unter Verwendung des „Vitallium (CoCrMo) mould plastik“-Designs weiter [85].

1950 verwendeten Moore und Thompson eine Kopf-Hals-Prothese aus Metall zur Verbesserung der Prothesenverankerung [21] [24]. Femurkopf und Hals wurden reseziert und die Prothese dann im Femurmarkraum verankert.

Probleme der Kraftverteilung bei unterschiedlichem Elastizitätsmodul zwischen Knochen und Prothese waren allerdings vorhanden. So war, wie heutzutage, die Prothesenversorgung junger Patienten eine Herausforderung, denn die Lockerungsrate nahm im Langzeitverlauf zu [87].

Daraufhin wurde eine ganze Reihe von Modellen aus verschiedenen Metallen konstruiert, die mit einem mehr oder weniger langen Schaftteil in den Markraum des Femur verbracht wurden: Merle d' Aubergine (1954) in Frankreich, Lange (1951) und Retting (1952) in Deutschland, Moore (1959), Thompson (1966) und Eichler (1963) in den USA. Die Ausgangsstabilität wurde so sukzessive verbessert.

Ende der 1950er Jahre benutzte Sir J. Charnley Polymethylmethacrylat (PMMA) zur Verankerung der Prothese im Femurlager [19] [76]. Seine Teflonprothese in Verbindung mit diesem Knochenzement ist als Durchbruch anzusehen, obwohl die Haltbarkeit beschränkt war. Oft kam es schon nach zwei Jahren zum Bruch durch hohen Abrieb. Mit der Weiterentwicklung dieser Idee wurde jedoch das Problem der frühen Implantatlockerung weitgehend gelöst und ermöglicht heute mit der Verwendung niedervisköser Knochenzemente ein gutes Implantatlangzeitüberleben.

Doch auch der Ansatz der Oberflächenprothetik wurde fortgeführt: Haboush implantierte 1953 seine „Double Cup Arthroplasty“ bestehend aus zwei, nun zementierten, Metallschalen [35].

Es wurden jetzt vermehrt zementierte Metall-Metall Gleitpaarungen implantiert, so auch 1959 von McKee und Farrer. Der Hüftschaft bestand aus Metall, der in einer Metallpfannenschale artikulierte [57].

1968 versuchten Müller und Boltz an 18 „Double-Cup-Arthroplastiken“ eine unzementierte Variante, die jedoch schnell wieder verlassen wurde.

Gerard implantierte 1974 Doppelkappen aus Metall, die theoretisch eine Bewegung zwischen Azetabulum, azetabulärer Kappe, zwischen Femur und femoraler Kappe und zwischen den beiden Kappen erlaubte [31]. Nach Designwechseln konnte 1978 über gute Zweijahresverläufe berichtet werden. Die Komponenten bestanden aus Metall mit interponierter Polyethylenschicht.

1971 führten Paltrinieri und Trentani Studien mit einer aus hochverdichtetem Polyethylen bestehenden Azetabulumkomponente und einer zementierten Femurkappe aus Metall durch [71]. Furuya knüpfte 1971 mit einer stählernen Azetabulum-Pfanne aus High-Density Polyethylen (HDPE) Oberflächenprothese femurseitig an diese Entwicklung an. Jedoch war in 58% eine Revision nach kurzer Zeit nötig [28].

1972-1974 implantierte Freeman Oberflächenersatz mit ähnlichem Design. Anfangs musste er von hohem Abrieb berichten, jedoch wurden nach Materialwechsel Ergebnisse, die mit einer konventionellen TEP vergleichbar waren, berichtet (siehe folgende Seite). Capello senkt daraufhin die kurzfristige Versagensrate von 41% auf 15%, wesentlich durch Änderung der

Indikationsstellung. Tanaka präsentierte 1978 gute Ergebnisse bei Verwendung einer stählernen Azetabulumkomponente und einer HDPE Femurkappe [88].

1975 dann entwickelte Amstutz den THARIES-Oberflächenerstaz („Total Hip Articular Replacement by Internal Eccentric Shells“) [7]. Hier konnte er kurz- bis mittelfristig der konventionellen schaftverankerten TEP vergleichbare Ergebnisse erzielen. Die Prothese bestand aus einer Metallkappe für den Femurkopf und einer Polyethylen-Schale für das Azetabulum. 1984 wurde diese gegen eine „Metal-backed-Pfanne“ ausgetauscht.

1978 berichtete Wagner von einer Serie von 426 Fällen bei einem Follow-up von 6 Monaten bis 4 Jahren, bestehend aus einer Femurkappe aus Metall bzw. Keramik und einer Pfanne aus UHMWPE („Ultra-High Molecular Weight Polyethylene“) [93]. Auch hier waren die kurz- bis mittelfristigen Ergebnisse der schaftverankerten TEP in nichts nachstehend.

Seitens der schaftverankerten Hüftendoprothesen gelang Zweymüller 1979 erstmals die Implantation einer zementfreien Hüftendoprothese [98]. Diese titanlegierte Prothese wurde weiterentwickelt und wird bis heute häufig verwandt.

Bei den Oberflächenhüftendoprothesen erschienen in den folgenden Jahren die ersten Ergebnisse über einen längeren Beobachtungszeitraum (u.a. durch Capello). Diese sind durchweg schlecht: [18] [11].

Head berichtet von einer Untersuchungszeit mit einem Durchschnitt von 4,4 Jahre bei einer Revisionsrate von 39% [37].

Freeman zeigt eine Revisionsrate von 21%, bei einem durchschnittlichen Follow-up von 3,2 Jahre [27].

Trentani, Vancarrino (27-49% nach 5,4 bis 8 Jahren) sowie Howie und Paul (50% nach 7Jahren) berichten ebenfalls Vergleichbares [90] [41].

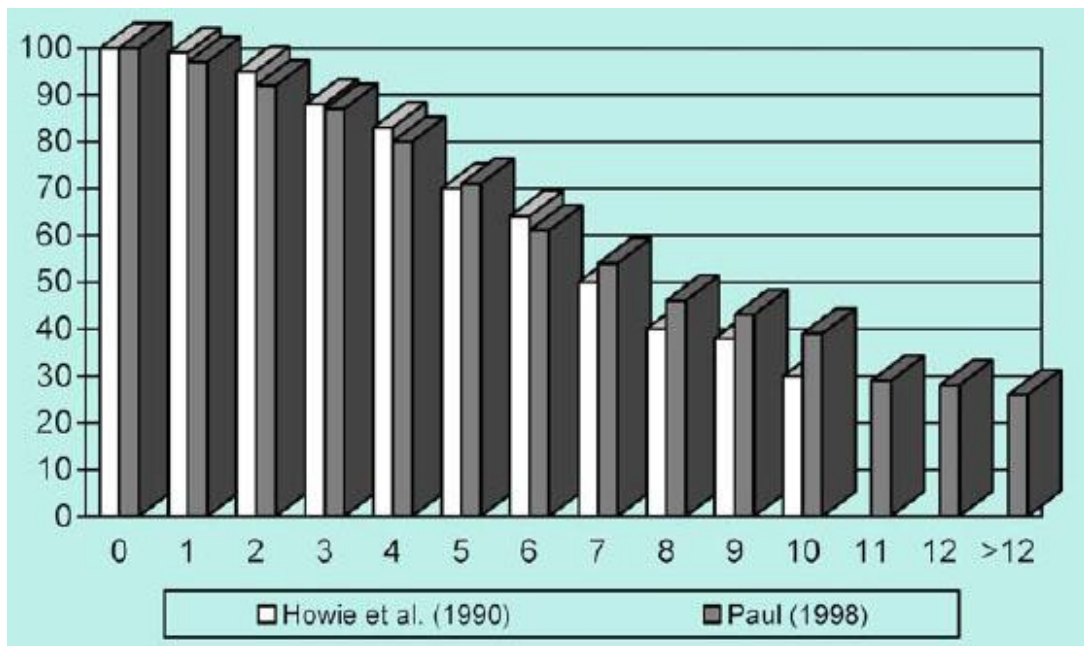


Abbildung 2: Langzeitverläufe nach Implantation von Wagner-Schalenendoprothesen [40] [73] (Quelle: [51])

Ursache aller Versagensfälle war ein rapider Materialverschleiß vor allem der Polyethylenpfanne, denn diese dünnwandigen und damit elastischen Pfannen bedingten einen 4- bis 10-fach höheren Abrieb gegenüber konventionellen Gleitpaarungen [11] [27] [41] [12]. Dieser führte zu Osteolysen und Fremdkörpergranulomen [17]. Die zusätzliche Überlastung des Zementmantels führte hier zu Brüchen und schließlich zur frühzeitigen Lockerung. Weitere Faktoren mögen eine falsche Zementiertechnik, varische Kappenposition, mangelnde Darstellbarkeit des Hüftgelenkes bei Verwendung der Zugangswege (iliofemoraler, anterolateraler und lateraler Zugang), ein fehlendes Zielgerät und Schenkelhalsverletzungen gewesen sein, die weiter zum Implantatversagen beitrugen [36] [53].

Diese Ergebnisse werden durch die Tatsache gestützt, dass die ausschließliche Implantation der femoralen Komponente dieser Systeme mit dem Verzicht auf das azetabuläre Implantat, z.B. bei Hüftkopfnekrosen, diese Probleme nicht bereitete [33].

Nach diesen großen Problemen in den 1980er Jahren wurden in den 1990er neue Versuche unternommen und klinische Studien mit den historisch verwendeten Metall-Metall Gleitpaarungen mit deutlich weniger Abrieb initiiert [51]. Hier konnte man sich auf diese gewonnen Erfahrungen stützen [79]. So begann

McMinn Untersuchungen mit einer Monoblockpfanne aus einer CoCr-Legierung, Wagner mit einer Titanschale und einer Innenschale aus MetaSUL®.

Bis 1996 erprobte McMinn verschiedene Fixationsmethoden, von denen sich eine zementierte Kopfschale mit Hydroxylapatit am geeignetsten herausstellte [58].

Daraus wurden 1997 die „Cormet 2000“ (Corin Ltd.) [4] und die Birmingham-Hip-Resurfacing-Endoprothesen entwickelt (BHR, Midland Medical Technologies, jetzt Smith & Nephew) [1].

Zur gleichen Zeit stellte Amstutz den „Conserve plus“ Oberflächenersatz vor (Wright Medical Technologies) [6].

Seit 2003 ist die Oberflächenprothese „Durom“ (Zimmer) auf dem Markt [5].

Das in dieser Arbeit verwendete System ist das „ACCIS“ (van Straten Medical, Niederlande, hergestellt von Fa. Implantcast, Deutschland) mit den darin enthaltenen Oberflächenersatz-Komponenten, die seit Ende 2004 verfügbar sind [2].

1.3 Indikation zum Oberflächenersatz

Zurzeit gibt es nur aus Großbritannien vom dort ansässigen National Institute of Clinical Excellence (NICE) eine offizielle Empfehlung zur Indikationsstellung des Oberflächenersatzes am Hüftgelenk [65].

Nach dieser Publikation aus 2002 kann der Oberflächenersatz bei allen Patienten mit fortgeschrittener Koxarthrose eingesetzt werden, die auch für eine schaftverankerte Totalendoprothese in Frage kommen, die jedoch eine Lebenserwartung haben, die die Standzeit der TEP überdauert.

1.4 Kontraindikation

Nach den Empfehlungen des NICE ist eine Kontraindikation bei höherem Lebensalter und bei fehlender internistischer OP-Fähigkeit angezeigt. Da im höheren Lebensalter die Knochendichte abnimmt, würde die Charakteristik des Oberflächenersatzes an der Hüfte Schenkelhalsfrakturen begünstigen und schon bei der Implantation die Präparation des Femurkopfes erschweren.

Trotz fehlender Empfehlungen neigen viele Anwender zu einer Altersbeschränkung von 55 Jahren bei Frauen und 65 Jahren bei Männern.

Nachgewiesene Osteoporose, ausgeprägte Deformierungen und Substanzdefekte stellen aus den oben genannten Gründen eine klare Kontraindikation dar.

Im Bezug auf Hüftkopfnekrosen ist die Indikation derzeit noch ungeklärt. Es sollte jedoch für eine Präparation genügend vitaler Knochen vorhanden sein.

Bei Nierenfunktionseinschränkungen sollte ebenfalls kein Oberflächenersatz erfolgen, da die Metall-Metall Gleitpaarungen Ionen freisetzen. Die Gefahr der Serumionen-Akkumulation besteht [20] [13] [78]. Ein erhöhtes Krebsrisiko aus der Analyse historischer Metall-Metall Prothesen lässt sich wohl ausschließen [92].

Zudem gelten die allgemeinen Kontraindikationen zum Gelenkersatz (akutes septisches Geschehen, Erkrankungen des Blutgerinnungssystems).

1.5 Navigation

Bei der Implantation eines Oberflächenersatzes an der Hüfte ist es wichtig, eine exakt reproduzierbare Positionierung der Prothese vornehmen zu können. Dies wird sichergestellt durch präoperative Planung der Prothese, das Prothesendesign (Führungsstift zur Verbringung zentral in den Schenkelhals), eine zentrale Bohrung durch den Femurkopf zentral in den Femurhals. Dieser durch die Bohrung in den Knochen verbrachte Spickdraht dient allen weiteren Schritten der Implantation als Führung. Es ist also verständlich, dass dieser Draht mit höchster Genauigkeit in den Knochen verbracht werden muss. McMinn entwarf die Idee eines mechanischen Zielgerätes, um dies gewährleisten zu können [58].

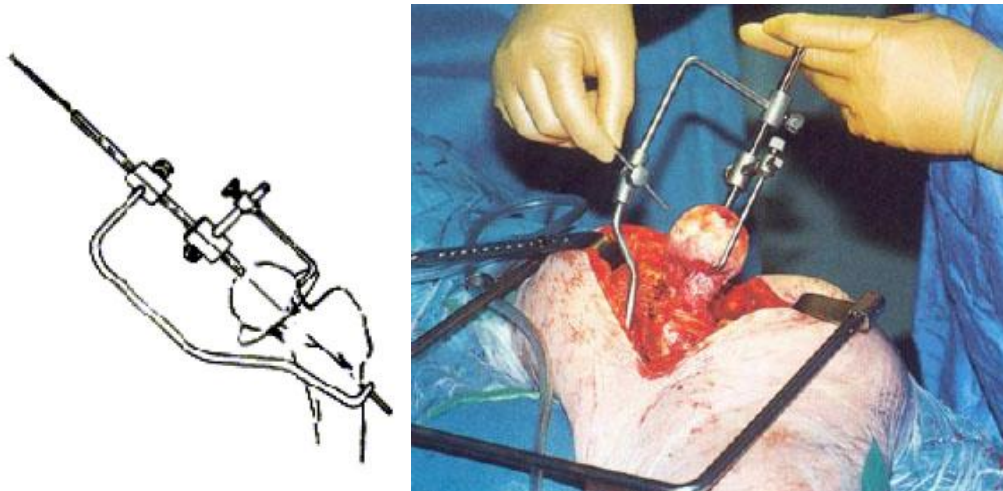


Abbildung 3: Zielgerät; links: Schemazeichnung (Quelle: [58]); rechts: Intraoperative Anwendung (Quelle: [38])

Wie in Abbildung 3 zu sehen, bedarf es einer erhöhten Invasivität zur Anbringung des lateralen Stiftes, der zum Einhängen des Zielgerätes nötig ist. Das Gerät stellt sich zudem als schwierig in der Handhabung dar, ist fehleranfällig und zeitaufwändig zu bedienen. Die Winkelstellung ist jedoch ein entscheidender Faktor für den Erfolg der Implantation einer Femurkappe [26]. Femorales Notching (Anfräsen des Schenkelhalses) ist in jedem Fall zu vermeiden, da sich sonst eine Prädilektionsstelle für eine Schenkelhalsfraktur entsteht.

Die Gefahr, den lateral eingebohrten Zielpin zu vergessen, besteht.

Im Rahmen der Minimal-Invasiven Chirurgie ist es wünschenswert, den Zugang möglichst klein und die Weichteiltraumatisierung möglichst gering zu halten.

Bei der Anwendung des vorliegenden Navigationssystems kann auf die Verwendung des Zielgerätes verzichtet werden. Der Schritt der Bohrung des Kirchner-Drahtes durch den Femurkopf, zentral in den Femurhals, der entscheidende Schritt der OP, wird hier navigiert.

1.6 Ziel dieser Arbeit

Ziel dieser Arbeit ist die Evaluation der Genauigkeit des Bildwandler-basierten Navigationssystems und die Diskussion der Frage, ob sich diese Technik für den klinischen Gebrauch eignet. Es wurden die Ergebnisse der geplanten Prothesenposition und des Prothesenwinkels mit denen der implantierten Prothesenposition und des Prothesenwinkels verglichen. Zudem wurden nach

Abtrennen der implantierten Prothesen am Schenkelhals und Vermessung dieser Explantate im Computertomographen folgende Parameter überprüft:

- Femorales Notching (Verletzung der Schenkelhalskortikalis durch Fräsen)
- Lage des Prothesenschaftes im Schenkelhals in zwei definierten Ebenen
- Überstand der Prothesenkappe am untersten Rand

Zudem wurde die Zeit der für die Navigation nötigen Schritte, der Akquise der Röntgenbilder bis zum Ende der navigierten Bohrung und die Zeit für die navigierte Bohrung an sich gemessen.

2 Material und Methoden

2.1 Material

2.1.1 Patientenkollektiv:

Das Patientenkollektiv bestand aus 7 Körperspendern (6 weiblich, 1 männlich) in Thielfixierung des Anatomischen Institutes der Westfälischen Wilhelms-Universität, Münster. Das durchschnittliche Alter der Patienten betrug 78 Jahre, mit einer Standardabweichung (SD) von 17,63 Jahren. Die durchschnittliche Körpergröße betrug 164,57 cm (SD: 5,21 cm) und das durchschnittliche Gewicht zum Todeszeitpunkt 48,57 kg (SD: 19,02 kg). Aufgrund von Voroperationen einiger Hüftgelenke konnten bei 10 Hüftgelenken nach röntgenologischer Kontrolle der Operabilität CT-frei Bildwandler-navigationsgestützt Hüftkappenendoprothesen implantiert werden.

Körperspender Nr. 1: Weiblich, wog bei einer Körpergröße von 171 cm 70 kg. Das Alter betrug 93 Jahre. Hier konnte aufgrund der in vivo voroperierten rechten Seite nur die linke Hüfte zur Implantation verwandt werden.

Körperspender Nr. 2: Weiblich. Die Größe betrug bei einem Gewicht von 38 kg, 155 cm. Das Alter betrug zum Todeszeitpunkt 83 Jahre.

Es fand sich hier die linke Hüfte voroperiert, so dass ausschließlich die rechte Hüfte zur Implantation Verwendung fand. Bei diesem Präparat fielen sowohl radiologisch, als auch makroskopisch osteoporotische Veränderung sowie ossäre Zystenbildung des Hüftkopfes auf.

Bei Körperspender Nr. 3 handelte es sich um eine 162 cm große, 62 kg schwere, 54-jährige Frau. Die Knochenstruktur viel intraoperativ als besonders hart auf. Es fanden sich, im Bezug auf die Hüfte, keine Voroperationen, so dass hier beide Seiten für die Implantation verwendet werden konnten.

Körperspender Nr. 4 war ein 165 cm großer, 60 kg schwerer, 91-jähriger Mann. Es wurden hier ebenfalls keine Voroperationen im Bereich der Hüfte festgestellt, so dass beide Hüften für die Implantation zur Verfügung standen.

Körperspender Nr. 5 war eine Frau mit 162 cm Körpergröße, das Gewicht betrug 45 kg. Alter zum Todeszeitpunkt: 94 Jahre. Hier wurde aufgrund von Voroperation der linken Hüfte nur die rechte zur Implantation verwendet. Der Knochen war makroskopisch als deutlich osteoporotisch zu beschreiben.

Körperspender Nr. 6: Weiblicher Köperspender, Alter: 83 Jahre. Die Körpergröße betrug 166 cm, das Gewicht 52 kg. Hier konnten beide Hüften operiert werden, da sich beide als intakt und nicht voroperiert darstellten. Der Knochen war in einem altersgerechtem Zustand.

Bei dem Körperspender Nr. 7 handelte es sich um eine 73-jährige Frau. Das Körpergewicht betrug 48 kg bei einer Körpergröße von 171 cm. Der Knochen stellte sich hart dar. Hier wurde auf der rechten Seite das Implantat eingebracht.

2.1.2 Operateure:

Die Operationen wurden von einem Operateur und einem Assistenten durchgeführt. Das Navigationssystem wurde von einer festen Besatzung betreut und bedient.

Nach anfänglichen zwei Probeimplantationen übernahm Dr. Skwara mit meiner Assistenz alle 10 Implantationen, die hier Erwähnung finden.

Dr. Skwara ist Facharzt der Orthopädie und arbeitete erstmalig mit diesem Navigationssystem.

2.1.3 Die Endoprothese und Instrumentarien:

Es wurde eine Hüfkappenendoprothese ACCIS: Advanced Ceramic Coated Implant System der Firma Implantcast, Buxtehude, Deutschland verwandt.

Die zur Verfügung stehenden Innendurchmesser der Prothesen betragen 38 mm, 42 mm, 46 mm, 50 mm, 54 mm und 56 mm.

Das System besteht aus zwei Komponenten, die einerseits die Hüftpfanne und andererseits den Hüftkopf ersetzen.



Abbildung 4: Femurkappe mit Pfanne (Quelle: Implantcast GmbH, Buxtehude)

Es wurde hier ausschließlich die Femurkappe zementfrei implantiert. Im klinischen Alltag sind beide Komponenten zu zementieren.

Das ACCIS System ist polyethylenfrei, da die Ablösung von Polyethylenpartikeln der Hauptgrund für aseptische Lockerung ist [45] [48].

Die Prothese besteht aus einer Kobalt-, Chrom-, Molybdän-Legierung (CoCrMo). Überzogen ist die Prothese mit einer 0,5 bis 1,5 Mikrometer dicken Schicht aus Titan Niob (Oxy-) Nitrid (TiNbN). Diese Schicht weist eine maximale Mikrorauigkeit von 0,006 Mikrometern auf. Auch die hier nicht verwendete azetabuläre Komponente der Prothese weist an ihrer Artikulationsfläche mit der Femurkopfprothese diese Schicht aus Titan Niob (Oxy-) Nitrid (TiNbN) auf. Die Titan Niob (Oxy-) Nitrid Schicht verleiht der Prothesenoberfläche einen höheren Härtegrad und schützt so bei der Artikulation von Metall auf Metall vor Abrieb. Die verwendeten Materialien Titan und Niob und die Keramiken Titan Nitrid und Niob Oxid finden weite Verbreitung im menschlichen Körper, zum Beispiel bei Zahnprothesen, aber auch anderen Hüftprothesen.

Zur Implantation wurde das „ACCIS resurfacing head“ Instrumentensieb, ebenfalls angeboten von der Firma Implantcast, verwendet.

2.1.4 Das Navigationssystem:

Das Navigationssystem basiert auf einer Entwicklung des Lehrstuhls für Medizintechnik am Helmholtz-Institut für Biomedizinische Technik der RWTH Aachen [10].

Es setzt sich aus folgenden Komponenten zusammen: Die Bildakquise für die Röntgenbilder, anhand derer die Planung vorgenommen wurde, übernimmt ein „Ziehm 8000“ System bestehend aus C-Bogen und Bildwandler. Am Bildverstärker des C-Bogens wurden zum Zwecke der Röntgenbildkalibrierung ein aktiver Rigid-Body und ein Kalibrierkäfig montiert. Der Kalibrierkäfig beinhaltet eine definierte Anordnung metallischer Kugeln, die in jedem Röntgenbild automatisch detektiert werden können. Dadurch kann das System jedes aufgenommene Röntgenbild automatisch entzerren und dessen räumliche Lage im Verhältnis zur am Femur befestigten Dynamische Referenzbasis (DRB) bestimmen [91]. Die Positionsbestimmung der durch aktive und passive Marker im Raum markierten Objekte übernahm eine „Polaris“ Infrarot Kamera der Firma „Northern Digital Inc.“ (NDI) [3].

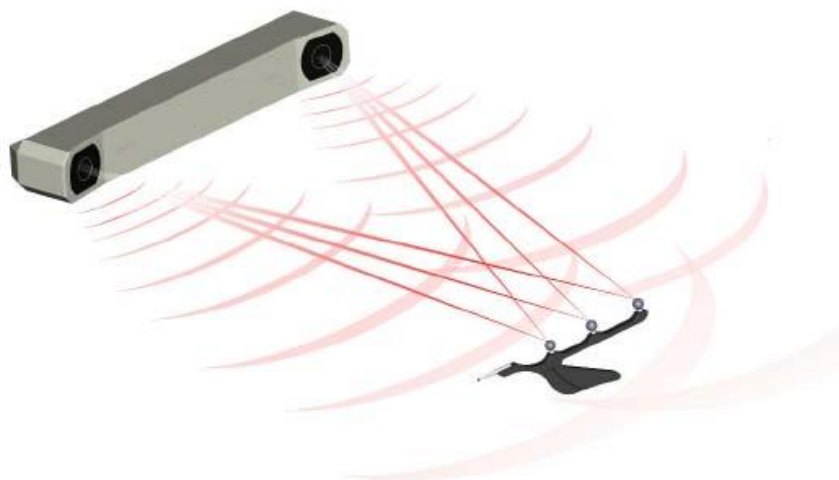


Abbildung 5: Polaris Kamera und passiver Marker (Quelle: Northern Digital Inc. www.ndigital.com)

Diese sendet infrarotes Licht aus und ist in der Lage, das Licht entweder von passiven Markern reflektiert oder von aktiven Infrarotmarkern ausgesendet, zu detektieren. Aufgrund der Anordnung der Sensoren der „Polaris“ Kamera in Versetzung zueinander, ist es möglich, die Position der aktiven oder passiven Marker dreidimensional zu triangulieren. So wird eine Orientierung von sechs Freiheitsgraden erreicht.

Marker befanden sich am C-Bogen (aktiver Marker), an der Bohrmaschine (passive Reflektionsmarker) und am proximalen Femur (Dynamic Reference Base) mittels eines dort festgeschraubten Gestells (hier ebenfalls passive Reflektionsmarker). Die Unterscheidung der einzelnen Marker durch das System gelang anhand der unterschiedlichen Geometrie der reflektierenden oder selbst leuchtenden (C-Bogen) Anteile. Prozessiert wurden all diese so gewonnenen Daten durch ein Computer assisted Surgery (CAS) Computerprogramm entwickelt am Lehrstuhl für Medizintechnik am Helmholtz-Institut für Biomedizinische Technik der RWTH Aachen.

2.2 Methoden

2.2.1 Operationsverfahren:

Nach radiologischer Übersicht des Beckens unter Prüfung des Vorhandenseins von schon bestehenden Hüftendoprothesen erfolgte die Lagerung des Präparates in Seitenlage.

Zur Implantation wurde der hintere Zugang verwendet. Nach Durchtrennung der Subkutis und Spaltung der Fascia lata wurde die Inzision nach proximal parallel zur Faserrichtung des M. gluteus maximus erweitert. Nach Durchtrennung und Ablösung der kurzen Außenrotatoren an den Muskelansätzen wurden diese nach hinten weggehalten. Mm. gluteus medius und minimus wurden zur Inzision der Hüftgelenkscapsel ebenfalls weggehalten. Die Luxation des Femurkopfes erfolgte bei gebeugtem, adduziertem und innenrotiertem Bein.



Abbildung 6: Körperspender in Seitenlage, hinterer Zugang zum Hüftgelenk

Nach Freilegen und Exartikulation des Hüftgelenkes wurde die Trochanterregion dargestellt, um die Dynamic Reference Base (DRB) hier befestigen zu können. Die Befestigung erfolgte ca. 5 cm distal des Trochanter major lateral am Femur. Nach Vorbohrungen wurde die DRB mit zwei Bikortikalisschrauben am Knochen befestigt.



Abbildung 7: Dynamic Reference Base 5cm distal des Trochanter Major befestigt

Es folgte das Setup:

1. Schritt:

Die Kalibrierung der Bohrmaschine zur Bestimmung der Länge des eingespannten Kirschner (K) - Drahtes erfolgte durch Pivotisierung. Hierzu wurde die Spitze des in die Bohrmaschine eingespannten K-Drahtes senkrecht auf eine harte Unterlage gestützt und die Bohrmaschine kreisend um diesen festen Punkt der Spitze bewegt. So wurde dem Navigationssystem die genaue Position der Spitze des Kirschner-Drahtes bekannt.

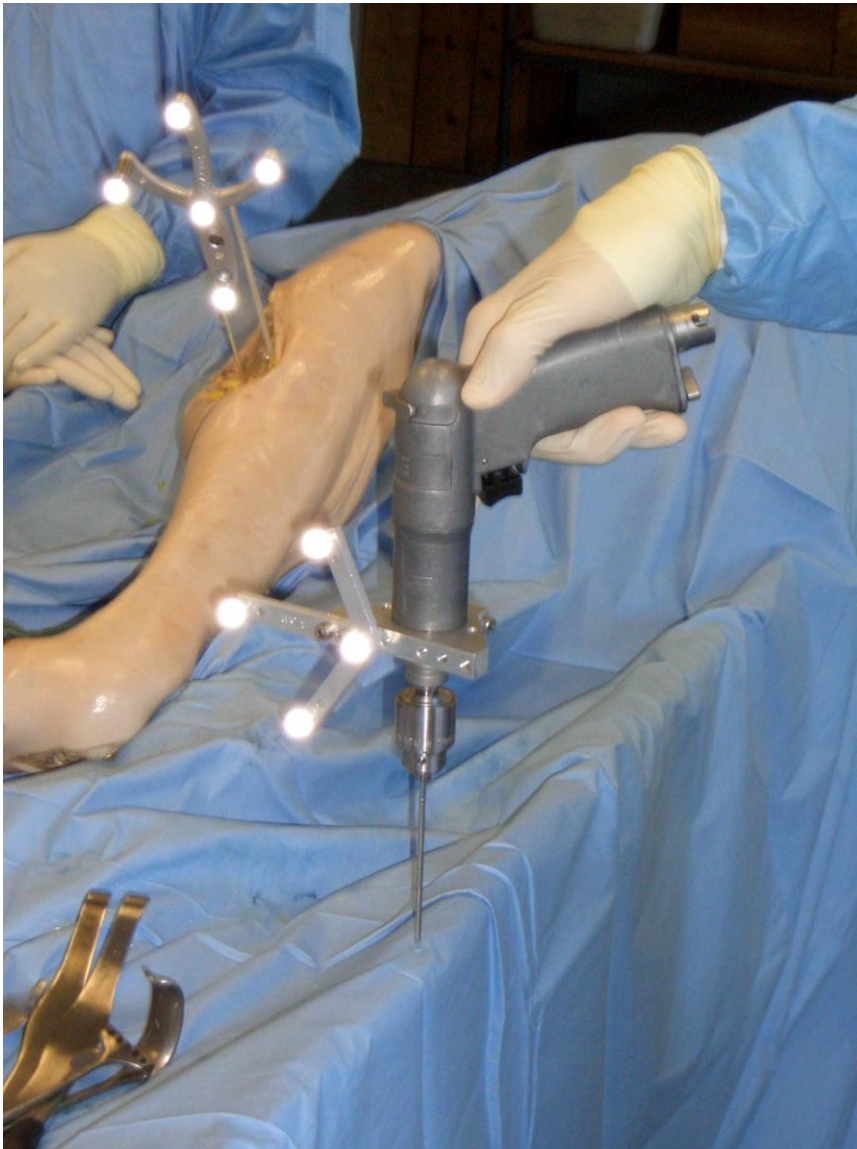


Abbildung 8: Pivotalisierung der Bohrmaschine auf festem Untergrund

2. Schritt:

Zur Definition des Field of View (FOV) durch den Operateur wurde mit der zu navigierenden Bohrmaschine auf den Femurkopf und ca. 10 cm darüber gezielt. Außerdem wurde ein Punkt distal des Femurkopfes am Knochen berührt. Dieser diente als Referenzpunkt, zur Überprüfung, ob sich die Referenzbasis relativ zum Knochen bewegt hatte. Er wurde dazu erneut aufgesucht und mit der Bohrerspitze berührt.

Die FOV-Registrierung des zu navigierenden Instrumentes zeigte dem Navigationssystem die Orientierung des Operateurs zum Knochen. Zusätzlich dienten diese Punkte als eine grobe Referenzierung, für die so genannte "Zero-

Dose C-Arm Navigation". Das Verfahren ermöglicht eine virtuelle strahlungsfreie Vorschau des Hüftkopfes, wodurch die Effizienz der Bildakquisition erhöht wird [25].

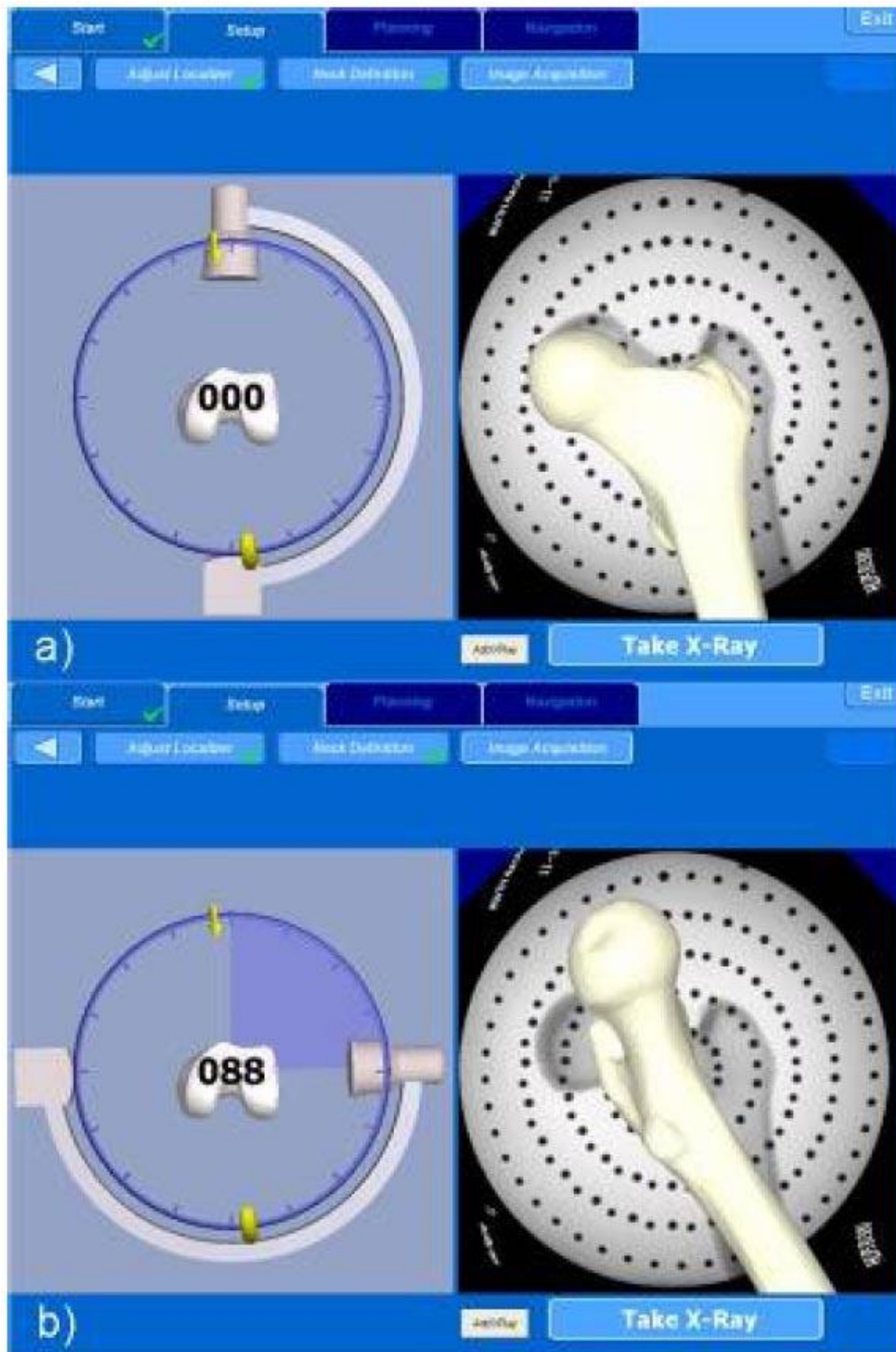


Abbildung 9: Screenshot "Zero-Dose C-Arm" virtuelle Röntgenvorschau

3. Schritt:

Bildakquise mittels des C-Bogens: Das Hüftgelenk wurde in der anterioposterioren und der axialen (Lauenstein) Position abgebildet.

4. Schritt:

Nach Akquise dieser Bilder in die Navigationssoftware erfolgte die Definition der „Safe Zone“ und die Planung der Femurkappenposition und –größe.

Die „Safe Zone“ ist ein dreidimensionaler virtueller Zylinder, die um den Femurhals gelegt wurde. So konnte eine sichere Planung der Hüftprothese erfolgen, bei der ein Verlassen der „Safe Zone“ immer angezeigt wird. Ein Überschreiten der „Safe Zone“ kann intraoperativ zu Notching (Verletzung der Femurhalskortikalis) und Perforation führen.

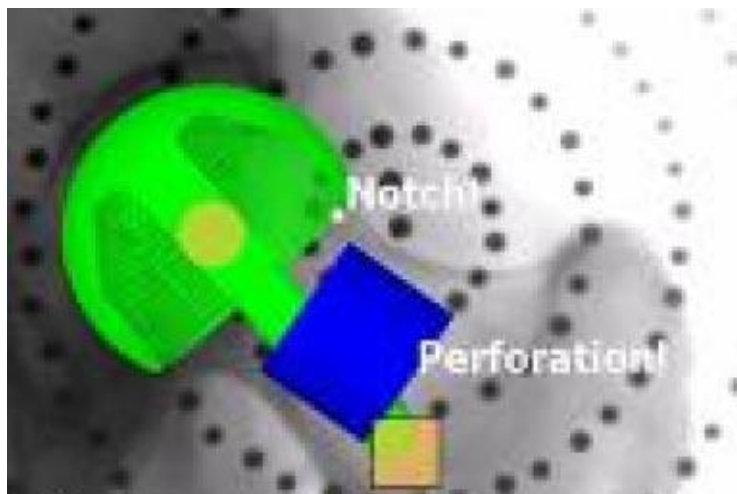


Abbildung 10: Screenshot Navigationsplanung; Verlassen der "Safe Zone"

5. Schritt:

Implantat Planung:

Der Operateur plante nun anhand der Röntgenbilder und innerhalb der „Safe Zone“ die Größe und Position der Prothese. Zur besseren Übersicht konnte die Transparenz des Prothesenmodells variiert werden.

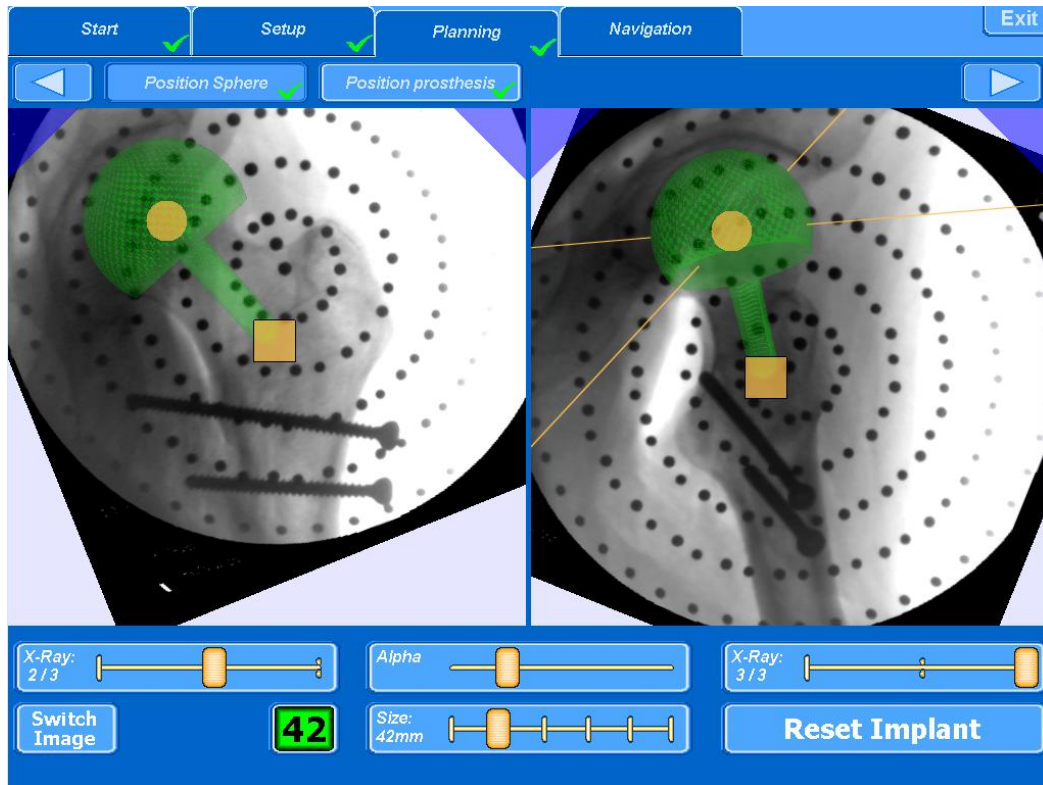


Abbildung 11: Screenshot der Navigationssoftware: Planung der Hüftkappe anhand der akquirierten Bilder. (Die Schrauben dienen der Befestigung der DRB)

6. Schritt:

Navigation des Bohrers:

Die Position der Bohrmaschine wurde nun per bildgeführter Navigation in weicher Echtzeit verfolgt und ermöglichte dem Operateur anhand einer Fadenkreuzdarstellung die genaue Position und Ausrichtung des Kirschner-Drahtes für die Bohrung entsprechend der Planung auf dem Femurkopf zu finden. Eine Röntgenbildprojektion mit virtueller Bohrkopfspitze ermöglichte eine Plausibilitätsüberprüfung. Während der Bohrung konnten so zudem Korrekturen vorgenommen und die Tiefe abgeschätzt werden.

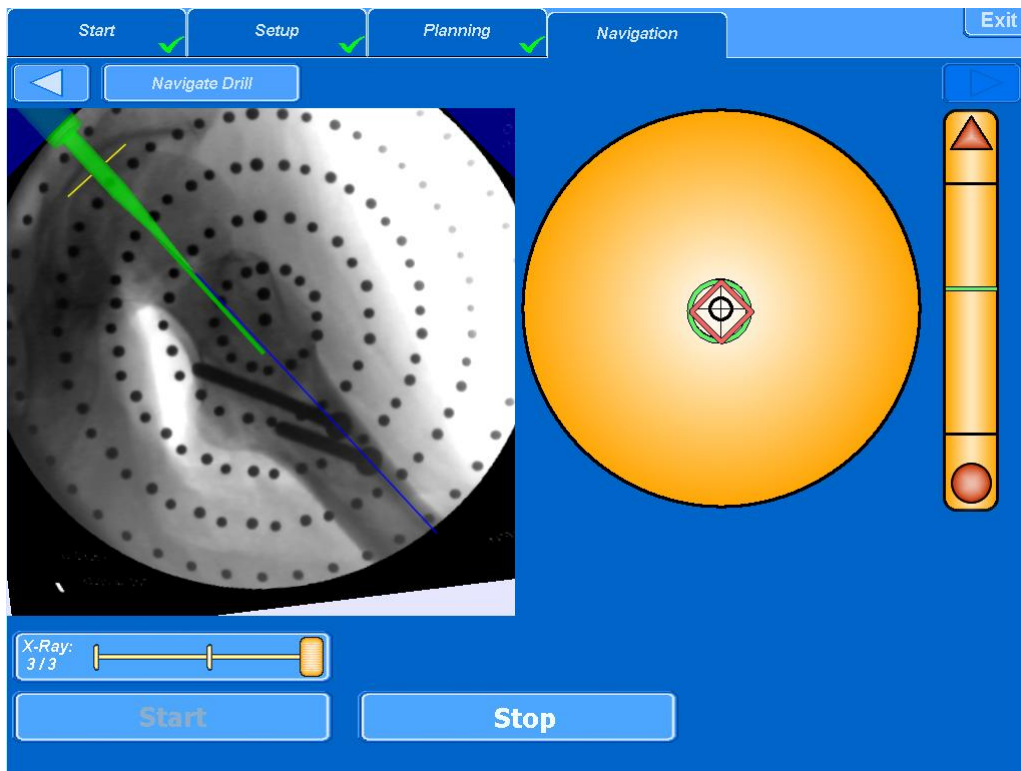


Abbildung 12: Screenshot der Navigationssoftware: Zielscheibe und Röntgenprojektion mit virtueller Bohrerspitze

Alle nun folgenden Schritte wurden nicht navigiert und folgten der Anleitung des Instrumentariums der Firma Implantcast, Buxtehude, Deutschland.

Nach der Positionierung des navigierten K-Drahtes wurde dieser aus dem Bohrfutter der Bohrmaschine gelöst und diente nun dem Kopfbohrer als Führungsdraht.

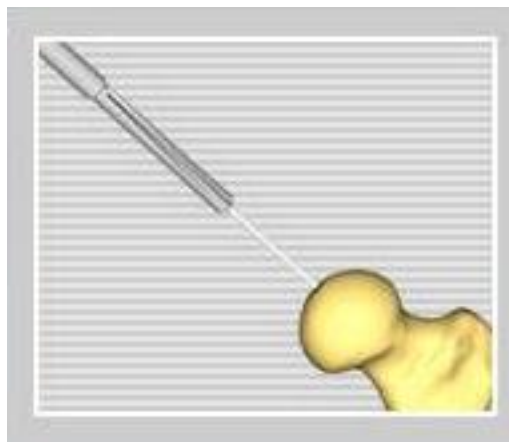


Abbildung 13: In den Femurkopf verbrachter K-Draht dient als Führung für den Kopfbohrer (Quelle: Implantcast GmbH, Buxtehude)



Abbildung 14: Kopfbohrer (Quelle: Implantcast GmbH, Buxtehude)

Die Bohrung wurde entsprechend tief den am Kopfbohrer gravierten Markierungen der zu verwendenden Kappengröße vorgenommen.

In dieses so entstandene Bohrloch wurde nun der Führungsstab gesteckt.



Abbildung 15: Führungsstab mit Hülse (Quelle: Implantcast GmbH, Buxtehude)



Abbildung 16: Führungsstab verbracht in Bohrloch; Dynamic Reference Base

Die entsprechende Größe der Zylinderfräse wurde nun ausgewählt und diese mittels Führungsstabs zur Fräsung des Hüftkopfes verwandt.



Abbildung 17: Zylinderfräse (Quelle: Implantcast GmbH, Buxtehude)

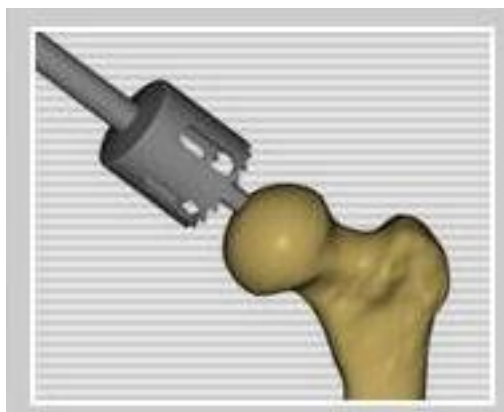


Abbildung 18: Aufsetzen der Zylinderfräse auf den Führungsstab (Quelle: Implantcast GmbH, Buxtehude)



Abbildung 19: Einsatz der Zylinderfräse



Abbildung 20: Form des Femurkopfes nach Einsatz der Zylinderfräse

Um die gewünschte Zylinderform des Femurkopfes zu vervollständigen, wurde nun der Schnittblock aufgebracht. Zuvor wurde der Führungsstab entfernt.

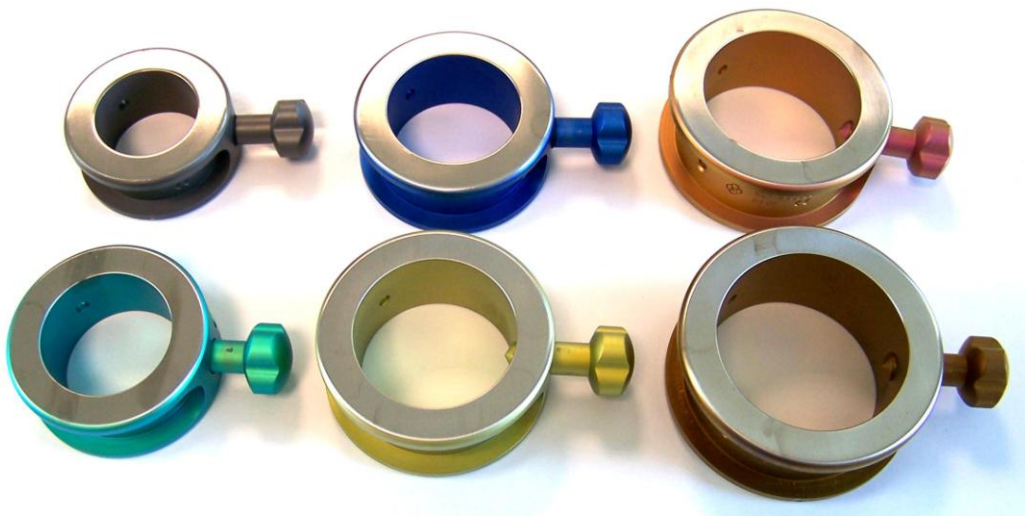


Abbildung 21: Schnittblöcke in den Größen 38 mm, 42 mm, 46 mm, 50 mm, 54 mm und 56 mm (Quelle: implantcast GmbH, Buxtehude)



Abbildung 22: Schnittblock am Femurkopf

Den Schnittblock als Führung nutzend wurde daraufhin die Zylinderform des Femurkopfes mit der Säge hergestellt.

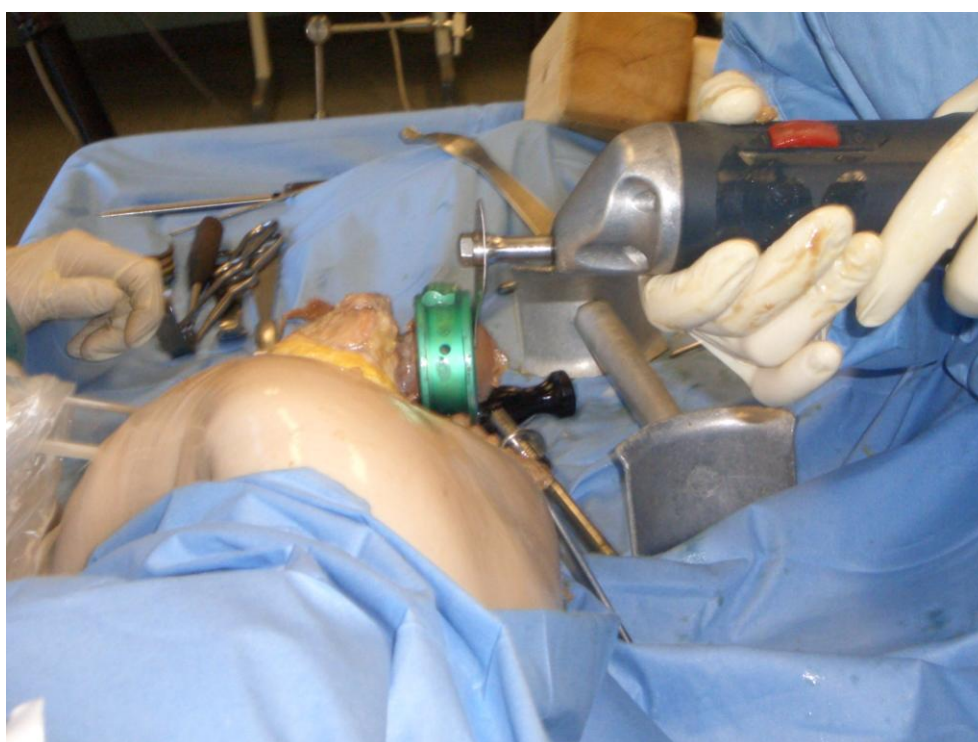


Abbildung 23: Abtrennen des kranialen Anteils des Femurkopfes entlang des Schnittblocks

Der Führungsstab wurde wieder in das vom Kopfbohrer hergestellte Loch verbracht und diente nun dem Konturfräser als Führung. Dieser wankelte das obere Drittel des Femurkopfzylinders entsprechend des inneren Prothesenreliefs durch Fräsen ab.



Abbildung 24: Konturfräser (Quelle: Implantcast GmbH, Buxtehude)

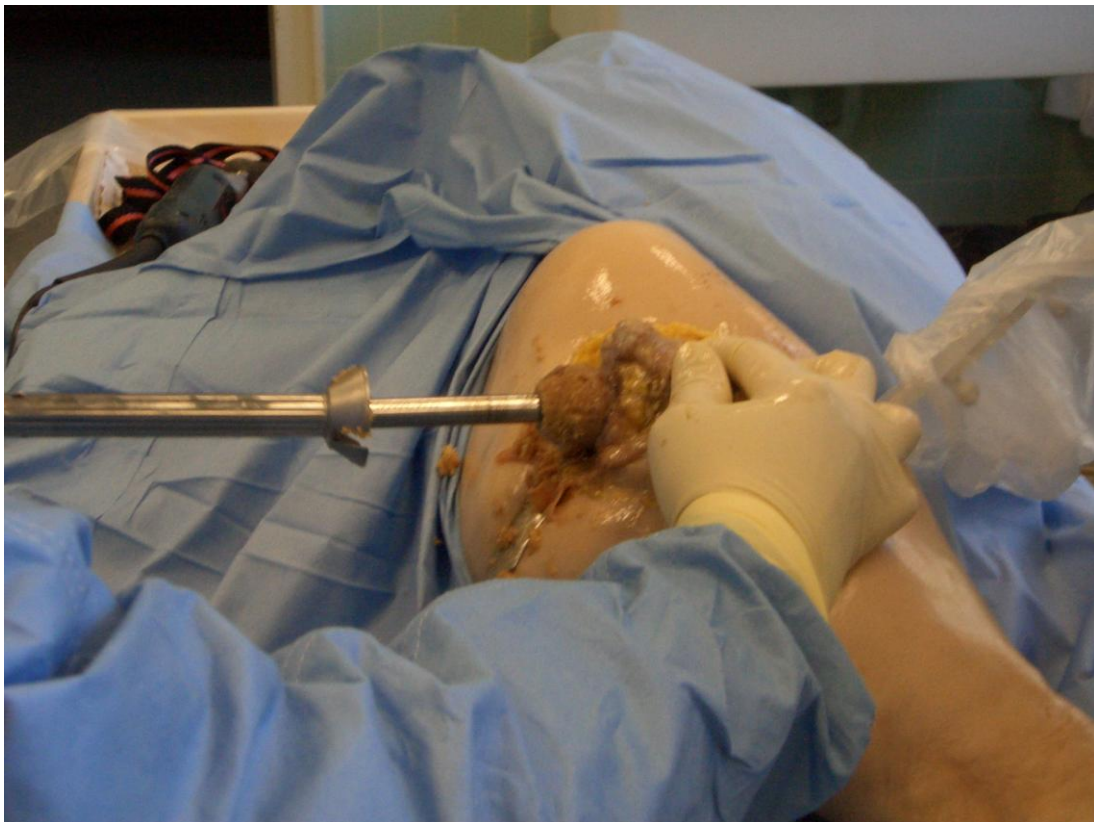


Abbildung 25: Konturfräser nach Abfräsen des Femurkopfes

Das folgende Aufbringen der Testkappe diente der Beurteilung der Größe der zu verwendenden Prothese insbesondere unter den Gesichtspunkten des Halts auf dem Knochen und des Kappenüberstandes distal.

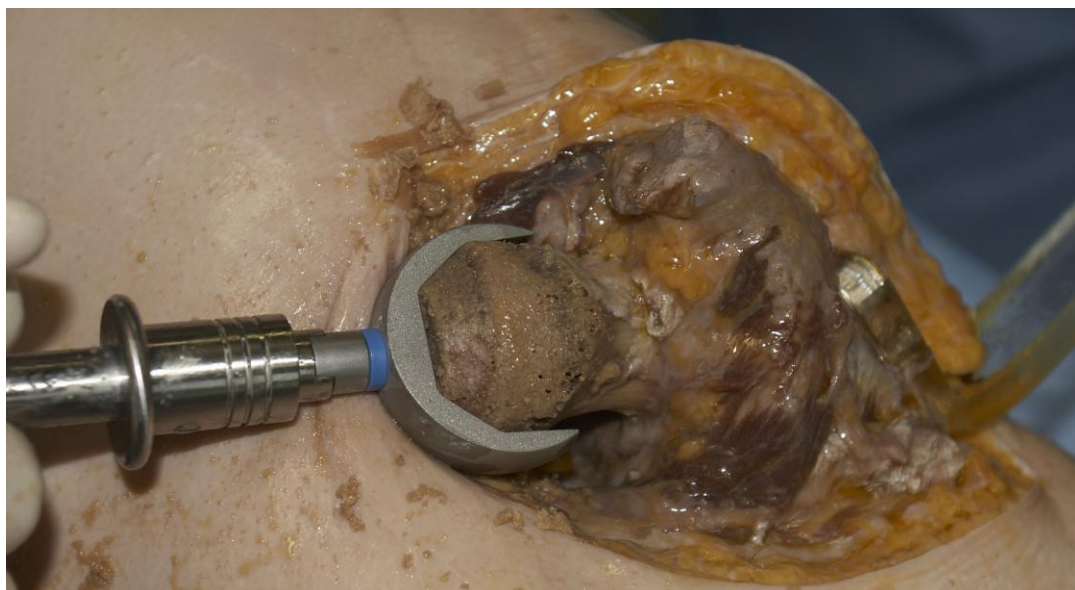


Abbildung 26: Testkappe auf Femurkopf

Schließlich wurde die ACCIS Femurkappe aufgebracht und das Alignment durch Artikulation in der Hüftpfanne überprüft.



Abbildung 27: Femurkappe auf Femurkopf aufgebracht

Danach Abtrennen des Hüftkopfes am Schenkelhals und Kühlkonservierung bis zum CT Termin.



Abbildung 28: Abgetrenntes Präparat

2.2.2 Auswertung:

2.2.2.1 CT Auswertung:

Die kryokonservierten Explantate wurden im Somatom Volume Zoom 4 Zeilen Multidetector Computertomographen der Firma Siemens des Institutes für klinische Radiologie der Universitätsklinik Münster untersucht. Folgende Einstellungen wurden verwendet:

Schichtdicke: 3 mm bzw. 1 mm bei der Femurkappe mit der Versuchsnummer 8, Kollimation: 1 mm, Feet/Rotation: 4 mm, 120 kV, 30 mAs, Recon increment: 1,0 mm, Window: „inner ear“, FOV: 150 mm.

Die standalisierte Vermessung erfolgte an der Aquarius Workstation, Version 3.4.1.2 der Firma TeraRecon INC.

Hier wurde erstens eine Quantifizierung der Abstände des Prothesenstiftes (Pin) zur Femurhalskortikalis in der Transversalebene durchgeführt. Die erste Messung

des Abstandes Femurhalskortikalis – Prothesenstift (Pin) erfolgte direkt unterhalb der Prothesenkappe (0mm distal), die zweite 10 mm distal von dieser Ebene.

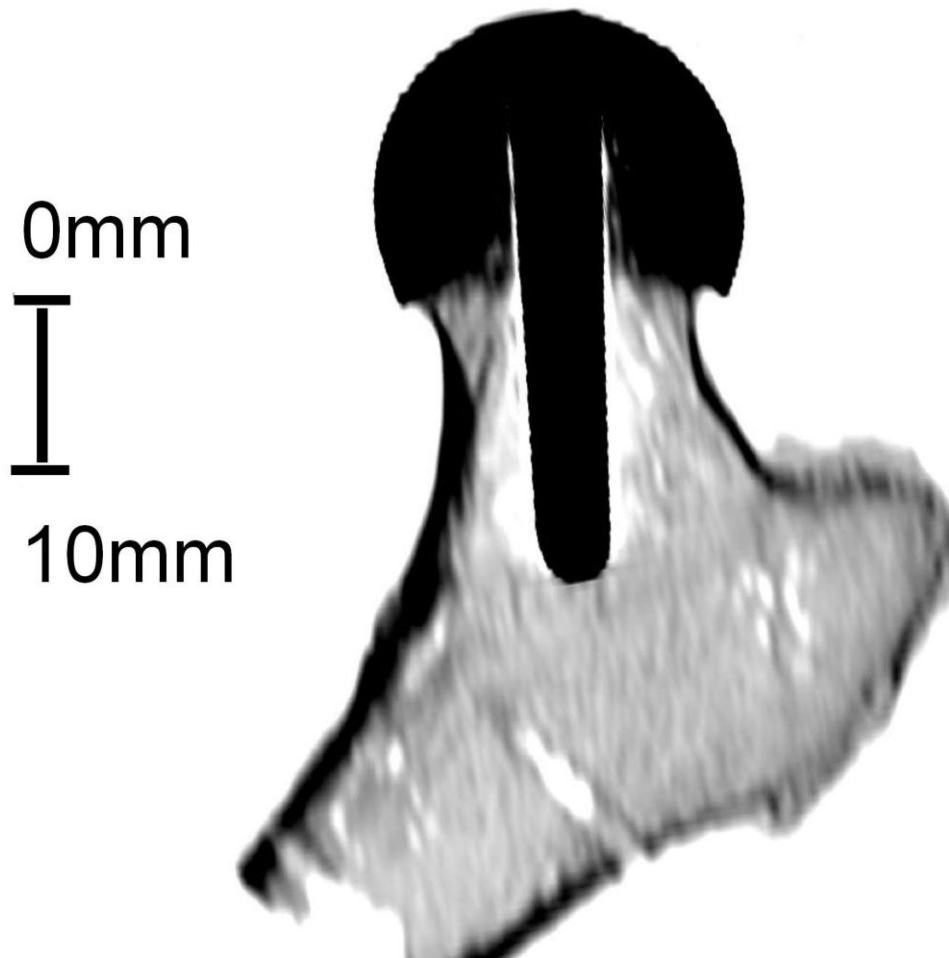


Abbildung 29: Schema Messung des Abstandes vom Prothesenstift (Pin) bis zur Femurkortikalis, 0mm und 10mm distal der Prothesenkappe

Zweitens wurden qualitative und quantitative Aussagen zum Notching, der Verletzung der Kortikalis am Femurhals gemacht. Hierzu wurden das zwei- und dreidimensionale Rekonstruktionsmodell aus den CT Daten 360° einer Untersuchung von Kortikalisdefekten unterzogen.

Drittens wurden qualitative und quantitative Aussagen zum Überstand der Prothesenkappe über den Femurkopf getroffen. Hierzu wurde am untersten Rand der Prothesenkappe der Abstand dieser zum innenliegenden Knochen in Transversalebene gemessen.

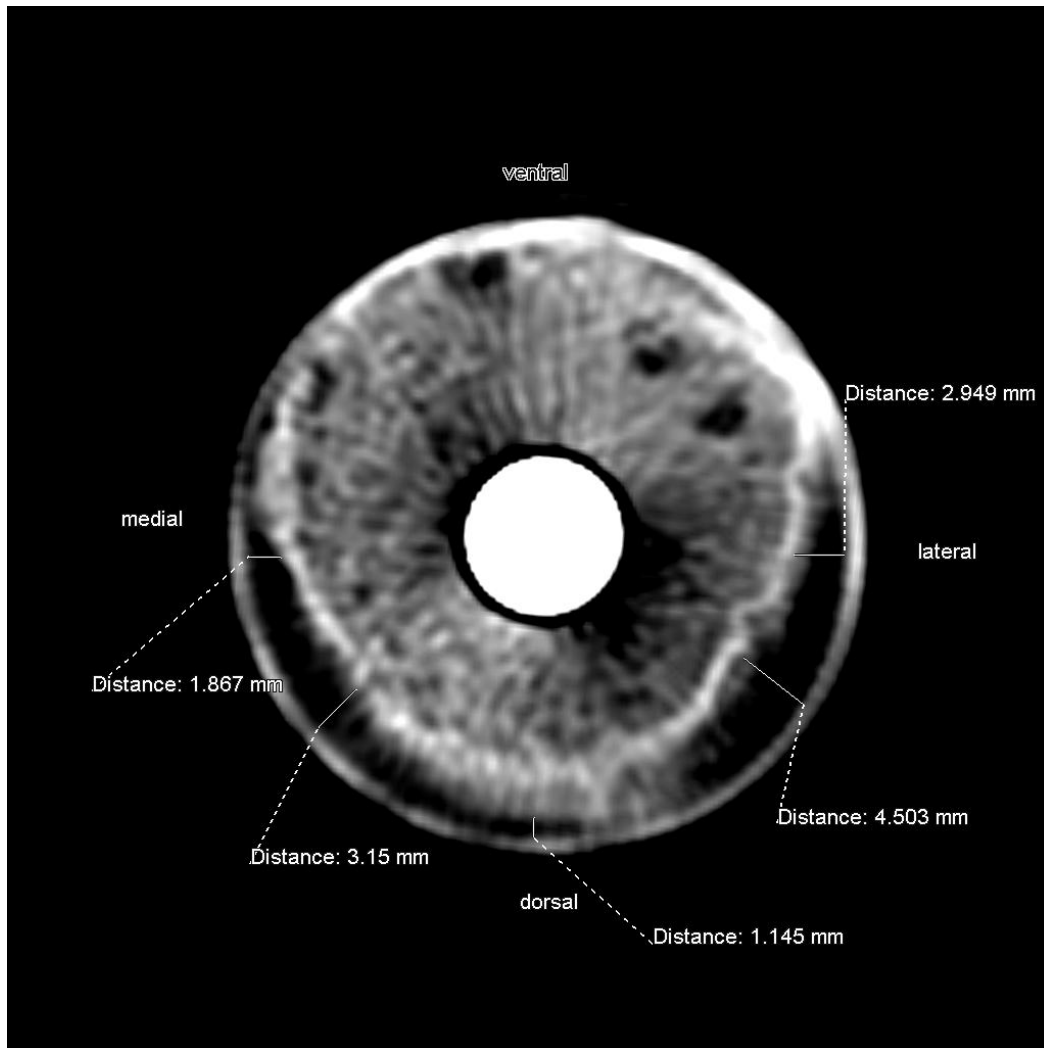


Abbildung 30: CT Schnittbild; Schema Messung Kappenüberstand

2.2.2.2 Auswertung der Daten des Navigationssystems:

Die mit dem Navigationssystem geplante Position der Hüftkappenprothese und die bei den nach der Implantation der Prothese ermittelten Positionsdaten der Hüftkappenprothese wurden verglichen. Es wurde die 3D-Position des angenommenen Kugelmittelpunktes der Kugel, die um die Prothesenkappe gelegt wurde, in der Planung und der tatsächlich implantierten Prothese verglichen. Dieser Positionsunterschied des angenommenen Kugelmittelpunktes wurde in mm als „Offset Translation“ ausgedrückt.

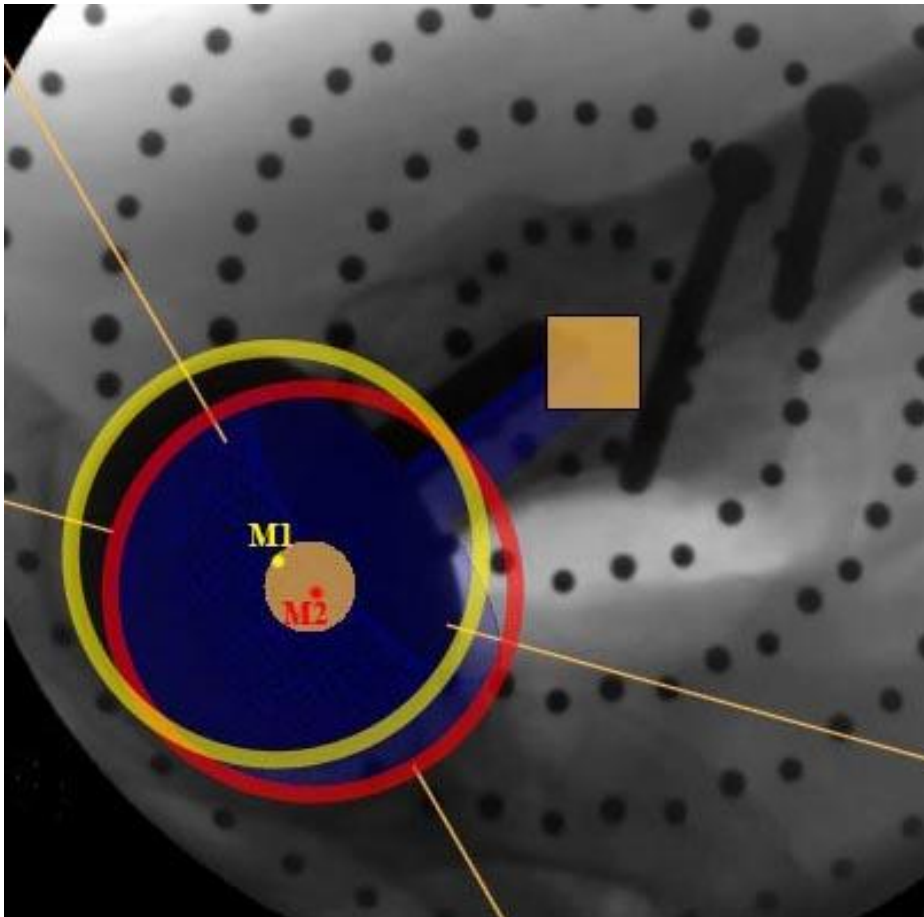


Abbildung 31: Schema Kugelmittelpunkt der Kugeln, die um die geplante und implantierte Prothesenkappe gelegt wurden.

Gleiches geschah mit dem 3D-Winkelunterschied der Geraden, die angenommen mittig durch den Prothesenpin gelegt wurde. Der Unterschied wurde als „Offset der Rotation“ in Winkelgrad ausgedrückt.

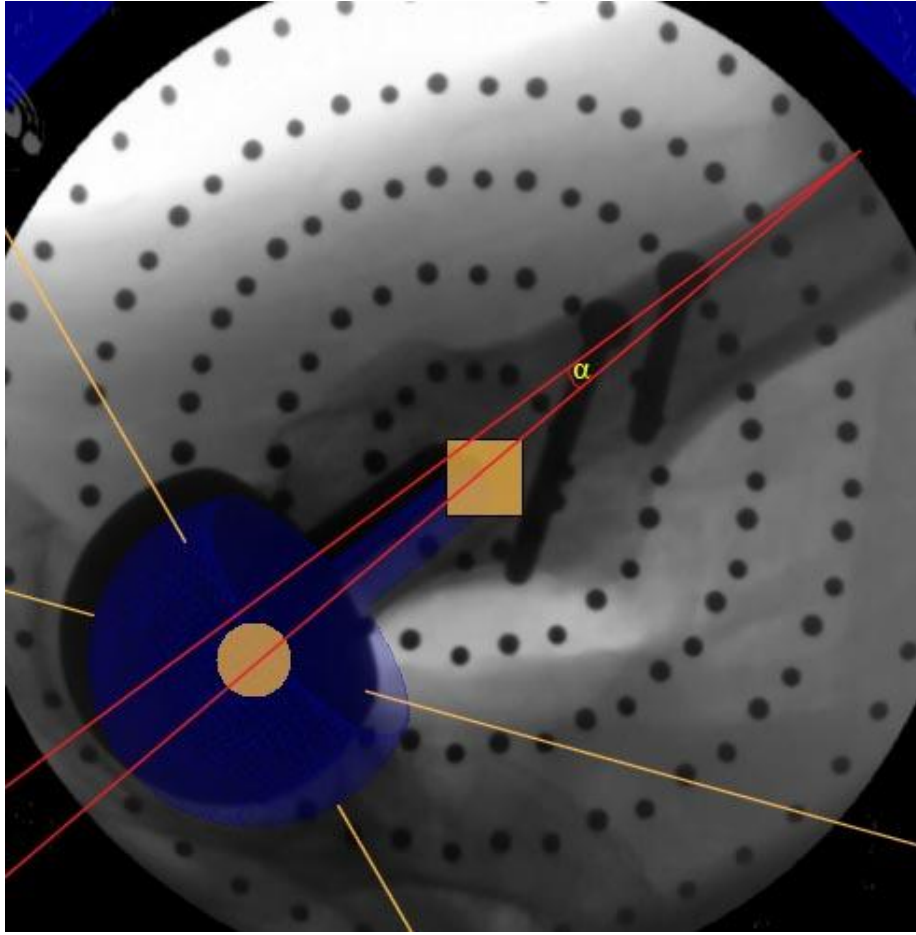


Abbildung 32: Schema Winkelunterschied in Winkelgrad der beiden Geraden, die durch den Mittelpunkt des Prothesenpins der geplanten und implantierten Prothese gelegt wurden.

2.2.2.3 Statistik:

Die statistische Auswertung der Daten erfolgte mittels Microsoft Excel.

Für die deskriptive Statistik wurden folgende Parameter angelegt:

- **Mittelwert:** Der Mittelwert ist das arithmetische Mittel der Messwerte und berechnet sich daher aus der Summe der Messwerte geteilt durch ihre Anzahl.
- **Median:** Mittelwert im Sinne der Halbierung der aufsteigenden Messwerte, 50 % der Werte liegen über und 50 % unter dem Median.
- **Standardabweichung (SD):** Die Standardabweichung ist ein Maß für die Streuung der Messwerte. Trägt man die SD zu beiden Seiten des Mittelwertes auf, so liegen bei normal verteilten Werten ca. 67% der Werte in diesem Intervall.

- Minimum: Der kleinste Wert.
- Maximum: Der größte Wert.
- Spannweite: Die Spannweite ist die Differenz zwischen dem größten Wert (Maximum) und dem kleinsten Wert (Minimum).
- Boxplot: Der Boxplot besteht aus einer Box, die vom ersten und dritten Quartil (25. bzw. 75. Perzentil) begrenzt wird und deren innere Linie den Median repräsentiert. Ferner werden das Minimum und Maximum markiert und der Mittelwert als Punkt markiert.

3 Ergebnisse

3.1 Dauer der Navigation

Die Messung der Zeit in Minuten vom Start der Akquise der Röntgenbilder bis zum Ende der Navigation stellt sich wie folgt dar:

Mittelwert	Minimum	Maximum	Median	SD
16,8	8	28	15	5,74

Tabelle 1

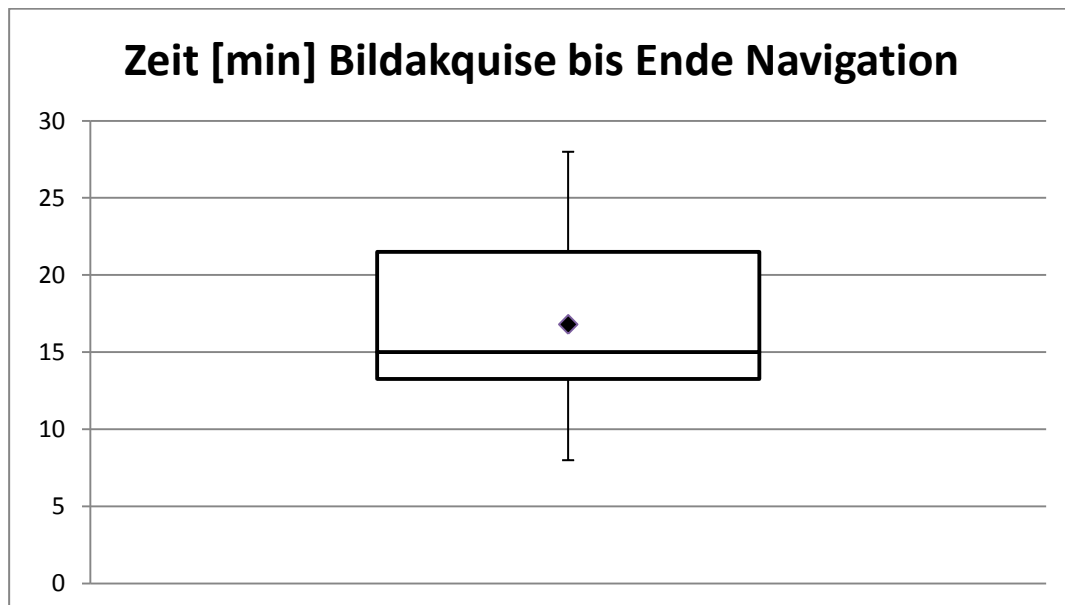


Diagramm 1: Zeit [min] vom Beginn der Bildakquise bis zum Ende der Navigation

Die Zeit in Minuten, die der Operateur für die navigierte Bohrung vom Beginn der Navigation bis zu deren Ende benötigte, zeigt folgende Werte:

Mittelwert	Minimum	Maximum	Median	SD
3,5	1	7	3	1,8

Tabelle 2

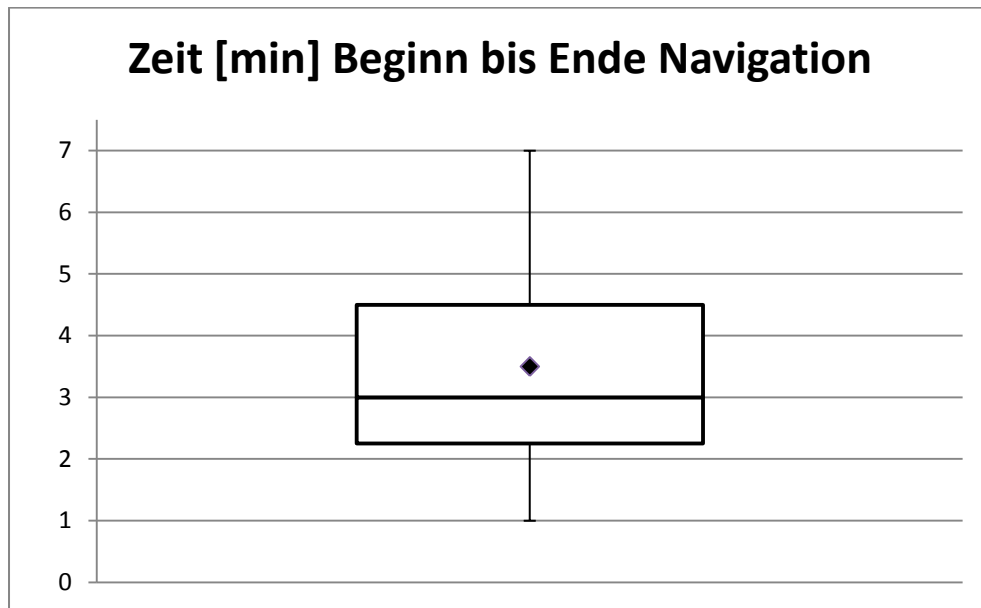


Diagramm 2: Zeit [min] vom Beginn bis zum Ende der Navigation

3.2 Fehler Planung – Navigation

3.2.1 Winkelfehler:

Die Berechnung des Winkels in Winkelgrad zwischen den beiden Geraden durch die Schaftmitten der geplanten und implantierten Prothesen zeigt diese Werte:

Mittelwert	Minimum	Maximum	Median	SD
2,38	1	3,6	2,25	0,87

Tabelle 3

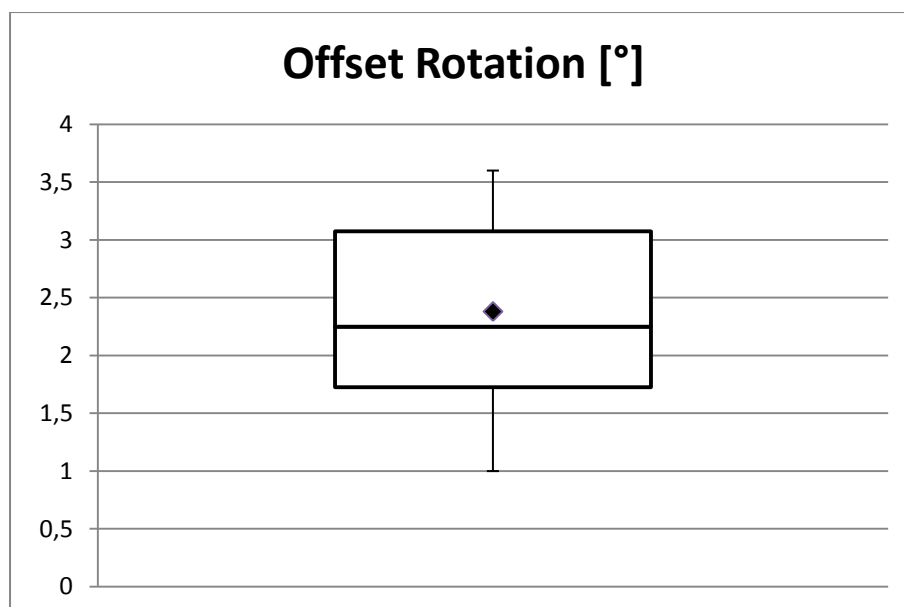


Diagramm 3: Winkel zwischen den beiden durch die Prothesenpinmitten gelegten Geraden [°]

3.2.2 Positionsfehler:

3.2.2.1 Ermittlung aus den Daten des Navigationssystems:

Es wird die Berechnung des Abstandes der beiden Mittelpunkte der angenommenen Kugeln, die um die Kappen der geplanten und implantierten Prothesen gelegt wurden in Millimetern durchgeführt. Hierbei ergeben sich folgende Werte:

Mittelwert	Minimum	Maximum	Median	SD
3,5	1,1	6,9	3,1	1,7

Tabelle 4

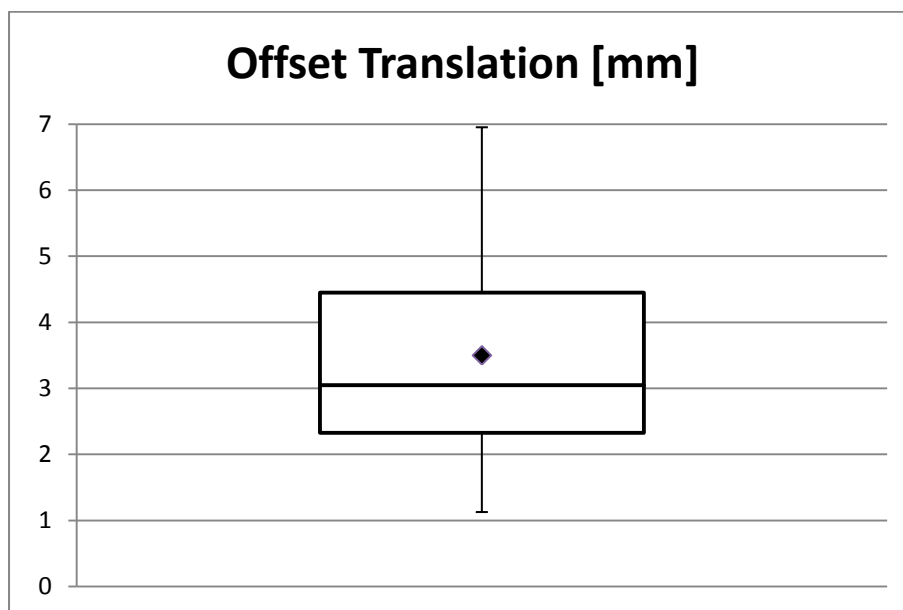


Diagramm 4: Strecke zwischen den beiden Mittelpunkten der angenommenen Kugeln, die um die Prothesenkappe gelegt wurden [mm].

3.2.2.2 Daten der CT-Schnitte

3.2.2.2.1 Abstand Pin – Kortikalis, 0mm distal

Für alle Werte des Abstandes in Millimeter vom Prothesenstift (Pin) bis zur Kortikalis bei 0mm distal der Prothesenkappe gilt:

Mittelwert	Minimum	Maximum	Median	SD
12,14	6,26	17,64	12,05	2,93
	Nr. 7, lateral	Nr. 6, medial		

Tabelle 5

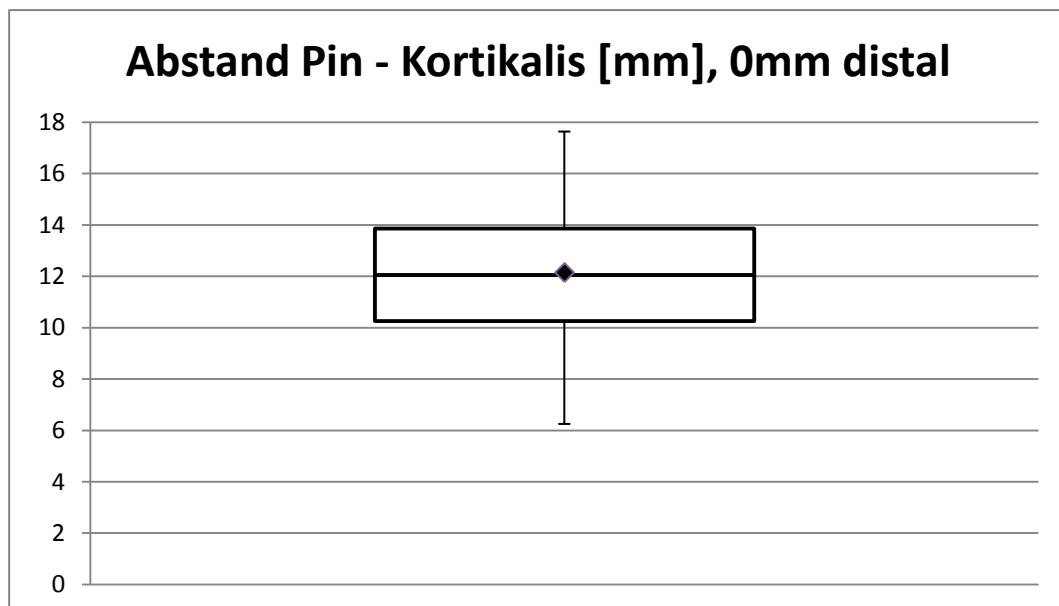


Diagramm 5: Abstand [mm] zwischen Prothesenpin und Kortikalis direkt distal der Prothesenkappe; alle Werte

Für die Werte, aufgeschlüsselt nach Orientierung, des Abstandes in Millimeter vom Prothesenstift bei 0mm distal der Prothesenkappe gilt:

	Mittelwert	Minimum	Maximum	Median	SD
ventral	13,01	10,64	16,86	12,41	1,9
dorsal	12,27	8,44	17,25	11,62	2,76
medial	12,03	7,42	17,64	11,82	3,26
lateral	11,26	6,258	17,17	10,66	3,32

Tabelle 6

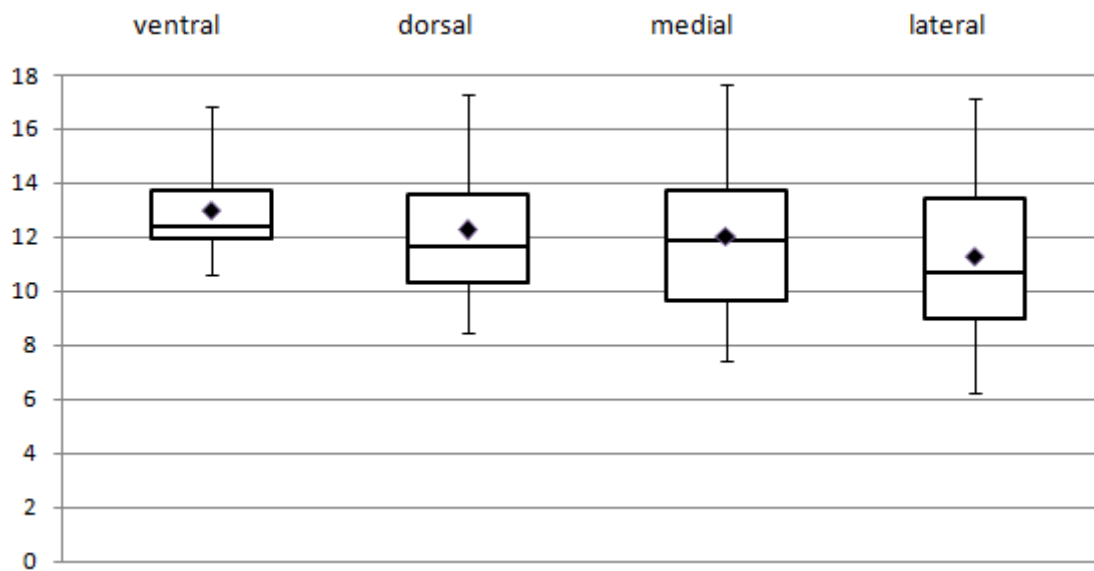


Diagramm 6: Abstand [mm] zwischen Prothesenpin und Kortikalis direkt distal der Prothesenkappe; Werte einzeln, nach Orientierung

Für die prozentuale Auswertung der einzelnen Werte bei 0mm distal gilt:

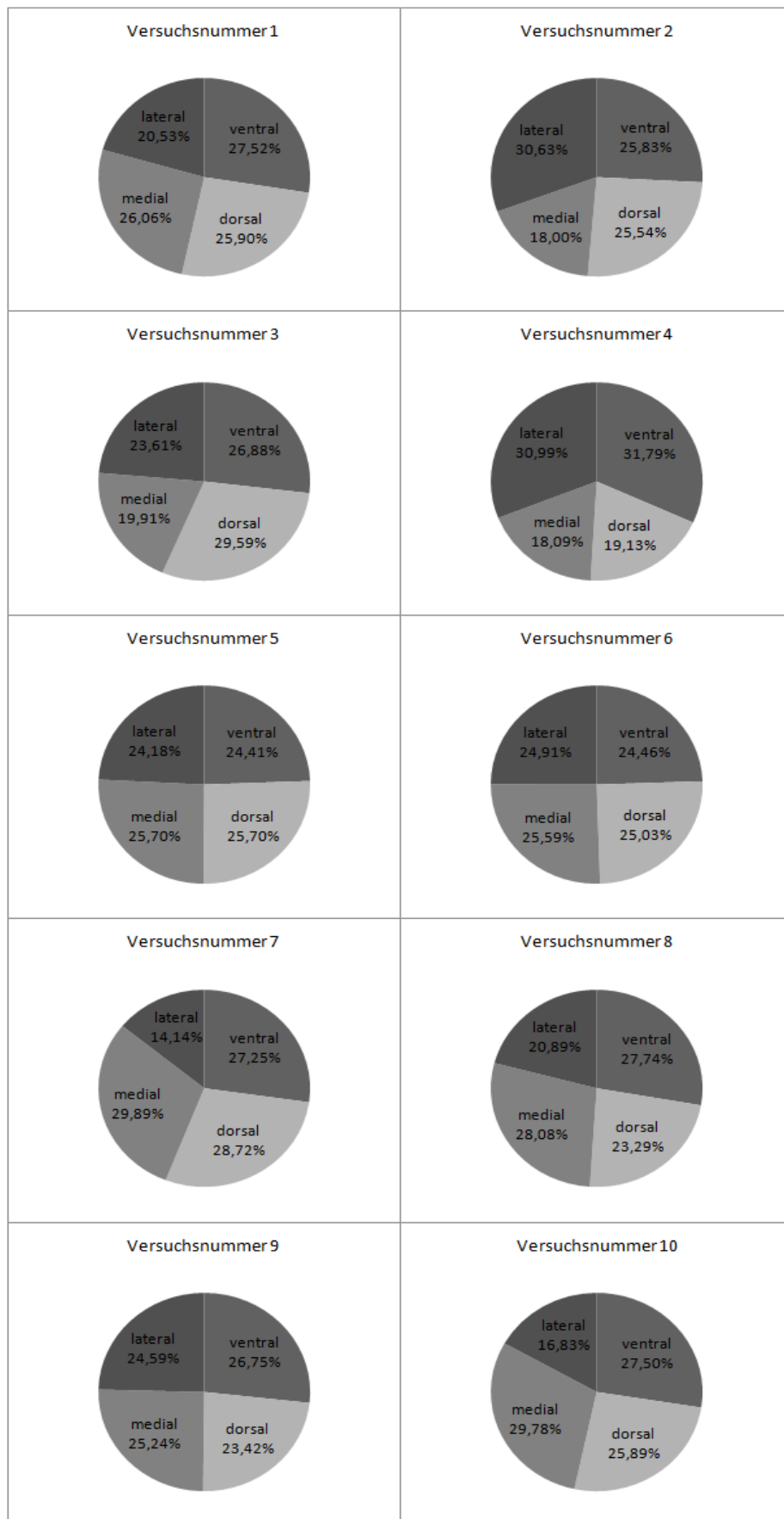


Abbildung 33: Prozentuale Auswertung der Abstände zwischen Prothesenpin und Kortikalis, direkt distal der Prothesenkappe

3.2.2.2 Abstand Pin – Kortikalis, 10mm distal

Für alle Werte des Abstandes in Millimeter vom Prothesenstift (Pin) bis zur Kortikalis bei 10mm distal der Prothesenkappe gilt:

Mittelwert	Minimum	Maximum	Median	SD
9,73	3,96	16,87	9,53	3,03
	Nr. 4, ventral	Nr. 7, medial		

Tabelle 7

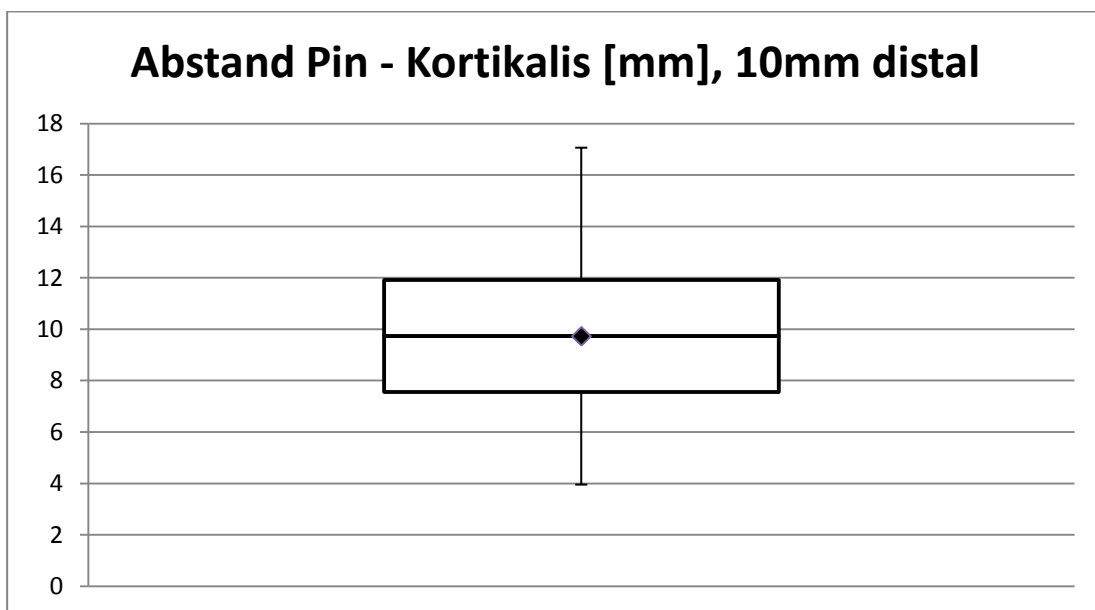


Diagramm 7: Abstand [mm] zwischen Prothesenpin und Kortikalis 10mm distal der Prothesenkappe; alle Werte

Für die Werte, aufgeschlüsselt nach Orientierung, des Abstandes in Millimeter vom Prothesenstift bei 10mm distal der Prothesenkappe gilt:

	Mittelwert	Minimum	Maximum	Median	SD
ventral	8,14	3,96	11,76	8,44	2,56
dorsal	8,63	6,6	14,21	7,6	2,2
medial	10,79	5,2	16,87	10,95	3,48
lateral	11,35	7,72	15,11	10,98	2,37

Tabelle 8

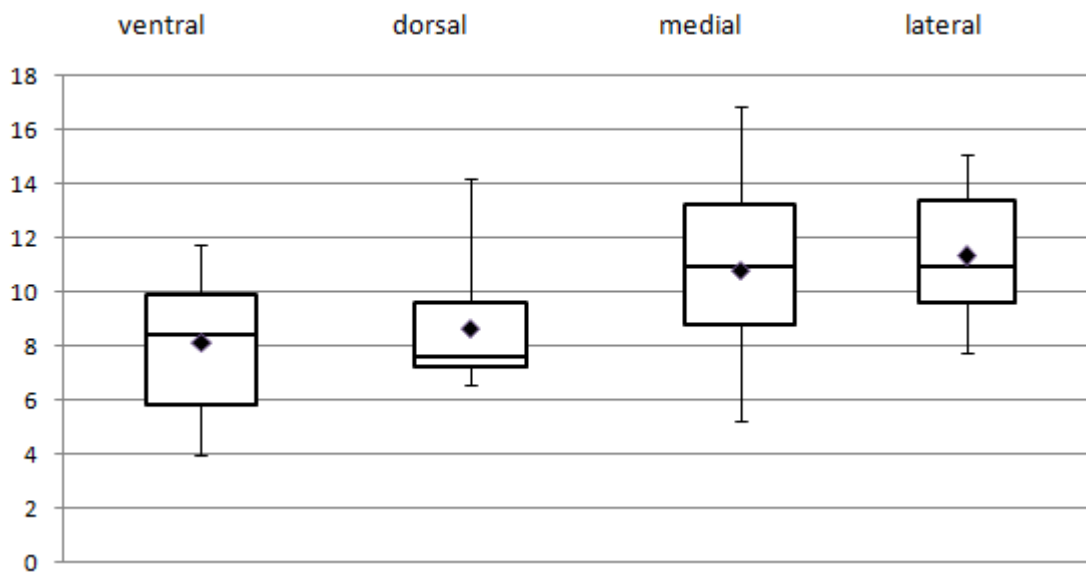


Diagramm 8: Abstand [mm] zwischen Prothesenpin und Kortikalis 10mm distal der Prothesenkappe; Werte einzeln, nach Orientierung

Für die prozentuale Auswertung der einzelnen Werte bei 10mm distal gilt:

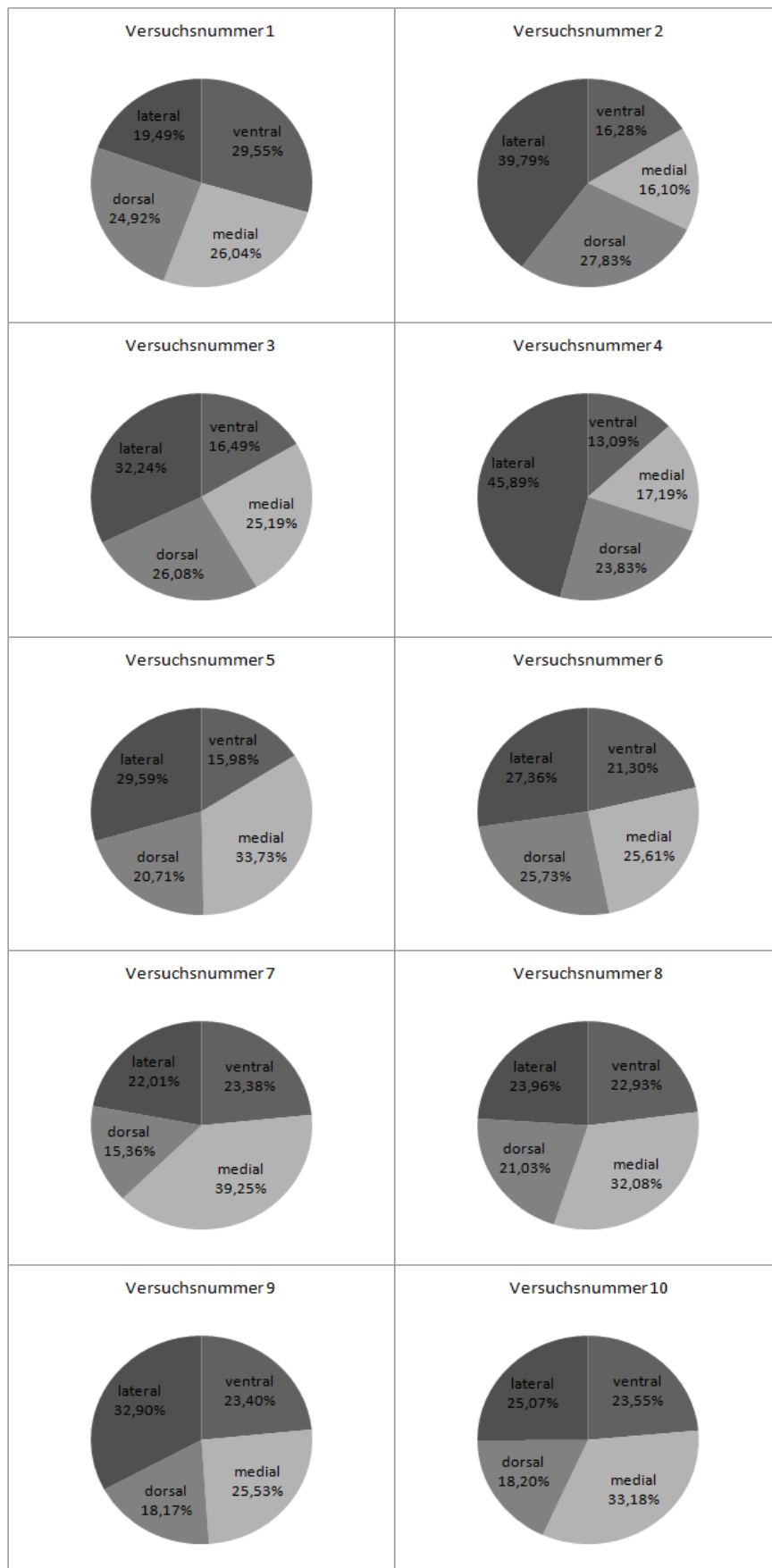


Abbildung 34: Prozentuale Auswertung der Abstände zwischen Prothesenpin und Kortikalis, 10mm distal der Prothesenkappe

3.3 Notching

Notching fand in einem Fall bei Versuchsnummer 7 statt. Das Ausmaß des Kortikalisdefektes medialseitig beträgt 5,853mm.

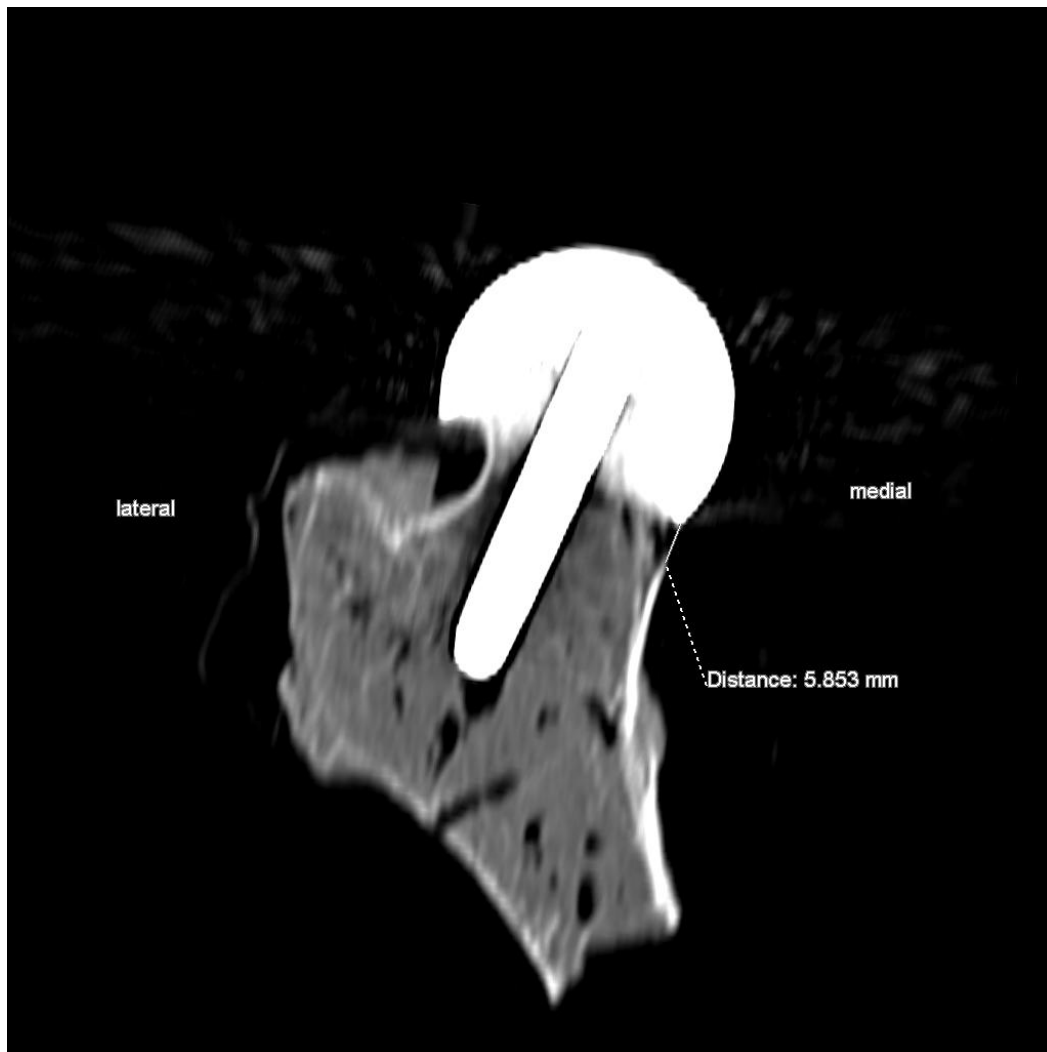


Abbildung 35: CT-Schnittbild, Präparat Versuchsnummer 7, Ausmaß Notching

Die vom Operateur während der Versuche geäußerte Vermutung eines visuell festgestellten Notching bei Versuchsnummer 8 konnte schnittbildradiologisch widerlegt werden (Bilder siehe Anhang).

3.4 Kappenüberstand

Für alle Werte des Kappenüberstandes in Millimeter der Prothesenkappe über den präparierten Knochen bei 0mm distal der Kappe gilt:

	Nr. 1	Nr. 2	Nr. 3	Nr. 4	Nr. 5	Nr. 6	Nr. 7	Nr. 8	Nr. 9	Nr. 10
ventral			4,83							
medial		2,88		5,77					1,87	1,25
lateral	2,34		3,54			0,85	5,94	2,52	2,95	6,68
dorsal	1,64	1,30		4,84					1,15	
ventromedial	3,89	2,83								1,41
dorsomedial	0,98	1,79	2,87	5,61					3,15	2,65
ventrolateral			4,41				4,15			3,35
dorsolateral				2,36			5,39	2,91	4,50	4,68
SD	1,08	0,68	0,76	1,37		0	0,75	0,19	1,15	1,89
Mittelwert	2,22	2,20	3,91	4,64		0,85	5,16	2,72	2,72	3,34
Median	1,99	2,31	3,97	5,22		0,85	5,39	2,72	2,95	3
Minimum						0,85				
Maximum										6,68

Tabelle 9: Werte [mm] Kappenüberstand; nach Versuchsnummern (freie Felder: kein Überstand)

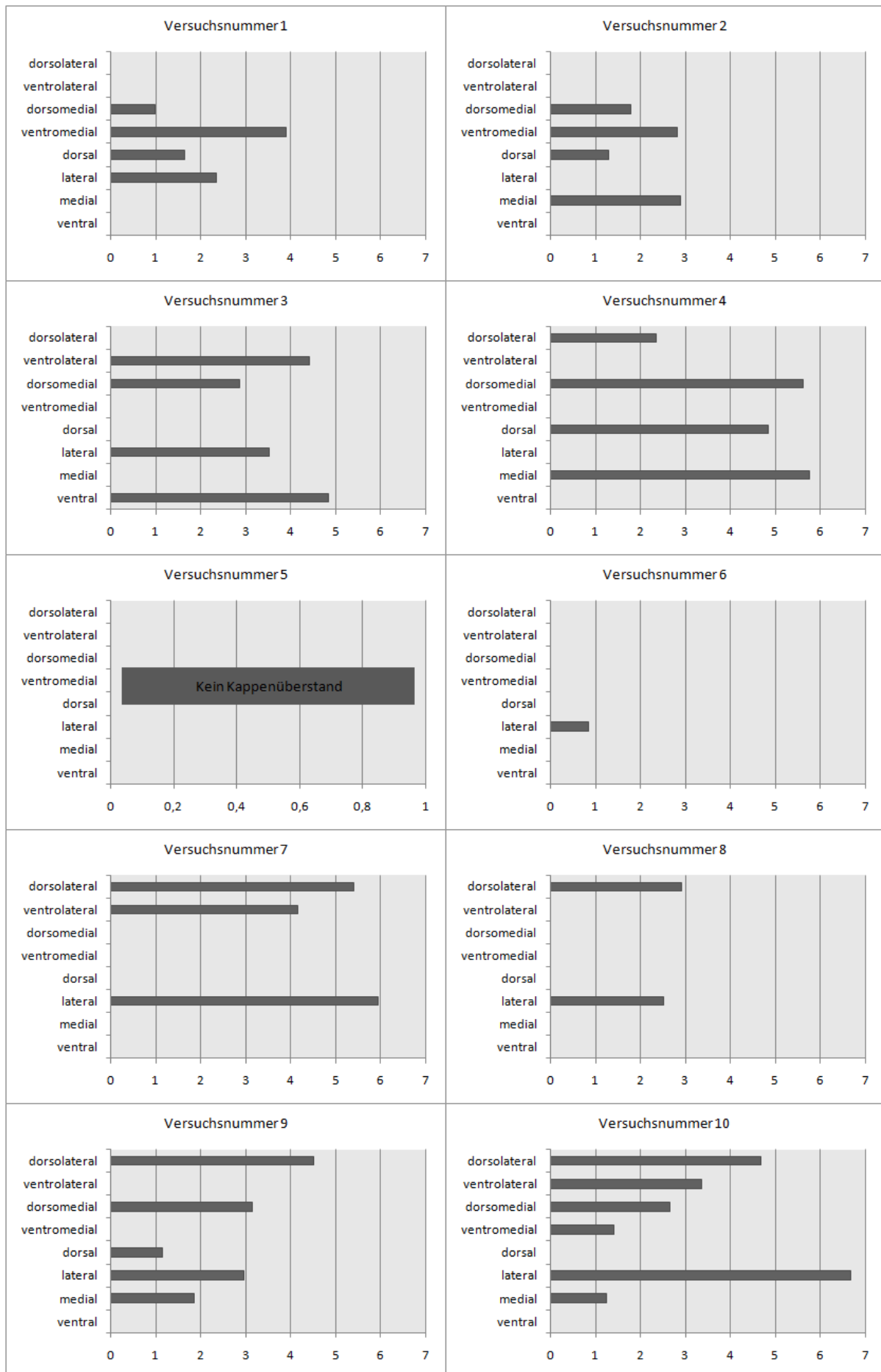


Diagramm 9: Kappenüberstand [mm] aufgetragen gegen die Orientierung; nach Versuchsnummern

4 Diskussion

Diese Studie untersuchte die Durchführbarkeit der Implantation eines Hüftoberflächenersatzes mittels fluoroskopischer Navigation.

Das hier verwandte Navigationssystem ließ sich gut in den operativen Workflow integrieren. So benutzt es zur Bildakquise einen üblichen C-Bogen und Bildwandler und integriert diesen in das Navigationssystem. Dadurch kann ein bewährtes und bekanntes Verfahren mit neuer Technologie einfach verknüpft werden und so zur Qualitätsverbesserung beitragen [39] [67]. Um den intraoperativen Verlauf, die Position der Instrumente und die Qualität zu beurteilen, sind üblicherweise Aufnahmen mittels C-Bogen in verschiedenen Ebenen nötig. Sie können jedoch immer nur Momentaufnahmen gewährleisten [66]. Diese wiederholten Aufnahmen, verbunden mit Umschwenken und Bewegen des C-Bogens, erhöhen die Strahlenbelastung, den ergonomischen Aufwand und Zeitverlust und bringen Gefahren für die Sterilität. Effizienz und Präzision dieses Verfahrens sind limitiert [43].

Bei der hier verwendeten fluoroskopischen Navigation des Bohrers genügt es, je eine Aufnahme mittels C-Bogen in zwei Ebenen (anterior-posterior und „Lauenstein“) anzufertigen. Dadurch erübrigt sich, wie bei bildgestützten Navigationsmethoden nötig, eine präoperative Bildgebung und damit Strahlenbelastung für den Patienten im CT [30]. Die verwendete sogenannte „Zero-Dose“-Methode ermöglicht es, sich nach der Initialisierung der Navigation mit z.B. der Bohrspitze in den angefertigten Bildern orientierend zu bewegen. Auch das bei bildgebungsfreien Navigationssystemen zur Referenzierung nötige Freilegen des Knochens zum Abtasten entfällt [72], so dass weniger invasiv operiert werden kann.

Der Zeitbedarf für die Prozesse der Bildakquise bis zum Ende der Navigation lag im Mittel bei $16,8 \pm 5,7$ Minuten, die mittlere Zeit für die reine Navigation betrug $3,5 \pm 1,8$ Minuten. Hess und Hube sprechen in ihren Publikationen von einem zusätzlichen Zeitaufwand von 10 bis 15 [38] und 13 Minuten [42] im Vergleich zur nicht navigierten Frei-Hand-Implantation eines Hüftoberflächenersatzes. Ganapathi findet einen zeitlichen Mehraufwand von im Durchschnitt 9 Minuten [29].

Bezüglich der Gründe für den erhöhten Zeitbedarf ist zuerst festzustellen, dass dem Operateur das Navigationssystem nicht vertraut war und er es mit dem ersten Versuch (28 Minuten) das erste Mal bediente. Im Verlauf der Versuchsreihe ist ein deutlicher Trend zugunsten einer kürzeren Zeit von der Bildakquise bis zum Ende der Navigation zu erkennen. Es zeigt sich, dass dieses Navigationssystem mit einer Lernkurve [38], wie auch das System des Oberflächenersatzes [62], zu bedienen ist. Ein mehrköpfiges, mit dem System vertrautes und eingespieltes Team im Operationssaal wird diese Zeit noch verkürzen können, so dass Zeiten unter 15 Minuten als realistisch erscheinen. Die kürzeste hier gemessene Zeit betrug 8 Minuten.

Die Genauigkeit des Navigationssystems beträgt auf der Seite des Winkelfehlers im Mittel $2,38^\circ \pm 0,87^\circ$, der Positionsfehler liegt im Durchschnitt bei $3,5 \text{ mm} \pm 1,70 \text{ mm}$. Dies deckt sich nur im Bezug auf den Winkelfehler mit den gefundenen Werten für fluoroskopische Navigationssysteme von Ohnsorge [68]. Hier liegt die Genauigkeit bei einem vergleichbaren System im Mittel bei 3,6 Winkelgraden und 1,9 mm. In dieser Studie wurde die Bohrung allerdings auf einen Gipsmodell durchgeführt, das, wie vom Autor selbst einschränkend erwähnt, nur annähernde Vergleichbarkeit mit menschlichem Knochen besitzt.

Grutzner vergleicht die Abweichung bei der Anteversion und Inklination der Planung mit den Ergebnissen nach fluoroskopisch navigierter Implantation bei Hüftoberflächenersatz und findet mittlere Abweichungen für die Inklination und die Anteversion von $1,5^\circ$ und $2,4^\circ$ [34]. Kalteis zeigt bei einer Fallzahl von 23 mit dem gleichen Setting Werte von $2,8^\circ$ für die Inklination und $5,0^\circ$ für die Anteversion. Die frei-Hand implantierte Kontrollgruppe zeigt Werte von 7° und 15° [49]. Gleiches zeigt Ottersbach im Vergleich von 50 frei-Hand und 50 fluoroskopisch navigiert implantierten Hüftkappen. In der navigierten Gruppe zeigt sich eine Standardabweichung (SD) in der Inklination von $2,8^\circ$ und in der Anteversion von $5,0^\circ$ [70]. Diese Werte stellen sich deutlich besser dar als in der Vergleichsgruppe: Inklination $7,4^\circ$ und Anteversion $6,9^\circ$ [70]. Blendea misst in seiner Studie die SD zwischen intraoperativ vom Navigationssystem angezeigten und postoperativ im CT ermittelten Werten. Diese betragen $2,6^\circ$ bei der Abduktion und $0,9^\circ$ für die Anteversion [15]. Hube findet einen mittleren Fehler von $3,9^\circ$ zwischen Planung und Implantationsergebnis für die Abduktion [42]. Hess berichtet von einem mittleren Winkelfehler von $2,6^\circ$ zwischen intraoperativ

durch das Navigationssystem ausgegebenem Valguswinkel und postoperativ mittels Röntgenkontrolle eruiertem [38].

Vorstehende Winkelfehler zeigen, dass die in dieser Versuchsreihe produzierten Ergebnisse den allgemeinen Trend der fluoroskopischen Navigation zu guter Einhaltbarkeit der Planung bestätigen. Auch wenn hier keine Unterscheidung der Winkelgrade nach Richtung geschehen kann, zeigt sich eine gute Genauigkeit des Systems entsprechend der geplanten Position der Kappe.

Gründe für die Positions- und Winkelfehler sind einerseits die fehlende Navigation der Tiefe der Bohrung. So konnte der Operateur den 3mm-K-Draht so tief bohren, wie es in seinem Ermessen stand. Dieser mögliche Tiefenfehler fließt in die Berechnungen des Positionsfehlers mit ein. Andererseits sind der Durchmesser und die Länge des hier verwendeten Kirschner-Drahtes (3mm) prädestiniert für Verbiegungen. So wird vom System angenommen, dass die Spitze des K-Drahtes in einer Achse mit der Bohrmaschine steht. Die Achse und die Länge des Drahtes werden bei der Pivotisierung zu Beginn definiert. Allerdings wird während der Bohrung nur die Bohrmaschine navigiert, so dass ein Verbiegen des K-Drahtes nicht bemerkt und korrigiert wird. Auch die weiteren Instrumente zur Hüftkopfpräparation, wie der Reamer und Konturfräser, wurden nicht mehr navigiert. Zudem kann die Verbiegung auch schon bei der Pivotisierung selbst auftreten, nämlich durch das unvermeidbare Stützen des Gewichtes der Bohrmaschine, um die nötige senkrechte Haltung zu gewährleisten. Ein Abweichen der Spitze des K-Drahtes während der Bohrung im Knochen kann unbemerkt auftreten, so dass es trotz korrekter navigierter Wahl des Eingangspunktes zum Winkelfehler kommt. Eine Korrektur des Drahtes auf den geplanten Winkel erst innerhalb des Knochens führt unweigerlich zu einem Winkelfehler. Die hier verwendete Knochenqualität (teils osteoporotisch) entsprach allerdings nicht der bei exakter Indikationsstellung erwünschten.

Ein Verrutschen der Dynamic Reference Base (DRB) am Femur muss ebenfalls als Fehlerquelle angesehen werden. Die Basis, mit der der Plexiglasarm auf dem Knochen befestigt wurde, maß weniger als 10 cm. Der Abstand der beiden Bikortikalisschrauben ist entsprechend gering und damit eine Rotationsbewegung der ganzen DRB begünstigt. Möglich ist trotz erhöhter Aufmerksamkeit auf diese Tatsache eine Verschmutzung der reflektierenden Marker. Dies führt zu einer

Irritation des Navigationssystems und zu abnehmender Genauigkeit der Navigation.

In zwei Fällen findet sich eine erhöhte Ventralisation der Kappen. Hier befindet sich der Prothesenpin (in der Ebene „10mm distal“) sehr nah an der ventralen Kortikalis. Dies kann auf die gleichen Gründe, die zu einem erhöhten Winkel- und Translationsfehler geführt haben, zurückzuführen sein. Doch finden sich bei beiden Präparaten asymmetrische Konfigurationen der colli femores. Diese Form der ventralen Abflachung der Schenkelhalse erschwerte eine Definition der „Safe Zone“. Die Safe Zone ist ein virtueller Zylinder, der während der Planung der Kappenposition vom Operateur um den im Röntgenbild dargestellten Schenkelhals gelegt wird. Beim Verlassen des Prothesenpins der Safe Zone wird eine Warnmeldung angezeigt. So soll schon während der Positionsplanung ein mögliches Notching verhindert werden. Durch die Asymmetrie der Schenkelhalse in Versuchsnummer 2 und 4 wird diese Definition der Safe Zone erschwert, da diese die ventral abgeflachte Anatomie mit ihrem runden Querschnitt nur bedingt nachvollziehen kann. Die Safe Zone geht von einem idealen, runden Schenkelhals aus, der in diesen Fällen nicht vorlag. Jedoch misst der geringste Abstand des Prothesenpins zur Femurkortikalis bei Versuchsnummer 4 noch 3,95mm. Entsprechend der valgischen Position der Kappe und fehlendem Notching, müsste auch hier nicht mit vorzeitigem Implantatversagen zu rechnen sein [55] [82] [62]. Der hier ebenfalls untersuchte Überstand der Prothesenkappe über den Knochen hat verschiedene Gründe. So muss jeder individuell unterschiedliche Hüftkopf an die sechs vom ACCIS System vorgegebenen Prothesengrößen angepasst werden. Dies versteht sich in der Planung immer als Kompromiss zwischen dem Vorsatz, möglichst wenig Knochen zu entfernen, und dem Ziel, eine komplette Bedeckung des Femurkopfes zu erreichen.

Zudem erfolgte die Planung anhand der zwei Bilder des C-Bogens und kann so nicht die gesamte Zirkumferenz des Knochens darstellen, wie es zum Beispiel ein Computertomogramm zu leisten im Stande ist. Trotz genauer Planung können die erwähnten Gründe für Winkel- und Translationsfehler zu einem Kappenüberstand führen. Allerdings ist zu konstatieren, dass ein in dieser Versuchsreihe gefundener maximaler Kappenüberstand von 6,68mm (Versuchsnummer 10) eher zu vernachlässigen, denn die Befestigung mittels Knochenzement hätte diesen Defekt aufgefüllt. In der Literatur spielt das Thema des Kappenüberstandes eine

geringe Rolle. Es ist bekannt, dass Zement und Zementierungstechnik eine Rolle beim Implantatversagen spielen [8]. Dieser Umstand ist seitens dieser Studie nicht zu beurteilen. Selbst biomechanische Untersuchungen konnten sich nicht auf eine Empfehlung der Zementierungstechnik und des Zementtyps festlegen [62].

Das Notching hingegen ist von zentraler Bedeutung. Diese kritische Verletzung der Femurhalskortikalis ist ein bekannter Grund für frühes Versagen der Prothese durch Schenkelhalsfraktur [80] [62] [54] [81] [29].

Es wurde mittels der Safe Zone bereits bei der Planung versucht, ein Notching zu verhindern. Die Probleme der Safe Zone bezüglich der Abbildbarkeit des jeweils individuell geformten Schenkelhalses gelten auch hier. Das in einem Fall gefundene Notching kann wiederum auf die erwähnten Fehler des Navigationssystems und damit falscher Position, vor allem Kippung des Reamers, zurückzuführen sein. Anzumerken ist hier die abgeflachte Geometrie des Schenkelhalses lateral direkt unterhalb der Kappe. Damit wäre das medial gefundene Notching durch falsche Definition der Safe Zone zu erklären. Als Ursache für ein Notching sieht die Literatur einhellig die Lernkurve des Systems des Oberflächenersatzes an [54] [81] [62].

Diese Studie zeigt eine gute Durchführbarkeit fluoroskopischer Navigation in Verbindung mit dem System des Oberflächenersatzes am Hüftgelenk. Das Navigationssystem stellte sich als Fehlerquelle heraus, der Vergleich mit der Literatur zeigt allerdings dort derzeit ähnliche Fehlerwerte, und insgesamt wurde die Planung gut erreicht. Eine genauere Konfiguration der Safe Zone ist wünschenswert, da diese den Schenkelhals möglichst genau nachvollziehen sollte, um nicht zur Fehlerquelle zu werden. Ebenso ist die Verkleinerung oder der Verzicht auf eine DRB anzustreben, erste Ansätze sind hier gemacht [69]. Auch die Verwendung einer Bohrhülse sollte empfohlen werden, um ein fehlerträchtiges Verbiegen des K-Drahtes einzuschränken.

Unter Berücksichtigung dieser Empfehlungen können sich das System des Oberflächenersatzes und die Navigation im Sinne minimal invasiver Chirurgie ergänzen [59]. Die schlechten Erfahrungen der 1970er und 1980er Jahre [6] [23] [83] [96] zusammen mit der auch hier zu findenden Lernkurve [38] [62] [32] lassen die bewährte schaftverankerte Prothese immer noch als Goldstandard erscheinen [61] [22].

Doch bei exakter Patientenselektion und biomechanisch günstiger Implantation in neutral bis leicht valgischer Position [55] [82] [62] [9] kann der navigationsgestützte Oberflächenersatz vorteilhaft sein. Die Empfehlung dieser Studie ist somit die weitere Untersuchung der hier diskutierten Thematik. Vor allem ein Vergleich mit manueller Implantation, „Bone Morphing“ und neuerdings magnetisch arbeitenden Navigationssystemen [89] ist anzustreben.

5 Referenzen

1. http://global.smith-nephew.com/us/BHR_19686.htm.
2. <http://www.implantcast.info/>.
3. <http://www.ndigital.com/medical/polarisfamily.php>.
4. www.coringroup.com.
5. www.zimmer.com.
6. Amstutz, H.C., et al., *Metal-on-metal hybrid surface arthroplasty: two to six-year follow-up study*. J Bone Joint Surg Am, 2004. **86-A**(1): p. 28-39.
7. Amstutz, H.C., et al., *THARIES surface replacements: a review of the first 100 cases*. Clin Orthop Relat Res, 1978(134): p. 87-101.
8. Beaulé, P.E., et al., *Metal-on-metal surface arthroplasty with a cemented femoral component: a 7-10 year follow-up study*. J Arthroplasty, 2004. **19**(8 Suppl 3): p. 17-22.
9. Beaulé, P.E., et al., *Orientation of the femoral component in surface arthroplasty of the hip. A biomechanical and clinical analysis*. J Bone Joint Surg Am, 2004. **86-A**(9): p. 2015-21.
10. Belei, P., et al., *Fluoroscopic navigation system for hip surface replacement*. Comput Aided Surg, 2007. **12**(3): p. 160-7.
11. Bell, R.S., et al., *A study of implant failure in the Wagner resurfacing arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am, 1985. **67**(8): p. 1165-75.
12. Bierbaum, B.E. and R. Sweet, *Complications of resurfacing arthroplasty*. Orthop Clin North Am, 1982. **13**(4): p. 761-75.
13. Black, *In vivo corrosion of a cobalt-base alloy and its biologic consequences*. ed. Biocompatibility of Co-Cr-Ni alloys., ed. H. MC. 1989, New York: Plenum Press. 83-100.

14. Blauth, W. and K. Donner, [*Notes on the history of arthroplasty (author's transl)*]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 1979. **117**(6): p. 997-1006.
15. Blendea, S., et al., *Image-free cup navigation inaccuracy: A two-study approach*. *Comput Aided Surg*, 2007. **12**(3): p. 176-80.
16. Braunsdorf, M. and J. Konradt, [*History and technical development of hip joint replacement operations (author's transl)*]. *Zentralbl Chir*, 1977. **102**(7): p. 385-93.
17. Buechel, F.F., et al., *Osteolysis around uncemented acetabular components of cobalt-chrome surface replacement hip arthroplasty*. *Clin Orthop Relat Res*, 1994(298): p. 202-11.
18. Capello, W.N., T.M. Trancik, and R.W. Eaton, *Salvage of the failed hip resurfacing arthroplasty*. *Orthop Clin North Am*, 1982. **13**(4): p. 777-87.
19. Charnley, J., *The classic: Arthroplasty of the hip: a new operation by John Charnley, M.B., B. Sc. Manc., F.R.C.S. Reprinted from Lancet pp. 1129-32, 1961*. *Clin Orthop Relat Res*, 1973(95): p. 4-8.
20. Clarke, M.T., et al., *Levels of metal ions after small- and large-diameter metal-on-metal hip arthroplasty*. *J Bone Joint Surg Br*, 2003. **85**(6): p. 913-7.
21. Coventry, M.B., *Total joint arthroplasty. Historical development*. *Mayo Clin Proc*, 1979. **54**(8): p. 493-4.
22. Cuckler, J.M., *The optimal metal-metal arthroplasty is still a total hip arthroplasty: in the affirmative*. *J Arthroplasty*, 2006. **21**(4 Suppl 1): p. 74-6.
23. Daniel, J., P.B. Pynsent, and D.J. McMinn, *Metal-on-metal resurfacing of the hip in patients under the age of 55 years with osteoarthritis*. *J Bone Joint Surg Br*, 2004. **86**(2): p. 177-84.

24. Danielsson, L., *Arthroplasty Of The Hip According To Thompson And Moore*. Acta Orthop Scand, 1965. **35**: p. 348-57.
25. de la Fuente M., B.P., Portheine F., Wirtz D., Radermacher K., *Zero-dose C-arm navigation reducing intraoperative radiation*. F Langlotz, BL Davies, D Schlenzka (eds.): Computer Assisted Orthopaedic Surgery Proc. CAOS International 2005, 2005: p. 83-84.
26. Freeman, M.A., *The Complications of Double-Cup Replacement of the Hip*, in *Ling RS: Complications of total hip replacement*. 1994, Churchill Livingstone, Edinburgh. p. 172-200.
27. Freeman, M.A. and G.W. Bradley, *ICLH surface replacement of the hip. An analysis of the first 10 years*. J Bone Joint Surg Br, 1983. **65**(4): p. 405-11.
28. Furuya, K., M. Tsuchiya, and S. Kawachi, *Socket-cup arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 1978(134): p. 41-4.
29. Ganapathi, M., et al., *Femoral Component Positioning in Hip Resurfacing With and Without Navigation*. Clin Orthop Relat Res, 2008.
30. Gebhard, F., et al., *[Radiation dosage in orthopedics -- a comparison of computer-assisted procedures]*. Unfallchirurg, 2003. **106**(6): p. 492-7.
31. Gerard, Y., P. Segal, and J.S. Bedoucha, *[Arthroplasty of the hip with coupled cups]*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 1974. **60 Suppl 2**(0): p. 281-9.
32. Goldberg, V., *Results of multi-center trial: strategies to prevent failure and minimize the 'learning curve'. An Instructional Course Lecture Handout: Surface Arthroplasty of the Hip*. 2005

33. Grecula, M.J., et al., *Endoprostheses for osteonecrosis of the femoral head. A comparison of four models in young patients*. Int Orthop, 1995. **19**(3): p. 137-43.
34. Grutzner, P.A., et al., *C-arm based navigation in total hip arthroplasty- background and clinical experience*. Injury, 2004. **35 Suppl 1**: p. S-A90-5.
35. Haboush, E.J., *A new operation for arthroplasty of the hip based on biomechanics, photoelasticity, fast-setting dental acrylic, and other considerations*. Bull Hosp Joint Dis, 1953. **14**(2): p. 242-77.
36. Head, W.C., *Total articular resurfacing arthroplasty. Analysis of component failure in sixty-seven hips*. J Bone Joint Surg Am, 1984. **66**(1): p. 28-34.
37. Head, W.C., *Wagner surface replacement arthroplasty of the hip. Analysis of fourteen failures in forty-one hips*. J Bone Joint Surg Am, 1981. **63**(3): p. 420-7.
38. Hess, T., et al., *[Intraoperative navigation for hip resurfacing. Methods and first results]*. Orthopade, 2004. **33**(10): p. 1183-93.
39. Hofstetter, R., et al., *Fluoroscopy as an imaging means for computer-assisted surgical navigation*. Comput Aided Surg, 1999. **4**(2): p. 65-76.
40. Howie, D.W., et al., *Wagner resurfacing hip arthroplasty. The results of one hundred consecutive arthroplasties after eight to ten years*. J Bone Joint Surg Am, 1990. **72**(5): p. 708-14.
41. Howie, D.W., B.L. Cornish, and B. Vernon-Roberts, *Resurfacing hip arthroplasty. Classification of loosening and the role of prosthesis wear particles*. Clin Orthop Relat Res, 1990(255): p. 144-59.

42. Hube, R., et al., *CT-based and fluoroscopy-based navigation for cup implantation in total hip arthroplasty (THA)*. Surg Technol Int, 2003. **11**: p. 275-80.
43. Hufner, T., et al., *Computer-assisted fracture reduction: novel method for analysis of accuracy*. Comput Aided Surg, 2001. **6**(3): p. 153-9.
44. Iobst, C.A. and C.L. Stanitski, *Hip arthrodesis: revisited*. J Pediatr Orthop, 2001. **21**(1): p. 130-4.
45. Jasty, M., et al., *Wear of polyethylene acetabular components in total hip arthroplasty. An analysis of one hundred and twenty-eight components retrieved at autopsy or revision operations*. J Bone Joint Surg Am, 1997. **79**(3): p. 349-58.
46. Joshi, A.B., et al., *Long-term results of Charnley low-friction arthroplasty in young patients*. J Bone Joint Surg Br, 1993. **75**(4): p. 616-23.
47. Judet, J. and R. Judet, *The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint*. J Bone Joint Surg Br, 1950. **32-B**(2): p. 166-73.
48. Kabo, J.M., et al., *In vivo wear of polyethylene acetabular components*. J Bone Joint Surg Br, 1993. **75**(2): p. 254-8.
49. Kalteis, T., et al., *Greater accuracy in positioning of the acetabular cup by using an image-free navigation system*. Int Orthop, 2005. **29**(5): p. 272-6.
50. Karol, L.A., S.E. Halliday, and P. Gourineni, *Gait and function after intra-articular arthrodesis of the hip in adolescents*. J Bone Joint Surg Am, 2000. **82**(4): p. 561-9.

51. Knecht, A., W.C. Witzleb, and K.P. Gunther, [*Resurfacing arthroplasty of the hip*]. *Orthopade*, 2005. **34**(1): p. 79-89; quiz 90.
52. Krebs VE, M.J., *Arthroscopy of the hip: current techniques, indications, and complications*. *Curr Opin Orthop*, 1998. **9**: p. 20-26.
53. Malchau H, H.P., *Swedish National Hip Arthroplasty Register 1996*, in *Dept of Orthopaedics, University of Göteborg, Sweden*. 1996, University of Göteborg, Sweden: Göteborg, Sweden.
54. Marker, D.R., et al., *Femoral neck fractures after metal-on-metal total hip resurfacing: a prospective cohort study*. *J Arthroplasty*, 2007. **22**(7 Suppl 3): p. 66-71.
55. Markolf, K.L. and H.C. Amstutz, *Mechanical strength of the femur following resurfacing and conventional total hip replacement procedures*. *Clin Orthop Relat Res*, 1980(147): p. 170-80.
56. McGrory, B.J., D.M. Estok, 2nd, and W.H. Harris, *Follow-up of intertrochanteric osteotomy of the hip during a 25-year period*. *Orthopedics*, 1998. **21**(6): p. 651-3.
57. McKee, G.K. and J. Watson-Farrar, *Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis*. *J Bone Joint Surg Br*, 1966. **48**(2): p. 245-59.
58. McMinn, D., et al., *Metal on metal surface replacement of the hip. Experience of the McMinn prosthesis*. *Clin Orthop Relat Res*, 1996(329 Suppl): p. S89-98.
59. McMinn, D.J., et al., *Mini-incision resurfacing arthroplasty of hip through the posterior approach*. *Clin Orthop Relat Res*, 2005. **441**: p. 91-8.
60. Menschik F, S.K., Kotz R, *Treatment of osteonecrosis: treatment by femoral osteotomy*. *Hip Int*, 1998. **8**: p. 154-158.

61. Mont M, R.P., Bezwada H, et al. *The results of metal-on-metal resurfacing hip arthroplasty: learning curve stratification of results*. in AAOS. 2005. Washington D.C.
62. Morlock, M.M., et al., *Biomechanical, morphological, and histological analysis of early failures in hip resurfacing arthroplasty*. Proc Inst Mech Eng [H], 2006. **220**(2): p. 333-44.
63. Nakamura, S., et al., *Long-term outcome of rotational acetabular osteotomy: 145 hips followed for 10-23 years*. Acta Orthop Scand, 1998. **69**(3): p. 259-65.
64. Newman, N.M. and R.S. Ling, *Acetabular bone destruction related to non-steroidal anti-inflammatory drugs*. Lancet, 1985. **2**(8445): p. 11-4.
65. NICE, *Guidance on the use of metal on metal hip resurfacing arthroplasty*. 2002, National Institute for Clinical Excellence.
66. Norris, B.L., et al., *Intraoperative fluoroscopy to evaluate fracture reduction and hardware placement during acetabular surgery*. J Orthop Trauma, 1999. **13**(6): p. 414-7.
67. Ohe, T., et al., *Stereo fluoroscopy-assisted distal interlocking of intramedullary nails*. J Orthop Trauma, 1997. **11**(4): p. 300-3.
68. Ohnsorge, J.A., et al., *[Accuracy of fluoroscopically navigated drilling procedures at the hip]*. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 2003. **141**(1): p. 112-9.
69. Ohnsorge, J.A., M. Weisskopf, and C.H. Siebert, *[epiDRB--a new minimally invasive concept for referencing in the field of computer-assisted orthopaedic surgery]*. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 2005. **143**(3): p. 316-22.
70. Ottersbach, A. and R. Haaker, *[Optimization of cup positioning in THA--comparison between conventional mechanical instrumentation and*

- computer-assisted implanted cups by using the orthopilot navigation system]. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 2005. 143(6): p. 611-5.*
71. Paltrinieri, M. and C. Trentani, *[Modification of hip arthroprothesis]. Chir Organi Mov, 1971. 60(2): p. 85-95.*
72. Parratte, S. and J.N. Argenson, *Validation and usefulness of a computer-assisted cup-positioning system in total hip arthroplasty. A prospective, randomized, controlled study. J Bone Joint Surg Am, 2007. 89(3): p. 494-9.*
73. Paul, *Abschließende Beurteilung der Ergebnisse nach Implantation der Wagner-Schalenendoprothese als Prinzip des Oberflächenersatzes am Hüftgelenk.* Dissertation, 1998. **TU Dresden, Dresden.**
74. Rashad, S., et al., *Effect of non-steroidal anti-inflammatory drugs on the course of osteoarthritis. Lancet, 1989. 2(8662): p. 519-22.*
75. Rauschmann, M.A., et al., *[The German Orthopedic History and Research Museum. A museum for research and public health]. Orthopade, 2000. 29(12): p. 1000-7.*
76. Rauschmann, M.A. and K.D. Thomann, *[200 years orthopedics. Images from the past]. Orthopade, 2000. 29(12): p. 1008-17.*
77. Sayre, L.A., *A new operation for artificial hip joint in bony ankylosis. 1863. Clin Orthop Relat Res, 1994(298): p. 4-7.*
78. Schaffer, A.W., et al., *Increased blood cobalt and chromium after total hip replacement. J Toxicol Clin Toxicol, 1999. 37(7): p. 839-44.*
79. Schmalzried, T.P., et al., *Metal on metal surface replacement of the hip. Technique, fixation, and early results. Clin Orthop Relat Res, 1996(329 Suppl): p. S106-14.*

80. Shimmin, A.J. and D. Back, *Femoral neck fractures following Birmingham hip resurfacing: a national review of 50 cases*. J Bone Joint Surg Br, 2005. **87**(4): p. 463-4.
81. Siebel, T., S. Maubach, and M.M. Morlock, *Lessons learned from early clinical experience and results of 300 ASR hip resurfacing implantations*. Proc Inst Mech Eng [H], 2006. **220**(2): p. 345-53.
82. Silva, M., et al., *The biomechanical results of total hip resurfacing arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am, 2004. **86-A**(1): p. 40-6.
83. Smet, D., *Early results of primary Birmingham hip resurfacing using a hybrid metal-on-metal couple*. Hip Int, 2002. **12**: p. 158-162.
84. Smith-Petersen, M.N., *Arthroplasty of the hip. A new method*. J Bone Joint Surg Br, 1939. **21**: p. 269-288.
85. Smith-Petersen, M.N., *The classic: Evolution of mould arthroplasty of the hip joint by M. N. Smith-Petersen, J. Bone Joint Surg. 30B:L:59, 1948*. Clin Orthop Relat Res, 1978(134): p. 5-11.
86. Solomon, L., *Drug-induced arthropathy and necrosis of the femoral head*. J Bone Joint Surg Br, 1973. **55**(2): p. 246-61.
87. Steinberg, D.R. and M.E. Steinberg, *The early history of arthroplasty in the United States*. Clin Orthop Relat Res, 2000(374): p. 55-89.
88. Tanaka, S., *Surface replacement of the hip joint*. Clin Orthop Relat Res, 1978(134): p. 75-9.
89. Thornton, A.S., et al., *Magnetic navigation in AV nodal re-entrant tachycardia study: early results of ablation with one- and three-magnet catheters*. Europace, 2006. **8**(4): p. 225-30.

90. Trentani, C. and F. Vaccarino, *Complications in surface replacement arthroplasty of the hip: experience with the Paltrinieri-Trentani prosthesis*. Int Orthop, 1981. **4**(4): p. 247-52.
91. van de Kraats, E.B., et al., *Accuracy evaluation of direct navigation with an isocentric 3D rotational X-ray system*. Med Image Anal, 2006. **10**(2): p. 113-24.
92. Visuri, T., et al., *Decreased cancer risk in patients who have been operated on with total hip and knee arthroplasty for primary osteoarthritis: a meta-analysis of 6 Nordic cohorts with 73,000 patients*. Acta Orthop Scand, 2003. **74**(3): p. 351-60.
93. Wagner, H., *Surface replacement arthroplasty of the hip*. Clin Orthop Relat Res, 1978(134): p. 102-30.
94. Wessinghage, D., *[Historical aspects of joint prosthesis implantation. A bibliographic study]*. Orthopade, 2000. **29**(12): p. 1067-71.
95. Wiles, P., *The surgery of the osteoarthritic hip*. Br J Surg, 1958. **45**(193): p. 488-97.
96. Witzleb, W.C., et al., *[Hip resurfacing arthroplasty]*. Orthopade, 2004. **33**(11): p. 1236-42.
97. Zippel, J. and M. Meyer-Ralfs, *[Themistocles Gluck (1853-1942), pioneer in endoprosthetics]*. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 1975. **113**(1): p. 134-9.
98. Zweymuller, K., *[Bone and joint replacements with bioceramic endoprostheses]*. Fortschr Med, 1979. **97**(45): p. 2107-11.

6 Anhang

6.1 Notching

6.1.1 Versuchsnummer 7:

Notching wurde im CT nur in einem Fall, bei Versuchsnummer 7, gesehen.

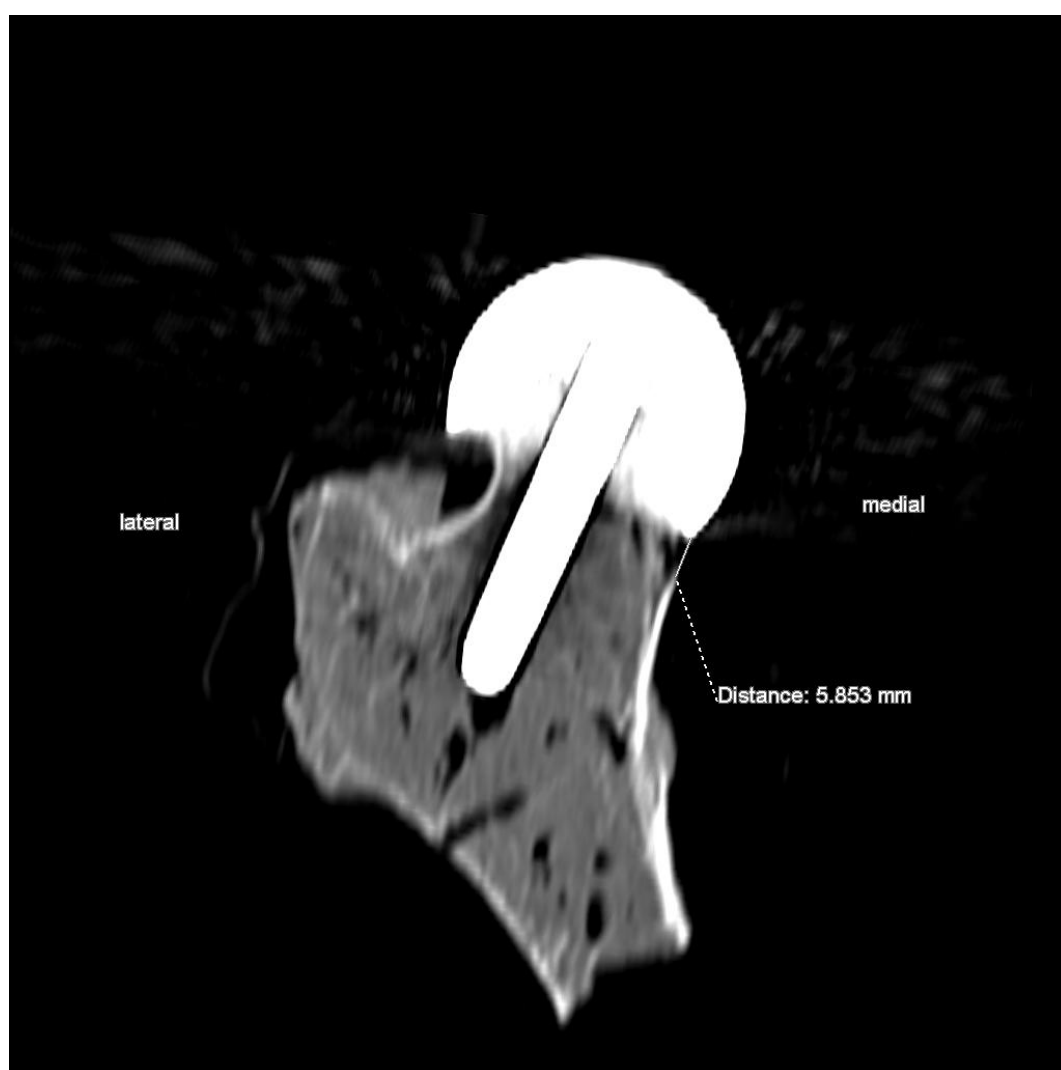
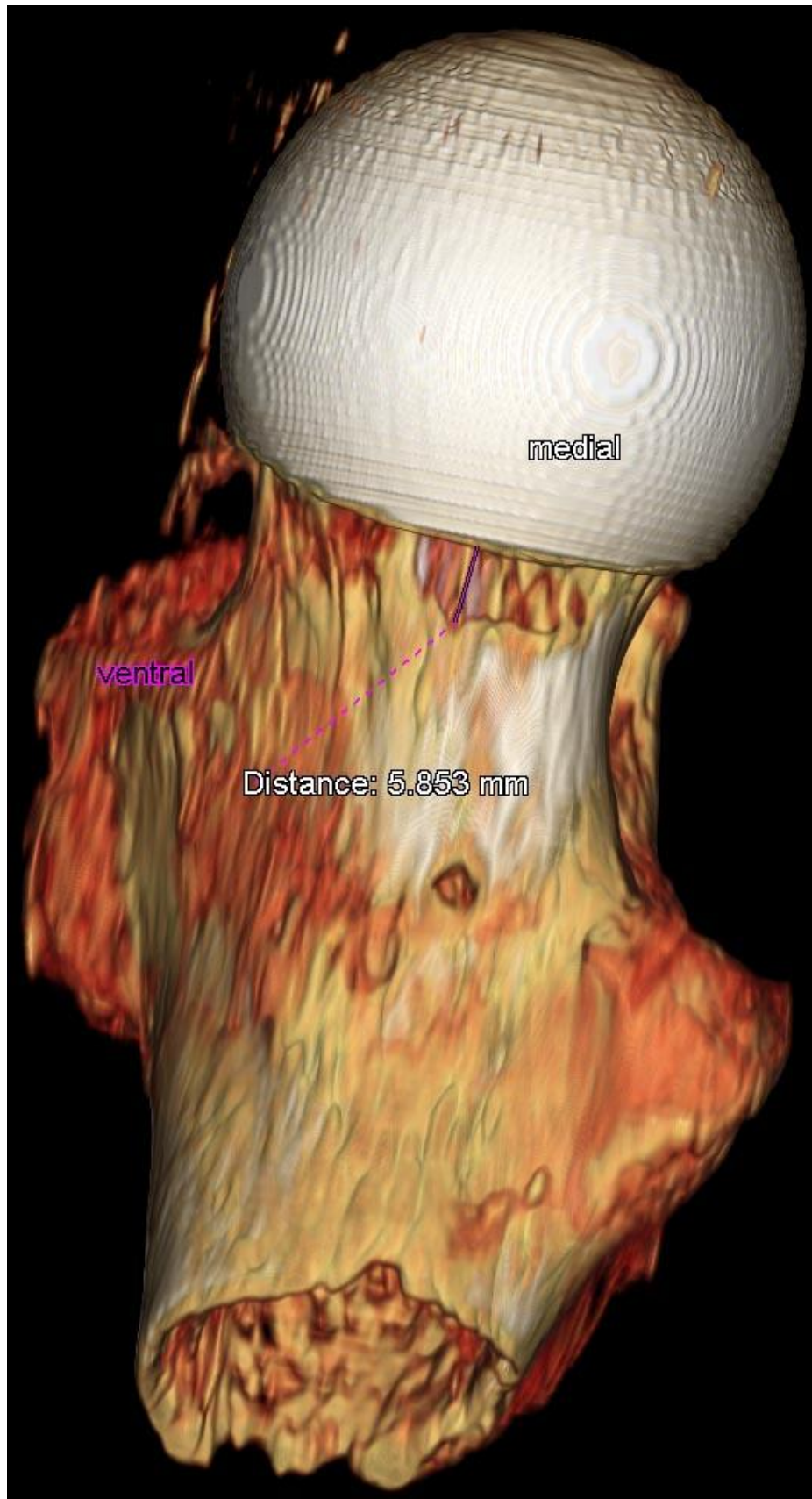


Abbildung 36: Versuchsnummer: 7; CT Schnittbild, Coronarebene; Messung Notching



**Abbildung 37: Versuchsnummer: 7; 3D Rekonstruktion der CT Daten;
Messung Notching**

Die Verletzung der Femurhalskortikalis medial beträgt 5,853 mm nach distal.

6.1.2 Versuchsnummer 8:

Visuell wurde bei Versuchsnummer 8 vom Operateur ein leichtes Notching dorsal festgestellt, dies konnte schnittbildradiologisch jedoch widerlegt werden.

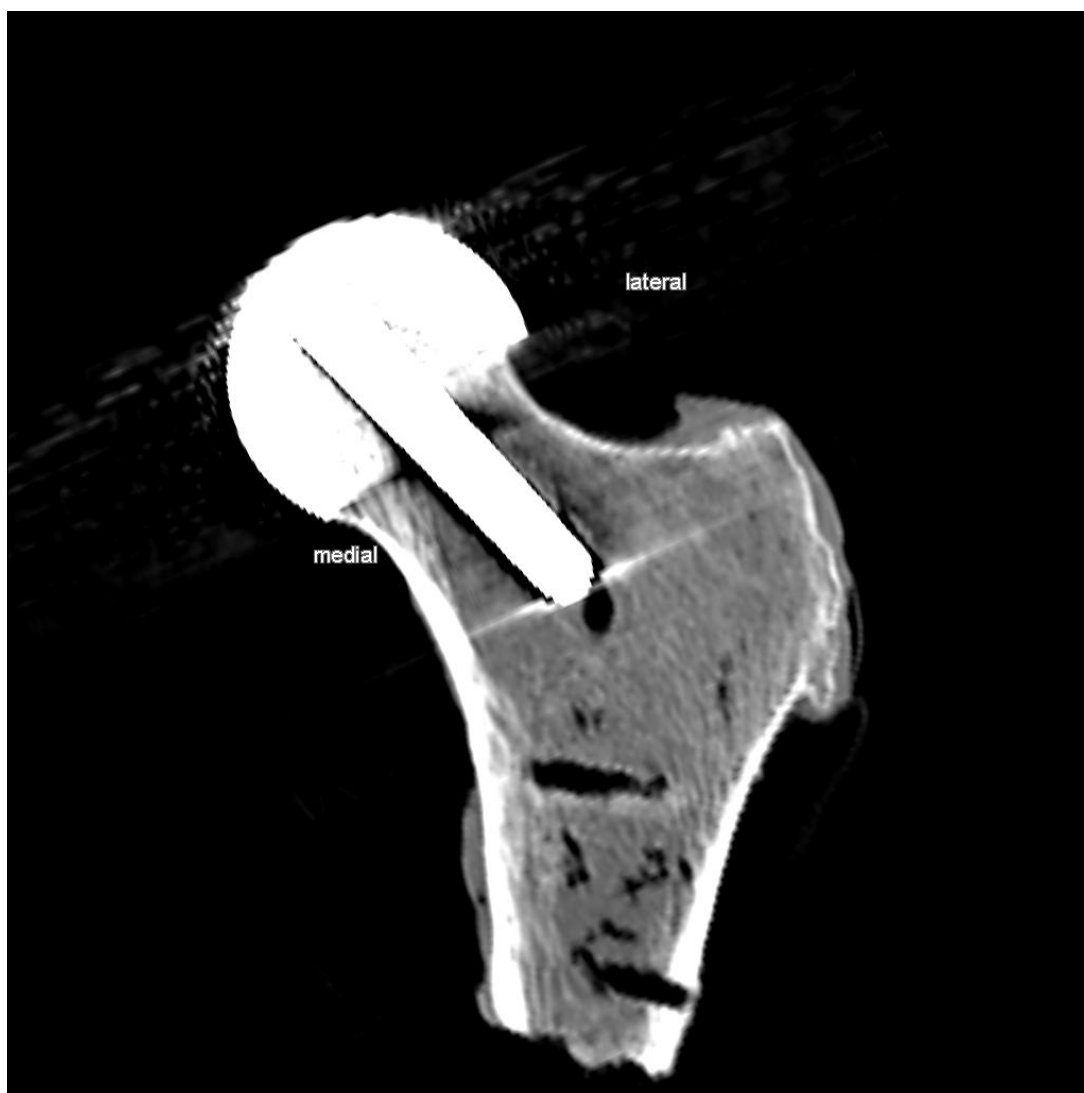


Abbildung 38: Versuchsnummer: 8; CT Schnittbild, Coronarebene; kein Notching



Abbildung 39: Versuchsnummer: 8; CT Schnittbild, Transversalebene, kein Notching

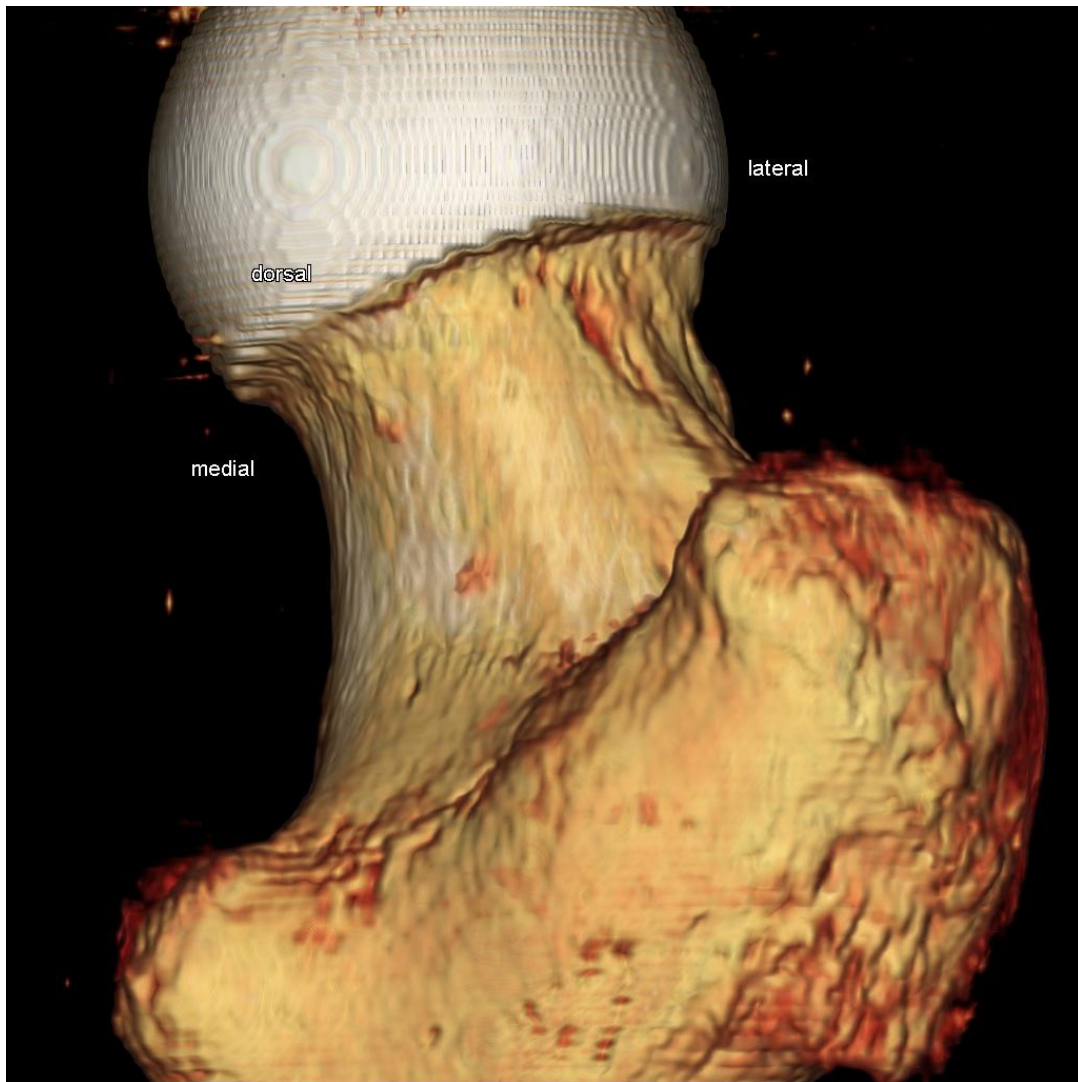


Abbildung 40: Versuchsnummer: 8; 3D Rekonstruktion der CT Daten; kein Notching

Zusammenfassung:

Bei der Verwendung des Oberflächenersatzes am Hüftgelenk ist eine geringe Resektion von Knochen nötig, daher ist diese Art der Implantatversorgung vor allem für junge Patienten von Vorteil. Wichtig ist eine exakte Positionierung des Implantates, um ossäre Komplikationen und eine eingeschränkte Funktion zu vermeiden. Gleiches gilt für die sichere Führung der Instrumente.

In dieser Studie wurde die Genauigkeit der Positionierung eines Oberflächenersatzes am Hüftgelenk mittels eines fluoroskopischen Navigationssystems evaluiert.

Hierzu wurde an zehn Körperspendern in Thiel-Fixierung die operative Implantation mittels Navigation simuliert. Verwendet wurde das ACCIS Prothesensystem der Firma Implantcast, Buxtehude. Das Navigationssystem war eine Entwicklung des Helmholtz-Instituts für Biomedizinische Technik der RWTH Aachen.

Es erfolgte die Implantation in Seitenlage mittels hinteren Zugangs. Nach Befestigung der „Dynamic Reference Base“ am proximalen Femur wurde die Planung der Implantatposition vorgenommen. Hierzu sind lediglich zwei Aufnahmen mittels eines mit dem Navigationssystem verbundenen C-Bogens in anterior-posterior und Lauenstein-Position nötig.

Der für die weiteren Operationsschritte wichtige Kirschner-Draht wurde navigiert in den Hüftkopf gebohrt. Die weitere Implantation erfolgte konventionell.

Die mittlere Navigationsdauer betrug 16,8 Minuten.

Die Auswertung der resezierten Femurknochen erfolgte schnittbildradiologisch.

Hier zeigte sich ein Notching des Femurhalses in einem Fall. Der minimale Abstand zwischen Kortikalis und Stift der Prothese betrug 3,96mm.

Der mittlere Unterschied zwischen Planung und implantierter Position der Prothese betrug 3,5mm; der mittlere Winkelfehler 2,38°.

Die hier gewonnenen Daten zeigen im Literaturvergleich den allgemeinen Trend der Navigation zu guter Positionierung der Kappenprothese. Der Zeitbedarf entspricht gefundenen Durchschnittswerten. Zu empfehlen ist der Vergleich fluoroskopisch-navigiert implantierter Kappen mit der Freihand-Implantation und dem Verfahren des Bone Morphing.

Lebenslauf

Persönliche Daten

Geburtsdatum: 7. März 1982
Geburtsort: Bielefeld
Konfession: katholisch

Schulbildung

1988 – 1992: Besuch der Grundschule Josephschule, Gütersloh
2000: Advanced Placement International English Language Exam
1992 – 2001: Besuch des Evangelisch Stiftischen Gymnasiums, Gütersloh
2001: Abitur

Zivildienst

2001 – 2002: Zivildienst als Rettungssanitäter beim Malteser-Hilfsdienst, Gütersloh

Universitäre Ausbildung

2002 – 2008: Studium der Humanmedizin an der Westfälischen Wilhelms-Universität, Münster
09/2004: Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
12/2008: Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung und Approbation

Famulaturen:

03 – 04/2005: Krankenhaus Salem, Heidelberg; Abteilung für Innere Medizin, Prof. Seitz
08/2005: Praxisfamulatur, Dr. H. Kämper, Herford; Orthopädie
02 – 03/2006: Klinikum Braunschweig, Unfallchirurgische Klinik, Prof. Reilmann
08 – 09/2006: Queen Mary Hospital, Hong Kong, China; Abteilung für Anästhesiologie, Prof. Irwin
02/2007: Universitätsklinikum Münster, Abteilung für Orthopädie, Prof. Winkelmann

Praktisches Jahr:

08/2007 – 12/2007: Chirurgie am Universitätsspital Basel, Schweiz, Prof. Oertli
12/2007 – 03/2008: Orthopädie am St. Franziskus Hospital, Münster, Dr. Simon, Prof. Liljenqvist und Dr. Semmelmann
03/2008 – 07/2008: Innere Medizin am Universitätsklinikum Münster, Prof. Domschke und Prof. Breithardt

Publikationen

Teile der dieser Arbeit fanden Verwendung in folgenden Publikationen:

- 1.) "Fluoroscopic navigation system for hip surface replacement", Computer aided surgery, 2007 Mai; 12(3): 160-7
- 2.) "Hip surface replacement using a fluoroscopic navigation system – evaluation of a pilot cadaver study", Poster beim 8. EFORT Kongress (April 2007, Florenz, Italien)

Sonstige Tätigkeiten

- 04/2004 – 02/2005: Tutorentätigkeit am Institut für Anatomie der Westfälischen Wilhelms Universität, Münster
- 10/2006 – 02/2007: Teilnahme an der Ringvorlesung Manuelle Medizin an der Akademie für Manuelle Medizin, Münster, Dr. med. Schilgen
- 10/2005 – 02/2006: Teilnahme am Wahlfach „Akkupunktur“, Dr. med. Peuker, Münster
- 04/2007 – 07/2007: Teilnahme am Wahlfach „Anästhesie Notfall Simulator“ am Uniklinikum Münster, Dr. Wenk

Die folgenden Damen und Herren waren meine akademischen Lehrer in Münster,
ihnen bin ich zu Dank verpflichtet:

Prof. Dr. Arlinghaus	Prof. Dr. Nippert
Prof. Dr. Arolt	Prof. Dr. Oberleithner
Prof. Dr. Assmann	Prof. Dr. Paulus
Prof. Dr. Berdel	Prof. Dr. Pavenstädt
Prof. Dr. Böcker	Prof. Dr. G. Peters
Prof. Dr. Breithardt	Prof. Dr. R. Peters
Prof. Dr. Brinkmann	Prof. Dr. Raschke
Prof. Dr. Bruckner	Prof. Dr. Redlich
Prof. Dr. Busse	Prof. Dr. Ringelstein
Prof. Dr. Domschke	Prof. Dr. Roeder
Prof. Dr. Fuchs-Winkelmann	Prof. Dr. Scheld
Prof. Dr. Fürniss	Prof. Dr. Schmitz
Prof. Dr. Gosheger	Prof. Dr. Schober
Prof. Dr. Harms	Prof. Dr. Schöne-Seifert
Prof. Dr. Heindel	Prof. Dr. Schütte
Prof. Dr. Hengst	Prof. Dr. Senninger
Prof. Dr. Hertle	Prof. Dr. Sibrowski
Prof. Dr. Heuft	Prof. Dr. Speckmann
Prof. Dr. Hildebrand	Prof. Dr. Stoll
Prof. Dr. Hucklenbroich	Prof. Dr. van Aken
Prof. Dr. Jürgens	Prof. Dr. Vogt
Prof. Dr. Karch	Prof. Dr. Wahle
Prof. Dr. Keil	Prof. Dr. Wassmann
Prof. Dr. Kiesel	Prof. Dr. Wetz
Prof. Dr. Köhler	Prof. Dr. Wieacker
Prof. Dr. Köpcke	Prof. Dr. Willich
Prof. Dr. Korfsmeier	Prof. Dr. Winkelmann
Prof. Dr. Kröner	Prof. Dr. Witting
Prof. Dr. Luger	Prof. Dr. Wittkowski
Prof. Dr. Mersmann	Prof. Dr. Zehnhoff-Dinnesen
Prof. Dr. Muthny	

Danksagung:

Meiner Doktormutter, Frau Prof. Dr. Fuchs-Winkelmann, möchte ich an dieser Stelle für die Überlassung des Themas herzlich danken.

Besonderer Dank gilt Dr. Adrian Skwara, der mir stets bei Problemen und Fragen, auch auf die Entfernung zwischen Münster und Marburg, schnell, präzise und verbindlich Antwort zu geben wusste.

Darüber hinaus danke ich den an dieser Arbeit beteiligten Diplomingenieuren des Helmholtz-Instituts für Biomedizinische Technik der RWTH Aachen: Peter Belei, Dr. Matías de la Fuente sowie Prof. Dr. Erik Schkommodau (jetzt: Fachhochschule Nordwestschweiz, Institut für Medizinal- und Analysetechnologie, Muttenz, Schweiz).

Ebenfalls danke ich Dr. Volker Vieth für die Hilfe bei der Durchführung der CT-Scans, ohne die diese nicht möglich gewesen wären.

Auch danke ich den Mitarbeitern des Institutes für Anatomie in Münster, Norbert Naber und Karl-Heinz Ternirsen, die während des experimentellen Teils der Arbeit, auch zu späterer Stunde, bei Problemen immer helfend zur Stelle waren.

Ehrenwörtliche Erklärung:

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Medizin Marburg zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel „Experimentelle Implantation von Hüftoberflächenersatz mithilfe Fluoreszenz-basierter Navigation“ in der Klinik für Orthopädie und Rheumatologie der Philipps-Universität Marburg unter Leitung von Frau Univ.-Prof. Dr. Susanne Fuchs-Winkelmann mit Unterstützung durch Dr. Adrian Skwara ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Verfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe. Ich habe bisher an keinem in- und ausländischen Medizinischen Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Teile der vorliegenden Arbeit wurden in folgenden Publikationorganen veröffentlicht:

- 1.) “Fluoroscopic navigation system for hip surface replacement”, Computer aided surgery, 2007 Mai; 12(3): 160-7
- 2.) “Hip surface replacement using a fluoroscopic navigation system – evaluation of a pilot cadaver study”, Poster beim 8. EFORT Kongress (April 2007, Florenz, Italien)

Marburg, den 12. Februar 2009

Christian Kämper

