

DIPLOMARBEIT

Präoperative Planung in der Hüfttotalendoprothetik

eingereicht von
Georg Scholler

zur Erlangung des akademischen Grades
**Doktor der gesamten Heilkunde
(Dr. med. univ.)**

an der
Medizinischen Universität Graz

ausgeführt an der
Universitätsklinik für Orthopädie und orthopädische Chirurgie

unter der Anleitung von
**Ass. Dr. med. univ. Lukas Holzer
Univ. Prof. Dr. med. univ. Andreas Leithner**

Euratsfeld, am 22.07.2014

EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Euratsfeld, am 22.07.2014

DANKSAGUNG

Herzlich bedanken möchte ich mich zu allererst bei Herrn Univ. Prof. Dr. Andreas Leithner für die Möglichkeit der Erstellung meiner Diplomarbeit an der Universitätsklinik für Orthopädie und orthopädische Chirurgie Graz. Des Weiteren möchte ich mich bei ihm für die Vermittlung von wissenschaftlichem Basiswissen und dessen Anwendung, sowie für die Betreuung der Diplomarbeit bedanken.

Besonderer Dank gilt auch meinem Zweitbetreuer, Herrn Dr. Lukas Holzer, für die stets kompetente, zuverlässige und schnelle Unterstützung bei der Erstellung der vorliegenden Arbeit. Probleme und Fragen konnten dank seiner Hilfe rasch beseitigt und beantwortet werden.

Einen großen Beitrag zum Gelingen dieser Arbeit steuerte auch Mag. Stefan Wagner in Form der statistischen Betreuung bei. Auch bei ihm möchte ich mich für die sehr fachkundige und zuverlässige Betreuung recht herzlich bedanken.

Mein größter Dank gilt jedoch meinen Eltern, die mich in jeder erdenklichen Weise gefördert und unterstützt haben.

Inhaltsverzeichnis

Abstract	1
English	1
Introduction	1
Objectives	1
Materials and Methods.....	1
Results	2
Conclusions	2
Deutsch	3
Einleitung	3
Zielsetzung.....	3
Material und Methodik.....	3
Ergebnisse	4
Schlussfolgerungen.....	4
Einleitung.....	5
Allgemeiner Teil.....	6
Das Hüftgelenk.....	6
Anatomie des Hüftgelenks	6
Funktionelle Anatomie des Hüftgelenks	10
Koxarthrose (Arthrosis deformans coxae)	13
Epidemiologie	13
Pathogenese.....	13
Klinik	14
Diagnostik und radiologische Bildgebung	15
Radiologische Arthrosezeichen.....	15
Differentialdiagnosen	16
Konservative Therapie	17
Prognose.....	17
Operative Therapie	18
Die Endoprothetik des Hüftgelenks	19
Indikation.....	19
Kontraindikationen	20
Implantation der Hüfttotalendoprothese	20

Implantate/ Endoprothesen	23
Anforderungen	23
Prothesendesign	29
Zementfreie und zementierte Implantate.....	30
Präoperative Planung.....	34
EndoMap- Planungssoftware	39
EndoMap in der Prothesenplanung.....	39
Operationsplanung.....	40
Spezieller Teil	42
Einführung und Hintergründe	42
Hypothesen.....	43
Material und Methoden.....	44
Statistik.....	48
Deskriptive Analyse.....	48
Statistische Signifikanztests.....	51
Diskussion und Schlussfolgerungen.....	61
Referenzen	65

Abkürzungsverzeichnis

AG	Aktiengesellschaft
Art.	Artikulation
BMI	Body Mass Index
CCD-Winkel	Centrum-Collum-Diaphysenwinkel
CoCrMo	Cobalt-Chrom-Molybdän-Legierung
cm	Zentimeter
et. al.	et alteres
HTEP	Hüfttotalendoprothese
HXLPE	highly crosslinked polyethylene
ICRS	International Cartilage Repair Society
lat.	Lateral
Lig.	Ligamentum
Ligg.	Ligamenta
M.	Musculus
mm	Millimeter
Mm.	Musculi
MPa	Megapascal
PACS	Picture Archiving and Communication System
PE	Polyethylen
PMMA	Polymethylmethacrylat
WHO	World Health Organization

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Das Hüftgelenk mit Kapsel und Ligamenten von a) ventral und b) dorsal, aus: Aumüller, Duale Reihe- Anatomie

Abbildung 2: vor- und nachteilige Eigenschaften aktueller Entwicklungsstufen von keramischen Gleitpaarungen, aus: Clarke I. et al., How do alternative bearing surfaces influence wear behavior?

Abbildung 3: vor- und nachteilige Eigenschaften aktueller Entwicklungsstufen von PE-Gleitpaarungen, aus: Clarke I. et al., How do alternative bearings influence wear behavior? und <http://www.krankenhaus-buchholz.de/ru/fachdisziplinen/>

Abbildung 4: vor- und nachteilige Eigenschaften aktueller Entwicklungsstufen von metallischen Gleitpaarungen, aus: Clarke I. et al., How do alternative bearings influence wear behavior?

Abbildung 5: analoge präoperative Planung einer HTEP mittels Schablonen, aus: <http://msdlatinamerica.com/ebooks/ChapmansOrthopaedicSurgery/sid1270878.html#F6-105>

Abbildung 6: digitale präoperative Planung mittels EndoMap in der Hüfttotalendoprothetik mit metallischer Kugel als Größenreferenz

Abbildung 7: Anfertigung eines präoperativen Röntgenbilds mit metallischer Kugel von 25 mm Durchmesser als Referenzgröße auf Höhe des Trochanter major

Abbildung 8: a) adäquate Prothesenplanung von Pfanne und Schaft; b) postoperative Kontrollaufnahme

Abbildung 9: a) Beispiel für eine inadäquate Planung beider Implantatkomponenten (jeweils zu klein geplant)b) postoperative Röntgenaufnahme mit einer Abweichung zur Planung um jeweils zwei Größeneinheiten

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Vergleich von Keramik-Keramik und Metall-Metall Gleitpaarungen, aus: Clarke I. et al., How do alternative bearing surfaces influence wear behaviour

Tabelle 2: Gruppeneinteilung nach BMI laut WHO-Kriterien

Tabelle 3: Häufigkeiten von Größenabweichungen zwischen Planung und Implantat der Schäfte; bei 0 herrscht Übereinstimmung der Größen, bei neg. Vorzeichen war die Planung kleiner, bei pos. Vorzeichen größer

Tabelle 4: Häufigkeit von absoluten Abweichungen der Schaftgrößen, ohne Berücksichtigung der Fehlplanungen in zu groß oder zu klein

Tabelle 5: Häufigkeit von absoluten Abweichungen der Pfannengrößen, ohne Berücksichtigung der Fehlplanungen in zu groß oder zu klein

Tabelle 6: Veranschaulichung der Planungsgenauigkeit bei Schäften von Oberärzten und Assistenzärzten eingeteilt in absolute Treffer, +/- 1 und Größenabweichungen über 1

Tabelle 7: Häufigkeit adäquater und inadäquater Schaftplanungen in unterschiedlichen Ausbildungsstadien

Tabelle 8: Veranschaulichung der Planungsgenauigkeit bei Pfannen von Oberärzten und Assistenzärzten eingeteilt in absolute Treffer, +/- 1 und Größenabweichungen über 1

Tabelle 9: Häufigkeit adäquater und inadäquater Pfannenplanungen in unterschiedlichen Ausbildungsstadien

Tabelle 10: Darstellung der Beziehung von Planungsgenauigkeit mit unter-, normal-, übergewichtigen und adipösen Patientinnen und Patienten (eingeteilt nach WHO-Kriterien) hinsichtlich des Schafts

Tabelle 11: Darstellung der Beziehung von Planungsgenauigkeit mit unter-, normal-, übergewichtigen und adipösen Patientinnen und Patienten (eingeteilt nach WHO-Kriterien) hinsichtlich der Pfanne

Tabelle 12: Abhängigkeit vom Modell der Schaftprothese auf die Planungsgenauigkeit

Tabelle 13: Abhängigkeit vom Modells des Pfannenimplantats auf die Planungsgenauigkeit

Tabelle 14: Patientengeschlecht gegenübergestellt mit Planungsgenauigkeit der Schäfte

Tabelle 15: Patientengeschlecht gegenübergestellt mit Planungsgenauigkeit der Pfannen

Tabelle 16: Alterskorrelation der Planungsgenauigkeit bei Schaftkomponenten

Tabelle 17: Alterskorrelation der Planungsgenauigkeit bei Pfannenkomponenten

Abstract

English

Introduction

Preoperative planning is an essential part of total hip arthroplasty. It facilitates the surgical procedure, helps to provide the correct implant size and aims at restoring biomechanical conditions. In recent times, surgeons rely more and more on digital templating techniques. Although the conversion to PACS had many positive effects, there are still problems that have to be taken into consideration.

Objectives

The core objective was to evaluate the impact of the planner's experience on the accuracy of predicting component size by digital preoperative templating. In addition the influence of overweight and obesity (according to WHO-criteria), patient's sex and component design on the accuracy of preoperative planning has been analyzed.

Materials and Methods

The retrospective study included 632 patients who had primary total hip arthroplasty at the department of orthopedics at the Universitätsklinikum Graz. They were all planned with "syngo – EndoMap" digital planning software by Siemens Medical Solutions AG. Mann-Whitney-U-Test and Kruskal-Wallis-Test have been used for statistical analysis.

The accuracy of predicting component size has been evaluated by comparing preoperative planned sizes with definitely implanted sizes as documented by the surgeons. The planner's experience was tested by comparing the reliability of preoperative planning done by senior surgeons or residents.

The influence of BMI on predicting component size has been tested by comparing the accuracy of digital templating between different groups of BMI according to WHO-criteria. Same has been done for evaluating the impact of patient's sex and component design.

Results

The implant size was predicted exactly in 42% for the femoral and in 37% for the acetabular component. 87% of the femoral components and 78% of the acetabular cups were accurate within one size. Digital templating of femoral implant size was significantly more reliable when done by a senior physician. No difference was found for the acetabular component sizes. The BMI also had an impact on estimating the correct femoral implant size. Overweight individuals were significantly harder to plan than normal weight people. Templating obese patients wasn't that accurate too, but showed no significance. Again, the acetabular components were not affected. Furthermore, the design of the prostheses and the patient's sex had no influence on predicting component size.

Conclusions

Experience and overweight correlate with accuracy of preoperative templating, but only for femoral components, whereas acetabular components seems to be independent of these factors.

Deutsch

Einleitung

Die präoperative Planung stellt einen wesentlichen Beitrag zum Erfolg einer HTEP-Implantation dar. In jüngerer Vergangenheit stützten sich Chirurgeninnen und Chirurgen dabei vermehrt auf digitale Planungsmethoden, die derzeit häufig untersucht werden und manche Probleme mit sich bringen.

Zielsetzung

Ziel dieser Studie war ein Vergleich der Zuverlässigkeit der digitalen Planung von Fachärztinnen und Fachärzten mit der Planung von Assistenzärztinnen und Assistenzärzten bezogen auf die Vorhersage der Implantatgröße. Zusätzlich wurde der Einfluss von BMI und Geschlecht der Patientinnen und Patienten, sowie vom Implantatdesign auf die Planungsgenauigkeit untersucht.

Material und Methodik

In die retrospektive Datenanalyse eingeschlossen wurden 632 primäre HTEP-Implantationen, die an der Universitätsklinik für Orthopädie und orthopädische Chirurgie Graz mittels digitaler Software präoperativ geplant wurden. Die in der Studie verwendete Planungssoftware war „syngo –EndoMap“ der Firma Siemens Medical Solutions AG. Die statistische Auswertung der Fragestellungen erfolgte mittels Mann-Whitney-U-Test und Kruskal-Wallis-Test.

Für die Studie wurden die präoperativ ermittelten Implantatgrößen mit den Größen der tatsächlich implantierten Endoprothesen laut Operationsbericht verglichen und eine Beziehung von Ausbildungsstand der Planer und Planungsgenauigkeit hergestellt.

Um den Einfluss der Adipositas auf die Planungszuverlässigkeit herauszufinden, wurden ebenfalls die präoperativen und postoperativen Implantatgrößen verglichen und mit dem BMI der Patientinnen und Patienten nach WHO-Kriterien in Beziehung gebracht. Dasselbe Vorgehen erfolgte bei der Untersuchung des Einflusses von Geschlecht der Patientinnen und Patienten und des Implantatdesigns.

Ergebnisse

Die Größe der Schaftkomponenten konnte in 42% und der Pfannen in 37% der Fälle exakt bemessen werden. 87% der Schäfte und 78% der Pfannen wurden mit einer Abweichung von +/- einer Größe vorhergesagt. Die Schaftplanungen waren bei den erfahreneren Oberärzten signifikant genauer als bei den Assistenzärzten, während die Pfannenplanungen mit gleicher Präzision erfolgten. Die Untersuchung der BMI-Gruppen nach WHO-Kriterien ergab eine signifikante Planungsungenauigkeit bei Übergewichtigen verglichen mit Normalgewichtigen. Der Vergleich von Normalgewichtigen und Adipösen zeigte zwar keine statistische Signifikanz, prozentuell gesehen waren jedoch vermehrt Fehlplanungen bei Adipösen vorhanden. Ein Einfluss von Implantatmodell und Patientengeschlecht auf die Planungsgenauigkeit wurde nicht nachgewiesen.

Schlussfolgerungen

Die femurale Prothesenplanung ist exakter, je größer die Erfahrung der Planer ist. Außerdem ist die Planungsgenauigkeit der Schaftimplantate vom BMI der Patientinnen und Patienten abhängig. Übergewichtige werden signifikant häufiger fehlgeplant. Diese Faktoren sind jedoch bei der Planungsgenauigkeit der Pfannenkomponenten nicht signifikant.

Einleitung

Die vorliegende Studie beschäftigt sich mit der präoperativen Planung von Hüfttotalendoprothesen. Diese stellt einen essentiellen Schritt in der Operationsvorbereitung für die Implantation von Hüfttotalendoprothesen dar und dient der ungefähren Größenbestimmung der einzelnen Implantatkomponenten von Femur und Acetabulum, denn die richtige Prothesengröße ist mitunter ausschlaggebend für zufriedenstellende postoperative Ergebnisse (1).

Die Planung erfuhr in den letzten Jahrzehnten eine weitgehende Umstellung von konventionellen, analogen auf digitale Techniken. Diese Arbeit untersucht retrospektiv die Validität der digitalen präoperativen Planung, basierend auf der Planungssoftware „syngo EndoMap“ der Firma Siemens Medical Solutions AG, Erlangen, Deutschland.

Als primäres Ziel soll die Studie eventuelle ausbildungsstandabhängige Unterschiede in der Planungsgenauigkeit herausfinden, da in der Literatur bislang wenig Aussagen bezüglich der Korrelation von Planungsgenauigkeit und klinischer Erfahrung getätigt wurden (1). Hingegen wurde bereits untersucht, dass Fachärztinnen und Fachärzte für Orthopädie im Vergleich mit Ärztinnen und Ärzten in orthopädischer Ausbildung bei der HTEP-Implantation mit gewissen Implantaten geringere Komplikations- und Revisionsraten aufweisen (2). Es soll also durch eine Gegenüberstellung der Planungsergebnisse von weniger erfahrenen Assistenzärztinnen und Assistenzärzten mit erfahreneren Fachärztinnen und Fachärzten der Einfluss von klinischer Erfahrung auf die Planungszuverlässigkeit untersucht.

Außerdem soll die Zuverlässigkeit der digitalen Planungsmethode bei normalgewichtigen, übergewichtigen und adipösen Patientinnen und Patienten untersucht werden, da die Kalibrierung von Größenverhältnissen bei der digitalen Planung und in weiterer Folge die Skalierung von digitalen Bildern insbesondere bei adipösen Patientinnen und Patienten ein Problemfeld darstellen (3).

Als weitere Studienziele sollen der Einfluss von Hersteller und Implantatmodell, sowie des Geschlechts der Patientinnen und Patienten auf die Planungsgenauigkeit eruiert werden.

Allgemeiner Teil

Das Hüftgelenk

Das Hüftgelenk (lat. *Articulatio coxae*) stellt als Nussgelenk (*Enarthrosis*) eine Sonderform des Kugelgelenks dar. Seine Geometrie bestimmt maßgeblich die Beinstellung, wobei auch in umgekehrter Richtung Beinfehlstellungen zunächst das Hüftgelenk betreffen. Dies ist auch der Grund dafür, dass das Gelenk zu den meist untersuchten und vermessenen Gelenken im menschlichen Körper gehört. Nicht umsonst ist das Hüftgelenk jenes Gelenk, welches zuerst endoprothetisch versorgt wurde (4).

Anatomie des Hüftgelenks

Knöchernen Strukturen

Die beiden artikulierenden Bestandteile des Hüftgelenks sind das Acetabulum des Hüftbeins (lat. *os coxae*) mit der knorpeligen Gelenkfläche *Facies lunata*, sowie der Hüftkopf (lat. *caput ossis femoris*) des Femurs. Das Hüftbein wiederum besteht aus drei unterschiedlichen knöchernen Anteilen, die im Laufe der körperlichen Entwicklung in Form einer Synostose im Bereich der Hüftpfanne (lat. *acetabulum*) miteinander verschmelzen. Diese sind das Darmbein (lat. *os ilium*), das Sitzbein (lat. *os ischii*) und das Schambein (lat. *os pubis*) (5).

Darmbein, *Os ilium*

Das *Os ilium* besteht aus zwei Anteilen, nämlich dem Darmbeinkörper (lat. *corpus ossis ilii*) und der Darmbeinschaukel (lat. *ala ossis ilii*). Der Darmbeinkörper bildet das Dach der Hüftgelenkpfanne. Zwischen Acetabulumrand und dem anschließenden Korpusbereich liegt der *Sulcus supraacetabularis*, eine rinnenförmige knöchernen Vertiefung. Die Grenze zwischen *Corpus* und *ala ossis ilii* ist die *Linea arcuata*, eine knochenförmige Leiste, die zugleich auch einen Teil der Grenze zwischen großem und kleinem Becken, *Linea terminalis*, darstellt. In der glatten Innenfläche der Darmbeinschaukel befindet sich eine muldenförmige Vertiefung, die *Fossa iliaca*, in der der *M. Iliacus* entspringt. Den dorsalen inneren Bereich bezeichnet man als *Facies sacropelvina*. Auf diesem dem *os sacrum* zugewandten Teil der

Darmbeinschaukel liegt im unteren Bereich die Gelenkfläche für das Iliosacralgelenk, die Facies auricularis. Kranial-dorsal davon befindet sich die Tuberositas iliaca, die Insertionsstelle der Ligg. sacroiliaca. Die Außenfläche der ala ossis ilii bildet die Facies glutaea mit ihren drei Knochenleisten Linea glutaea inferior, Linea glutaea anterior und Linea glutaea posterior. An ihnen befindet sich der Ursprung der Glutealmuskulatur (5).

Der kraniale Rand der Darmbeinschaukel wird von der Crista iliaca, dem Darmbeinkamm gebildet. Dieser beginnt an der Spina iliaca anterior superior und endet an der Spina iliaca posterior superior. Den Außenrand des Darmbeinkammes bildet das Labium externum, den Innenrand das Labium internum. Dazwischen befindet sich die Linea intermedia. Weiters findet man noch die Spina iliaca anterior inferior und die Spina iliaca posterior inferior und am Labium externum das Tuberculum iliacum (6).

Sitzbein, Os ischii

Am Sitzbein unterscheidet man das Corpus ossis ischii und den Ramus ossis ischii. Das os ischii bildet mit dem Corpus die hintere Hüftgelenkpfanne und hat einen Anteil von etwa zwei Fünftel des gesamten Acetabulums. Der Ramus ischiadicum, Sitzbeinast, hingegen begrenzt die hintere Hälfte des Foramen obturatum. Dorsal trennt die Spina ischiadica die Incisura ischiadica major von der Incisura ischiadica minor. Der Scheitel der Konvexität des Sitzbeinastes verbreitert sich zum Sitzbeinhöcker, Tuber ischiadicum, und liegt am unteren Ende der Incisura ischiadica minor (5, 6).

Schambein, Os pubis

Das Schambein gliedert sich in den Schambeinkörper (lat. corpus ossis pubis), den oberen Schambeinast (lat. ramus superior ossis pubis) und den unteren Schambeinast (lat. ramus inferior ossis pubis). Der Schambeinkörper bildet den vorderen Bereich des Acetabulum. Er geht an der Eminentia pubica symphysenwärts in den Ramus superior ossis pubis über. An der Symphyse mündet dieser in den Ramus inferior ossis pubis und bildet gemeinsam mit diesem die ventrale Begrenzung des Foramen obturatum. An der Vereinigungsstelle der beiden Schambeinäste befindet sich median gelegen die Facies symphysialis. Der kraniale Rand des oberen Schambeinastes hebt sich als Knochenkamm, Pecten ossis pubis, endet ventral am Tuberculum pubicum und geht dorsal in die Linea arcuata ossis ilii

über. Die Crista pubica zieht vom Tuberculum pubicum nach medial. Die Crista obturatoria verläuft vom Tuberculum pubicum zum Vorderrand der Incisura acetabuli. Der Sulcus obturatorius liegt am Oberrand des Foramen obturatum und wird vom Tuberculum obturatorium anterius und vom nicht immer gut erkenntlichen Tuberculum obturatorium posterius begrenzt (5, 6).

Oberschenkelbein, Femur

Der Oberschenkelknochen ist mit 40-50cm der längste (Röhren-)Knochen des menschlichen Skeletts. Man teilt ihn in der deskriptiven Anatomie in die vier Abschnitte Femurkopf (lat. caput femoris), Oberschenkelhals (lat. collum ossis femoris), Femurschaft (lat. corpus ossis femoris) sowie die mediale und laterale Kniegelenkwalze (lat. condylus medialis und condylus lateralis femoris) ein. Das Caput femoris entspricht der proximalen Epiphyse. Oberschenkelhals und Femurschaft bilden die Diaphyse und die beiden Condyli und Epicondyli femoris stellen die distale Epiphyse dar (5, 6).

Der Femurkopf entspricht geometrisch einem Kugelabschnitt, der, individuell unterschiedlich, etwa zwei Drittel einer Kugel entspricht. Gemeinsam mit dem Acetabulum des Os coxae bildet er die artikulierenden Komponenten des Hüftgelenks. Bis auf die im medialen Bereich liegende Fovea capitis ist der gesamte Hüftkopf vom Gelenksknorpel überzogen. In der Fovea capitis, einer knöchernen Grube, ist das Lig. Capitis femoris fixiert. Der Übergang in den Halsabschnitt befindet sich an der Knorpel-Knochen-Grenze, welche auch die Epiphysenfuge am wachsenden Skelett darstellt (5).

Der Oberschenkelhals weist in der vertikalen Ebene einen größeren Durchmesser auf als in der sagittalen und hat im mittleren Abschnitt eine leichte sanduhrförmige Einziehung. Distal geht er entlang der Linea und Crista intertrochanterica breitbasig in den Schaftbereich über. An der Grenze zwischen Femurhals und -schaft liegen die beiden Rollhügel Trochanter major und Trochanter minor. Der Trochanter major dient unter anderem den kleinen Glutealmuskeln als Ansatzpunkt. Medial seiner Basis befindet sich die Fossa trochanterica, eine Grube in der die Mm. Gemelli und der M. Obturatorius internus inserieren. Am Trochanter minor am Ende der Crista intertrochanterica setzt der M. Iliopsoas an. Oberschenkelhals und Oberschenkelchaft gehen unter Bildung eines Winkels ineinander über. Dieser Schenkelhalsschaftswinkel wird in der Klinik häufig als Collodiaphysenwinkel oder als

Centrum-Collum-Diaphysenwinkel (CCD-Winkel) bezeichnet (5, 6). Er ändert sich im Laufe des Lebens und beträgt bei reifen Erwachsenen physiologisch zwischen 126 und 128 Grad (4).

Der lange Mittelabschnitt, Corpus femoris, ist nach dorsal konkav gekrümmt. Rückseitig befindet sich an ihm eine knöcherne Verstärkung, die Linea aspera, welche sich wiederum aus dem Labium mediale und laterale zusammensetzt und an der zahlreiche Muskeln befestigt sind. Die beiden nach distal auslaufenden Lippen bilden die seitliche Begrenzung der Facies poplitea (6). Die Basis dieser dreieckförmigen Fläche bildet die Linea intercondylaris, die die beiden Kondylen miteinander verbindet. Kranial geht das Labium laterale in die Tuberositas glutea, den Ansatzpunkt des M. Gluteus maximus, über. Das Labium mediale setzt sich in die Linea intertrochanterica und in die Linea pectinea zum Trochanter minor fort (5).

Distal geht der Femurschaft in die Oberschenkelknorren, die Condyli und Epicondylus medialis und lateralis, über. Proximal des Epicondylus medialis liegt das Tuberculum adductorium, an dem der superfizielle Anteil des M. adductor magnus inseriert. Dorsal liegt zwischen den Kondylen eine tiefe Grube, die Fossa intercondylaris. Der von Gelenkknorpel bedeckte Teil der Kondylen steht im Kniegelenk mit den Menisci und der Tibia in gelenkiger Verbindung. Ventral gehen die Gelenkknorpel in Richtung kranial in die Facies patellaris über, welche das Gleitlager für die Patella darstellt. Am Übergang zwischen der Facies patellaris und den Kondylengelenkflächen sind medial und lateral jeweils eine Linea condylopatellaris und eine Linea terminalis zu erkennen. Diese stellen einen subchondralen Knochenwulst dar (5).

Kapsel- und Bandapparat

Das Hüftgelenk wird von einer kräftigen Gelenkkapsel umgeben und entspringt mit ihrem fibrösen Anteil, der Membrana fibrosa, vom knöchernen Rand des Acetabulum, am Lig. transversum acetabuli und am Außenrand des Labrum acetabulare. Distal findet die Kapsel an der Linea intertrochanterica des Femur einen ventralen Ansatzpunkt. Dorsal umhüllt sie nur die medialen zwei Drittel des Collum femoris, sodass die Crista intertrochanterica, die beiden Trochanteren und die Fossa trochanterica extrakapsulär liegen. Die Membrana synovialis löst sich von der Basis des Labrum acetabulare, wodurch der Rand des Labrum frei in das Gelenk hineinragt (7).



Abbildung 1: Das Hüftgelenk mit Kapsel und Ligamenten von a) ventral und b) dorsal, aus: Aumüller, Duale Reihe- Anatomie

Die Gelenkskapsel wird durch drei Bänder verstärkt, nämlich das Lig. iliofemorale, das Lig. ischiofemorale und das Lig. pubofemorale. Das Lig. iliofemorale zieht als stärkstes Band im menschlichen Körper von der Spina iliaca anterior inferior schraubenartig zur Linea intertrochanterica und wird in die Pars medialis und lateralis unterteilt. Der mediale Anteil hemmt die Überstreckung im Hüftgelenk und verhindert das Abkippen des Beckens nach dorsal. Der laterale Faserzug inhibiert die Adduktion, Außenrotation und verhindert außerdem das Absinken des Beckens zur Schwungbeinseite synergistisch zu den kleinen Glutealmuskeln. Das Lig. ischiofemorale entspringt dorsal am hinteren Pfannenrand und dem os ischii und zieht schraubenförmig nach vorne, wo es in das Lig. iliofemorale und die Fossa trochanterica einstrahlt. Es hemmt die Innenrotation, die Extension und die Abduktion. Das Lig. pubofemorale verläuft vom oberen Schambeinast lateral in die Gelenkskapsel und inseriert am distalen Ende der Linea intertrochanterica. Es hemmt die Extension, Abduktion und Außenrotation. Das Lig. ischiofemorale bildet gemeinsam mit dem Lig. pubofemorale das die Zona orbicularis, ein Ringband, das den Schenkelhals umgibt und in Extension das Femur gegen das Acetabulum presst (7).

Funktionelle Anatomie des Hüftgelenks

Die beiden korrespondierenden Gelenkpartner der Hüfte sind die Hüftpfanne und das Caput femoris. Funktionell handelt es sich um eine Spezialform des Kugelgelenks, das Nussgelenk (lat. Art. Cotylica). Es erlaubt Bewegungen in den drei

Hauptbewegungsachsen, wobei das Rotationszentrum im Femurkopf liegt (5). Im Vergleich zum Kugelgelenk der Schulter ist die Bewegungsfreiheit jedoch deutlich eingeschränkt. Der Gelenkkopf der Hüfte steckt tief im Acetabulum und gleitet auf der halbmondförmigen Gelenkknorpelfläche der Gelenkpfanne, der Facies lunata (8). Zusätzlich zu den knöchernen Strukturen sorgt das Labrum acetabulare für eine weitere Vergrößerung der Gelenksfläche und somit zu einer besseren Führung von Seiten der Gelenkkörper (5).

Entscheidend für die Stabilität des Oberschenkelknochens ist der bereits erwähnte CCD-Winkel zwischen Collum und Corpus femoris. Dieser ist altersabhängig und sollte physiologisch folgende Werte annehmen:

- 150° beim Neugeborenen
- 145° beim dreijährigen Kind
- 126- 128° bei reifen Erwachsenen
- 120° bei Greisen

Deutlich abweichende Werte sollten als pathologisch angesehen werden, denn der Winkel bestimmt die Einstellung des Femurschafts zur Traglinie des Beines und damit die korrekte Beinachse. Ein Abweichen des Winkels aus dem Normbereich kann zu einer Coxa vara oder valga führen und in weiterer Folge entsprechend zu einem Genu valgus oder varus. Daher ist es auch für jede Endoprothese von Bedeutung die annähernd richtige Winkelgröße zu finden (4).

Wie kein zweites Gelenk im menschlichen Körper ist das Hüftgelenk von einem extrem starken Kapsel-Bandapparat gesichert. Dieser ergibt in seiner Gesamtheit eine Schraubenstruktur und sorgt für den Zusammenhalt der Gelenkkörper (5). Bei der Hüftextension wird diese „Bänderschraube“ zu- und bei der Flexion aufgedreht. Somit ergibt sich funktionell in der Standbeinphase eine feste Verschraubung, jedoch in der Spielbeinphase eine Lockerung, die differenzierte Einzelbewegungen möglich macht. Vorrangig dienen die Bänder aber nicht der Hemmung von Beinbewegungen, sondern der stabilen Haltung von Becken und Rumpf (8).

Unterstützend zum Bandapparat wirkt der aktive Bewegungsapparat. Die das Hüftgelenk umgebende Muskulatur sorgt dafür, dass Becken und Rumpf auf den Kugeln des Hüftgelenks balanciert werden. Dies erlangt insbesondere in den

Gangphasen Bedeutung, wo Stand- und Spielbeinphase einander abwechseln. Nur ein stabiles Standbein ermöglicht dem Spielbein weitgehende Bewegungsfreiheit (8).

Das Bewegungsfeld der Beine liegt weitgehend im Kontrollfeld der Sehorgane. Bewegungen vom Körper weg werden eingeschränkt, damit sich der Fuß als Unterstüztungsfläche nicht zu weit vom Körperschwerpunkt entfernt. Die Muskeln lassen sich funktionell in Beuger und Strecker, Ab- und Adduktoren sowie Innen- und Außenrotatoren unterscheiden. Ihre Wirkung ergibt sich aus den jeweiligen Lagen zu den Gelenkachsen. Der Hauptbeuger im Hüftgelenk ist der M. Iliopsoas, sein wichtigster Gegenspieler der M. Gluteus maximus. Die Adduktoren bestehen aus fünf Einzelmuskeln, die wichtigsten Abduktoren sind der M. Gluteus medius und der M. Gluteus minimus. Der kräftigste Innenrotator im Gelenk ist der M. Gluteus minimus. Eine starke außenrotatorische Komponente haben der M. Piriformis und der M. Quadratus femoris. Insbesondere bei den Ab- und Adduktoren und Außen- und Innenrotatoren können einzelne Muskeln unterschiedliche Funktionen, je nach Ausgangsstellung und Faserzug einnehmen (8).

Koxarthrose (Arthrosis deformans coxae)

Da die Hüftgelenksarthrose speziell in der Orthopädie eine der häufigsten Indikationen für die totale Hüftgelenksendoprothetik darstellt, wird im Folgenden etwas näher darauf eingegangen.

Epidemiologie

Nach den Wirbelgelenken und dem Knie steht das Hüftgelenk an dritter Stelle der am häufigsten degenerativ betroffenen Gelenke (4). Die durchschnittliche Prävalenz radiologisch definierter Arthrosen wird ab dem 55. Lebensjahr für Männer mit 17% und für Frauen mit 10% angegeben. Ab der siebenten Lebensdekade kehrt sich die Geschlechtsverteilung um, sodass deutlich mehr Frauen betroffen sind (9).

Pathogenese

Bei der Arthrose im Allgemeinen wird der hyaline Gelenkknorpel, der weder vaskularisiert noch innerviert ist, geschädigt. Seine Ernährung durch Diffusion wird geschädigt. Die Knorpelzellen steigern die Proliferation und hypertrophieren. Gleichzeitig exprimieren sie proteolytische Enzyme (Kollagenasen) und aktivieren Proenzyme in Markophagen. Es startet eine Kommunikation mit dem subchondralen vaskulären System. Dieses kann die proteolytische Aktivität zusätzlich verstärken (10).

Es erfolgt eine schrittweise Schädigung des hyalinen Knorpels, die an unterschiedlichen Orten nebeneinander ablaufen kann. In Anlehnung an die International Cartilage Repair Society (ICRS) erfolgt eine makroskopische Beurteilung der Knorpelschädigung in fünf Stufen (11):

- Grad 0: normal
- Grad 1: nicht tiefgehende Knorpelläsion mit oberflächlichen Rissen (Fibrillation) und/oder Einkerbungen
- Grad 2: Fibrillation und Fragmentierung, die bis weniger als 50 % der gesamten Knorpeldicke reichen
- Grad 3: Defekte bis über die Hälfte der Knorpeldicke reichend, jedoch nicht den subchondralen Knochen betreffend

- Grad 4: weitreichende Knorpeldestruktion mit Beteiligung des subchondralen Knochengewebes, Denudierung größerer Knorpelanteile

Von großer Bedeutung für die klinischen Symptome ist die arthrotische Mitbeteiligung der Synovialmembran. Der Knorpelabrieb und die damit einhergehende mechanische und biochemische Reizung der Membrana serosa der Gelenkkapsel resultiert in einer Synovialitis. Dies führt zu Ödemen, Synovialzysten und Malnutrition des Knorpels. In der Folge kann es zur Erweiterung und Schrumpfung der Kapsel kommen, was wiederum zu verstärkten Fehlstellungen im Gelenk führen kann (12).

Klinik

Im Anfangsstadium treten bei den Patientinnen und Patienten häufig belastungsabhängige Beschwerden auf, die sich spontan und entsprechend der Belastungssituation wieder zurückbilden. Bei fortgeschrittener Erkrankung kommt es zu länger anhaltender Schmerzsymptomatik und zum sogenannten Einlaufschmerz bei Bewegungsbeginn nach Ruhigstellung. Bei weiterer Progredienz zeigt sich zu den Belastungsschmerzen auch ein Ruheschmerz, der schließlich in einem nächtlichen Schmerz resultiert (4).

Klinische Hauptsymptome sind die Bewegungseinschränkung und das Hüftthinken. Primär betroffen sind häufig die Innenrotation und Abduktion. Mittels Thomas-Handgriff kann eine eventuelle Beugekontraktur im Hüftgelenk festgestellt werden. Außerdem werden im Stand ein Hohlkreuz und eine funktionelle Beinverkürzung registriert. Bei positivem Duchenne- und Trendelenburg- Zeichen kann auf einen verminderten Abduktoreneinsatz durch Muskelschwäche oder zur Schmerzvermeidung geschlossen werden. Es soll zwischen Schon-, Insuffizienz- und Verkürzungshinken unterschieden werden. Im fortgeschrittenen Krankheitsstadium kommt es zur Atrophie der Oberschenkelmuskulatur und oft zu einer charakteristischen Beuge-Außenrotations-Adduktionskontraktur (9).

Diagnostik und radiologische Bildgebung

Neben den klinischen Zeichen einer Hüftarthrose ist die Röntgenbilduntersuchung ein unerlässlicher Schritt zur Diagnosefindung. Es wird eine Beckenübersichtsaufnahme mit frontalisierter Patella angefertigt, anhand derer die typischen röntgenologischen Veränderungen sichtbar gemacht werden. Allerdings ist ein Zusammenhang zwischen Röntgenbefund, klinisch objektivem Befund und subjektiven Beschwerden nur eingeschränkt herstellbar. Erfahrungsgemäß ist rund die Hälfte der auffälligen Hüft-Röntgen klinisch stumm, aber auch klinisch auffällige Hüften können im Röntgenbild unauffällig imponieren (9).

Aufnahmetechnik

Röntgenbilder der unteren Extremitäten sollten möglichst im Stand aufgenommen werden, da somit die Knorpel Eigenschaften und Achsenverhältnisse am besten beurteilt werden können. Bei der Primärdiagnostik sollen Aufnahmen in zwei Ebenen möglichst senkrecht zueinander angefertigt werden. So wird heute als zweite Standardaufnahme zur Beckenübersicht die Faux-Profilaufnahme der Lauensteinaufnahme vorgezogen. Für die Diagnostik der belastungsabhängigen Hüftschmerzen und der Hüftkopfnekrose ist die Lauensteinaufnahme jedoch nach wie vor relevant (12).

Radiologische Arthrosezeichen

Röntgenologische Frühzeichen (12):

- Gelenkspaltverschmälerung
- Weitgehend erhaltene Knochenkonturen
- Subchondrale Sklerosierung unterschiedlichen Ausmaßes
- Noch keine wesentliche Dezentrierung des Hüftkopfes

Weiterer Verlauf:

- Gelenkspalt völlig aufgebraucht
- Gelenkbildende Knochen nicht mehr normal konturiert
- Ausgeprägte subchondrale Sklerose und Geröllzysten
- Dezentrierter Hüftkopf
- Periostale Knochenneubildung am Schenkelhals

Spätstadium:

- Voranschreitende Dezentrierung, aber
- Wieder besser sichtbarer Gelenkspalt
- Rückbildung der Geröllzysten und subchondralen Sklerose

Eine gängige Einteilung erfolgt nach Kellgren und Lawrence. Die unterschiedlichen Verlaufsstadien der Hüftgelenksarthrose werden demnach in fünf Grade eingeteilt (13):

- Grad 0: keine radiologischen Osteoarthrosezeichen
- Grad 1: geringe subchondrale Sklerosierung
keine Osteophyten
keine Gelenkspaltverschmälerung
- Grad 2: geringe Gelenkspaltverschmälerung
beginnende Osteophytenbildung
angedeutete Unregelmäßigkeit der Gelenkfläche
- Grad 3: ausgeprägte Osteophytenbildung
Gelenkspaltverschmälerung
deutliche Unregelmäßigkeit der Gelenkfläche
- Grad 4: ausgeprägte Gelenkspaltverschmälerung bis zur vollständigen
Destruktion
Deformierung/ Nekrose der Gelenkpartner und Pseudozysten

Differentialdiagnosen

Differentialdiagnostisch dürfen Erkrankungen an der Lendenwirbelsäule wie Spinalkanalstenosen, Foramenstenosen und Spondylarthrosen, mit pseudoradikulärer Ausstrahlung in die Leiste nicht außer Acht gelassen werden. Auch atraumatische Frakturen des Schenkelhalses, Leisten- und Schenkelhernien sowie Durchblutungsstörungen müssen in Erwägung gezogen werden (4).

Konservative Therapie

Physiotherapeutische und physikalische Maßnahmen nehmen einen positiven Einfluss auf den Verlauf einer degenerativen Hüfterkrankung im Sinne einer Verlangsamung der Progredienz. Ihr primäres Ziel ist das Hinauszögern der Notwendigkeit eines operativen Eingriffs (4). Gewichtsreduktion und die Verwendung von stoßdämpfenden Schuhen und Schuheinlagen sind als additive Maßnahmen förderlich (4, 9). Warmhaltende Kleidung und Vermeidung von Kälte und Nässe sind ebenfalls empfohlen. Die Trainingstherapie sollte mit Bewegungen im rhythmischen Wechsel von Belastung und Entlastung in einem der Verträglichkeit angepassten Rahmen durchgeführt werden. Stauchungen im Hüftgelenk sollten dabei weitgehend vermieden werden. Insofern können Gymnastik, Radfahren und Schwimmen im warmen Wasser ausgeübt werden. Die physiotherapeutisch angeleitete Bewegungstherapie dient der Kontrakturprophylaxe und -beseitigung, dem muskulären Krafttraining zur Beseitigung von Hinken und Ermüdungsschmerz sowie der qualitativen Verbesserung des Gangbilds. Physikalische Maßnahmen wie Elektrotherapie und Ultraschall können die Symptomatik ebenso günstig beeinflussen (9). Auch die positive symptomatische Wirkung von oralen Antiphlogistika (NSAR) ist belegt, doch sind sie aufgrund der ernsthaften gastrointestinalen Komplikationen nicht zur Langzeittherapie geeignet (4, 9). Intraartikuläre Infiltrationen mit Lokalanästhetika sind zur kurzfristigen Schmerzreduktion geeignet und ein eventuell zuvor sonographisch festgestellter Gelenkserguss kann gleichzeitig abpunktiert werden. Lokale Kortikosteroidinjektionen sollten wegen der Gefahr von Hüftkopfnekrosen in der Regel nicht gegeben werden (9). Therapeutische Maßnahmen mit dem Ziel des Knorpelaufbaus bzw. der Knorpelstabilisierung sind in ihrer Wirksamkeit bis dato nicht mit einer ausreichenden Datenmenge belegt. Dies gilt in erhöhtem Maße auch für andere Therapiekonzepte wie Magnetfeldtherapie, Akupunktur und andere (4).

Prognose

Die Prognose der Koxarthrose ist aufgrund des progredienten Charakters der Erkrankung trotz individueller Unterschiede selbst bei Ausschöpfen aller konservativen Therapiemaßnahmen ungünstig. Remissionen der klinischen Symptomatik sind möglich, nicht aber der röntgenologischen Zeichen. Darüber hinaus gibt es auch Verläufe mit besonders rascher Dekompensation. Schlussendlich

muss sich ein Großteil der betroffenen Patientinnen und Patienten einer operativen Therapie unterziehen (9).

Operative Therapie

Bei den operativen Behandlungsverfahren sind gelenkerhaltende Techniken vom endoprothetischen Gelenkersatz zu unterscheiden. Zu den gelenkerhaltenden zählen intertrochantäre Femurosteotomien, die varisierend, valgusierend, medialisierend, derotierend, extendierend und flektierend sein können und zumeist kombiniert werden. Auch die Versetzung des Trochanter major und Beckenosteotomien nach Salter und Chiari sowie muskelentspannende Weichteileingriffe finden Anwendung. Weitere Möglichkeiten stellen die Resektionsarthroplastik und die Arthrodesen dar. Eine gelenkerhaltende Operation, insbesondere die Osteotomie, ist vor allem bei Patientinnen und Patienten angezeigt, die unter 50 bis 60 Jahre alt sind und bei leicht bis mittelgradigen Subluxationscoxarthrosen. Die größte Bedeutung kommt jedoch der endoprothetischen Versorgung zu (14).

Die Endoprothetik des Hüftgelenks

Da die in der Studie untersuchten Patientinnen und Patienten mit einer totalen Hüftgelenkendoprothese versorgt wurden, wird hier noch einmal im Speziellen auf die einzelnen Schritte in der Durchführung der H-TEP Implantation eingegangen. Indiziert war die Intervention bei den Studienteilnehmerinnen und Studienteilnehmern durch die Diagnose Koxarthrose, die eine schmerzhafte Funktionseinschränkung im Hüftgelenk aufgrund degenerativer Veränderungen darstellt und im vorangegangenen Kapitel bereits im Detail beschrieben wurde (15). Die Hüfttotalendoprothetik bedeutet die Implantation künstlicher Gelenkkomponenten als Ersatz des ursprünglichen Hüftgelenks und stellt *die* operative Methode der Wahl zur Behandlung einer Koxarthrose dar (14). Sie ist eine zuverlässige Methode, um Gelenksschmerzen zu reduzieren oder eine eingeschränkte Gelenkfunktion wiederherzustellen (16).

Einen der größten Meilensteine in den vergangenen 30 Jahren in der Arthrosebehandlung bedeutete die Einführung der Totalendoprothese. Mittlerweile stehen Implantate in allen gängigen Formen und Größen zur Verfügung. Maßgefertigte Modelle konnten im Vergleich zu Massenprodukten nicht überzeugen, haben jedoch in besonderen Fällen ihre unumstrittene Berechtigung (14).

Die endoprothetische Versorgung der Hüfte verursacht aber auch diverse biomechanische Probleme. Die geeignete Formgebung und Materialwahl der Implantate soll unphysiologische Spannungen in der Knochensubstanz und damit einhergehende Knochenresorption möglichst vermeiden. Des Weiteren sind allzu große Mikrobewegungen in den Grenzflächen zwischen Implantat und Knochen aus dem eben genannten Grund zu reduzieren. Auch der Abrieb der künstlichen Gelenkflächen stellt in Hinsicht auf Prothesenlockerung eine Komplikation dar. Ebenso ist die durch Reibung bedingte Wärmeentwicklung eventuell problematisch. Daher ist die geeignete Materialauswahl von entscheidender Bedeutung. Für Prothesenkopf und -pfanne stehen hoch vernetztes Polyethylen und Keramik zur Verfügung (10).

Indikation

Die Totalendoprothese ist Therapie der Wahl bei allen fortgeschrittenen und anderweitig therapieresistenten Hüftgelenksarthrosen. Die Indikation ergibt sich aus

einer Kombination von hohem Leidensdruck der Patientinnen und Patienten und objektiven Zeichen einer Beeinträchtigung, wobei der Leidensdruck den Zeitpunkt der Operation bestimmt. Radiologische Arthrosezeichen, der klinische Befund und subjektive Beschwerden müssen in einen Zusammenhang gebracht werden. Erst nach Ausschöpfung sämtlicher konservativen Behandlungsversuche soll eine Operation in Erwägung gezogen werden. Je größer der Leidensdruck ist, umso wahrscheinlicher ist eine operative Intervention, da auch ein objektiv eher bescheidenes Operationsergebnis eher als positiv bewertet wird. Auch die Kooperationsfähigkeit der Patientinnen und Patienten sollte im Vorfeld abgeklärt werden, um eventuell notwendige langwierige postoperative Entlastungs- und Rehabilitationsprozesse planen zu können (14).

Indikationen für eine vorgezogene endoprothetische Versorgung sind eine verkürzte Lebenserwartung, eine nicht kompensierbare Unverträglichkeit von nicht steroidal Antirheumatika oder eine besondere Lebenssituation (14).

Kontraindikationen

Kontraindikationen für die HTEP-Implantation sind ein Infekt im Operationsgebiet sowie, als relative Kontraindikation, soweit veränderte physiologische knöcherne Strukturen, dass eine solide Implantatverankerung nicht möglich ist. Nicht kontraindiziert ist die Totalendoprothese dagegen bei hohem Alter, ausreichend kontrollierten Herzkreislauf- und Stoffwechselerkrankungen, leichteren Paresen und einer bereits erfolgten Prothesenversorgung an Nachbargelenken (14).

Implantation der Hüfttotalendoprothese

Ziel der HTEP-Operation ist der funktionelle Ersatz von destruierten Gelenksteilen des Hüftkopfes und der Hüftpfanne.

Die Totalendoprothesen-Implantation gilt als einer der am besten etablierten orthopädischen Eingriffe und wird hier deshalb in seiner Methodik nach Ewerbeck et al. (17) kurz beschrieben:

Sie wird je nach Zugangsweg in Rücken- oder Seitlagerung durchgeführt und kann sowohl in Intubationsnarkose, als auch in Spinalanästhesie erfolgen. Nach dem sterilen Abdecken und der Desinfektion des OP-Gebiets wird ein posteriorer

(adduktorenschonend) oder lateraler, transglutealer Zugangsweg gewählt. Es folgt ein ca. 12-20cm langer Hautschnitt entlang der Femurschaftlängsachse auf Höhe des Trochanter major. Anschließend wird der Tractus Iliotibialis dargestellt und längs gespalten. Dann stellt man den Trochanter major dar und inzidiert den M. vastus lateralis bogenförmig über dem sehnigen Anteil des M. Gluteus medius bis knapp über den Trochanter major. In weiterer Folge werden die beiden genannten Muskeln zusammen mit dem M. Gluteus minimus und der Gelenkkapsel mittels Diathermie, Messer oder Raspatorium nach ventral abgeschoben. Nach dem stumpfen Auseinanderdrängen der Fasern des M. Gluteus medius wird der tiefer gelegene M. Gluteus minimus dargestellt und zusammen mit der Kapsel längs gespalten und aus der Fossa piriformis gelöst. Durch Einsetzen mehrerer Hohmann-Haken wird eine gute Sicht auf das Operationsgebiet gewährleistet und die ventrale Kapsel kann vollständig gelöst werden.

Mit Hilfe des Luxationslöffels und einer Adduktions- und Außenrotationsbewegung wird der Hüftkopf luxiert. Mit weiteren Hohmann-Haken wird der Schenkelhals freigelegt und ca. 1,5 cm proximal des Trochanter minor in einem 45° Winkel durchtrennt. Anschließend wird der Femurkopf mit dem „Korkenzieher“ aus der Gelenkpfanne geborgen und verbliebene Kapselanteile und Osteophyten abgetragen.

In weiterer Folge stellt man den Pfannenboden dar durch Abtragen des zentralen Osteophyten und des pulvinalen Gewebes, sowie durch das Ausfräsen des Acetabulums. Das Fräsen erfolgt im 45° Winkel bis zum Anfrischen des subchondralen Knochens und Eröffnung der Spongiosa. Dann werden mehrere Löcher zur Zementverankerung in den Pfannenboden gebohrt. Während des Spülens mit der Jet-Lavage erfolgt das Mischen des Zements. Nach der Trocknung der Wundfläche mit Kompressen wird unmittelbar der Knochenzement eingebracht und nach einer Wartezeit von 60-120 Sekunden die Pfannenprothese eingebracht. Die korrekte Positionierung ist in 45° Inklination und 10-20° Anteversion. Während man auf das Aushärten des Zements wartet, können gleichzeitig überschüssige Zementreste entfernt werden.

Danach beginnt die Präparation der Femurkomponente. Dazu werden die Hohmann-Hebel entfernt und das Bein in die 4er Position umgelagert. So kann der Markraum mit dem Kastenmeißel und einer langen Markraumahle eröffnet werden. Es folgt das

Aufraspeln des Prothesenbettes streng axial in ca. 10° Anteversion beginnend mit der kleinsten Raspel. Aufsetzen des entsprechenden Kopfes und Probereposition mit letzter Raspelgröße mit Stabilitätsprüfung und eventueller Bildwandlerkontrolle. Danach erfolgt eine Jet-Lavage und das Ausmessen und Einbringen eines Markraumperrers. Nach der Trocknung mit Kompressen bringt man den Zement zügig in den Markraum ein. Ca. 6 Minuten nach Zementeinbringung wird der Schaft implantiert und überstehende Zementreste wieder entfernt. Wenn der Zement ausgehärtet ist, folgen das Aufbringen des Probekopfes und die Reposition des Gelenks. Optional kann wiederum eine Bildwandlerkontrolle durchgeführt werden. Zuletzt werden noch Bewegungsumfang, Beinlänge und Luxationstendenz überprüft. Bei gutem Resultat wird der Probekopf gegen das endgültige Implantat getauscht und wieder reponiert. Zuletzt wird ausgiebig gespült, die Kapsel und Muskulatur refixiert, Drainageschläuche eingebracht und die Wunde schichtweise Verschluss und mit einem sterilen Verband abgedeckt (17).

Implantate/ Endoprothesen

Anforderungen

Implantate für die totale Hüftendoprothetik werden seit den späten 1960er Jahren verstärkt weiterentwickelt und verbessert, um gewissen Kriterien zu entsprechen bzw. Probleme und Komplikationen zu beseitigen. Allgemein gesagt, muss die Biokompatibilität gewährleistet sein. Diese ist nach ISO Norm definiert und beinhaltet im Wesentlichen zwei wichtige Anforderungen: Die Biokompatibilität ist nicht nur das Fehlen einer direkten bzw. indirekten Zytotoxizität, sondern umfasst zwei wesentliche Bereiche, die Biosicherheit und die Biofunktionalität (18). Ein großes Problem in der Endoprothetik ist die aseptische Implantatlockerung. Sie stellt derzeit die Indikation für ca. 80% aller Revisionsoperationen. Hauptursächlich für die aseptische Prothesenlockerung sind Abriebpartikel der Implantate. Am bedeutendsten sind hier wiederum PE-Abriebpartikel, da sie am häufigsten eingesetzt werden und in ihrer Biotoxizität Metall- und Keramikimplantate übertreffen. Die Gefahr ergibt sich durch die biochemischen Wechselwirkungen mit den periprothetischen Geweben im Lauf der Zeit. Es kommt zur Bildung von periprothetischen Membranen und zur Osteolyse und schließlich zur Lockerung der Prothesen mit all ihrer Klinik (19, 20). Geeignete Werkstoffe besitzen demnach eine möglichst harte Beschaffenheit für geringen Abrieb, einen niedrigen Reibkoeffizienten, keine Zytotoxizität, hohe chemische und hydrothermische Stabilität, hohe Funktionalität sowie eine möglichst lange Lebensdauer (21, 22).

Historischer Abriss

An geeigneten Materialien für den Einsatz im Körper wurde bereits lange gefeilt. So wurde anfänglich der speziell für das britische Militär entwickelte „U-Boot-Stahl“ verwendet. Dieser war eine auch im Salzwasser korrosionsbeständige Legierung aus Kobalt, Chrom und Molybdän (CoCrMo-Legierung) und wurde in weiteren Entwicklungsstufen durch Schmiedelegierungen gehärtet, um Ermüdungsbrüche zu reduzieren. Ab den späten 1940er Jahren erhielt auch der Edelstahl zunehmende Bedeutung, ist jedoch wegen der nachteiligen geringen Biegesteifigkeit und früheren Korrosionsanfälligkeit heute vorrangig als temporäres Osteosynthesematerial in Verwendung (21).

Aktuelle Materialien

Für Schaftprothesen ist die derzeit letzte Entwicklungsstufe, nach den CoCrMo-Gusslegierungen und den geschmiedeten CoCrMo-Legierungen, die Titanschmiedelegerungen. Alle drei werden beim Einbau mit Knochenzement als Standard verwendet. Die beiden letztgenannten eignen sich zusätzlich auch zur zementfreien Implantation, da Titanschmiedelegerungen und CoCrMo-Schmiedelegerungen ein ausgezeichnetes Anwachsverhalten bei gleichzeitig hoher Ermüdungsfestigkeit aufweisen. Neuere Werkstoffe wie Tantal, Niob und kohlefaserverstärkte Kunststoffe konnten sich bislang noch nicht klinisch etablieren.

Pfannenprothesen, die zementiert implantiert werden, sind standardmäßig aus Polyethylen (PE). Die zementlose Implantation erfolgt mit geschraubten oder press-fit verankerten Pfannen. Die dabei verwendeten Werkstoffe sind Reintitan, Titanlegierungen und CoCrMo-Schmiedelegerungen. Allerdings muss bei den zementfreien Pfannen noch ein Pfanneninlay aus Polyethylen oder Keramik als Gleitlager eingesetzt werden.

Die korrespondierenden Gelenkpartner sind dann Pfanne bzw. Inlay und Gelenkskopf der Schaftprothese. Diese Gleitpaarungen können aus unterschiedlichen Stoffen bestehen (21):

- Metall – Polyethylen
- Metall – hochvernetztes PE
- Keramik (Al_2O_3 bzw. Zirkonium) – PE
- Keramik – Keramik
- Metall – Metall (CoCrMo)

Seit mittlerweile mehreren Jahrzehnten wird verstärkt an Materialien mit optimalen Eigenschaften für den Hüftgelenkersatz geforscht. Ein wichtiges Merkmal stellen dabei die tribologischen Verhaltensweisen der Gelenkskörper dar.

Einschub zur Wortbedeutung - Tribologie:

Unter Tribologie (griech. tribos: Reiben) versteht man die Wissenschaft und Technik von aufeinander wirkenden Oberflächen in Relativbewegung. Im klinischen

Sprachgebrauch versteht man darunter Reibung, Verschleiß und Grenzflächenwechselwirkungen bei der Entwicklung, Konstruktion und Fertigung von medizinischen Implantaten (23).

Dabei stehen sich, wie bereits erwähnt, Metall-, Keramik- und Polyethylen-Gleitpaarungen gegenüber. Über Vor- und Nachteile der einzelnen Materialien wird nach wie vor viel diskutiert. In der Praxis hat sich allerdings die Polyethylentechnologie am besten durchgesetzt. So werden heutzutage ca. 80% aller Hüftendoprothesen und 100% aller Kniegelenksendoprothesen mit Polyethylen bzw. ultrahochmolekularem Niederdruckpolyethylen implantiert. Dieser Umstand unterstreicht die Überlegenheit dieser Gleitpaarung (überragende tribologische Eigenschaften, ausgezeichnete Biokompatibilität), obwohl auch nachteilige Eigenschaften bekannt sind („cold flow“, nicht alterungsstabil). Zweifelsohne ist der aktuelle Erfolg des totalen Hüftgelenkersatzes mitunter auf die guten Resultate von Sir John Charnley mit seiner „low-Friction“ Philosophie und dem hoch verdichteten Polyethylen zurückzuführen (21, 24).

Keramik-Implantate:

In den 1970er und 1980er Jahren erreichten Keramik-Gleitpaarungen noch unzufriedenstellende Langzeitergebnisse. Die Erfolgsrate nach 10 Jahren lag bei 75% bis 84%. Die Probleme ergaben sich sowohl durch das Material, als auch durch das Design der Implantate. Daraus resultierten aseptische Schafflockerungen und Brüche der Keramikkomponenten. In manchen Fällen konnten auch deutliche Zeichen von Abrieb nachgewiesen werden. Die Materialbrüche wurden hauptsächlich zurückgeführt auf die grobe Körnung der Keramik und das Implantatdesign. Aufgrund der trotzdem vorhandenen Vorteile gegenüber anderen Materialien im Bereich der Härte, des Abriebs, der fehlenden Korrosion und der guten Biokompatibilität (siehe Tabelle 1) wurde jedoch an verbesserten Designs und Belastbarkeit gearbeitet (22, 25). D'Antonio et al. wiesen 2011 gegenüber Metall-Polyethylen Gleitpaarungen bezüglich Langzeitergebnisse, Materialabrieb und Osteolyse sogar Vorteile der Keramik-Keramik Kombination nach (26).

In jüngster Zeit stand also nicht die Problematik der Implantatfrakturen im Vordergrund, sondern das Auftreten unerwünschter Gelenkgeräusche durch das Aufeinandertreffen zweier harter artikulierenden Gelenkflächen (27). Die Geräusche werden eingeteilt in ein tonales „Quietschen“ bzw. ein nicht-tonales „Klicken“, die durch große Reibung bzw. durch hartes Aufeinandertreffen der beiden Gelenkpartner entstehen (28).

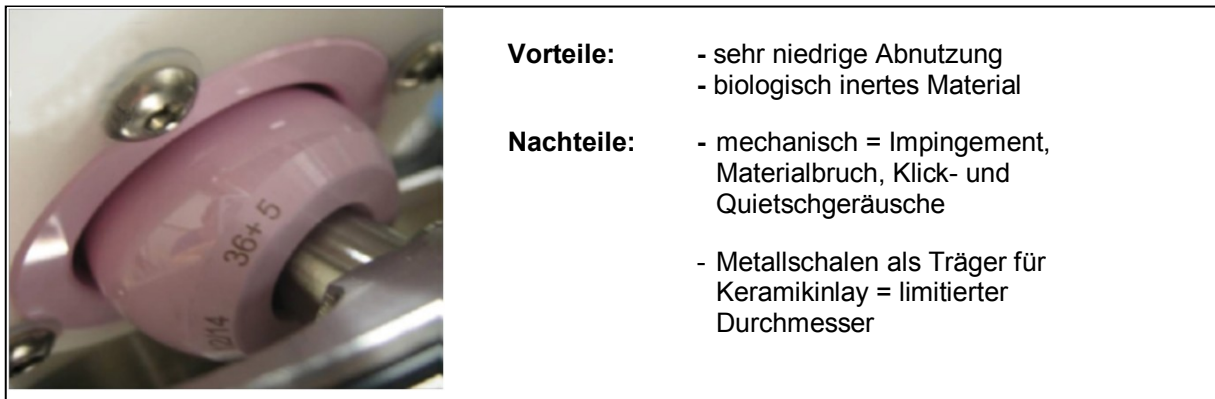


Abbildung 2: vor- und nachteilige Eigenschaften aktueller Entwicklungsstufen von keramischen Gleitpaarungen, aus: Clarke I. et al., How do alternative bearing surfaces influence wear behavior?

Polyethylen-Implantate:

Die bereits erwähnten PE-Endoprothesen wurden ebenfalls über Jahrzehnte immer wieder überarbeitet und verbessert. So wird heute vorrangig hochvernetztes Polyethylen (highly cross-linked polyethylene, HXLPE) wegen seiner besseren Abriebeigenschaften verwendet. Keramik wurde aufgrund guter Abriebfestigkeit häufig als korrespondierender Gelenkspartner zu Polyethylen verwendet, wobei Aluminiumoxid noch bessere Abriebeigenschaften aufweist als Zirkonium (22). Clark et al. stellten einen Vergleich von Aluminiumoxid-HXLPE Paarungen mit Metall-HXLPE Paarungen unter standardisierten und klinischen Bedingungen an. Diese Untersuchung ergab einen durchschnittlich um 50% geringeren Abrieb für die Keramik-HXLPE Paarung (29). Auch die Lebensdauer von HXLPE-Implantaten ist vergleichsweise gut. Wie Epinette et al. in ihrem Vergleich von Keramik auf hoch molekularem „cross-linked“ Polyethylen (HXLPE) Implantaten mit einer Keramik-Keramik Implantat-Paarung 2013 zeigten, kann bezogen auf die Lebensdauer der Endoprothesen nach einem follow-up von 10 bis 12 Jahren kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Aber auch bei sehr ähnlichen Langzeitwerten ergibt

sich durch die deutlich niedrigeren Kosten ein wesentlicher Vorteil für die Keramik-HXLPE Gleitpaarung (30).

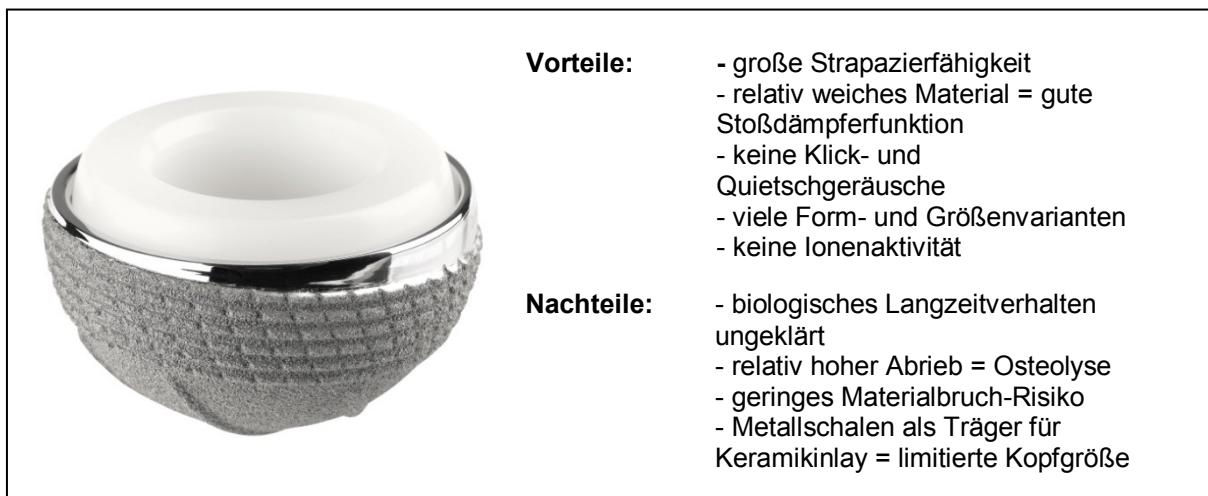


Abbildung 3: vor- und nachteilige Eigenschaften aktueller Entwicklungsstufen von PE-Gleitpaarungen, aus: Clarke I. et al., How do alternative bearings influence wear behavior? und <http://www.krankenhaus-buchholz.de/ru/fachdisziplinen/>

Metall-Implantate:

Durch die stetige Weiterentwicklung der Werkstoffe sind heute bereits Metall-Implantate der 2. und 3. Generation in Verwendung. Die 3. Generation bezeichnet jedoch ausschließlich Oberflächenersatzimplantate mit großen Durchmessern über 40mm. Beide neueren Entwicklungsstufen weisen aber deutliche Vorteile in Metallurgie und Fertigungstoleranzen gegenüber der ersten Generation auf (31, 32). Durch die Fertigung der Prothesen mit einem größeren Kopfdurchmesser gelang eine Reduktion des Abriebs und der Luxationstendenz, jedoch entstehen mit größerem Durchmesser auch neue biomechanische Probleme, weshalb eine sinnvolle Größenbegrenzung laut Morlock et al. bei 32mm oder 36mm liegen könnte (33). Auf Gleitpaarungen zwischen Metallen und Polyethylen wurde bereits im Absatz der PE-Implantate näher Bezug genommen.



- Vorteile:**
- hohe Strapazierfähigkeit = großer Kopfdurchmesser möglich
 - dünne Pfannen = großer Kopfdurchmesser möglich
- Nachteile:**
- biologisch: Ionenaktivität, Osteolyse
 - mechanisch: Impingement, Klick- und Quietschgeräusche

Abbildung 4: vor- und nachteilige Eigenschaften aktueller Entwicklungsstufen von metallischen Gleitpaarungen, aus: Clarke I. et al., How do alternative bearings influence wear behavior?

Die folgende Tabelle 1 zeigt übersichtlich einen direkten Vergleich der Eigenschaften verschiedener Gleitpaarungen bezogen auf technische Kriterien und biologische Effekte.

Tabelle 1: Vergleich von Keramik-Keramik und Metall-Metall Gleitpaarungen, aus: Clarke I. et al., How do alternative bearing surfaces influence wear behaviour

Materialeigenschaften	Keramik - Keramik	Metall - Metall
Härte (MPa)	2300	350
Kratzfestigkeit	Hoch	Niedrig
Biegebruchfestigkeit (MPa)	550	950
Materialbruch	berichtet	Daten nicht verfügbar
Tribologie:		
Abrieb in der Einlaufphase (µm)	ungefähr 1	25
Abrieb im Dauerzustand (µm pro Jahr)	0-3	5
Durchschnittliche Partikelgröße (µm)	0,2	0,05
Reibung	Niedrig	Hoch
Metall-Ionen in Körperflüssigkeiten	Nicht erhöht	Erhöht in Blut und Harn
Reibkorrosion an Grenzflächen	berichtet	nicht berichtet
Biologische Effekte:		
Zytotoxizität	Nein	Ja

Lokale Gewebereaktion	Niedrig	Niedrig
Systemische Reaktionen	nicht berichtet	berichtet
Unerklärliche Schmerzen	nicht berichtet	berichtet
Überempfindlichkeitsreaktionen	nicht berichtet	berichtet
Karzinogenität	nicht berichtet	wird diskutiert
Sonstige Bedenken:		
Quietschgeräusche	berichtet	berichtet
Klickgeräusche	berichtet	berichtet
Blockieren	nicht berichtet	berichtet

Prothesendesign

Durch die Implantation einer HTEP werden die knöchernen Gelenkkomponenten sowie die ligamentären Strukturen verändert, weshalb die postoperative Gelenkstabilität zu einem Großteil muskulär bedingt ist. Unterstützend kann jedoch auch die Form der Endprothesen zu einer verbesserten Stabilität beitragen (34).

So spielt beispielsweise die Größe des Gelenkkopfes eine Rolle. Je größer der Kopf im Durchmesser ist, desto mehr Stabilität ist theoretisch auch gegeben. Sollten aber die Muskelspannung und die Größe des Kopfes nicht die gewünschte Stabilität erzielen, so können neuere Implantate mit einem verbesserten Einschluss des Kopfes in der Gelenkpfanne verwendet werden. Allerdings besteht bei großen Modellen von ca. 40mm im Durchmesser eine vermehrte Luxationstendenz, weshalb Größen von 32mm bis 36 mm als Kompromiss empfohlen werden (33, 34).

Zusätzlich spielen bei der Formgebung die Gefahr des „Neck-Impingement“ und der „femoral offset“ eine Rolle. Letztgenannter hat eine direkte Auswirkung auf die Gelenkstabilität durch veränderte muskuläre Züge und somit eine veränderte Biomechanik. Günstig für eine gesteigerte Stabilität ist eine Verlängerung der Distanz zwischen Ursprung und Ansatz der Muskulatur. Jedoch nimmt der „femoral offset“ auch Einfluss auf die Funktion des Gelenks (34).

Als weiteres Kriterium müssen insbesondere Schaftprothesen eine hohe Widerstandsfähigkeit gegenüber mechanischem Stress aufweisen, um möglichst gute Langzeitergebnisse zu erzielen. Andernfalls drohen Prothesenlockerung oder -bruch, sowie Osteolyse oder Knochenbrüche. Derart problematisch hohe

Belastungen treten vorwiegend an den proximalen und distalen Grenzflächen von Schaftprothesen und Femurknochen auf, während der Mittelteil weitgehend ausgespart bleibt. So kommt es auch in den Hauptbelastungszonen zu einem vermehrten Umbau von trabekulärem Knochengewebe, um wieder ein Belastungsgleichgewicht herzustellen. Ist dieser Prozess nicht erfolgreich, kommt es zu einer Implantatlockerung (34).

Zementfreie und zementierte Implantate

Die Verankerung von künstlicher Hüftpfanne und Schaft kann, grob eingeteilt, nach zwei Prinzipien erfolgen, nämlich mit Knochenzement oder ohne Knochenzement. Über die Vor- und Nachteile der Methoden wird nach wie vor kontroversiell diskutiert.

In einer Meta-Analyse von Abdulkarim et al. (2013) konnte kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen zementierter und unzementierter Fixierung in Bezug auf die Revisionsrate festgestellt werden. Vergleicht man jedoch die Schmerz-Scores im zeitlichen Verlauf, so ergibt sich ein paradoxes Bild. Im postoperativen Verlauf erreichen zementierte Hüftimplantate signifikant bessere Ergebnisse, wobei sie besonders im kurzzeitigen Verlauf besser abschneiden. Im Langzeitverlauf ist der Effekt jedoch gegenteilig. Nicht zementierte Prothesen erreichen bessere Schmerz-Scores, wenn auch nicht statistisch signifikant. Eine Überlegenheit der zementierten Verankerung konnte somit lediglich bei der Schmerzsituation im kurzzeitigen postoperativen Verlauf festgestellt werden, nicht jedoch im Langzeitverlauf und bezüglich der Lebensdauer des Implantats (35). Betrachtet man jedoch das Auftreten von aseptischer Implantatlockerung über einen Zeitraum von 5 bis 10 Jahren, so weisen unzementierte Endoprothesen deutlich geringere Revisionsraten auf als zementierte. Betrachtet man die Tendenz zur Implantatlockerung in Beziehung mit Abrieb-induzierter Osteolyse, so ist diese für zementfreie Endoprothesen laut Wechter et al. um 3,76 mal geringer (36).

Zementierte Implantate:

Acetabulum:

Indiziert ist die zementierte Hüftpfanne bei Patientinnen und Patienten im Alter von über 65 bzw. 70 Jahren sowie bei Substanzverlust des Knochens von über 50%. Auch für Revisionsoperationen wird sie in Betracht gezogen.

Bei der Implantation wird darauf geachtet, dass die eingebrachte Pfannenprothese um 2-4mm kleiner ist, als die zuletzt verwendete Fräse, um einen genügend dicken Zementmantel zu gewährleisten (34).

Femurschaft:

Langzeitbeobachtungen in den frühen 1990er Jahren zeigten gute Erfolge für die zementierte femorale Schaftfixierung bei gleichzeitig schlechten Ergebnissen der ersten unzementierten Varianten.

Mit ausschlaggebend für zufriedenstellende Operationsergebnisse ist das Prothesendesign. So muss beispielsweise beachtet werden, dass der Prothesenhals bei zementierten Schaftprothesen limitierend für die Eindringtiefe in den Femurschaft wirkt. Außerdem dient der Prothesenhals mit seiner Verbindung zum Knochenzement einer verbesserten Kraftübertragung auf den Femurschaft. Auch das Schaftdesign nimmt Einfluss auf die Kraftübertragung auf Knochen und Zement. So sind Schaftimplantate mit dickem Korpus biegebeständiger und übertragen geringere Kräfte auf den Zementmantel. Wichtig ist auch die Art der Kraftübertragung. Knochenzement ist dreimal resistenter gegenüber Druck- als gegenüber Zugbelastungen. Als Folge muss die Schaftform in ihrer Querschnittsgeometrie und durch Vermeiden scharfer Kanten auch Rotationsbewegungen angepasst werden (34).

Ein weiterer sehr wichtiger und viel diskutierter Faktor ist die Oberflächenbeschaffenheit des Materials. So verbinden sich raue Oberflächen besser mit dem Knochenzement als glatte. Im Falle einer Ablösung von Prothese und Zement entstehen durch die raue Oberfläche aber vermehrt unerwünschte Abriebpartikel, weshalb auch glatt polierte Schäfte verwendet werden. Klare Vorteile konnten bislang für keine der beiden Methoden nachgewiesen werden (34).

Zementfreie Implantate:

Acetabulum:

Für die zementfreie Fixierung der Gelenkpfanne stehen vier Möglichkeiten zur Verfügung:

1. die eingeschraubte Pfanne

2. die press-fit Pfanne
3. die mittels Schrauben fixierte Pfanne
4. eine Kombination aus den genannten Methoden

Die Vorteile der zementlosen Fixierung sind vielfältig. Sie sind leicht zu handhaben, können gut in die korrekte Position gebracht werden und zeigen geringere Tendenzen zu Implantatverschiebungen. Pfannen mit modularen PE-Inlays sind außerdem vorteilhaft bei Revisionen, da sie gut an unterschiedliche Kopfgrößen adaptiert werden können. Darüber hinaus zeigen die Implantate ein sehr gutes Einwachsverhalten in den Knochen. Allerdings treten auch nachteilige Eigenschaften wie raschere acetabuläre Osteolyse, fraglich vermehrter PE-Abrieb und Einklemmung der M. Iliopsoas-Sehne auf (34).

Femurschaft:

Gegen Ende der 1990er Jahre konnten sich unzementierte Schaftprothesen zusehends durch gute Langzeitresultate etablieren. Insbesondere für jüngere, aktive Patientinnen und Patienten wurde die zementlose Fixierung attraktiver.

Anforderungen an eine nicht zementierte Schaftprothese sind rasche Stabilität, gutes knöchernes Anwachsverhalten und gute Biokompatibilität. Um diese Ziele zu erreichen wurden Press-fit Implantate mit glatten Makro- und rauen Mikrolock-Oberflächen entwickelt. Außerdem wurden den Werkstoffen Zusätze von Hydroxyapatit oder Tricalciumphosphat hinzugefügt, um eine raschere und bessere Knochenanbindung zu erreichen. Die Verankerung der Press-fit Prothesen ist im Markraum, da wegen der anatomischen Unterschiede im proximalen Femur eine adäquate Kraftübertragung von der Prothese zum Femur nur schwer möglich ist und viele verschiedene Schaftdesigns von Nöten wären. Um eine feste Verbindung von Knochen und Prothese bei hoher Steifigkeit zu erreichen, sind größere Prothesenschäfte notwendig als mit zementierter Technik (34).

Knochenzement

Erstmals verwendet wurde Knochenzement in der Orthopädie von John Charnley in 1958. Zuvor fand er bereits in der Zahnmedizin Anwendung. Charnley entwickelte

außerdem eine eigene Knochenzementmischung mit Acrylstoffen (Plexiglas), die bald rasche Verbreitung fand (37, 38).

Knochenzement findet heute unter anderem in der Fixierung von Endoprothesen im Körper Verwendung. Ein etablierter, weil vielseitig und zuverlässiger Werkstoff, ist dabei Polymethylmethacrylat (PMMA). Seine Eigenschaften hinsichtlich Biokompatibilität, Toxizität, Handhabung und Verlässlichkeit machen ihn zu einem wichtigen Instrument in vielen Bereichen der Medizin. So wird er beispielsweise chirurgisch zur Fixierung von Implantaten in Knochen, beim Einbringen von Schrauben, zum Füllen von Knochenhöhlen sowie in der Zahnmedizin und Augenheilkunde verwendet. Deshalb wird PMMA, obwohl bereits neuere vielversprechende Knochenzemente verfügbar sind, wohl auch weiterhin in häufiger Verwendung bleiben (39). Trotzdem gab es in der Vergangenheit auch immer wieder Rückschläge für die Substanz. Seit mittlerweile ca. 20 Jahren wurde jedoch vermehrt an der Verbesserung gearbeitet. Unerwünschte Eigenschaften waren beispielsweise die enorme Hitzeentwicklung durch eine exotherme chemische Reaktion bei der Mischung des Zements. Auch die geringe Bioaktivität stellte ein Problem dar. Infektionen waren häufig und die Verbindung des Zements war sowohl mit dem Knochen als auch mit dem Implantat mangelhaft. Anfangs bereiteten auch unzureichende mechanische Eigenschaften sowie die Toxizität und des Materials noch Probleme. Diese Schwierigkeiten konnten aber durch chemische Veränderungen und alternative Stoffmischungen mit speziellen Zusätzen (z. B. Antibiotika, Calciumphosphat und Hydroxyapatit) weitestgehend verbessert werden, sodass mittlerweile auch zufriedenstellende Langzeitergebnisse erzielt werden (40, 41). So konnten Oonishi et al. für HTEP-Patientinnen und Patienten aufzeigen, dass im PMMA auch nach langen Verweilzeiten im Körper von bis zu 30 Jahren keine Auflösungserscheinungen und Materialermüdungen stattfanden (42).

Präoperative Planung

Einen wichtigen und nützlichen Schritt bei der Implantation einer HTEP stellt die präoperative chirurgische Planung dar (3, 43, 44). Diese soll eine möglichst exakte Bestimmung der erforderlichen Prothesengröße gewährleisten, um die Erhaltung der Beinlänge und die Positionierung der Prothese möglichst im Rotationszentrum des Gelenks zu erreichen (45, 46). Die korrekte Auswahl der Implantate ermöglicht den Erhalt der physiologischen Biomechanik. Außerdem werden instabile Fixierungen und Implantatlockerungen infolge von Unterdimensionierung, sowie intraoperative Femurfrakturen infolge von Überdimensionierungen reduziert. Zusätzlich können im Rahmen der präoperativen Planung bereits zu erwartende Schwierigkeiten während des chirurgischen Eingriffs entdeckt werden (47, 48). Nicht zuletzt sorgt eine adäquate Planung für eine verbesserte Planbarkeit des Lagerinventars und trägt somit auch zu einer Kostenreduktion bei (49). Aufgrund der Vielzahl an unterschiedlichen Implantatmodellen ist es nämlich für viele Krankenhäuser nicht möglich, sämtliche Varianten lagernd zu halten (50). Die Planung selbst erfordert von der durchführenden Person ein dreidimensionales Denken und verbessert somit die Präzision des Eingriffs, verkürzt die Operationsdauer und verringert das Auftreten von Komplikationen, die durch eventuelle anatomische Faktoren bedingt sein können (43, 51–53).

Im Groben unterscheidet man zwischen zwei Formen der präoperativen Planung, nämlich der analogen und der digitalen. Im Laufe der vergangenen zwei Jahrzehnte erfolgte in der Medizin jedoch eine weitgehende Umstellung weg von analogen Bildtechniken, hin zu digitalen Bildaufnahme-, Verarbeitungs- und Speicherungsverfahren (picture archiving and communication systems – PACS). Diese Entwicklung hatte auch gravierenden Einfluss auf die orthopädisch chirurgische Planungs- und Arbeitsweise und eröffnete neue Forschungsfelder (54).

Im Folgenden wird näher auf die beiden Planungsmethoden, analog und digital, ihre unterschiedlichen Herangehensweisen und Durchführungen, sowie ihre Zuverlässigkeit und Problematiken eingegangen.

Analoge Planung

Der Vollständigkeit wegen und um bessere Vergleiche ziehen zu können, sollen an dieser Stelle noch einmal kurz die Charakteristika der analogen Planung beleuchtet werden.

Traditionellerweise werden im Rahmen der analogen präoperativen Planung Röntgenbilder von Becken und Femur in zwei Ebenen, nämlich in anterior-posteriorer und lateraler Ansicht, angefertigt (1, 55). Anhand dieser ausgedruckten Röntgenaufnahmen werden mittels transparenter Schablonen, die häufig von den Implantatherstellern zur Verfügung gestellt werden, die jeweiligen Größenbestimmungen für die Implantate vorgenommen. Dies erfolgt durch ein Übereinanderlegen von Implantatschablonen und Röntgenbildern (49, 56). Diese konventionellen Hüftstrahlenaufnahmen wurden in einem standardisierten Abstand von der Strahlenquelle zur Projektionsfläche gemacht, um die Größenverhältnisse auf den fertigen Bildern abschätzen zu können. Dieser Abstand bedingt auf den Röntgenbildern einen Vergrößerungsfaktor von ca. 15-20%, weshalb die Schablonen ebenfalls einen entsprechenden Korrekturfaktor von 15-20% aufweisen müssen (53–55). Während die Distanz von Strahlenquelle und Film standardisiert und somit konstant ist, stellt der Abstand der Hüfte vom Film eine Variable dar und kann zu Vergrößerungsfehlern führen, da die Vergrößerung direkt proportional zum Becken-Film Abstand ist. So haben besonders große oder übergewichtige Personen die Hüfte weiter vom Film entfernt, was zu einer noch zusätzlich gesteigerten Vergrößerung führt. Ein gegenteiliger, also verkleinernder, Effekt entsteht bei besonders kleinen oder schlanken Patientinnen und Patienten. Auch eine ungenaue Lagerung während der Aufnahme durch das radiologisch-technische Personal kann zu diesem Phänomen führen (3, 55). Das Hauptproblem besteht also darin, dass der Vergrößerungsfaktor nur geschätzt und nicht exakt bemessen wird. Außerdem gibt es von den Implantatherstellern zumeist nur ein Schablonenset mit einer vorgegebenen Vergrößerung, was die Anpassungsmöglichkeiten deutlich einschränkt(47).



Abbildung 5: analoge präoperative Planung einer HTEP mittels Schablonen, aus: <http://msdlatinamerica.com/ebooks/ChapmansOrthopaedicSurgery/sid1270878.html#F6-105>

Unter Berücksichtigung dieses Vergrößerungsfaktors als potentielle Fehlerquelle konnten in diversen Studien die Gültigkeit, die Genauigkeit und die Zuverlässigkeit der analogen präoperativen Planung zur Größenbestimmung der Implantate bestätigt werden (3, 56). So wurde in einer prospektiven Studie die Größe der acetabulären Implantate in 83% exakt bestimmt und mit einer Größenabweichung von \pm eins in 99% der Fälle. Die femorale Komponente stimmte in 78% mit der Planung überein (57).

Digitale Planung

Wie bereits erwähnt kam es durch die Etablierung von digitalen Bildaufnahme-, Verarbeitungs- und Speicherungssystemen (PACS) in den vergangenen Jahren zu weitreichenden Veränderungen im klinischen Alltag. Ausgedruckte Röntgenaufnahmen wurden auf ein Minimum reduziert und weitgehend von digitalen Röntgenbildern, die auf Bildschirmen angezeigt werden, ersetzt (47, 54). Dies eröffnet den Chirurgen und Chirurgen die Möglichkeit auf eine genaue Planung,

die Winkel auf Zehntelgrade und Entfernungen auf hundertstel Millimeter genau zu messen vermag(52).



Abbildung 6: digitale präoperative Planung mittels EndoMap in der Hüfttotalendoprothetik mit metallischer Kugel als Größenreferenz

Allerdings besteht auch bei digitalen Röntgenbildern ein Problem mit den Dimensionen, da die Bildgröße nicht mehr standardisiert ist. Digitale Aufnahmen können am Bildschirm beliebig vergrößert oder verkleinert werden, ohne dass eine Beziehung zu tatsächlichen Dimensionen besteht, weshalb Schablonen in fixen Größen unpraktikabel wurden. Um Größenverhältnisse auf Röntgenbildern und digitalen Schablonen skalieren zu können, müssen digitale Bilder mittels Referenzgrößen kalibriert werden. Sollte die Größenkalibrierung nicht genau durchgeführt werden, so ist auch die Planung der Implantatgrößen ungenau und kann den Chirurginnen und Chirurgen Probleme bereiten (3, 50, 54).

Es gibt zahlreiche Methoden zur Größenbestimmung, unter anderem die Methode nach Conn, bei der ein röntgendichter Ball oder eine Münze mit bekanntem Durchmesser an der Außenseite des Oberschenkels angebracht wird und als Bezugsgröße dient. Diese Methode ist laut anderen Studien zuverlässig und genau, stößt jedoch bei adipösen Patientinnen und Patienten an ihre Grenzen. Die Größenabschätzung ist bei dieser Patientengruppe nicht mehr zuverlässig (58, 59).



Abbildung 7: Anfertigung eines präoperativen Röntgenbilds mit metallischer Kugel von 25 mm Durchmesser als Referenzgröße auf Höhe des Trochanter major

Neben Methoden, die Objekte als Referenzgröße verwenden, gibt es auch nicht-Objekt-basierte Varianten. Diese orientieren sich an geometrischen Rechenmodellen, die den Abstand der Strahlenquelle von der Projektionsfläche berücksichtigen. Auch ihre Relevanz wurde in verschiedenen Publikationen hinterfragt (3, 47).

EndoMap- Planungssoftware

Die präoperative Planung wurde in der vorliegenden Studie mit der Planungssoftware syngo EndoMap der Firma Siemens Medical Solutions AG bzw. hectec GmbH durchgeführt. Es handelt sich hierbei um ein Programm, das speziell die orthopädische Operationsvorbereitung unterstützt. Aber auch traumatische und pädiatrische Operationsplanungen werden mit EndoMap erleichtert. Haupteinsatzgebiete für das Planungsprogramm sind klassischerweise die Hüftendoprothetik zur gezielten Prothesenauswahl und passgenauen Planung von Hüftgelenkimplantationen, sowie die Errechnung der Hüftbiomechanik und die Vermessung des kindlichen und erwachsenen Hüftgelenks (Coxometrie). Diese ermöglicht dem planenden Behandler/ der planenden Behandlerin das richtige Bewerten von geometrischen Veränderungen an den unteren Extremitäten und die daraus resultierenden therapeutischen Konsequenzen zu ziehen. Die Möglichkeit genauer Messungen liefert dem Arzt/ der Ärztin zusätzliche Informationen, die man bisher nicht oder nur sehr ungenau bei der Betrachtung von Röntgenbildern erhalten hat. So können durch genaue Messungen bisherige Risiken in der Befundung minimiert und gegebenenfalls in der Medizin übliche Vorgänge relativiert werden (60).

Weitere Anwendungsgebiete sind die Planung von Knie-Endoprothesen, Achskorrekturen durch Osteotomien und die Vermessung der Wirbelsäule. Nach eigenem Bekunden ermöglicht EndoMap somit die exakte digitale Planung und Dokumentation von Prothesenimplantationen und Osteotomien an Knie- und Hüftgelenk (60).

EndoMap in der Prothesenplanung

Die Planung einer Prothesenimplantation mittels EndoMap basiert auf digitalen Röntgenbildern, wie beispielsweise DICOM Bilder. Diese werden aus der erforderlichen Datenbank „syngo Imaging XS“ direkt in das Planungsprogramm geladen und anschließend bearbeitet. Die digitale Planungssoftware ermöglicht eine schnelle und gezielte Pfannen- und Schaftprothesenauswahl vor Hüftgelenkersatzoperationen (60).

Grundvoraussetzung für eine adäquate Planung mit EndoMap stellen jedoch korrekt angefertigte Röntgenbilder der Beckenübersicht mit anterior-posteriorem Strahlengang optimalerweise im Stehen dar (54, 60). Die wichtigsten Kriterien dafür sind (60, 61):

- Symmetrische Lagerung des Beckens
- Hüftgelenke in Neutralstellung
- Längsachse des Femur parallel zur Bildempfängerebene
- Patella in Nullstellung (frontalisiert und extendiert)
- Zentralstrahl auf Hüftkopfmittle bzw. Symphyse
- Stahlkugel mit bekannter Größe oder Maßstab in Höhe des Femurschafts als Kalibrierhilfe

Skalierung der Bilder

Alle hochgeladenen Röntgenbilder müssen unbedingt eine vollständig sichtbare Skalierungshilfe beinhalten. Auf diese muss, wie bereits im Kapitel „Digitale Planung“ erläutert wurde, schon bei der Erstellung der Röntgenaufnahmen Rücksicht genommen werden. Die Bilder können nämlich nur dann richtig skaliert werden, wenn bei der Aufnahme ein Maßstab oder eine Skalierhilfe im Bildbereich auf Knochenebene platziert wurde, deren Abmessungen dem Anwender/ der Anwenderin bekannt sind. Nur damit können maßstabsgetreue Messungen vorgenommen und Prothesenschablonen im richtigen Maßstab eingefügt werden. In der Regel sind dies eine Skalierkugel als Referenzobjekt oder ein definierter Maßstab. Die originale EndoMap-Kugel hat einen Durchmesser von 25mm mit einer Toleranz von +/- 0,1mm. Vorgenommene Messungen sollten jedenfalls achtsam geprüft werden, da falsche Werte ernsthafte Konsequenzen und Fehleinschätzungen der Prothesengrößen zur Folge haben können. Die vom Programm EndoMap unterstützten Skaliermethoden sind die Skalierung mittels eines Kreises bekannter Größe (z. B. mit Hilfe einer röntgendichten Kugel im Bild) und mittels einer bekannten Distanzlinie (z. B. wenn ein rechteckiger Maßstab im Röntgenbild sichtbar ist) (60).

Operationsplanung

Die Prothesenplanung mittels der Planungssoftware EndoMap basiert vom Prinzip her auf der früheren manuellen Planungsmethode. So sind die beiden Kernelemente

nach wie vor Röntgenbilder der relevanten Strukturen und Prothesenschablonen. Vor Beginn der eigentlichen Planung muss aber, wie bereits erwähnt, eine Skalierung für das aktuelle Röntgenbild vorgenommen werden. Danach werden die Konturen der knöchernen Strukturen durch Ankerpunkte markiert und anschließend durch Linien verbunden und dargestellt. Nach dem Einzeichnen der geplanten Resektionslinie kann in einem weiteren Schritt vom Programm ein Ausgleich einer eventuellen Beinlängendifferenz berechnet werden. Anschließend erfolgt die Bestimmung der Hüftgelenkmitte mittels einer von drei empfohlenen Methoden (Kreis über 3 Punkte, CCD-Winkel oder frei nach Wahl). Nach der Kennzeichnung der Hüftgelenkmitte am digitalen Röntgenbild erfolgt die Planung der Hüftgelenkpfanne. Dazu werden zuerst die Herstellerfirma, Art, Typ und Größe ausgewählt und anschließend in der gewünschten Neigung positioniert. Danach erfolgt die Bestimmung des Prothesenschafts ebenfalls nach Hersteller, Typ und Größe. Der Schaft soll so in das Röntgenbild eingefügt werden, dass sich der Rand der Endoprothese mit der markierten Kontur der inneren Kortikalis überschneidet und die geplante Resektionslinie an der gewünschten Stelle liegt. Nach der Auswahl der richtigen Schaftgröße erfolgt die Wahl der geeigneten Halslänge. Diese ist ausschlaggebend für die postoperative Beinlänge und eine lateral veränderte Position des Femur. Die in der vorliegenden Datenbank auszuwählenden Prothesenmodelle sind bezüglich der Dimensionen und Abmessungen entsprechend den Originaldaten oder Schablonen der Prothesenhersteller angegeben. Schließlich wird in der Planung die voraussichtliche Resektionslinie eingezeichnet und die Wiederherstellung der Gelenkgeometrie vorgenommen. Hierzu werden der Drehpunkt des Schaftes (Prothesenhals) und der Drehpunkt der Pfanne (Mittelpunkt) zur Deckung gebracht. Gleichzeitig kann auch die Adduktion bzw. Abduktion des Femur korrigiert werden. In einem weiteren Schritt können zur besseren intraoperativen Orientierung Abstände und Winkel bemessen werden. Zusätzlich bietet EndoMap eine Funktion zur Bestimmung der optimalen Biometrie. Dabei werden zehn bestimmte biomechanische Markierungspunkte nach dem Modell von Blumentritt und diverse andere Parameter ermittelt, um eine optimale Gelenkgeometrie und Muskelverhältnisse präoperativ und postoperativ zu evaluieren (60).

Spezieller Teil

Einführung und Hintergründe

Die Ermittlung der Zuverlässigkeit und Genauigkeit der digitalen präoperativen Planung erlangte durch die Umstellung von analogen auf digitale Planungstechniken zusehends Interesse und wurde in den letzten Jahren intensiv erforscht. Dies bestätigen zahlreiche Publikationen in jüngerer Vergangenheit, die sich mit der Thematik auseinandersetzen.

Worüber bislang aber noch wenig Aussagen gemacht wurden, wie schon Jung et al. (1) 2012 feststellten, ist der Einfluss der klinischen Erfahrung der Planerin / des Planers auf die Planungsgenauigkeit. Dahingegen sind durchaus Studien über den Einfluss des Ausbildungsstands der Operateurin / des Operateurs auf den Erfolg von Hüfttotalendoprothesen-Operationen vorliegend (2, 62, 63). Durch die vorliegende Studie soll der Parameter „Erfahrungsgrad der Planerin / des Planers“ genauer beleuchtet werden.

Darüber hinaus soll noch ein anderer, die Planung erschwerender, Faktor beleuchtet werden: Adipositas stellt für die korrekte Kalibrierung und Skalierung von digitalen Röntgenbildern ein Problem dar, wie vorangegangenen Studien zu entnehmen ist (3, 64). Bei Übergewichtigen Personen sind Planungsfehler durch Projektionsfehler und Distanzabweichungen auf den Röntgenbildern zu erwarten. Auch über die beste Methode der Kalibrierung ist man sich noch nicht einig. Diese Studie hat es sich auch zum Ziel gesetzt, die Zuverlässigkeit der präoperativen Planung bei Normalgewichtigen, Übergewichtigen und Adipösen Patientinnen und Patienten zu evaluieren.

Für die Universitätsklinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie am LKH Graz liegen im Allgemeinen derzeit keine genauen Daten über die Planungszuverlässigkeit vor. Diese soll neben den soeben genannten Faktoren ebenfalls ermittelt werden und eventuelle geschlechtsbezogene oder Implantatmodell-abhängige Einflüsse abgeklärt werden. Zusätzlich wird in dieser Arbeit noch der Einfluss des Alters auf die Planungsgenauigkeit beleuchtet. Hierfür werden zwei Patientengruppen, nämlich im Alter von unter bzw. über 65 Jahren, gebildet und die Planungsgenauigkeit der

beiden Gruppen betrachtet. Somit soll ein eventueller Einfluss von altersassoziierter verminderter Knochenqualität eruiert werden.

Daraus ergeben sich die folgenden Hypothesen und forschungsleitende Fragestellungen:

Hypothesen

Primäre Hypothese

Der Erfahrungsgrad der Anwender von präoperativer Planungssoftware (Fachärztinnen und Fachärzte im Vergleich mit Assistenzärztinnen und Assistenzärzten) nimmt einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Vorhersagbarkeit der benötigten Prothesengröße.

1. Nullhypothese

Der Erfahrungsgrad der Anwender von präoperativer Planungssoftware (Fachärztinnen und Fachärzte im Vergleich mit Assistenzärztinnen und Assistenzärzten) nimmt keinen statistisch signifikanten Einfluss auf die Vorhersagbarkeit der benötigten Prothesengröße.

Sekundäre Hypothese

Es gibt einen signifikanten Unterschied bezüglich der Planungszuverlässigkeit bei Patientinnen und Patienten mit Normalgewicht, Präadipositas und Adipositas (entsprechend den WHO-Kriterien).

2. Nullhypothese

Es gibt keinen signifikanten Unterschied bezüglich der Planungszuverlässigkeit bei Patientinnen und Patienten mit Normalgewicht, Präadipositas und Adipositas (entsprechend den WHO-Kriterien).

Weitere forschungsleitende Fragestellungen

- Gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied in der Planungsgenauigkeit bezogen auf das Geschlecht der Patientinnen und Patienten?
- Nehmen Implantathersteller und Modell einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Zuverlässigkeit der präoperativen Planung in der Hüfttotalendoprothetik?
- Gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied in der Planungsgenauigkeit von Patienten und Patientinnen im Alter von unter bzw. über 65 Jahren?

Material und Methoden

Für die Datenauswertung wurden 902 digitale präoperative Planungen von Hüfttotalendoprothesen, die an der Universitätsklinik für Orthopädie und orthopädische Chirurgie durchgeführt wurden, herangezogen. Aus diesen digitalen Planungsdateien wurden für die Studie relevante Informationen in eine neu angelegte externe Datenbank entnommen. Diese Informationen waren Name, Geschlecht, Alter, Ausbildungsstand der Planer, geplante Körperseite, geplantes Implantatmodell von Pfanne und Schaft sowie die geplante Größe von Pfanne und Schaft. In weiterer Folge wurden die Operationsberichte der entsprechenden Patientinnen und Patienten durchsucht und Angaben bezüglich Operationsindikation, Verankerungsart und Implantatgröße von Pfanne und Schaft in die Datenbank übernommen. Aus den präoperativen Narkosetauglichkeitsprotokollen wurden noch Körpergröße, Körpergewicht und BMI abgelesen und in die Datensammlung eingetragen.

Die so ermittelten geplanten Komponentengrößen wurden mit den Größen der tatsächlich implantierten Pfannen und Schäfte laut Operationsbericht verglichen und die Differenz von Planung und Implantat ermittelt. Bei exakter Übereinstimmung besteht demnach ein Wert von 0. Bei nicht genauer Übereinstimmung kommen Werte von +/- 1,2,3,... zustande, je nachdem ob zu groß oder zu klein geplant wurde. Die Werte wurden dann dem jeweiligen Ausbildungsstand der Planer zugeordnet und in Beziehung gesetzt. Die Erfahrung des Planers bildet die zentrale unabhängige Variable in der Untersuchung. Der Grad an Erfahrung wird in diesem Fall durch den

Berufsstatus des Arztes dichotom (wenig Erfahrung= Assistenzarzt; viel Erfahrung= Oberarzt) operationalisiert.

Außerdem erfolgte ein Vergleich der verwendeten Implantatmodelle in Bezug auf die Planungsgenauigkeit. Ebenso wurden demographische Faktoren wie Alter, Geschlecht und BMI der Patientinnen und Patienten mit der Planungsgenauigkeit in Korrelation gebracht, ohne jedoch den Ausbildungsstand der Planer zu berücksichtigen. Anhand des BMI wurden die Patientinnen und Patienten in entsprechende Gruppen der Adipositas Klassifikation eingeteilt. Dies erfolgte nach den WHO Kriterien vom Stand 2008 in die Kategorien Untergewicht, Normalgewicht, Übergewicht und Adipositas (siehe Tabelle 2). Die Gruppe der Adipösen wurde nicht weiter in ihre Subgruppen laut WHO-Schema unterteilt, also in einer Gruppe zusammengefasst.

In die Studie eingeschlossen wurden Patientinnen und Patienten im Alter von 18 bis 99 Jahren mit einer primären oder sekundären Koxarthrose (avaskuläre Hüftkopfnekrose, Morbus Perthes, Hüftdysplasie, rheumatoide Arthritis, Oberschenkelhalsfrakturen). Alle wurden zwischen 2007 und 2013 an der Universitätsklinik für Orthopädie und orthopädische Chirurgie Graz mit einer primären zementfreien HTEP versorgt.

Für die präoperative Planung wurden standardisierte Beckenübersichtsaufnahmen im Stehen mit anterior-posteriorem Strahlengang im Abstand von 1,50m auf die Symphyse zentriert angefertigt. Zudem erfolgte ein Hüftgelenksröntgen in Rückenlage mit anterior-posteriorem Strahlengang im Abstand von 1,15m. Der Referenzkörper zur Größenbestimmung war eine metallische Kugel mit einem Durchmesser von 25 mm. Dieser wurde an der zu operierenden Seite auf Höhe des Trochanter major femoris platziert und musste auf dem Röntgenbild in vollem Umfang ersichtlich sein.

Die Planung selbst erfolgte mittels der digitalen Röntgenaufnahmen und der Planungssoftware EndoMap der Firma Siemens Medical Solutions AG, Erlangen, Deutschland. Sie wurde entweder von Assistenzärztinnen und Assistenzärzten in unterschiedlichen Ausbildungsabschnitten oder von Fachärztinnen und Fachärzten gemacht. Die Operateure waren in den meisten Fällen nicht ident mit den Planern.

Zunächst wurde das Röntgenbild anhand der Referenzkugel skaliert. Dann wurden Beinlängendifferenz und femorales Offset durch die Abstandsmessung von Hüftkopfbereich zur Femurschaftachse ermittelt. Anschließend wurden anhand digitaler Schablonen der verwendeten Prothesenkomponenten für Pfanne und Schaft (Firma Zimmer: Allofit™, Alloclassic™ und Firma DePuy: Pinnacle™, Corail™) die Komponentengrößen bestimmt. Nach der virtuellen Implantation wurde eine eventuell notwendige Korrektur der Beinlänge durch Auswahl des richtigen Kopfbereichs (S, M, L oder XL) vorgenommen.

Die beiden folgenden Abbildungen stehen exemplarisch für eine genaue bzw. für eine ungenaue Prothesenplanung:

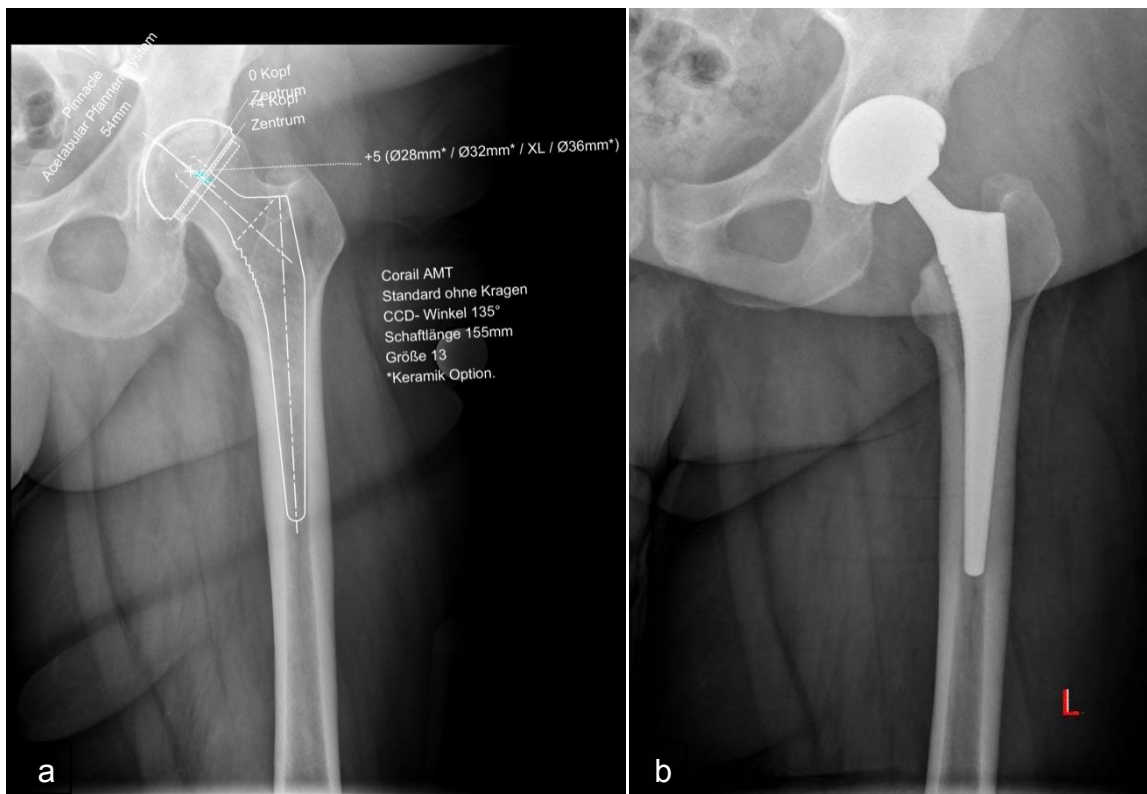


Abbildung 8: a) adäquate Prothesenplanung von Pfanne und Schaft; b) postoperative Kontrollaufnahme

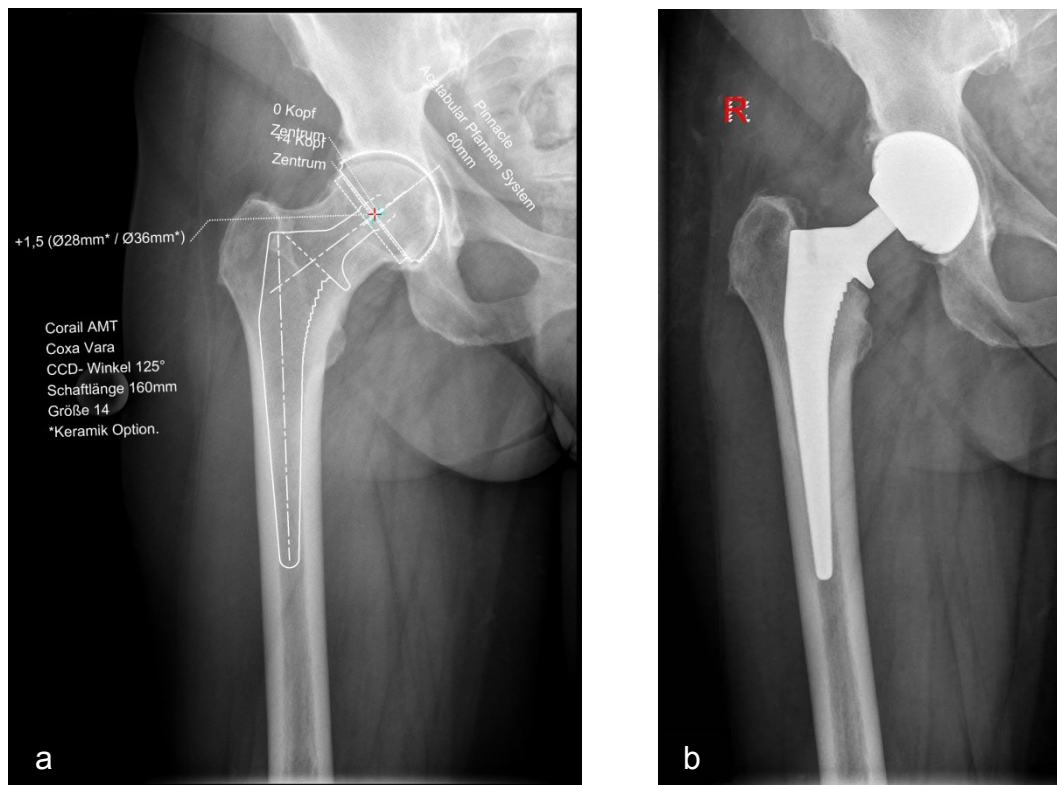


Abbildung 9: a) Beispiel für eine inadäquate Planung beider Implantatkomponenten (jeweils zu klein geplant) b) postoperative Röntgenaufnahme mit einer Abweichung zur Planung um jeweils zwei Größeneinheiten

Die Gründe für einen Ausschluss aus der Studie waren vorangegangene Operationen im Hüft- und Beckenbereich mit Zerstörung der physiologischen knöchernen Struktur und zementierte Prothesenverankerungen. Auch nicht in den Datensatz aufgenommen wurden Planungen mit fehlenden Angaben bezüglich Planer und Modell bzw. wenn geplantes und tatsächlich implantiertes Modell nicht vom gleichen Hersteller waren. Planungen mit anderen als den beiden genannten Prothesenherstellern wurden ebenfalls ausgeschlossen. Nicht Eingang fanden auch HTEP-Implantationen bei Revisionen und intraoperative Komplikationen wie Schafffissuren und Schafffrakturen. Des Weiteren wurden die postoperativen Röntgenbilder aller Patientinnen und Patienten auf orthograde Verankerung im Femur kontrolliert und jene, die eine Achsabweichung von über 5° varisch oder valgisch aufwiesen, aus den Berechnungen ausgeschlossen. Somit wurden jene Fälle aus der Berechnung entfernt, bei denen zwar die Planung nicht jedoch die Implantation adäquat war.

Statistik

Aus einer Gesamtdatenmenge von 903 präoperativen Planungen wurden nach Berücksichtigung der genannten Ein- und Ausschlusskriterien 632 für die Datenauswertung herangezogen.

Deskriptive Analyse

Von den insgesamt 632 inkludierten Personen waren 282 männlich und 350 weiblich. Dies entspricht einem Anteil von 45% Männern und 55% Frauen. Das Durchschnittsalter der untersuchten Fälle liegt bei 65,7 Jahren. 70% sind älter als 60 Jahre. Der jüngste Patient ist 25, der älteste 91 Jahre alt.

41% des gesamten Datensatzes wurden von Assistenzärztinnen und Assistenzärzten geplant, 59% von Oberärzten. In absoluten Zahlen ausgedrückt stehen 261 Planungen gegenüber 371.

Zur Analyse der Beziehungen von BMI und Planungsgenauigkeit erfolgte eine Einteilung in Gruppen entsprechend der WHO Adipositas-Klassifikation. Der durchschnittliche BMI liegt bei 27,8 kg/m².

Tabelle 2: Gruppeneinteilung nach BMI laut WHO-Kriterien

WHO-Klassifikation (in kg/m ²)	Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente
Untergewichtig (unter 18,5)	3	0,5	0,5
Normalgewichtig (18,5 bis 24,9)	181	28,6	28,6
Übergewichtig (25 bis 29,9)	279	44,1	44,1
Adipös (über 30)	169	26,7	26,7
Gesamt	632	100,0	100,0

Der Anteil an untergewichtigen Personen ist verschwindend gering und liegt bei unter einem Prozent (0,5%). Dieser Umstand macht einen Vergleich mit der Gruppe „untergewichtig“ nicht sinnvoll, weshalb bei den statistischen Signifikanztests die Untergewichtigen nicht berücksichtigt werden. In die Kategorie der Normalgewichtigen fallen 29 Prozent aller Patienten und die relative Mehrheit (44%)

ist als übergewichtig zu bezeichnen. Der Anteil an adipösen Patienten beträgt 27 Prozent.

Knapp drei Viertel (74%) aller Implantate stammen von der Firma DePuy™. Die restlichen 26% entfallen auf Pfannen- und Schaftkomponenten der Firma Zimmer™.

Planungsgenauigkeit

Wie bereits erwähnt wird als Planungsgenauigkeit die Differenz zwischen der Planungsgröße des Implantats (Schaft bzw. Pfanne) und der tatsächlich verwendeten Größe laut OP-Bericht herangezogen.

Es zeigt sich, dass bei 4 von 10 Patienten (42%) die Planung exakt mit dem tatsächlichen Schaftimplantat übereinstimmt. Bei weiteren 45 Prozent liegen die Abweichungen im Bereich „±eine Implantatgröße“. Die Trefferquote ± 1 liegt somit bei 87%.

Tabelle 3: Häufigkeiten von Größenabweichungen zwischen Planung und Implantat der Schäfte; bei 0 herrscht Übereinstimmung der Größen, bei neg. Vorzeichen war die Planung kleiner, bei pos. Vorzeichen größer

Größenabweichung	Häufigkeit	Prozent
-5	1	0,2
-4	1	0,2
-3	11	1,7
-2	28	4,4
-1	134	21,2
0	264	41,8
1	149	23,6
2	39	6,2
3	4	0,6
6	1	0,2

Tabelle 4: Häufigkeit von absoluten Abweichungen der Schaftgrößen, ohne Berücksichtigung der Fehlplanungen in zu groß oder zu klein

Grad der Abweichung	Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
0	264	41,8	41,8	41,8
1	283	44,8	44,8	86,6
2	67	10,6	10,6	97,2
3	15	2,4	2,4	99,5
4	1	0,2	0,2	99,7
5	1	0,2	0,2	99,8
6	1	0,2	0,2	100,0

Etwas niedriger ist die exakte Trefferquote bei der Pfanne. Bei 37 Prozent der Patienten stimmt die Planung vollkommen mit der Implantatgröße überein. Bei weiteren 42 Prozent liegt die Abweichung bei max. ± 1 Größeneinheit (entspricht 2 mm Pfannendurchmesser). Die Trefferquote ± 1 eine Pfannengröße liegt somit bei rund 78%.

Tabelle 5: Häufigkeit von absoluten Abweichungen der Pfannengrößen, ohne Berücksichtigung der Fehlplanungen in zu groß oder zu klein

Größenabweichung (in mm)	Häufigkeit	Prozent
0	231	36,6
2	263	41,6
4	98	15,5
Gültig 6	28	4,4
8	9	1,4
10	1	0,2
12	1	0,2

Statistische Signifikanztests

Die statistische Überprüfung der Hypothesen erfolgte mit SPSS Version 20. Das Signifikanzniveau wurde mit $p < 0,05$ angenommen.

Die statistische Überprüfung der ersten Hypothese, nämlich die Planungsgenauigkeitsverteilungen zwischen erfahrenen Planern (Oberärzten) und weniger erfahrenen Planern (Assistenzärzten) erfolgt mittels Mann-Whitney-U-Test. Ebenso wird eine mögliche geschlechterspezifische aber auch herstellerspezifische Unterscheidung damit überprüft. Der Grund für die Verwendung eines nichtparametrischen Tests liegt darin, dass keine Normalverteilung des Merkmals Planungsgenauigkeit vorliegt und die Ausprägungen am ehesten einer Ordinalskala entsprechen.

Die Überprüfung der zweiten Hypothese, nämlich des Einflusses des BMI auf die Planungszuverlässigkeit, erfolgt mittels Kruskal-Wallis Test.

Planungsgenauigkeit und Erfahrungsgrad

In dieser Untersuchung liegt das Interesse ausschließlich darin, ob es Unterschiede in der Planungszuverlässigkeit zwischen Oberärzten und Assistenzärzten gibt, sprich, ob der Ausbildungsstatus bzw. die Erfahrung des Planers hierbei von Relevanz ist. Es ist nicht bedeutsam, ob die jeweiligen Gruppen eher zur Über- oder Unterschätzung neigen. Deshalb werden für die vergleichende Analyse ausschließlich die absoluten Abweichungen als Indikator für die Planungs(un)genauigkeit herangezogen.

Im Folgenden ist dazu eine zweidimensionale Häufigkeitsauszählung skizziert. Angenommen wird, dass eine Abweichung +/- eine Größe als adäquate Planung zählt. Abweichungen von zwei Größen und mehr werden als inadäquat gewertet. Hierbei zeigt sich, dass zumindest nach der Einteilung in absolute Treffer inklusive +/- eine Größe und größere Abweichungen, ein leichter Verteilungsunterschied beobachtet werden kann. Es scheint so, als würde die Genauigkeit in diesem Fall bei den Oberärzten etwas höher ausgeprägt sein. Um diese vagen Einschätzungen

teststatistisch zu überprüfen, wurde ein Rangsummentest (U-Test nach Mann-Whitney) durchgeführt.

Tabelle 6: Veranschaulichung der Planungsgenauigkeit bei Schäften von Oberärzten und Assistenzärzten eingeteilt in absolute Treffer, +/- 1 und Größenabweichungen über 1

		Planungsgenauigkeit			Gesamt	
		Treffer absolut	+/- eine Größe	Abweichung >eine Größe		
Planer	Assistenten	Anzahl	96	126	39	261
		% innerhalb von Planer	36,8%	48,3%	14,9%	100,0%
Oberärzte		Anzahl	168	157	46	371
		% innerhalb von Planer	45,3%	42,3%	12,4%	100,0%
Gesamt		Anzahl	264	283	85	632
		% innerhalb von Planer	41,8%	44,8%	13,4%	100,0%

Tabelle 7: Häufigkeit adäquater und inadäquater Schafftplanungen in unterschiedlichen Ausbildungsstadien

	Treffer absolut (%)	Treffer Größe +/- 1 (%)	Abweichungen größer als eine Größe
Oberärzte	45,3	87,6	12,4
Assistenzärzte	36,8	85,1	14,9

Als Ergebnis kann festgehalten werden, dass sich ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen hinsichtlich der Planungsgenauigkeit des Schafftes zeigt ($z=-2,11^1$, $p=0,035$).

¹ $U(261,371)=44.060$

Die primäre Hypothese kann somit hinsichtlich des Schaffts bestätigt werden: Erfahrene Ärzte (Oberärzte) planen signifikant zuverlässiger als weniger erfahrene Ärzte (Assistenzärzte).

Tabelle 8: Veranschaulichung der Planungsgenauigkeit bei Pfannen von Oberärzten und Assistenzärzten eingeteilt in absolute Treffer, +/- 1 und Größenabweichungen über 1

		Planungsgenauigkeit			Gesamt
		Treffer absolut	+/- eine Größe	Abweichung > eine Größe	
Planer	Assistenzarzt	Anzahl 93	121	47	261
	% innerhalb von Planer	35,6%	46,4%	18,0%	100,0%
Planer	Oberarzt	Anzahl 138	143	90	371
	% innerhalb von Planer	37,2%	38,5%	24,3%	100,0%
Gesamt		Anzahl 231	264	137	632
	% innerhalb von Planer	36,6%	41,8%	21,7%	100,0%

Tabelle 9: Häufigkeit adäquater und inadäquater Pfannenplanungen in unterschiedlichen Ausbildungsstadien

	Treffer absolut (%)	Treffer Größe +/- 1 (%)	Abweichungen größer als eine Größe
Oberärzte	37,3	75,7	24,3
Assistenzärzte	35,6	82	18

Hinsichtlich der Planungsgenauigkeit der Pfanne kann kein statistisch signifikanter Unterschied beobachtet werden ($z=0,64^2$, $p=0,52$). Die primäre Hypothese bezüglich der Pfanne wurde somit nicht bestätigt.

Die erste Hypothese kann somit nur teilweise bestätigt werden. Ein signifikanter Unterschied zwischen erfahrenen und weniger erfahrenen Planern hinsichtlich der Planungsgenauigkeit, kann nur für die Planung des Schafts gezeigt werden.

Planungsgenauigkeit und BMI

In der zweiten Hypothese wird untersucht, ob der BMI und vor allem Adipositas einen Einfluss auf die Planungsgenauigkeit haben.

Im Folgenden wird somit untersucht, ob eventuelle Unterschiede bei der Planungsgenauigkeit zwischen Normalgewichtigen, Übergewichtigen und adipösen Patientinnen und Patienten vorliegen. Da die Gruppe der Untergewichtigen lediglich aus 3 Personen besteht (0,5%), wurde sie vor dem Vergleich der unterschiedlichen BMI-Kategorien aus der Analyse herausgenommen. Nachdem es sich nun um drei unterschiedliche Gruppen handelt, wurde diese Überprüfung mittels Kruskal-Wallis-Test und zusätzlich paarweisen post-hoc- Tests durchgeführt.

Tabelle 10: Darstellung der Beziehung von Planungsgenauigkeit mit unter-, normal-, übergewichtigen und adipösen Patientinnen und Patienten (eingeteilt nach WHO-Kriterien) hinsichtlich des Schafts

		Planungsgenauigkeit Schaft			Gesamt	
		Treffer absolut	+/- eine Größe	Abweichung >eine Größe		
BMI	unter 18,5	Anzahl	1	1	1	3
		% innerhalb von BMI	33,3%	33,3%	33,3%	100,0%
	18,5 bis 24,9	Anzahl	85	80	16	181
		% innerhalb von BMI	47,0%	44,2%	8,8%	100,0%
	25 bis 29,9	Anzahl	106	127	46	279

² $U(261, 370)=49.628$

	% innerhalb von BMI	38,0%	45,5%	16,5%	100,0%
über 30	Anzahl	72	75	22	169
	% innerhalb von BMI	42,6%	44,4%	13,0%	100,0%
Gesamt	Anzahl	264	283	85	632
	% innerhalb von BMI	41,8%	44,8%	13,4%	100,0%

Tabelle 11: Darstellung der Beziehung von Planungsgenauigkeit mit unter-, normal-, übergewichtigen und adipösen Patientinnen und Patienten (eingeteilt nach WHO-Kriterien) hinsichtlich der Pfanne

		Planungsgenauigkeit Pfanne			Gesamt
		Treffer absolut	+/- eine Größe	Abweichung >eine Größe	
unter 18,5	Anzahl	1	1	1	3
	% innerhalb von BMI	33,3%	33,3%	33,3%	100,0%
18,5 bis 24,9	Anzahl	66	81	34	181
	% innerhalb von BMI	36,5%	44,8%	18,8%	100,0%
25 bis 29,9	Anzahl	102	114	63	279
	% innerhalb von BMI	36,6%	40,9%	22,6%	100,0%
über 30	Anzahl	62	68	39	169
	% innerhalb von BMI	36,7%	40,2%	23,1%	100,0%
Gesamt	Anzahl	231	264	137	632
	% innerhalb von BMI	36,6%	41,8%	21,7%	100,0%

Es zeigt sich, dass der BMI offensichtlich einen signifikanten Einfluss auf die Planungsgenauigkeit des Schaftes hat. Ein erhöhter BMI steigert demnach Fehldimensionierungen in der Planung ($H(2)=6,05$, $p=0,049$).

Interessant dabei ist allerdings, dass sich im paarweisen Vergleich einzig ein signifikanter Unterschied zwischen Normalgewichtigen und Übergewichtigen zeigt

($p=0.043$), nicht aber, wie eher zu erwarten wäre, zwischen den adipösen PatientInnen und den anderen Gruppen. Die Planungsgenauigkeit fällt somit bei den Übergewichtigen signifikant geringer aus, als für die restlichen Gruppen. Trotz des Fehlens einer statistischen Signifikanz ist aber auch bei der Planung von Adipösen im Vergleich zu Normalgewichtigen die Häufigkeit von Fehlplanungen um 4,2% erhöht.

Bei der Planung der Pfanne zeigt sich allerdings kein signifikanter Unterschied zwischen den BMI Gruppen. ($H(2)=0,20$, $p=0,901$).

Die sekundäre Hypothese kann somit ebenfalls nur teilweise bestätigt werden. Es zeigt sich nämlich lediglich für die Schaftplanung ein signifikanter Unterschied im Vergleich der Gruppe der Normalgewichtigen mit der Gruppe der Übergewichtigen.

Planungsgenauigkeit und Modell

In diesem Punkt wird untersucht, ob unterschiedliche Planungsgenauigkeiten in Abhängigkeit des Herstellers bzw. Fabrikats zu beobachten sind.

Tabelle 12: Abhängigkeit vom Modell der Schaftprothese auf die Planungsgenauigkeit

			Planungsgenauigkeit Schaft			Gesamt
			Treffer absolut	+/- eine Größe	Abweichung >eine Größe	
Hersteller	DePuy	Anzahl	191	211	67	469
	Corail	% innerhalb von Hersteller	40,7%	45,0%	14,3%	100,0%
	Zimmer	Anzahl	73	72	18	163
	Alloclassic	% innerhalb von Hersteller	44,8%	44,2%	11,0%	100,0%
Gesamt		Anzahl	264	283	85	632
		% innerhalb von Hersteller	41,8%	44,8%	13,4%	100,0%

Tabelle 13: Abhängigkeit vom Modells des Pfannenimplantats auf die Planungsgenauigkeit

				Planungsgenauigkeit Pfanne			Gesamt
				Treffer absolut	+/- eine Größe	Abweichung >eine Größe	
Hersteller	DePuy	Anzahl	165	207	97	469	
	Pinnacle	% innerhalb von Hersteller	35,2%	44,1%	20,7%	100,0%	
	Zimmer	Anzahl	66	57	40	163	
	Allofit	% innerhalb von Hersteller	40,5%	35,0%	24,5%	100,0%	
Gesamt		Anzahl	231	264	137	632	
		% innerhalb von Hersteller	36,6%	41,8%	21,7%	100,0%	

Wie sich schon aus der deskriptiven Verteilung erkennen lässt, ist kein signifikanter Verteilungsunterschied der Planungsgenauigkeit zwischen den Fabrikaten zu beobachten. Schaft ($z=-1,1^3$, $p=0,273$), Pfanne ($z=-0,23^4$, $p=0,819$).

Planungsgenauigkeit und Geschlecht

Als ergänzende Analyse wird überprüft, ob sich mögliche geschlechterspezifische Unterschiede hinsichtlich der Planungsgenauigkeit ergeben. Verglichen werden die Planungen und tatsächlichen Implantatgrößen von weiblichen und männlichen Patienten.

³ $U(469, 163)=36.211$

⁴ $U(469, 162)=37.562$

Tabelle 14: Patientengeschlecht gegenübergestellt mit Planungsgenauigkeit der Schäfte

		Planungsgenauigkeit Schaft			Gesamt	
		Treffer absolut	+/- eine Größe	Abweichung >eine Größe		
Geschlecht	weiblich	Anzahl	152	160	38	350
		% innerhalb von Geschlecht	43,4%	45,7%	10,9%	100,0%
Gesamt	männlich	Anzahl	112	123	47	282
		% innerhalb von Geschlecht	39,7%	43,6%	16,7%	100,0%
Gesamt		Anzahl	264	283	85	632
		% innerhalb von Geschlecht	41,8%	44,8%	13,4%	100,0%

Tabelle 15: Patientengeschlecht gegenübergestellt mit Planungsgenauigkeit der Pfannen

		Planungsgenauigkeit Pfanne			Gesamt	
		Treffer absolut	+/- eine Größe	Abweichung > eine Größe		
Geschlecht	weiblich	Anzahl	138	145	67	350
		% innerhalb von Geschlecht	39,4%	41,4%	19,1%	100,0%
Gesamt	männlich	Anzahl	93	119	70	282
		% innerhalb von Geschlecht	33,0%	42,2%	24,8%	100,0%
Gesamt		Anzahl	231	264	137	632
		% innerhalb von Geschlecht	36,6%	41,8%	21,7%	100,0%

Auch hierbei lässt sich keine signifikante Differenz zwischen männlichen und weiblichen Patienten, sowohl hinsichtlich der Planung des Schafts ($z=1,52^5$, $p=0,13$), als auch der Planung der Pfanne ($z=1,87^6$, $p=0,061$) feststellen.

Planungsgenauigkeit und Alter

Zuletzt wurde ein eventueller Einfluss des Alters bei Patientinnen und Patienten untersucht. Hierfür wurde die Studienpopulation in zwei Altersgruppen, nämlich unter bzw. über 65 Jahre unterteilt.

Tabelle 16: Alterskorrelation der Planungsgenauigkeit bei Schaftkomponenten

			Planungsgenauigkeit Schaft			Gesamt
			Treffer absolut	+/- eine Größe	Abweichung > eine Größe	
Alter	bis 65 Jahre	Anzahl	113	132	33	278
		% innerhalb von Alter	40,6%	47,5%	11,9%	100,0%
	über 65 Jahre	Anzahl	151	151	52	354
		% innerhalb von Alter	42,7%	42,7%	14,7%	100,0%
Gesamt		Anzahl	264	283	85	632
		% innerhalb von Alter	41,8%	44,8%	13,4%	100,0%

Beim Vergleich der Planungsgenauigkeit von Patientinnen und Patienten unter bzw. über 65 Jahren lässt sich kein signifikanter Unterschied feststellen ($z=0.017^7$, $p=.99$).

⁵ $U(282, 350)=52.528$

⁶ $U(281, 350)=53.159$

⁷ $U_{(278, 354)}=49.240, 500$

Tabelle 17: Alterskorrelation der Planungsgenauigkeit bei Pfannenkomponenten

		Planungsgenauigkeit Pfanne			Gesamt	
		Treffer absolut	+ - eine Größe	Abweichung > eine Größe		
Alter	bis 65 Jahre	Anzahl	108	112	58	278
		% innerhalb von Alter	38,8%	40,3%	20,9%	100,0%
	über 65 Jahre	Anzahl	123	152	79	354
		% innerhalb von Alter	34,7%	42,9%	22,3%	100,0%
Gesamt		Anzahl	231	264	137	632
		% innerhalb von Alter	36,6%	41,8%	21,7%	100,0%

Auch hinsichtlich der Planungsgenauigkeit von Pfannenkomponenten bezogen auf das Alter von unter bzw. über 65 Jahren konnte kein statistisch signifikanter Unterschied beobachtet werden ($z=0,94^8$, $p=0,35$).

⁸ $U_{(278, 354)}=51.208, 500$

Diskussion und Schlussfolgerungen

Präoperative Planung ist ein essentieller Bestandteil bei der Durchführung der Hüfttotalendoprothetik. Im Rahmen dieser Studie wurde anhand von 632 Planungen die Planungszuverlässigkeit in Bezug auf klinische Erfahrung der Planer, BMI der Patientinnen und Patienten, Patientengeschlecht sowie Implantatmodell und Alter (unter bzw. über 65 Jahre) eruiert.

Die digitale präoperative Planung von Hüfttotalendoprothesen ermöglicht, Komponentengrößen mit einer Differenz von +/- einer Größe bei Schaftimplantaten in 87% der Fälle und bei Pfannenimplantaten in 78 % der Fälle zu bestimmen. Davila et al. (54) erzielten ähnliche Ergebnisse mit einer Treffergenauigkeit von +/- einer Größe in 86 % der acetabulären Planung und 72 % der femoralen Planung, jedoch bei deutlich geringerer Fallzahl. Efe et al. (65) wiederum lagen bei der Pfannenkomponente in 77,5 % und bei der Schaftkomponente in 82,3 % der Fälle innerhalb einer Abweichung von +/- eins. The et al. (43) kommen bei einer Größendifferenz von +/- einer Größe auf 52 % Übereinstimmung bei nicht zementierten Pfannen und auf 66 % bei nicht zementierten Schäften. Bertz et al. (56) erreichten sogar eine Übereinstimmung der Planung +/- einer Größe in 95 % für die Schäfte und in 94 % für die Pfannen. Allerdings wurden in dieser Studie auch zementierte Verankerungen berücksichtigt, bei denen die Implantatgrößen nicht ganz so exakt sein müssen wie bei der Pressfit-Verankerung. Digitale Planung kann somit als präzise und hilfreich in der Planung angesehen werden.

Der Einfluss des Erfahrungsgrads auf die Schaftplanung ist statistisch signifikant gegeben. Die Planung der Pfannenkomponente ergibt hingegen keinen statistisch signifikanten Unterschied der untersuchten Gruppen. Die primäre Hypothese wurde somit nur teilweise bestätigt und untermauert damit die Studie von Jung et al. (1). Auch sie konnten zeigen, dass die Planung des Schaftimplantats, nicht jedoch der Pfanne, von der Anwendererfahrung abhängig ist. Den Einfluss der Erfahrung des Planers bzw. der Planerin auf die Planungsgenauigkeit bestätigten auch schon Carter et al. (66). Ihre Studie zeigt, dass der Planer mit der meisten Erfahrung auch die beste Planungsgenauigkeit aufweist (95 % mit einer Abweichung von +/- eins). Ein zweiter, mäßig erfahrener Planer erreichte eine Übereinstimmung +/- einer Größe 88 % und derjenige mit der geringsten Erfahrung 82 %. In dieser Studie

wurden allerdings lediglich nicht zementierte Schaftimplantate und keine Pfannenprothesen betrachtet.

Limitierend ist bei der ersten Hypothese eventuell der Punkt Berufsstatus. Es ist fraglich, ob der Berufsstatus Oberarzt auch zwingend mit mehr Erfahrung gleichzusetzen ist. Auch unter den planenden Assistenzärztinnen und Assistenzärzten gibt es erfahrenere und weniger erfahrene, da auch sie nicht alle die gleiche Anzahl an Planungen durchgeführt hatten.

Bei der Untersuchung der Korrelation von BMI und Planungsgenauigkeit zeigte sich ebenfalls eine signifikante Auswirkung auf die Schaftplanungen. Allerdings ist dieser Effekt lediglich beim Vergleich von Normalgewichtigen mit Übergewichtigen vorhanden. Ein aufgrund von Kalibrierungsfehlern und erschwerten Aufnahmebedingungen eher zu erwartender Unterschied beim Vergleich mit Adipösen konnte zwar beobachtet werden, nicht jedoch eine Signifikanz. Zu dieser Erkenntnis gelangten auch schon Heep et al. (58, 59). Für dieses Phänomen könnte verantwortlich sein, dass die Positionierung des Größenreferenzobjektes bei der Erstellung des Röntgenbilds bei adipösen Patientinnen und Patienten erschwert ist und daher die Größenkalibrierung fehlerbehaftet ist (3, 58). Eine Erklärung könnte außerdem sein, dass Rotationsfehler des betroffenen Beins in Beckenübersichtsaufnahmen bei Außenrotationskontrakturen zu Planungsfehlern des Schafts führen. Idealerweise sollten Beckenübersichtsaufnahmen bei 10 bis 15 Grad Innenrotation durchgeführt werden (1, 55).

Ein Grund für vermehrte Planungsungenauigkeiten bei Schäften könnte auch an der unterschiedlichen Implantationstechnik von Pfanne und Schaft liegen. An der Universitätsklinik für Orthopädie und orthopädische Chirurgie erfolgt keine intraoperative Positionskontrolle der Implantatkomponenten mittels Bildwandler. Bei den Pfannenimplantationen erkennt man bereits makroskopisch, ob das Pfannenbett ausreichend zur Implantation ausgefräst wurde. Ein Faktor, der bei der Implantation der Pfanne von Relevanz sein könnte ist die Kopfgröße. So ist bei den Implantaten der Firma DePuy (Pinnacle/ Corail) beispielsweise ab einer Pfannengröße von 52 mm die Verwendung eines 36 mm Kopfes möglich. Dies wird von vielen Operateuren aufgrund des geringeren Luxationsrisikos verglichen mit kleineren Köpfen bevorzugt verwendet (67, 68).

Bei den Schaftimplantationen sind dagegen vermehrt subjektive Faktoren wie beispielsweise die akustische Klanghelligkeit beim Einhämmern des Schafts sowie das subjektive Gefühl des Operateurs hinsichtlich der Stabilität des Schafts in Endposition von Bedeutung. Des Weiteren könnten Chirurginnen und Chirurgen, um der Gefahr einer Schaftsprennung zu entgehen, zur Wahl von kleineren Schaftgrößen neigen.

Bezüglich der Prothesenhersteller konnte in dieser Studie kein Unterschied in der Planungsgenauigkeit festgestellt werden. Die beiden untersuchten Implantaterzeuger (Fa. Zimmer und DePuy) stellen somit keinen signifikanten Einflussfaktor auf die Planungszuverlässigkeit dar. Jung et al. (1) konnten in ihrer Arbeit jedoch einen Unterschied in der Planungsgenauigkeit bezogen auf das Schaftdesign feststellen. So waren Kurzschaft-Modelle vermehrt mit Planungsungenauigkeiten behaftet.

Auch bei der geschlechterspezifischen Auswertung lässt sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen der Planung von männlichen und weiblichen Patientinnen und Patienten herausfinden. Die Planung ist somit für Männer und Frauen gleichermaßen zuverlässig. Heep et. al. (58) zeigen, dass das Geschlecht bei der Kalibrierung der Röntgenaufnahmen keinen bedeutenden Einfluss nimmt und somit eine relevante Planungsdifferenz nicht zu erwarten war.

Zuletzt wurde eine Abhängigkeit der Planungsgenauigkeit vom Alter untersucht. Hierfür wurde je eine Gruppe von Patientinnen und Patienten unter und über 65 Jahren gebildet. Sowohl für die Schaftplanungen als auch für die Pfannenplanungen konnte kein signifikanter Einfluss vom Alter auf die Planungsgenauigkeit beobachtet werden. Die Überlegung, dass eine altersassoziierte verminderte Knochenqualität bei der Gruppe im Alter von über 65 Jahren zu inadäquaten Schaftplanungen führen könnte, wurde somit nicht bestätigt.

Zusammenfassend stellt die präoperative Planung einen essentiellen Teil im Management der Endoprothetik dar. In der vorliegenden Studie stimmten 87% der Schäfte und 78% der Pfannen der präoperativ geplanten Größen mit der definitiv implantierten Größe innerhalb einer Abweichung von +/- einer Größe überein. Die femurale Prothesenplanung ist exakter, je größer die Erfahrung der Planer ist. Außerdem ist die Planungsgenauigkeit der Schaftimplantate vom BMI der Patientinnen und Patienten abhängig. Übergewichtige werden signifikant häufiger

fehlgelant. Diese Faktoren sind jedoch bei der Planungsgenauigkeit der Pfannenkomponenten nicht signifikant.

Referenzen

1. Jung S, Neuerburg C, Kappe T, Wernerus D, Reichel H, Bieger R. Validität der computergestützten Hüfttotalendoprothesenplanung: Einfluss von Schaftdesign und Untersuchererfahrung. *Z Orthop Unfall* 2012; 150(04):404–8.
2. Marston RA, Cobb AG, Bentley G. Stanmore compared with Charnley total hip replacement. A prospective study of 413 arthroplasties. *J Bone Joint Surg Br* 1996; 78(2):178–84.
3. Franken M, Grimm B, Heyligers I. A comparison of four systems for calibration when templating for total hip replacement with digital radiography. *J Bone Joint Surg Br* 2010; 92(1):136–41.
4. Abdolvahab F, Mutschler WE, Wirth CJ. *Praxis der Orthopädie und Unfallchirurgie*. 2., überarb. und erw. Aufl. Stuttgart [u.a.]: Thieme; 2009.
5. Tillmann B. *Bewegungsapparat*. [Neuauf., 20. Aufl.], 2., verb. Aufl. Stuttgart [u.a.]: Thieme; 1998. (Anatomie des Menschen Lehrbuch und Atlas / hrsg. von H. Leonhardt ... ; Bd. 1).
6. Anderhuber F, Fanghänel J, Nitsch R, Pera F, Waldeyer A. *Waldeyer - Anatomie des Menschen*. 19., Aufl. Berlin: De Gruyter; 2012.
7. Fanghänel J, Waldeyer A. *Waldeyer Anatomie des Menschen: [Lehrbuch und Atlas in einem Band]*. 18. Aufl. Berlin [u.a.]: De Gruyter; 2009.
8. Rohen JW, Lütjen-Drecoll E. *Funktionelle Anatomie des Menschen: Lehrbuch der makroskopischen Anatomie nach funktionellen Gesichtspunkten*. 11., überarb. und erw. Aufl. Stuttgart, New York: Schattauer; 2006.
9. Wirth CJ. *Praxis der Orthopädie*. 3. völlig neu bearbeitete Aufl. Stuttgart, New York: Georg Thieme; 2001.
10. Tschauner C. *Orthopädie und Orthopädische Chirurgie: Becken, Hüfte*. Stuttgart [u.a.]: Thieme; 2004.
11. Brittberg M, Aglietti P, Gambardella R. *ICRS Cartilage Injury Evaluation*; 2000. Available from:
URL:http://www.cartilage.org/_files/contentmanagement/ICRS_evaluation.pdf [cited 2014 May 25].

12. Bohndorf K. Radiologische Diagnostik der Knochen und Gelenke. 2., erw. und vollständig überarb. Aufl. Stuttgart: Thieme; 2006.
13. Kellgren JH, Lawrence JS. Radiological assessment of osteo-arthrosis. *Ann. Rheum. Dis.* 1957; 16(4):494–502.
14. Wirth CJ, Bauer R, Jäger M, editors. Operative Orthopädie: Band 2. 3., vollst. neu bearb. Aufl. Stuttgart: Thieme; 2001. (Praxis der Orthopädie/ hrsg. von Carl Joachim Wirth. Begr. von Michael Jäger ... ; Bd. 2).
15. Abel R. Klinikleitfaden Orthopädie, Unfallchirurgie. 7. Aufl. München: Elsevier, Urban & Fischer; 2013.
16. Sköldenberg OG, Bodén, Henrik S G, Salemyr, Mats O F, Ahl TE, Adolphson PY. Periprosthetic proximal bone loss after uncemented hip arthroplasty is related to stem size: DXA measurements in 138 patients followed for 2–7 years. *Acta Orthop* 2006; 77(3):386–92.
17. Ewerbeck V, Wentzensen A, editors. Standardverfahren in der operativen Orthopädie und Unfallchirurgie. 3., vollst. überarb. Aufl. Stuttgart [u.a.]: Thieme; 2007.
18. Food and Drug Administration. Use of International Standard ISO-10993, "Biological Evaluation of Medical Devices Part 1: Evaluation and Testing"; ISO 1997 ISO 1997. Available from:
URL:<http://www.fda.gov/downloads/MedicalDevices/DeviceRegulationandGuidance/GuidanceDocuments/UCM348890.pdf> [cited 2014 Apr 9].
19. Otto M, Kriegsmann J, Gehrke T, Bertz S. Wear particles: key to aseptic prosthetic loosening? *Pathologe* 2006; 27(6):447–60.
20. Wang ML, Sharkey PF, Tuan RS. Particle bioreactivity and wear-mediated osteolysis. *J Arthroplasty* 2004; 19(8):1028–38.
21. Krukemeyer M, Möllenhoff G. Endoprothetik: Ein Leitfaden für den Praktiker. 3., aktualisierte und erw. Aufl. Berlin, Boston: De Gruyter; 2013.
22. D'Antonio JA, Sutton K. Ceramic materials as bearing surfaces for total hip arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg* 2009; 17(2):63–8.
23. Hentsch S, Willburger RE, editors. Pschyrembel Orthopädie und Unfallchirurgie. Berlin, Boston, Mass: De Gruyter; 2013.

24. Charnley J. The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention. *J Bone Joint Surg* 1972; (Vol. 54 B no. 1):61–76.
25. Clarke IC, Manley MT. How do alternative bearing surfaces influence wear behavior? *J Am Acad Orthop Surg* 2008; 16 Suppl 1:S86-93.
26. D'Antonio JA, Capello WN, Naughton M. Ceramic Bearings for Total Hip Arthroplasty Have High Survivorship at 10 Years. *Clin Orthop Relat Res* 2012; 470(2):373–81.
27. Morlock M, Nassutt R, Janssen R, Willmann G, Honl M. Mismatched wear couple zirconium oxide and aluminum oxide in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2001; 16(8):1071–4.
28. Glaser D, Komistek RD, Cates HE, Mahfouz MR. Clicking and squeaking: in vivo correlation of sound and separation for different bearing surfaces. *J Bone Joint Surg Am* 2008; 90 Suppl 4:112–20.
29. Clarke IC, Gustafson A. Clinical and hip simulator comparisons of ceramic-on-polyethylene and metal-on-polyethylene wear. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2000; (379):34–40.
30. Epinette J, Manley MT. No Differences Found in Bearing Related Hip Survivorship at 10-12 Years Follow-Up Between Patients With Ceramic on Highly Cross-Linked Polyethylene Bearings Compared to Patients With Ceramic on Ceramic Bearings. *J Arthroplasty* 2014; 29(7):1369-72
31. Hwang K, Kim Y, Kim Y, Choi I. Cementless total hip arthroplasty with a metal-on-metal bearing in patients younger than 50 years. *J Arthroplasty* 2011; 26(8):1481–7.
32. Amstutz HC, Le Duff, Michel J. Eleven years of experience with metal-on-metal hybrid hip resurfacing: a review of 1000 conserve plus. *J Arthroplasty* 2008; 23(6 Suppl 1):36–43.
33. Morlock MM, Bishop N, Kaddick C. Welche Hüftgelenkgleitpaarung für welchen Patienten? *Orthopäde* 2011; 40(12):1061–7.
34. Morrey BF, An K. *Joint replacement arthroplasty*. 3rd ed. Philadelphia, PA: Churchill Livingstone; 2003.

35. Abdulkarim A, Ellanti P, Motterlini N, Fahey T, O'Byrne JM. Cemented versus uncemented fixation in total hip replacement: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Orthop Rev (Pavia)* 2013; 5(1):e8.
36. Wechter J, Comfort TK, Tatman P, Mehle S, Giese TJ. Improved survival of uncemented versus cemented femoral stems in patients aged 70 years in a community total joint registry. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2013; 471(11):3588–95.
37. Charnley J. Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. *J Bone Joint Surg Br* 1960; 42-B:28–30.
38. Magnan B, Bondi M, Maluta T, Samaila E, Schirru L, Dall'Oca C. Acrylic bone cement: current concept review. *Musculoskelet Surg* 2013; 97(2):93–100.
39. Frazer RQ, Byron RT, Osborne PB, West KP. PMMA: an essential material in medicine and dentistry. *J Long Term Eff Med Implants* 2005; 15(6):629–39.
40. Lewis G. Alternative acrylic bone cement formulations for cemented arthroplasties: present status, key issues, and future prospects. *J. Biomed. Mater. Res. Part B Appl. Biomater.* 2008; 84(2):301–19.
41. Arora M, Chan EK, Gupta S, Diwan AD. Polymethylmethacrylate bone cements and additives: A review of the literature. *World J Orthop* 2013; 4(2):67–74.
42. Oonishi H, Akiyama H, Takemoto M, Kawai T, Yamamoto K, Yamamuro T et al. The long-term in vivo behavior of polymethyl methacrylate bone cement in total hip arthroplasty. *Acta Orthop* 2011; 82(5):553–8.
43. The B, Diercks RL, van Ooijen, Peter M A, van Horn JR. Comparison of analog and digital preoperative planning in total hip and knee arthroplasties. *Acta Orthop* 2005; 76(1):78–84.
44. Maloney WJ, Keeney JA. Leg length discrepancy after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2004; 19(4):108–10.
45. Thomasson E de, Mazel C, Guingand O, Terracher R. Etude critique des résultats de la planification préopératoire sur l'anatomie de la hanche prothésée. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2002; 88(3):229–35.
46. Egli S, Pisan M, Müller ME. The value of preoperative planning for total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 1998; 80(3):382–90.

47. Heinert G, Hendricks J, Loeffler MD. Digital templating in hip replacement with and without radiological markers. *J Bone Joint Surg Br* 2009; 91(4):459–62.
48. Kim YH, Kim VE. Uncemented porous-coated anatomic total hip replacement. Results at six years in a consecutive series. *J Bone Joint Surg Br* 1993; 75(1):6–13.
49. Kosashvili Y, Shasha N, Olschewski E, Safir O, White L, Gross A et al. Digital versus conventional templating techniques in preoperative planning for total hip arthroplasty. *Can J Surg* 2009; 52(1):6–11.
50. White SP, Shardlow DL. Effect of introduction of digital radiographic techniques on pre-operative templating in orthopaedic practice. *Ann R Coll Surg Engl* 2005; 87(1):53–4.
51. Müller ME. Lessons of 30 years of total hip arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1992; (274):12–21.
52. Wilson JD, Eardley W, Odak S, Jennings A. To what degree is digital imaging reliable? Validation of femoral neck shaft angle measurement in the era of picture archiving and communication systems. *Br J Radiology* 2011; 84(1000):375–9.
53. Noble PC, Sugano N, Johnston JD, Thompson MT, Conditt MA, Engh, Charles A Sr et al. Computer simulation: how can it help the surgeon optimize implant position? *Clin Orthop Relat Res* 2003; (417):242–52.
54. Davila JA, Kransdorf MJ, Duffy GP. Surgical planning of total hip arthroplasty: accuracy of computer-assisted EndoMap software in predicting component size. *Skeletal Radiol.* 2006; 35(6):390–3.
55. Della Valle, Alejandro Gonzalez, Padgett DE, Salvati EA. Preoperative planning for primary total hip arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg* 2005; 13(7):455–62.
56. Bertz A, Indrekvam K, Ahmed M, Englund E, Sayed-Noor AS. Validity and reliability of preoperative templating in total hip arthroplasty using a digital templating system. *Skeletal Radiol* 2012; 41(10):1245–9.
57. González Della Valle, Alejandro, Slullitel G, Piccaluga F, Salvati EA. The precision and usefulness of preoperative planning for cemented and hybrid primary total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2005; 20(1):51–8.

58. Heep H, Xu J, Löchteken C, Wedemeyer C. A simple and convenient method guide to determine the magnification of digital X-rays for preoperative planning in total hip arthroplasty. *Orthop Rev (Pavia)* 2012; 4(1).
59. Sinclair VF, Wilson J, Jain, Neil P M, Knowles D. Assessment of Accuracy of Marker Ball Placement in Pre-operative Templating for Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty* 2014.
60. hectec GmbH. handbuch.endomap.de.va20f [cited 2014 Apr 2]. Available from: URL:<http://www.hectec.de/downloads/Handbuch/history/handbuch.endomap.de.va20f.pdf>.
61. Bernau A, Bohndorf K. Röntgendiagnostik in Orthopädie und Traumatologie: Einstelltechnik und Röntgenanatomie. 5. Aufl. München: Elsevier, Urban & Fischer; 2010.
62. Inglis T, Dalzell K, Hooper G, Rothwell A, Frampton C. Does Orthopedic Training Compromise the Outcome in Total Hip Arthroplasty? *J Surg Edu* 2013; 70(1):76–80.
63. Moran M, Yap SL, Walmsley P, Brenkel IJ. Clinical and radiologic outcome of total hip arthroplasty performed by trainee compared with consultant orthopedic surgeons. *J Arthroplasty* 2004; 19(7):853–7.
64. McArthur BA, Vulcano E, Cross M, Nguyen J, Della Valle, Alejandro G, Salvati E. Acetabular component orientation in total hip arthroplasty: the impact of obesity. *Hip Int* 2014; 24(3):263–9.
65. Efe T, El Zayat, Bilal Farouk, Heyse TJ, Timmesfeld N, Fuchs-Winkelmann S, Schmitt J. Precision of preoperative digital templating in total hip arthroplasty. *Acta Orthop Belg* 2011; 77(5):616–21.
66. Carter LW, Stovall DO, Young TR. Determination of accuracy of preoperative templating of noncemented femoral prostheses. *J Arthroplasty* 1995; 10(4):507–13.
67. Allen CL, Hooper GJ, Frampton, Christopher M A. Do larger femoral heads improve the functional outcome in total hip arthroplasty? *J Arthroplasty* 2014; 29(2):401–4.
68. Singh SP, Bhalodiya HP. Head size and dislocation rate in primary total hip arthroplasty. *Indian J Orthop* 2013; 47(5):443–8.