

Aus der orthopädischen Klinik des Nordwest Krankenhauses Sanderbusch
Akademisches Lehrkrankenhaus der Universität Göttingen
-Chefarzt: Prof. Dr. W. Schilling-

Prospektive Studie zweidimensionaler computergestützter
Operationsplanung für zementfreie Hüfttotalendoprothesen

INAUGURAL – DISSERTATION
zur Erlangung des doktor medicinae
der Medizinischen Fakultät
der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster
vorgelegt von Andreas Dyck
aus Duschanbe/UdSSR
2009

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Westfälischen
Wilhelms-Universität Münster.

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Wilhelm Schmitz

1. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. J. Harges

2. Berichterstatter: Prof. Dr. W. Schilling

Tag der mündlichen Prüfung: 16.10.2009

Aus dem Nordwest Krankenhaus Sanderbusch

Klinik für Orthopädie

-Chefarzt: Prof. Dr. W. Schilling

Referent: Priv.-Doz. Dr. J. Harges

Koreferent: Prof. Dr. W. Schilling

ZUSAMMENFASSUNG

Prospektive Studie zweidimensionaler computergestützter Operationsplanung
für zementfreie Hüfttotalendoprothesen

Andreas Dyck

Im Rahmen dieser Dissertation wurde bei den Patienten nach Implantation einer Hüfttotalendoprothese in der orthopädischen Klinik Sanderbusch, die digital erstellte präoperative Planung mit dem tatsächlichen Ergebnis verglichen.

Die prospektiv geführte Studie umfasst 121 Patienten, die in der Zeit zwischen Juni 2004 und Mai 2006 operiert wurden.

Es wurden die Daten Prothesenmodell, Größe der geplanten Prothese, Alter, Gewicht, Größe und Geschlecht des Patienten erhoben. Nach dem Operationsbericht wurden die Daten mit Größe und Modell der implantierten Prothese, OP-Datum und Name des Operateurs vervollständigt.

Die Zusammenhänge zwischen implantierter Prothese und Body Mass Index der Patienten (BMI) sowie die Erfahrung des Operateurs wurden ausgewertet.

Die Studie zeigt, dass die Planungssoftware im Mittel eine etwas kleinere Größe der Pfanne (0,54 mm) vorgab als bei der Operation verwendet wurde.

Die Studie ergibt, dass bei Patienten mit höherem BMI die Prothesengröße bei der Planung größer gemessen wurde, als anschließend implantiert. Bei den

Patienten mit niedrigeren BMI (unter 29) wird in der Regel eine kleinere Prothesengröße gemessen als implantiert.

Die korrekte Positionierung der Referenzkugel hat einen wesentlichen Einfluss auf die Bestimmung des Maßstabes der Röntgenaufnahmen. Die Kugel sollte möglichst hüftzentrumnah positioniert werden.

Body Mass Index des Patienten (BMI) und Ausbildungsstand des Operateurs haben einen Einfluss auf die Genauigkeit der präoperativen computergestützten Planung.

Tag der mündlichen Prüfung: 16.10.2009

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1. Einleitung	8
1.1 Geschichtliche Entwicklung	8
1.2 Vorteile der Planung	9
1.3 Geschichtliche Entwicklung der computergestützten präoperativen Planung	10
1.4 Articulatio coxae	11
1.5 Darstellung des Hüftgelenkes im Röntgenbild	13
1.6 Kriterien der Koxarthrose im Röntgenbild	14
1.7 Kurze historische Entwicklung der endoprothetischen Versorgung des Hüftgelenkes	15
2. Fragestellung	19
3. Methode	19
4. Ergebnisse	25
4.1.1 Pfannengrößen der Implantate	28
4.1.2 Geschlechtsspezifische Verteilung der implantierten Pfannengrößen	29
4.1.3 Zusammenhang mit BMI (Body-Mass-Index)	33

4.1.4 Zusammenhang mit BMI (Body-Mass-Index) im Bezug auf unterschiedliche Operateure	35
4.1.5 Fehlerquote in Abhängigkeit von der Lernkurve	41
4.2 Schaftgrößen der Implantate	47
4.2.1 Auswertung der implantierten Schaftgrößen	47
4.2.2 Zusammenhang der implantierten Schaftgrößen mit BMI (Body-Mass-Index) im Bezug auf unterschiedliche Operateure	50
4.2.3 Fehlerquote der implantierten Schaftgrößen in Abhängigkeit von der Lernkurve	54
5. Diskussion	59
6. Zusammenfassung	64
7. Literaturverzeichnis	67
8. Lebenslauf	71
9. Anhang	I-VIII

Dankansagung

Ich danke meiner Frau, die mich auf meinem beruflichen Weg aktiv unterstützt hat.

Ich danke meinem Chef, Herrn PD Dr. med. W. Schilling in der orthopädischen Klinik des Nordwest-Krankenhauses Sanderbusch und Betreuer dieser Arbeit. Dank ihm bin ich der Arzt geworden, der ich jetzt bin.

Verzeichnis der Abkürzungen

Abb.	Abbildung
AiW	Arzt in Weiterbildung
a.p.	anterior-posterior
Aufl.	Auflage
BMI	Body Mass Index
bzw.	beziehungsweise
CrCoMo –Legierung	Chrom-Kobalt-Molybdän–Legierung
cm	Zentimeter
CT	Computertomographie
CCD-Winkel	Centrum-Collum-Diaphysenwinkel
ggf.	gegebenenfalls
HDPE	High Density Polyethylen
impl.	implantierte
mm	Millimeter
Nr.	Nummer
MRT	Magnetresonanztomographie
PMMA	Polymethylmethacrylat
sog.	so genannte
Tab.	Tabelle
UHMWPE	ultra high molecular weight polyethylene
z. B.	zum Beispiel
zw.	zwischen

1 Einleitung

1.1 Geschichtliche Entwicklung.

Die Implantation eines künstlichen Hüftgelenkes gehört mittlerweile zu den in Deutschland am häufigsten durchgeführten Operationen.

Jährlich werden deutschlandweit ungefähr 184.000 an 1900 Kliniken und weltweit etwa 800.000 künstliche Hüftgelenke implantiert (Schunck, J. et al. 2002). Da die Zahl der Hüftgelenksimplantationen in den letzten Jahren kontinuierlich zunahm, hat sich die Implantationsoperation mittlerweile zu einer „Routineoperation“ entwickelt. Aufgrund des Anstieges der Hüftgelenkserstimplantationen, stieg auch die Zahl der Wechseloperationen. In Europa sind heute etwa 20 % aller prothetischen Eingriffe am Hüftgelenk Revisionen (Morscher, E. et al. 2000). Langzeitbeobachtungen haben gezeigt, dass die aseptische Lockerung der Prothese eines der Hauptprobleme der Endoprothetik ist (Malchau, H. et al. 1993 und 1996). Die optimale Platzierung und die richtige Wahl der Größe orthopädischer Implantate sind Voraussetzungen für eine dauerhafte Stabilität. Aus diesen Gründen ist der Nutzen einer detaillierten präoperativen Planung in der Gelenkendoprothetik von großer Bedeutung.

Die Planung mit präoperativem Röntgenbild ist so alt wie Endoprothetik selbst. Sie basiert auf manuell durchgeführten Planungsmethoden mittels Röntgenbildern und Prothesenschablonen.

Mit der Zeit der Digitalisierung entstehen neue Möglichkeiten der computergestützten präoperativen Planung. Mit modernen bildgebenden Verfahren, wie z.B. CT oder MRT gelingt eine immer bessere digitale, geometrisch präzise dreidimensionale Darstellung anatomischer Strukturen. Es ist möglich anhand von gewonnenen Bilddaten individuelle Implantate anzufertigen (Aldinger, G., 1983). Diese Entwicklung der dreidimensionalen Planung im Bereich der Pfanne und im Bereich des Schaftes macht den Einsatz von den Operationsrobotern möglich (Börner, M. et al. 1999; Langlotz, F. et al. 1998). Die Nachteile der dreidimensionalen OP-Planung sind die deutlich

höhere Strahlenbelastung beim CT gegenüber zweidimensionalen Röntgenaufnahmen und der Kostenfaktor.

Aus diesen Gründen behält die zweidimensionale Röntgendiagnostik im Alltag trotz der Entwicklungen auf dem Gebiet der dreidimensionalen OP-Planung ihre Bedeutung. Durch die computergestützte zweidimensionale Planung gelingt es, einige Probleme, wie z. B. die Ungenauigkeiten bei der Bestimmung des Röntgenvergrößerungsfaktors zu vermeiden.

1.2 Vorteile der Planung

Unumstritten ist die Meinung bei den Operateuren, die im Bereich der Endoprothetik tätig sind, dass die biomechanischen Faktoren eine wesentliche Rolle bei den aseptischen Lockerungsraten sowie bei den postoperativen, funktionellen Defiziten spielen (Babisch, J. et al 2002). Die wesentlichen Faktoren, die dabei eine Rolle spielen sind der Patient selbst, die Positionierung des Implantates und die technischen Gegebenheiten (wie z. B. Beschichtung, Design). Mit der Prothesenimplantation ist der Operateur in der Lage, die Gelenkgeometrie zu verändern. Insbesondere bei vorbestehenden starken Gelenkdeformitäten (Hüftdysplasie, posttraumatische Arthrose) ist die anatomisch exakte und zugleich stabile Fixation schwierig. Die Rekonstruktion des Hüftgelenkszentrums spielt dabei eine wichtige Rolle und ist daher Gegenstand vieler Studien (John, F.J., Fischer, P.E. 1994, Yoder, S.A. et al 1988). Mit Hilfe der präoperativen Planung kann der Operateur einen wesentlichen Einfluss auf die Positionierung sowie die Wahl der Größe des Implantates nehmen, die Bestimmung der optimalen Größe der Press-fit-Pfanne und des Schaftimplantates. Vermeiden der Beinlängendifferenz und Optimierung des Offsets sorgen für den optimalen Sitz des Implantates und senken das Risiko der periprothetischen Fraktur und der frühzeitigen aseptischen Lockerung (Knight JL, 1992).

1.3 Geschichtliche Entwicklung der computergestützten präoperativen Planung des Hüftgelenkersatzes

Vor dem Beginn des digitalen Zeitalters wurden die präoperativen Planungen durch den Operateur mit Hilfe der Röntgenaufnahmen und Implantatschablonen durchgeführt. Ein großer Nachteil dabei war die Einschätzung des Vergrößerungsfaktors, die auf den Erfahrungswerten des Operateurs basierte. Damit waren gewisse Abweichungen bei der Bestimmung der Größen der Implantate vorprogrammiert. Conn, Clarke und Hallett zeigten, dass die Kenntnis der Größen der radiologischen Markierungen und somit des Vergrößerungsfaktors zu einer signifikanten Verbesserung der Präzision der Planung führte (Conn, K.S., Clarke, M.T., Hallett, J.P., 2002). Der Vergrößerungsfaktor wird bestimmt durch den geometrischen Strahlensatz und beträgt 1,15:1, d.h. dass das Röntgenbild in einem Maßstab von 1,15 zu 1 vergrößert wird. Der Vergrößerungsfaktor setzt sich aus dem Abstand (Röntgenröhre - Film) zu Abstand (Röntgenröhre - Objekt).

Die Einführung der digitalen Technologien mit Röntgenaufnahmen, die ausschließlich am Bildschirm zu betrachten waren, hat die präoperative Planung mittels Schablonen erschwert. Es wurden Versuche unternommen, die Röntgenaufnahmen auf eine Folie zu drucken, um diese als Vorlage für die präoperative Planung zu benutzen. Allein dadurch kam es zur deutlichen Zunahme der Präzision der Planung gegenüber der Planung mit konventionellen Röntgenaufnahmen (White, S.P., Shardlow, D.L., 2005).

Als nächster Schritt wurden Softwareprogramme entwickelt, die es ermöglichten, mit Hilfe digitaler Schablonen digitale Röntgenaufnahmen am Computerbildschirm zu bearbeiten und zu planen. Es wurde gezeigt, dass die auf Folie ausgedruckten Röntgenaufnahmen deutlich bessere Reproduktivitätsfähigkeit zeigten als konventionelle Röntgenaufnahmen. Sie waren aber der computergestützten Planung unterlegen (Oddy, M.J., Jones, M.J., Pendegrass, C. J., Pilling, J.R., Wimhurst, J.A., 2006).

1.4 Articulatio coxae

Das Hüftgelenk ist ein modifiziertes Kugelgelenk mit drei Freiheitsgraden, so dass es Bewegungen in alle Richtungen des Raumes ermöglicht. Das Bewegungsausmaß des Hüftgelenkes ist vom Alter, Geschlecht und Körperbau abhängig. Im Hüftgelenk werden die größten Massen des menschlichen Körpers, nämlich Rumpf und Bein, gegeneinander bewegt.

Der Hüftkopf (Caput femoris), die Hüftpfanne und die faserknorpelige Pfannenlippe (Labrum acetabulare) bilden die Gelenkflächen.

Der Hüftkopf ist kugelförmig. Diese Sonderform eines Kugelgelenks nennt man Nussgelenk, Articulatio cotylica (Schiebler, T., Schmidt, W., 1991). Zwei Drittel der Hüftkopfoberfläche ist vom Knorpel überzogen. Der Hüftkopf ist zum Schenkelhals hin leicht eingebuchtet. Der Schenkelhals (Collum femoris) verlagert den Hüftkopf gegenüber der Femurschaftachse nach medial um ca. 120° - 135° und ventral um ca. 12° - 20° (Tönnis, D., 1997, Lanz von, T., 1950). Die Anteversion der Pfanne beträgt im Normalfall beim Erwachsenen 15 bis 20° (Tönnis, D., 1997) und ist mittels CT oder MRT messbar. Zwischen den Knorpelschichten von Hüftkopf und Hüftpfanne findet sich der Gelenkspalt, welcher mit der Synovialflüssigkeit gleitfähig gehalten wird. Diese Substanz wird von der inneren Schicht der Gelenkkapsel ständig neu gebildet und resorbiert. Knorpel und Gelenkschmiere schützen den Knochen vor Abrieb und dienen als "Stoßdämpfer". Die Gelenkkapsel selbst ist mit kräftigen Bandstrukturen verstärkt. Das Gelenk wird in seiner normalen Position durch diese Bänder, durch die Gelenkkapsel sowie durch die umgebende Muskulatur in korrekter Stellung gehalten.

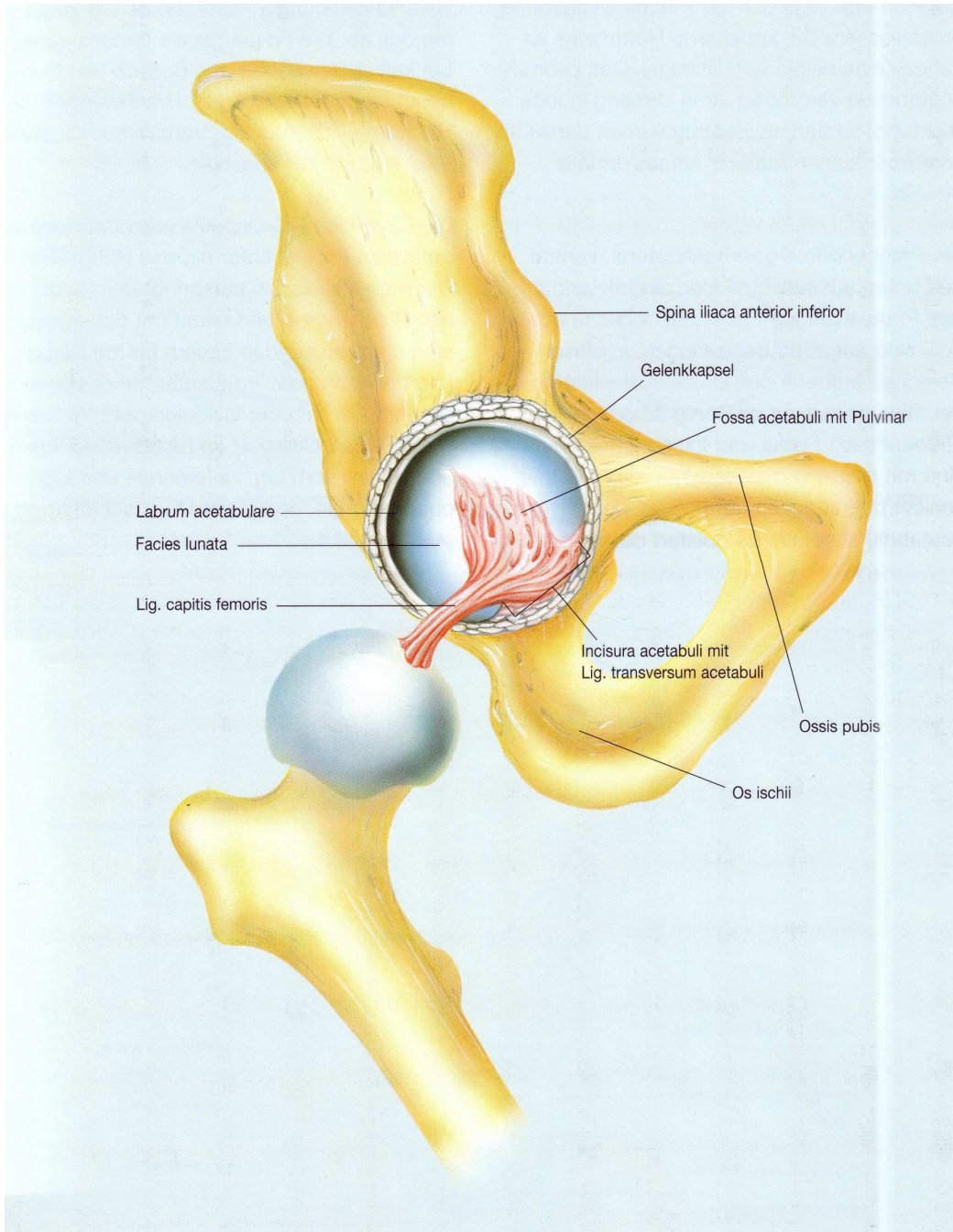


Abb. 1: Aufbau des Hüftgelenkes.

1.5 Darstellung des Hüftgelenkes im Röntgenbild

Die Durchführung von Röntgenaufnahmen ist zur Diagnoseerhebung bei Beschwerden im Bereich des Hüftgelenkes unverzichtbar. Durch die radiologische Darstellung der Gelenkregion lassen sich pathologische Abweichungen von der Norm darstellen und zusammen mit dem klinischen Befund ermöglichen sie dem Untersuchenden, die Ursache für die Beschwerden zu finden.

Eine radiologische Darstellung der Gelenkregion ist auch für die praeoperative Planung sehr wichtig.

Zur Steigerung der Aussagefähigkeit der Röntgenaufnahmen und der Vergleichbarkeit mit Aufnahmen, die zu einem früheren oder späteren Zeitpunkt durchgeführt wurden, muss das Verfahren standardisiert werden. Erst durch die Standardisierung des Röntgenverfahrens wird eine praeoperative Planung möglich.

Die Standardröntgenaufnahme bei einem Hüftgelenksschaden erfolgt in anterior-posteriorer Einstellung. Zur Steigerung der Aussagefähigkeit sollten die Aufnahmen in zwei möglichst senkrecht zueinander stehenden Ebenen angefertigt werden. Deswegen wird als zweite Standardebene zur Beckenübersicht die Faux-profil- oder Lauenstein-Aufnahme vorgezogen. Bei den Patienten mit belastungs- und bewegungsschmerzhaftem Hüftgelenk und eingeschränkter Stehfähigkeit wird die Lauenstein-Aufnahme bevorzugt.

1.6 Kriterien der Coxarthrose im Röntgenbild

Die beste Reproduzierbarkeit bei der radiologischen Beurteilung einer Koxarthrose zeigt sich bei den Parametern des kranialen Gelenkspaltes und der Deformität des Hüftkopfes (Günther, K. P. et al. 1997). Die kraniale Gelenkspaltweite wird in mm ausgemessen und soll alters- und geschlechtsunabhängig bei nicht vorliegender Koxarthrose größer als 3 mm betragen (Freyschmidt, J., 2001). Die Einteilung der Deformität des Hüftkopfes wird in Anlehnung an die Arthrosegrade 0 bis 3 von Tönnis vorgenommen (Busse, J. et al. 1972) (Tschauner, C., 2004):

- Grad 0 - ein normalen runden Hüftkopf
- Grad 1 - eine leichte Verschiebung des Rotationszentrums durch die Gelenkspaltverschmälerung
- Grad 2 - eine mäßige Kopfentrundung (Ovalität) mit verschobenem Rotationszentrum
- Grad 3 - eine starke Kopfentrundung



Abb. 2 Koxarthrose Grad 1 nach Tönnis links (a.p. Standartaufnahme mit 80mm langen Referenzleiste).

1.7 Kurze historische Entwicklung der endoprothetischen Versorgung des Hüftgelenkes

Im Jahre 400 vor Christus wurde erstmals die Problematik der angeborenen Hüftdysplasie und der Hüftluxation erkannt. Hippokrates von Kos beschäftigte sich mit der Suche nach geeigneten Möglichkeiten der Heilung oder der Verbesserung der Lebensqualität bei starker Bewegungseinschränkung und Schmerz.

Der Chirurg R. Barton durchtrennte 1797 ein versteiftes Hüftgelenk, um eine störende Fehlstellung zu beseitigen. Die Entfernung eines Gelenkes mit dem Ziel der Schmerzlinderung und der Verbesserung der Beweglichkeit wurde seit Mitte des 19. Jahrhunderts häufiger anstelle der Amputation angewendet (Helferich, H., 1994).

Die dauerhafte Remobilisierung verknöchelter Gelenke gelang erstmals Helferich im Jahre 1871. Er interponierte Muskeln zwischen die durchtrennten Knochenfragmente. Helferich legte damit die Grundlage der Arthroplastik, die durch die Operationsverfahren von Payr bis nach dem 2. Weltkrieg bestimmt wurde (Payr, E., 1946).

Prothesen aus Elfenbein wurden ab 1922 von H. Grooves, im Bereich der Hüftendoprothetik als Hüftkopfersatz, entwickelt und implantiert. Er mußte mit seiner Idee kapitulieren, da die Stabilität der Schaftprothese sehr zu wünschen ließ. Das Problem der Elfenbeinprothese war die Materialunverträglichkeit. Der Körper akzeptierte dieses Fremdmaterial nicht. Zusätzlich war die mechanische Belastbarkeit dieses Materials sehr gering.

Smith-Peterson verwendete erstmalig eine sog. Mouldarthroplastik für ein Hüftgelenk. Bei dieser Art der Arthroplastik handelte es sich um eine Kappe, welche zwischen die Pfanne und den Kopf unfixiert eingelegt wurden. Damals bestand die Kappe (cup) aus Glas, diese wurde aber bald durch Plexiglas, Viscaloid und Bakelit ersetzt, ab 1938 durch eine CrCoMo-Legierung.

Im Gegensatz zu den eingelegten Cups verwendeten Adams und Lange ab 1950 nicht eingelegte, sondern aufsitzende Kappen. Diese Art der Cup-Arthroplastik wurde dann von Wagner und Freeman über mehrere Zwischenschritte verbessert, ohne eine eigene neue Prothese zu entwickeln. Ihr Gedanke war es, dass sie die artikulierenden Gelenkflächen der Pfanne oder des Kopfes durch fest implantierte Endoprothesen ersetzen. Diese Weiterentwicklung von Freeman und Wagner ermöglichte letztendlich die Entwicklung der heute eingesetzten Hüftendoprothesen (nach Huggler 1968).

Spezielle Endoprothesen aus CoCrMo-Legierungen verwendeten für das proximale Femurende erstmals 1940 Bohlmann und Moore (nach Huggler 1968).

Ab 1950 wurden neue Materialien für die Produktion von Hüftendoprothesen verwendet. 1950 verwendeten die Brüder Judet erstmalig für ihre Femurprothese Plexiglas. Thompson und Moore verwendeten 1954 Metall (CoCrMo) für ihre erste Schenkelhalsprothese.

G.K. Mc Kee entwickelte mit seinem Partner J. Watson-Farrar die erste Hüfttotalendoprothese. Dieses Modell enthielt eine Pfannenschale und eine Schaftkomponente aus CoCrMo-Legierung ohne Polyethylen Inlay. Das Team Mc Kee–Farrar entwickelte 1953 die erste Metall/Metall Gleitpaarung im Bereich der Hüftendoprothetik.

Sir John Charnley führt 1959/60 Methylmethacrylat (PMMA) als Knochenzement in die Hüftendoprothetik ein. Im Rahmen der von ihm so bezeichneten „low friction arthroplasty of the hip“ propagierte er das Polyethylen (UHMWPE, HDPE) als Gleitflächenkomponente.

Die Erfolgsquote der Endoprothetik verbesserte sich durch die Einführung des Zements ganz entscheidend, da dieser die Last über die große Knochenflächen verteilt und sich primär stabil verankert. (Morscher E., 1987)

Ab 1969 entwickelte Mittelmeier zusammen mit der Osteo AG die sog. „Tragrippen“ Endoprothese zur zementfreien Verankerung. Die erste klinische Erprobung der Tragrippenprothese erfolgte ab 1975. Diese sollte auch jüngeren Menschen die Vorteile des Gelenkersatzes eröffnen. Insbesondere unter dem Eindruck der zunehmenden aseptischen Prothesenlockerungen, die damals vor allem dem Knochenzement zugeschrieben wurden, ist diese Prothese entwickelt worden. Sie beruht auf dem bereits 1956 von Mittelmeier und Singer publizierten Vorschlag, wonach das Problem der Prothesenverankerung durch Vergrößerung der Prothesenoberfläche und damit einer Vergrößerung der knöchernen Auflagefläche zu lösen sei. Diese geht einher mit einer günstigeren Lastverteilung und einer Reduzierung der spezifischen Flächenlast (Mittelmeier und Singer 1956). Die bis 1967 bestehende gerade Schaftform wurde durch die gebogene Form „Müller Banane“ von Müller im Jahre 1969/70 ersetzt. Er entwickelte die gebogene Schaftprothese und dazu einen passenden Kragen. Im Jahre 1978 überarbeitete Weller den Schaft. Die Schalenprothese gab es bis 1976 nur mit Metallpfanne oder als Duokopfprothese.

Wagner verwendete ab 1975 diese Prothese mit einer dünnwandigen zu zementierenden Polyethylen Pfanne (Mittelmeier 1975).

Lord entwickelte für die zementfreie Verankerung eine makroporische Oberfläche mit Kugeldurchmessern von 1 mm. 1973 erfand Mittelmeier die makrostrukturierte Oberfläche (Mittelmeier und Harms 1982).

Der Beginn der klinischen Erprobung der ersten Keramik Prothesen durch Boutin fand im Jahre 1970 statt. Judet implantierte erstmals 1971 die Prothesenpaarungen aus Al_2O_3 .

Die erste konische Schraubpfanne mit Polyethylen Inlay wurde 1982 von Mittelmeier und Harms in die Klinik eingeführt.

Im Jahre 1980 verwendete Zweymüller für seinen Prothesenschaft eine Titanlegierung, dieser wurde mit einer distalen press-fit Verankerung fixiert.

Dieser Titanschaft wies ein großes Schaftsortiment auf und wurde mit einer konischen Schraubpfanne mit Polyethylen Inlay angeboten.

1983 kam es zu weiteren Fortschritten und Verbesserungen. Spotorno entwickelt eine elastische Spreizpfanne und eine proximale Schaftverankerung. Schütt und Grundei entwickelten einen anatomischen Prothesenschaft mit metall-spongiöser Oberfläche.

Der OS Orthopedic Service entwickelte 1995 die 3D Methode zum Einsatz des künstlichen Hüftgelenks nach Computerplanung. Dieses System – CASPAR genannt - ist geeignet, die bisherige Lücke der präoperativ gewonnen Daten und die interoperativ mögliche Umsetzung zu schließen. CASPAR ermöglicht eine dreidimensionale Planung. Durch eine computertomographische Röntgenuntersuchung ist eine 3-D Darstellung des gesamten Hüftgelenkes auf dem Computer während einer Operation für den Operateur ersichtlich. Die Strahlenbelastung ist bei dieser Methode für den Patienten hoch, weit größer als eine konventionelle Röntgenaufnahme in 2 Ebenen.

Henning (1999) postulierte, dass die computergestützte Operationsplanung sowie die Roboter-unterstützte Operationsführung eine standardisierte Implantatverankerung ermöglicht. In der Klinik hat sich das Verfahren nicht bewährt.

Zusammenfassend darf festgestellt werden, dass die Entwicklung der Endoprothetik in den letzten 50 Jahren mit großen Fortschritten einherging, die letztlich dem Patienten zugute kamen. Die Tatsache, dass im deutschsprachigen Raum derzeit ca. 250 verschiedene Hüftprothesensysteme existieren, läßt die Vermutung zu, dass die ideale Prothese noch nicht gefunden ist (Kompendium der Hüftendoprothetik, 2002).

2. Fragestellung

Die Idee zur Durchführung dieser Studie entstand, als im Jahr 2003 im Nordwest-Krankenhaus in der Radiologie das „digitale Zeitalter“ begann.

Es gab keine Filmröntgenaufnahmen mehr, sondern nur digitale Röntgenaufnahmen im Computer. Um die präoperative Planung zu ermöglichen, wurde das Softwareprogramm „Medi-CAD“ der Firma Hectec auf dem Hauptrechner installiert. Die ersten Planungen zeigten eine Abweichung von der geplanten Größe bei der Operation. Es begann die Suche nach den Ursachen der Fehler. Die in dieser Arbeit vorliegende Untersuchung wurde in den Folgenden Arbeitsabschnitten durchgeführt:

- Datenerhebung
- Datenanalyse
- Fehlerquote in Abhängigkeit vom BMI (Body Mass Index)
- Fehlerquote in Abhängigkeit vom Operateur
- Fehlerquote in Abhängigkeit von der Lehrkurve (Korrelation mit zunehmender Erfahrung des Operateurs)

Diese Studie hatte zum Ziel, mögliche Schwächen und Fehlerquellen der computergestützten zweidimensionalen Planung zu analysieren und so die Implantationsfehler zu reduzieren.

3 Methode

Die Studie ist prospektiv angelegt. Alle Patienten, die im Zeitraum vom Juni 2004 bis Mai 2006 mit einem künstlichen Hüftgelenk versorgt werden mussten, wurden in die Studie aufgenommen. Es werden präoperative Röntgenbilder von 121 Patienten ausgewertet und mit den tatsächlichen Implantatgrößen in Beziehung gesetzt. Wegen der geringen Zahl der verschiedenen Sekundärarthrosen wurden keine Untergruppen gebildet.

Bei der präoperativen Planung aller Patienten wurden die Daten wie Alter, Gewicht, Geschlecht, Größe des Patienten, Modell und Größe der geplanten Prothese erhoben. Nach der Implantation der Prothese wurden die Daten mit Größe und Modell der tatsächlich implantierten Prothese, OP-Datum und Operateurnamen vervollständigt.

Damit die Planungen von verschiedenen Operateuren miteinander vergleichbar sind, wurden bei der Planung der Implantation der Prothese allgemein geltende „Landmarken“ benutzt.

Bei allen Patienten, die in der orthopädischen Klinik des Nordwest-Krankenhauses Sanderbusch operiert wurden, wurden standardisierte Röntgenaufnahmen mit einer Messkugel zur Durchführung der präoperativen Planung durchgeführt. Da zur Beurteilung der Gelenkverhältnisse die Aufnahme in einer Ebene nicht ausreicht, wurde in der orthopädischen Klinik des Nordwest-Krankenhauses Sanderbusch bei allen Patienten eine Aufnahme der betroffenen Region in zwei Ebenen angefertigt. In der anterior-posterior Projektion wurde eine tiefeingestellte Beckenübersichtaufnahme angefertigt.

Zur Durchführung der Beckenübersichtaufnahme wurden die Patienten bis auf die Unterwäsche entkleidet ohne Gonadenschutz in Rückenlage auf dem Röntgentisch gelagert. Die Beine wurden nach innenrotiert und die Fußspitzen zueinander gedreht. Beide Beine sollen sich in gleicher Position befinden. Durch die Innenrotation der Beine wurde der Antetorsionswinkel des Schenkelhalses ausgeglichen. Der obere Kassettenrand wurde zwei Querfinger über dem Beckenkamm platziert. Für die Verarbeitung der Aufnahmen mit dem Softwareprogramm der Fa. Medi-Cad ist es notwendig zur Bestimmung des Maßstabes eine Meßkugel als Referenzobjekt im Bereich der Röntgenaufnahme zu platzieren. Aus diesem Grund wurde eine 3 cm im Durchmesser große Kugel bei der Durchführung der Röntgenaufnahmen auf den Röntgentisch zwischen die Oberschenkel des Patienten aufgelegt.

Der Zentralstrahl wurde senkrecht auf Kassettenmitte ausgerichtet.

An dem Röntgengerät wurden folgende Parameter eingestellt:

- Aufnahmespannung (kV): 75-85
- Fokusgröße (mm): <1,3
- FfA (cm): 115
- Expositionszeit (ms): <200
- Streustrahlenraster: 12/40 (8/40)

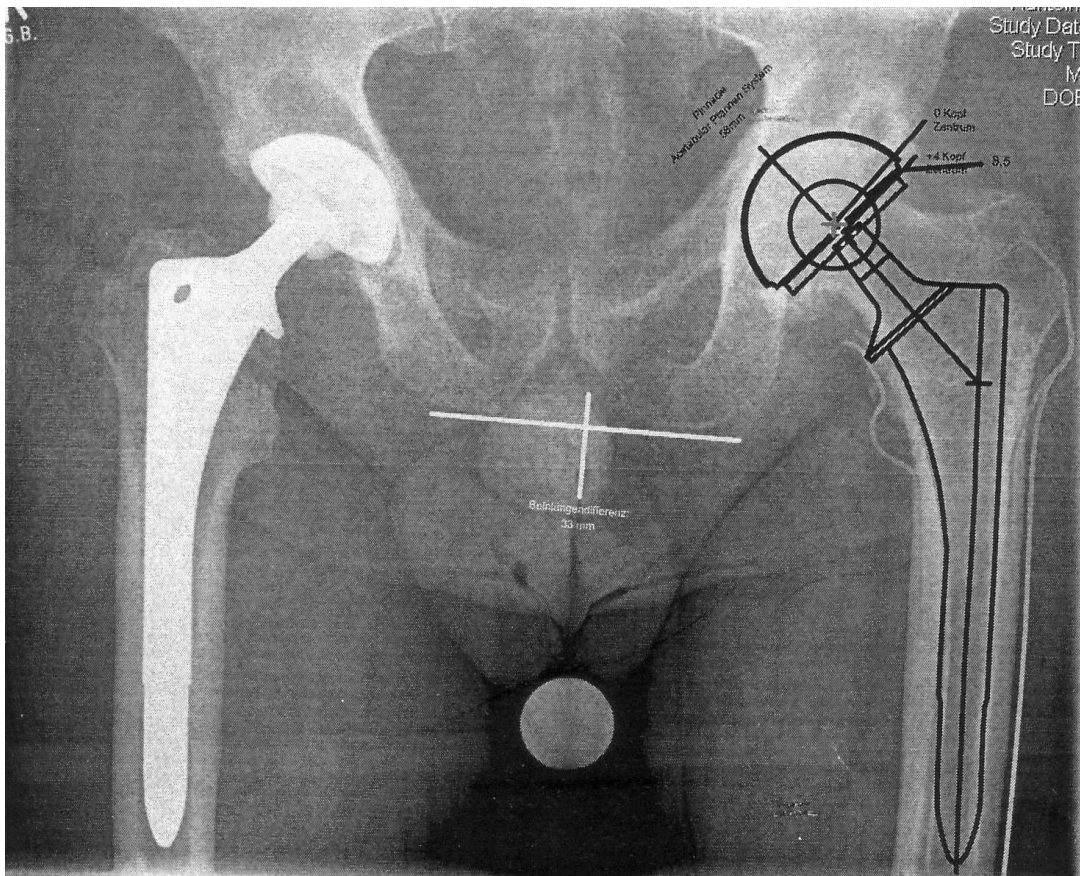


Abb. 3 Standartröntgenaufnahme anterior-posterior Projektion nach bereits durchgeführten präoperativen Planung.

Für die Erstellung der zweiten Ebene wurde der betroffene Oberschenkel um 45° gebeugt und gleichzeitig um 45° abduziert. Die Längsachse der

Einblendung sollte in Richtung der Oberschenkelachse stehen. Die Zentrierung der Aufnahme wurde auf die Schenkelhalsmitte ausgerichtet.

Für die vorliegende Studie wurde bei der Planung ausschließlich die anterior-posteriore Ebene verwendet.

Die präoperative Implantationsplanung an dem Nordwest Krankenhaus Sanderbusch erfolgte an einer standardisierten Beckenübersichtsaufnahme bei etwa 10° Innenrotation der im Kniegelenk gestreckten Beine, so dass der Trochanter major beidseits randständig war. Dadurch war die Antetorsion des Schenkelhalses annähernd ausgeglichen und eine vergleichbare Messung des Offsets konnte erfolgen. Abweichungen in der Rotation ließen sich anhand des Abstandes der Senkrechten auf der Femurschaftachse zur lateralen, bzw. medialen Kontur des Trochanter major bzw. minor quantifizieren.

Bei der Planung der Pfanne wurde nach anatomischen Details wie Limbus acetabuli, Facies lunata, Fossa acetabuli und Incisura acetabuli ausgerichtet. Ein sehr guter Orientierungspunkt ist die Köhler-Tränenfigur, die in ihrer medialen Begrenzung durch die Fossa acetabuli in der Tiefe des Pfannengrundes und in ihrer lateralen Kontur durch die ischiokrurale Beckenwandkortikalis gebildet wird (Freyschmidt, J., 2001, 774). Es sollte bei der Planung der Pfanne ein Inklinationwinkel von 50° und ein Antetorsionswinkel von $10-15^\circ$ eingeplant werden.

Die Rundung des Hüftkopfes wurde bei der Planung durch Zeichnung eines Kreises nachvollzogen. Zum Zeichnen eines Kreises braucht das Softwareprogramm der Fa. Medi-Cad zwei Orientierungspunkte im Bereich der Gelenkfläche der Hüftpfanne. Anschließend bestimmte das Programm automatisch das Rotationszentrum der Pfanne.

Bei der Platzierung des Schaftes wurde als Orientierungspunkt der Trochanter major gewählt. Die Schenkelhalsresektionshöhe sollte ca. 1 cm proximal des Trochanter minor liegen. Die Prothesenschafttiefe wurde so gewählt, dass das neue Rotationszentrum auf der Höhe der Spitze des Trochantär major lag. Die

Offset-Wahl richtete sich nach dem physiologischen Caput-Collum-Diaphysen (CCD) Winkel und nach der Distanz bis zum Rotationszentrum, ggf. im Abgleich zur gegenüber liegenden unauffälligen Seite.

Als weiteres Kriterium wurde der Body Mass Index (BMI) der Patienten in die Betrachtung einbezogen. Sie wurde von Adolphe Quetelet entwickelt. Der BMI ist eine Maßzahl für die Bewertung des Körpergewichts eines Menschen und berechnet sich aus dem Körpergewicht [kg] dividiert durch das Quadrat der Körpergröße [m²]. Die Formel lautet: $BMI = \text{Körpergewicht} : (\text{Körpergröße in m})^2$. Die Einheit des BMI ist demnach kg/m².

Die Einteilung ist wie folgt:

- BMI > 40 extremes Übergewicht (Grad III)
- BMI = 35 – 39,9 starkes Übergewicht (Grad II)
- BMI = 30 – 34,9 Übergewicht (Grad I)
- BMI = 25 – 29,9 Präadipositas
- BMI = 20 – 24,5 Normalgewicht
- BMI < 20 Untergewicht

Das untersuchte Patientenkollektiv wurde vom Juni 2004 bis Mai 2006 mit zwei Schaftprothesen unterschiedlichen Designs versorgt. Die Art der Versorgung wurde vom Alter des Patienten sowie anatomischer Beschaffenheit des proximalen Femurs abhängig durchgeführt. Die Patienten mit sehr schmalen intrakortikalen Raum im proximalen Femur sowie die Patienten mit Dysplasiecoxarthrose wurden mit einem Vision 2000 Schaft der Fa. DePuy versorgt. Bei allen anderen Patienten wurde eine Vollschaftprothese AML Schaft der Firma DePuy implantiert.

Alle Patienten der Studie wurden zementfrei versorgt.

Bei allen Patienten wurde die Implantation der Prothese über einen antrolateralen Zugang nach Bauer mit einer Teilablösung des Gluteus medius am Trochanteransatz durchgeführt. Dieser Zugang gewährleistet eine geringe Gewebetraumatisierung und ein niedriges Luxationsrisiko. Die Implantate

wurden primär belastungsstabil eingebracht, so dass eine Vollbelastung der operierten Extremität im Regelfall unmittelbar postoperativ möglich war.

Die Planung erfolgte mit dem Softwareprogramm „Medi-Cad“ der Fa. Hectec und digitalen Schablonen der Fa. DePuy.

Die präoperativen Planungen wurden immer von dem Operateur durchgeführt. Es waren vier Operateure an der Studie beteiligt, zwei davon hatten einen Facharztstatus. Die anderen beiden befanden sich im letzten Jahr der Fachweiterbildung.

Im Rahmen der präoperativen Aufklärung der Patienten wurde eine Zustimmung zur Aufnahme der Daten in die Studie erfragt.

Die EDV-technische Auswertung der Daten erfolgte mit Hilfe des Excel 2000 Kalkulationsprogramms unter Windows XP. Zur Texterstellung wurde das Word 2000 Programm unter Windows XP benutzt.

Zum Berechnen der arithmetischen Trends wurden die Ausgangswerte auf den Algorithmus der kleinsten Quadrate ($y=mx+b$) angewendet.

Zum Berechnen der Standardabweichung wurde eine Zufallsvariable X definiert als die positive Quadratwurzel aus deren Varianz und als $\sigma_x = \sqrt{\text{Var}(X)}$ notiert.

4. Ergebnisse

Das Untersuchungskollektiv umfasste insgesamt 121 Patienten, davon waren 43 Männer (35,5%) und 78 Frauen (64,5%). Dies entspricht einem Verhältnis von ungefähr 1 :1,7. Der Mittelwert des Gesamalters betrug 68,6 Jahre bei einer Altersbreite von 36 bis 93 Jahre. Die Standardabweichung betrug +/-9,72. Der Median lag bei 70. Die Frauen waren im Mittel 69,51 Jahre alt. Die Altersbreite ging von 37 bis 93 Jahre. Die Standardabweichung betrug +/-9,58. Der Median lag ebenfalls bei 70. Die Männer waren im Mittel 67,02 Jahre alt. Die Altersspannweite des männlichen Kollektivs ging von 36 bis 82 Jahre. Die Standardabweichung betrug +/-9,75. Der Median lag bei 71.

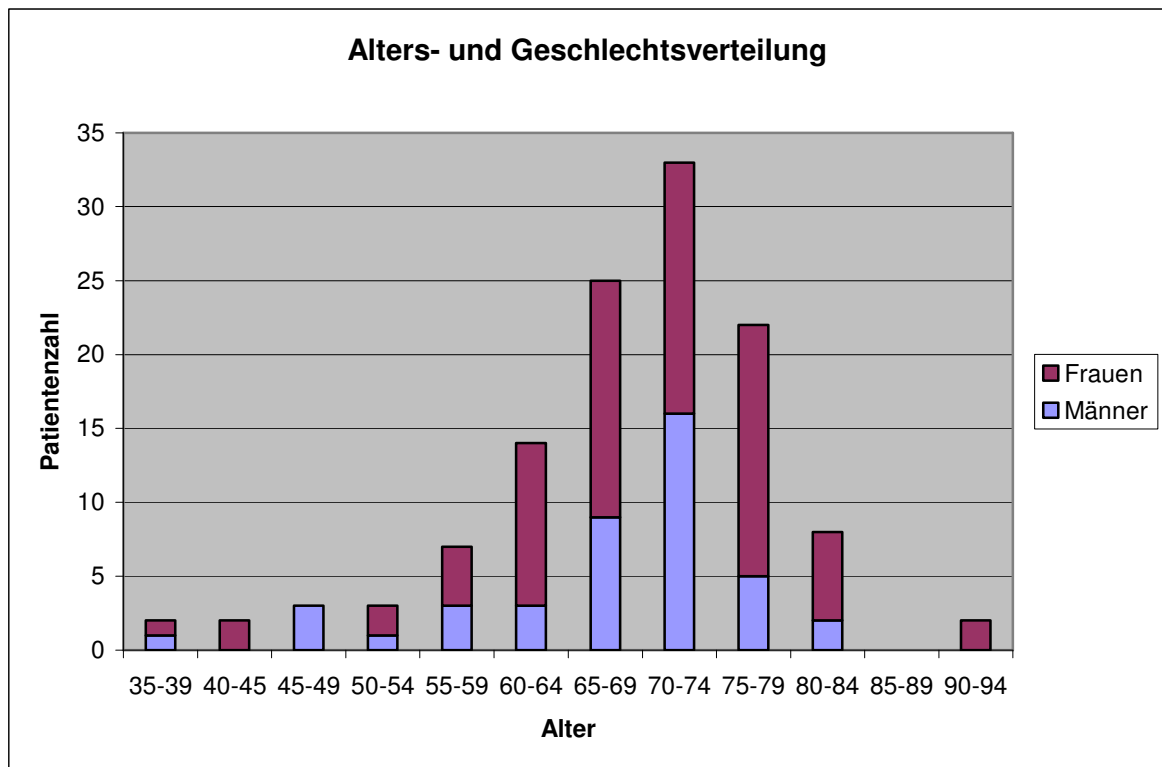


Abb. 4 Alters- und Geschlechtsverteilung (n=121)

Alle Patienten wurden in der orthopädischen Klinik des Nordwest Krankenhauses Sanderbusch ausschließlich mit zementfreien Implantaten versorgt. Bei alle Patienten wurde eine Pressfit Pfanne der Firma DePuy implantiert. Bei der Schaftversorgung wurden 94 Patienten mit AML STD Prothese der Fa. DePuy, 27 Patienten mit Vision 2000 Schaftprothese der

gleichen Firma versorgt. Als Pfanneninlay wurden in allen Fällen Polyethylen-Inlay angewendet, bei der Kopfauswahl wurde zwischen Keramik (BioloX) und Metall entschieden. Die Wahl wurde nach dem Alter des Patienten und seinem Aktivitätslevel getroffen. Patienten, die das 65. Lebensjahr weit überschritten und geringeren Aktivitätslevel aufgrund der Vorerkrankungen zeigten, wurden mit Metallköpfen versorgt.

In 69 Fällen (57,1%) wurden die rechte und in 52 (42,9%) Fällen die linke Hüfte mit der Prothese versorgt.

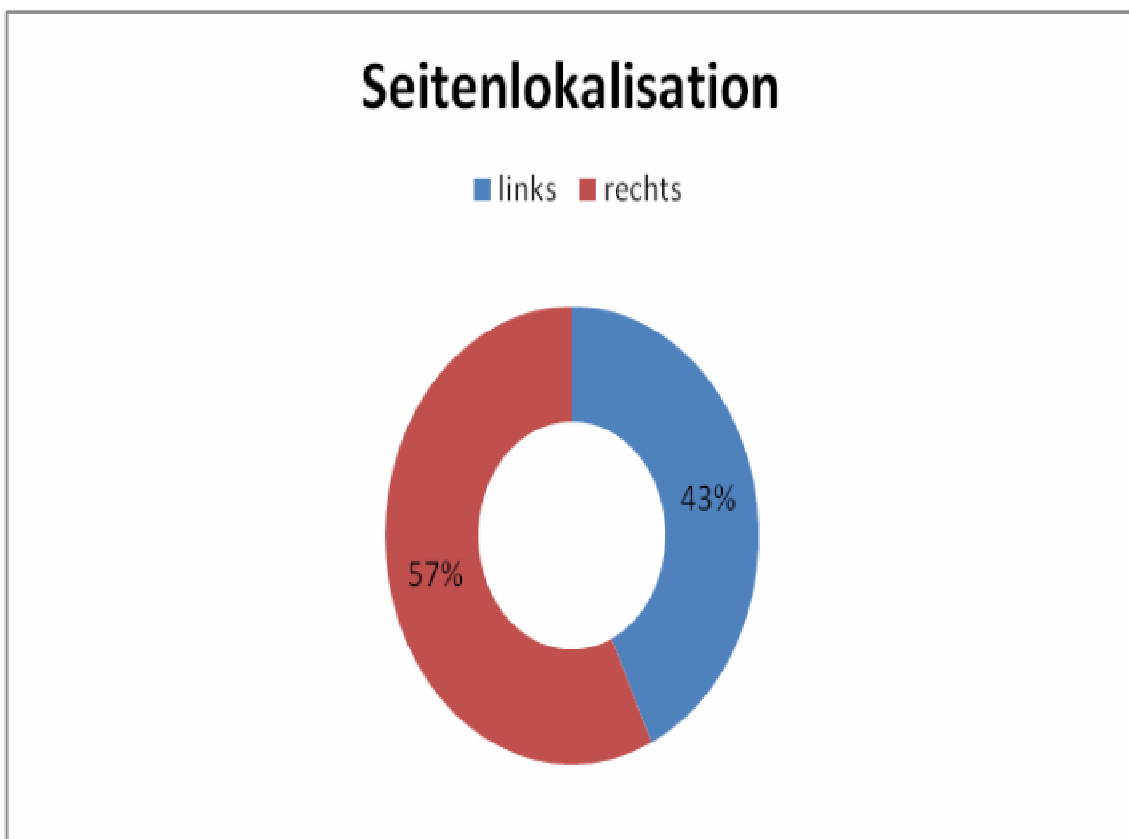


Abb. 5 Seitenlokalisierung der operierten Hüftgelenke in Prozent

Der Body Mass Index der Patienten verteilte sich zwischen 14 und 56. Der Mittelwert des BMI aller operierten Patienten lag bei 30,07 bei einer Standardabweichung von +/-6,08. Der Median lag bei 29,07. Bei Frauen lag BMI Mittelwert bei 30,36. Die Spannweite lag zwischen 14,79 und 56,80 bei einer Standardabweichung von +/-6,38. Der Median lag bei 29,46. Bei Männern

lag BMI Mittelwert bei 29,56, bei einer Spannweite von 21,91 bis 38,87 und einer Standardabweichung von +/-5,46. Der Median lag bei 28,06.

BMI	n	%
10-14	1	0,8
15-19	0	0
20-24	21	17,35
25-29	47	38,84
30-34	32	26,45
35-39	13	10,74
40-44	3	2,48
45-49	3	2,48
50-54	0	0
55-59	1	0,8
Σ	121	100

Tab. 1 BMI-Verteilung gesamtes Patientenkollektiv

BMI	n	%
10-14	1	1,3
15-19	0	0
20-24	13	16,6
25-29	28	35,9
30-34	23	29,5
35-39	8	10,2
40-44	2	2,6
45-49	2	2,6
50-54	0	0
55-59	1	1,3
Σ	78	100

Tab. 2 BMI-Verteilung weibliches Patientenkollektiv

BMI	n	%
10-14	0	0
15-19	0	0
20-24	8	18,6
25-29	19	44,2
30-34	9	21
35-39	5	11,6
40-44	1	2,3
45-49	1	2,3
50-54	0	0
55-59	0	0
Σ	43	100

Tab. 3 BMI-Verteilung männliches Patientenkollektiv

4.1.1 Pfannengrößen der Implantate

Bei der Planung mit Software „medi-CAD“ kam es zu einer Verteilung der gemessenen Pfannengrößen zwischen 48 und 62 mm. Die durchschnittliche bei der präoperativen Planung gemessene Größe lag bei dem gesamten Patientengut bei 54,54. Die Standardabweichung betrug +/-3,48. Der Median lag bei 54mm. Im Vergleich dazu lag Verteilung bei implantierten Pfannen ebenfalls zwischen 48 und 62 mm. Der Mittelwert aller Implantierten Pfannen lag bei 53,98. Die Standardabweichung betrug +/-3,19. Der Median lag ebenfalls bei 54. Die Differenz zwischen gemessenen und implantierten Pfannengrößen lag im Schnitt bei 0,56 mm, das entspricht 1,04%. Die Pfannengröße 54mm wurde am häufigsten verwendet. Sie wurde in 29 Fällen (24%) implantiert.

Implantierte Pfannengröße	48	50	52	54	56	58	60	62
n	3	20	27	29	23	7	10	2
%	2,5	16,5	22,3	24	19	5,8	8,3	1,7

Tab. 4 Verteilung der Pfannengrößen beim gesamten Patientenkollektiv

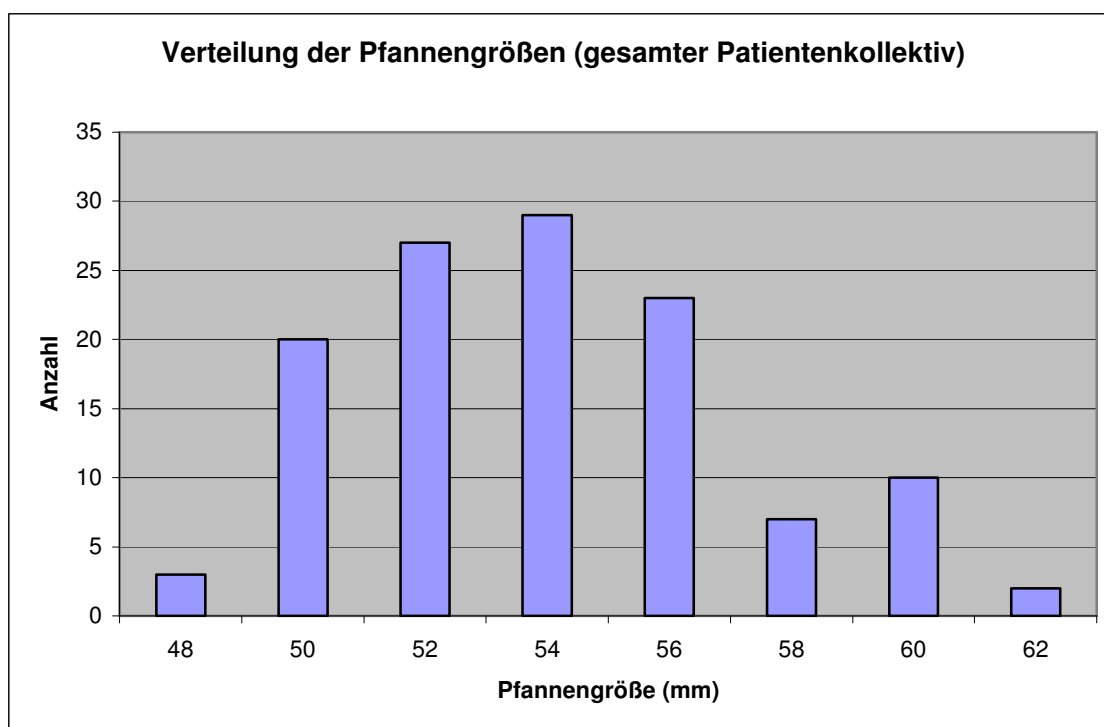


Abb. 6 Verteilung der Implantierten Pfannengrößen (gesamter Patientenkollektiv)

4.1.2 Geschlechtsspezifische Verteilung der implantierten Pfannengrößen

Die Verteilung der implantierten Pfannengrößen lag bei Männern im Bereich zwischen 52 und 62. Bei Frauen lag die Verteilung zwischen 48 und 60.

Bei Männern wurde als Mittelmass Größe 56,93 gemessen und Größe 56,23 implantiert. Hier liegt die Differenz bei 0,7mm (1,22%). Die Standardabweichung betrug bei gemessenen Pfannen +/-2,99 und bei implantierten Pfannen +/-2,96. Der Median betrug bei gemessenen Pfannen 58 mm und bei implantierten Pfannen 56 mm.

Implantierte Pfannengröße	52	54	56	58	60	62
Anzahl der Pat.	6	12	9	5	9	2
%	14	27,9	20,9	11,6	21	4,7

Tab. 5 Verteilung der Pfannengrößen beschränkt auf männliches Kollektiv

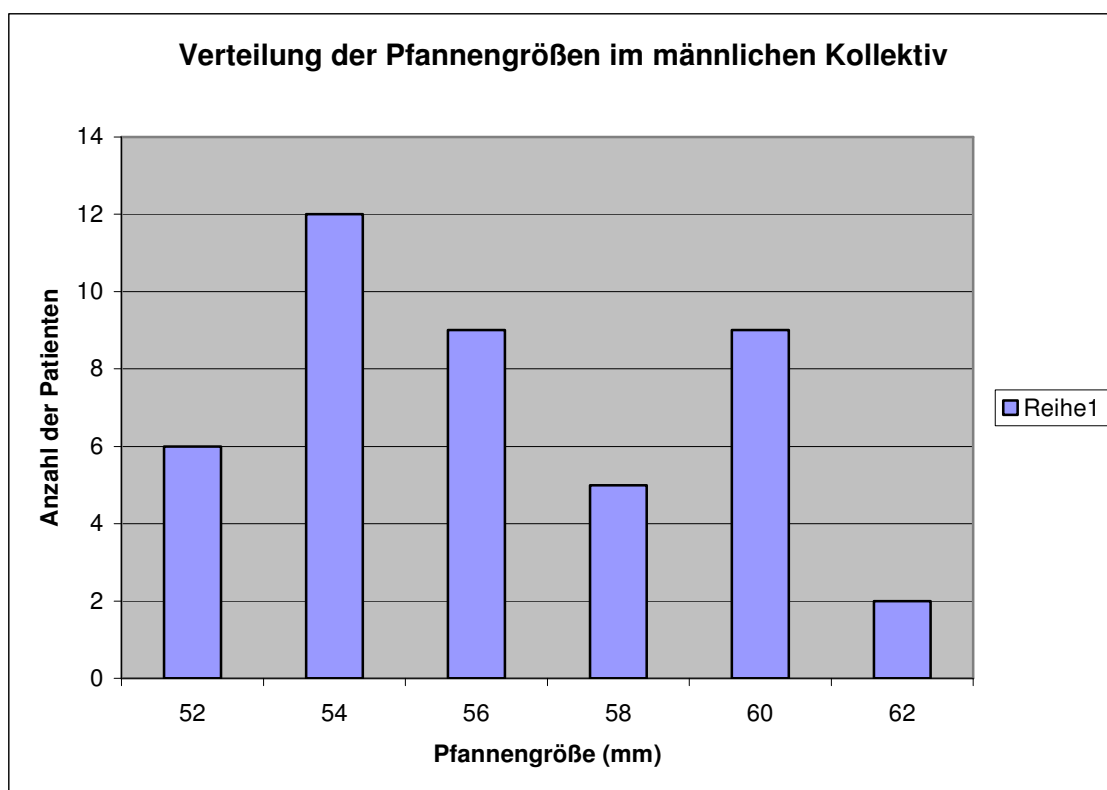


Abb. 7 Verteilung der Implantierten Pfannengrößen im männlichen Patientenkollektiv

Bei Frauen lag der Mittelwert aller gemessenen Pfannengrößen bei 53,23. Die Standardabweichung betrug +/-2,99. Der Median betrug 54 mm. Der Mittelwert aller implantierten Pfannengrößen lag bei Frauen bei 52,74+/-2,56. Das entspricht einer Differenz von 0,49mm (0,92%). Der Median betrug 52 mm.

Implantierte Pfannengröße	48	50	52	54	56	58	60
Anzahl der Pat.	3	20	21	17	14	2	1
%	7	46,5	48,8	39,5	32,6	4,7	2,3

Tab. 6 Verteilung der Pfannengrößen beschränkt auf das weibliche Kollektiv

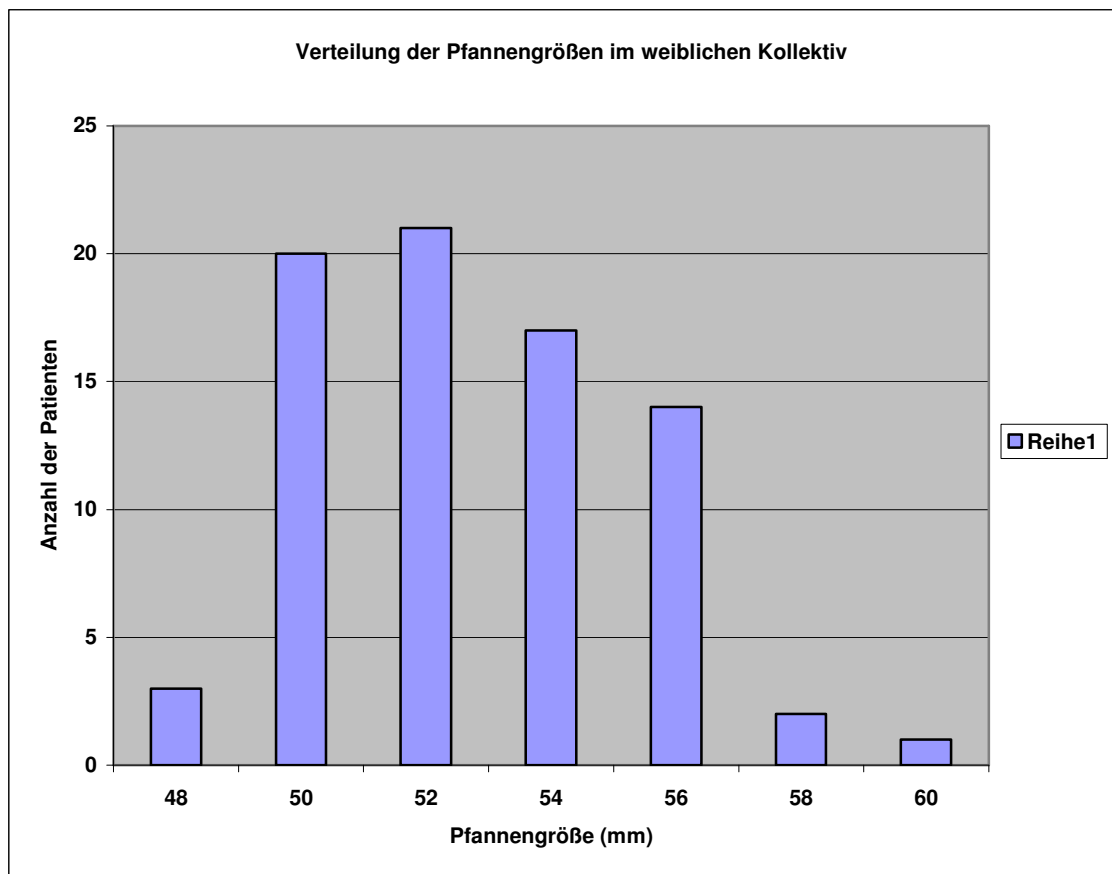


Abb. 8 Verteilung der Implantierten Pfannengrößen im weiblichen Patientenkollektiv

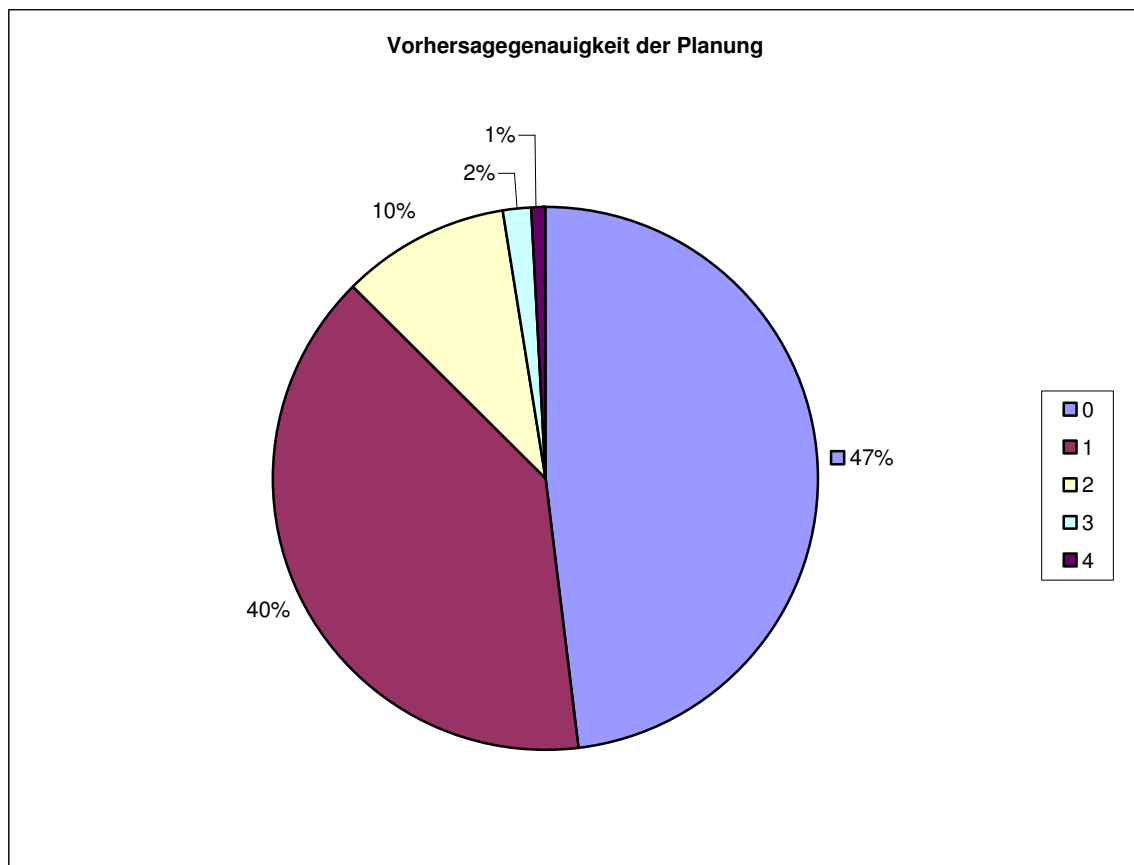


Abb. 9 Vorhersagegenauigkeit der Planung beim gesamten Patientengut (Pfannen)

(0=Übereinstimmung der Planung (n=58), 1=Abweichung um eine Pfannengröße(n=48), 2=Abweichung um zwei Pfannengrößen (n=12), 3=Abweichung um drei Pfannengrößen (n=2), 4=Abweichung um vier Pfannengrößen (n=1))

Aus diesem Diagramm ist ersichtlich das in 47% der Fälle exakte Übereinstimmung zwischen geplanten und implantierten Pfannengröße gefunden hat. Wenn man bereit ist eine Abweichung von +/-einer Größe zu akzeptieren, was durchaus vertretbar ist, dann lag die Trefferquote bei 87%. Die maximale Abweichung lag bei -8 mm, das entspricht 4 Pfannengrößen.

4.1.3 Zusammenhang mit BMI (Body- Mass- Index)

Der BMI des gesamten Patientenkollektivs erstreckte sich von 14,79 bis 56,8, mit einem Mittelwert von 30,07. Die Standardabweichung betrug $\pm 6,1$. Die mittlere Körpergröße betrug 1,68 m, bei einer Verteilung von 1,46 m bis 1,91 m. Die Standardabweichung betrug $\pm 8,8$ cm. Das mittlere Körpergewicht betrug 85,5 kg, bei einer Verteilung von 36 kg bis 170 kg. Die Standardabweichung betrug $\pm 19,8$ kg. Eine geschlechtsunabhängige Verteilung des BMI des gesamten Kollektivs wird ersichtlich aus der Abb. 10.

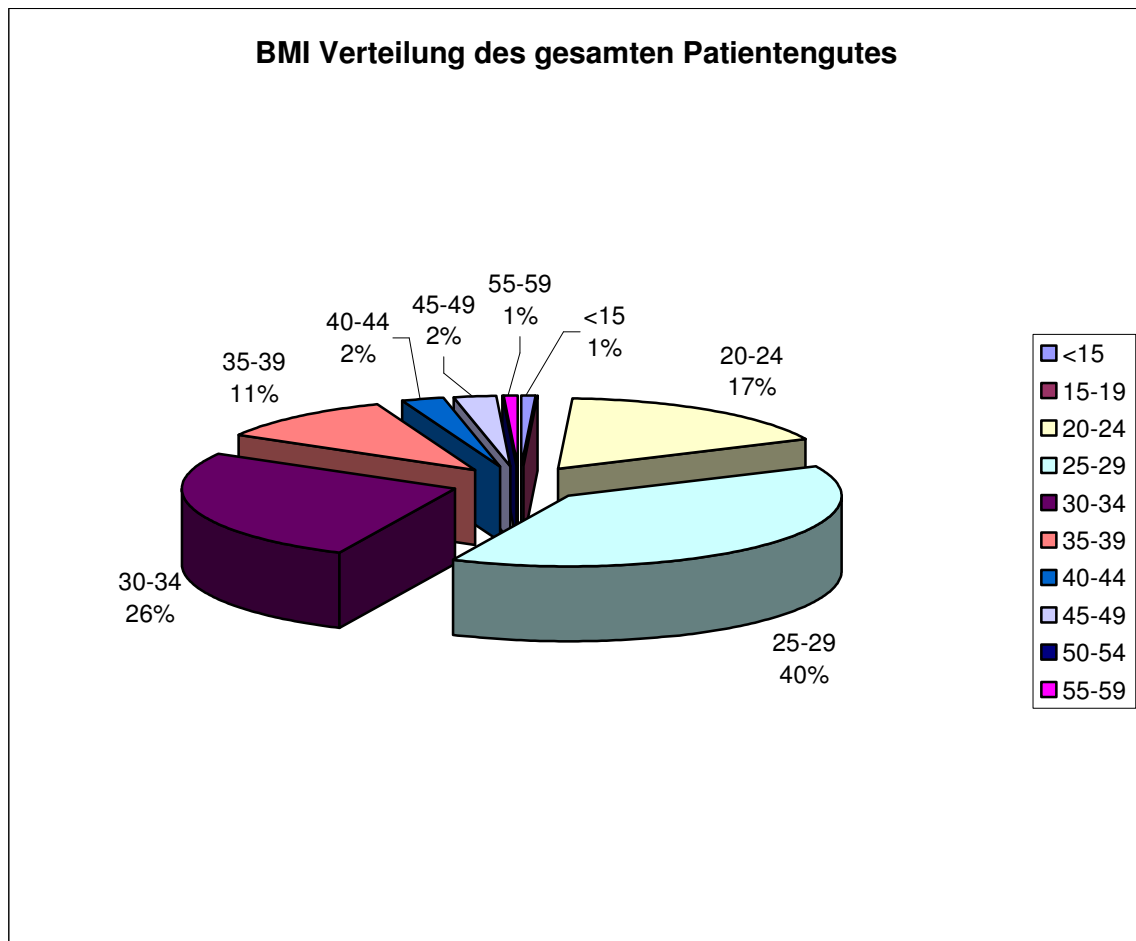


Abb. 10 Verteilung des gesamten Patientengutes nach BMI

Bei der Analyse einer gegenseitigen Abhängigkeit zwischen Abweichungen der Pfannengröße und BMI, stellt sich folgende Situation dar.

Auffällig bei der Betrachtung der Ergebnisse ist, dass bei Patienten mit dem höheren BMI (über 29) die Pfanne bei der Planung größer gemessen, als

anschließend implantiert wurde. Bei den Patienten mit niedrigerem BMI (unter 29) wird in der Regel eine kleinere Pfanne gemessen als implantiert.

Um diese Regelmäßigkeit zu bestätigen wurde das gesamte Kollektiv in vier Gruppen, je nach dem Operateur, einteilen. Damit wurde untersucht, inwieweit dieses Phänomen unabhängig vom Operateur auftritt.

Abweichung zwischen gemessenen Größe der Pfanne und tatsächlich Implantierten Größe der Pfanne in mm	N	%	BMI Durchschnitt
-8	1	0,8	34,01
-6	2	1,65	31
-4	9	7,4	29,09
-2	30	24,8	32,29
0	58	47,9	29,6
2	18	14,9	28,67
4	3	2,5	26,2
6	0	0	0
8	0	0	0
Σ	121	100	

Tab. 7 Abweichung der gemessenen Größe der Pfanne von der tatsächlich implantierten Größe der Pfanne in Korrelation mit BMI (gesamte Kollektiv)

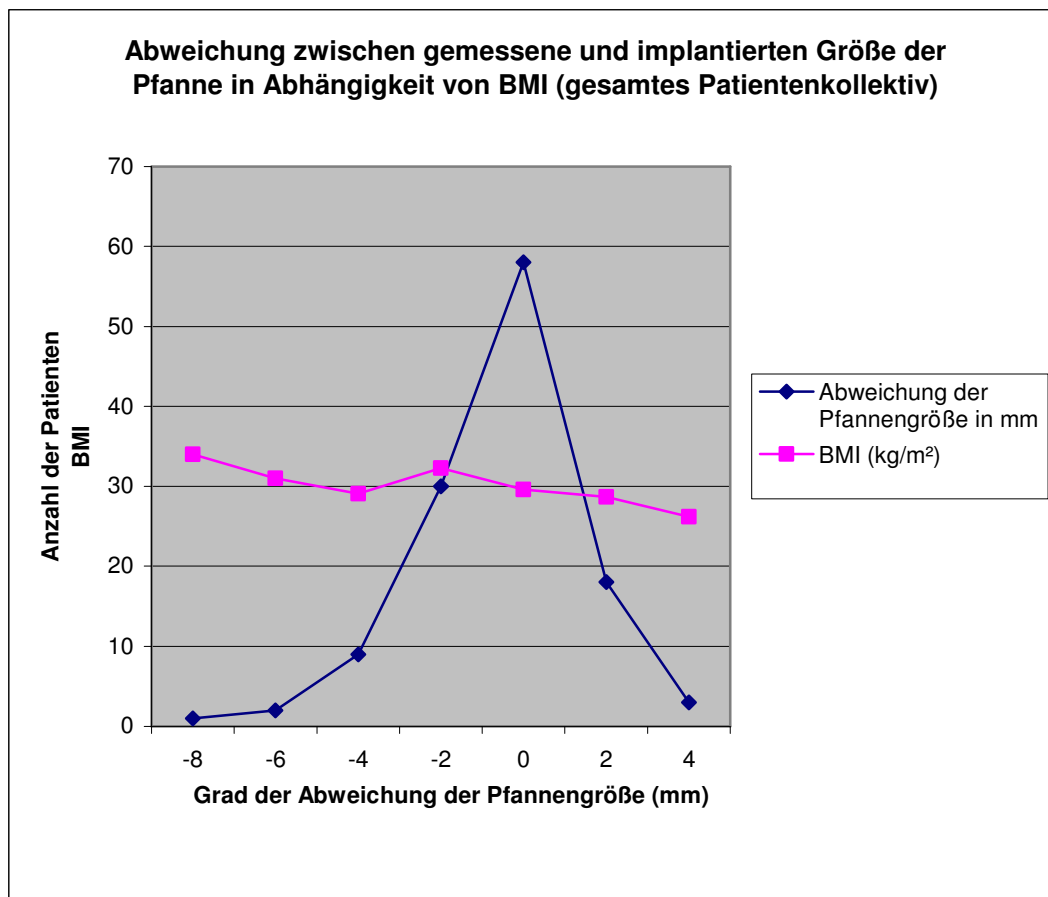


Abb. 11 Zusammenhang zwischen Abweichung der Pfannengröße und BMI (gesamtes Patientenkollektiv)

4.1.4 Zusammenhang mit BMI (Body-Mass-Index) im Bezug auf unterschiedliche Operateure

An dieser Studie waren vier Operateure beteiligt, die unabhängig von einander die Planung durchgeführt haben.

Operateur Nr.1 (Facharzt) n=16			
Abweichung zw. gemessenen und impl. Größe der Pfanne (mm)	Patientenzahl	%	Mittelwert BMI
-8	1	6,25	34,01
-6	1	6,25	23,12
-4	0	0	
-2	7	43,75	28,73
0	5	31,25	30,58
2	2	12,5	30,14
4	0	0	
6	0	0	
Σ	16	100	

Tab. 8 Abweichungen der Größen der geplanten Pfannen von implantierten Pfannen (Operateur Nr. 1 FA)

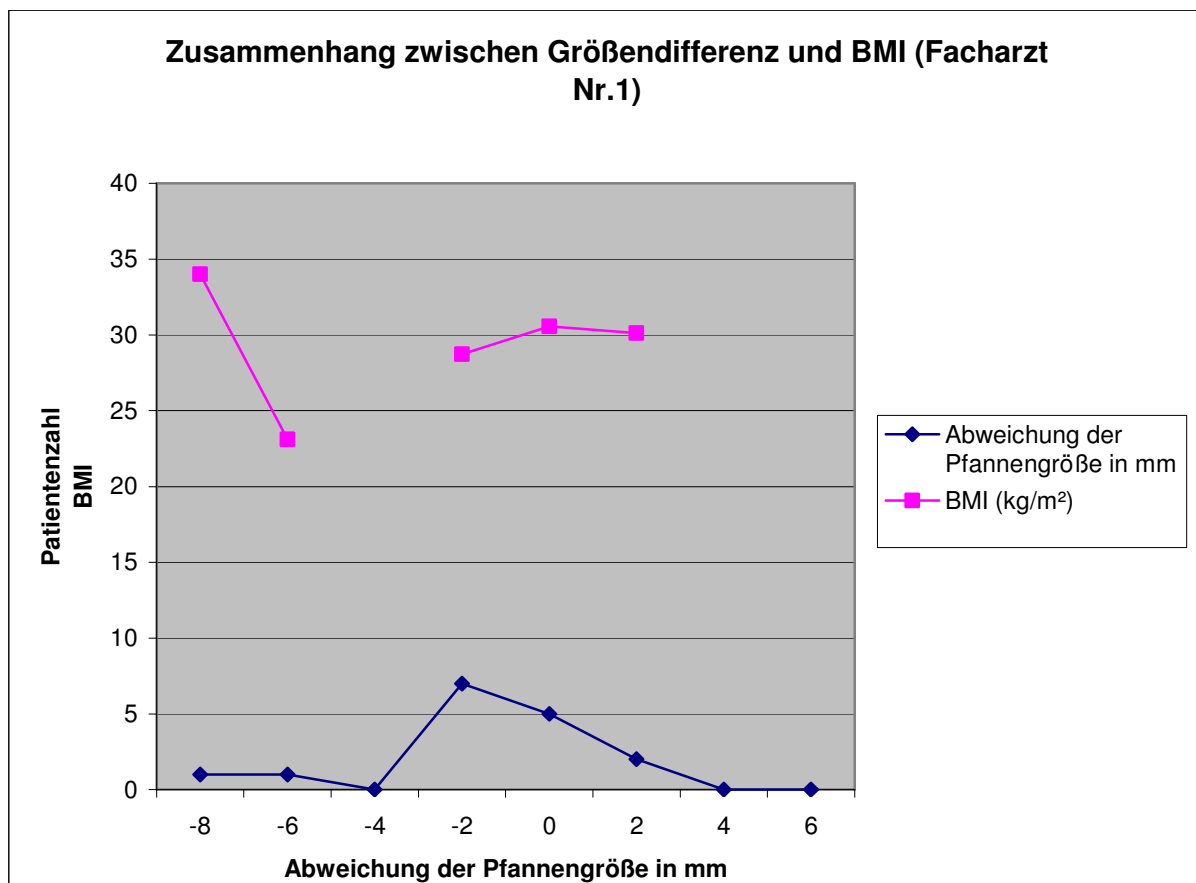


Abb. 12 Zusammenhang zwischen Abweichung der Pfannengröße und BMI (Operateur Nr.1 Facharzt)

In diesem Fall liegt zwar der BMI bei Patienten mit falsch zu groß gemessenen Pfannen höher als bei Patienten mit exakt bestimmter Größe oder zu klein gemessener Größe, jedoch wenn man genau betrachtet stellt man fest, dass

die Gruppen mit einer Größendifferenz von 6mm und 8mm jeweils nur aus einem Patienten bestehen.

Operateur Nr.2 (Facharzt) n=28			
Abweichung zw. gemessenen und impl. Größe d. Pfanne	Patientenzahl	%	Mittelwert BMI
-8	0	0	
-6	0	0	
-4	2	7,1	22
-2	11	39	35
0	13	46	28
2	2	7,1	35
4	0	0	
6	0	0	
Σ	28	100	

Tab. 9 Abweichungen der Größen der geplanten Pfannen von implantierten Pfannen (Operateur Nr. 2)

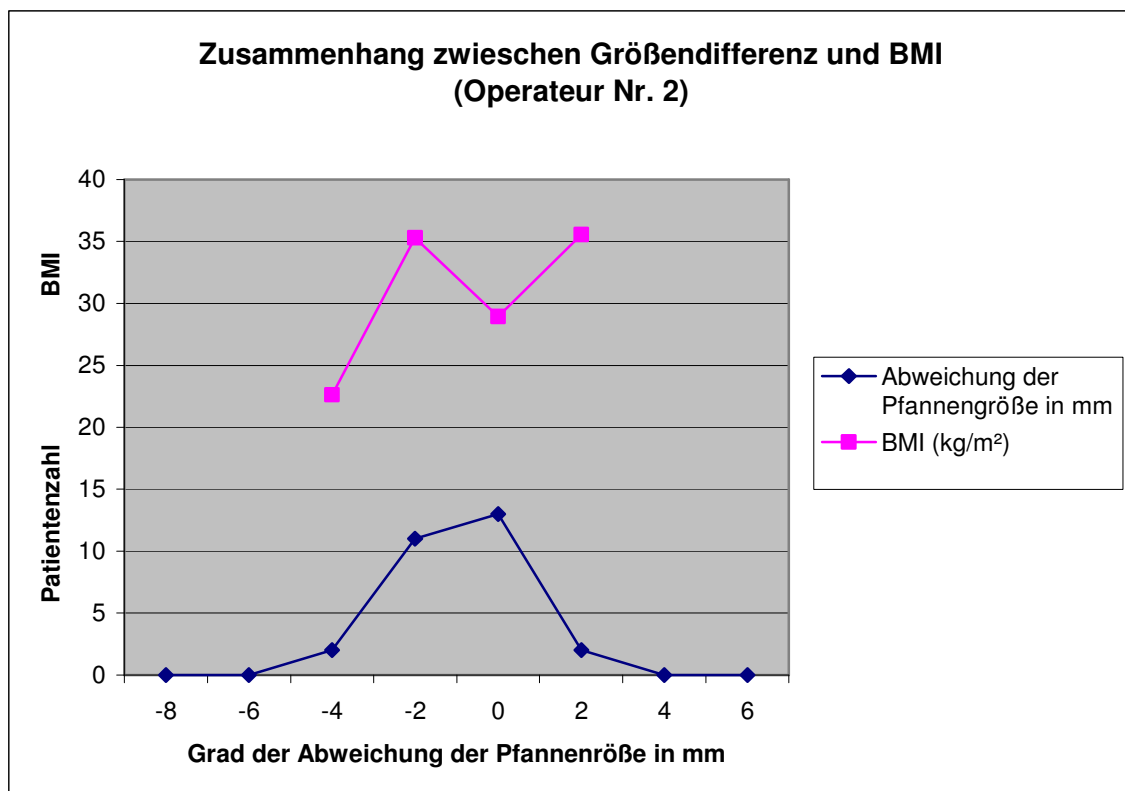


Abb. 13 Zusammenhang zwischen Abweichung der Pfannengröße und BMI (Operateur Nr.2 Facharzt)

Bei Betrachtung der Ergebnisse stellt man fest, dass nur bei 2 Patienten aus diesem Kollektiv die gemessene Pfanne um 4mm von der implantierten Pfanne abweicht. Dies entspricht einer Differenz von 2 Größenordnungen. Exakt bestimmt war die Pfanne bei 13 Patient (46%). Da es festgelegt wurde, dass eine Abweichung von einer Größe zu tolerieren sei, liegen bei 26 Patienten (93%) die Messungen der Pfannengröße im tolerablen Bereich. Die größte Patientengruppen innerhalb dieser Messung sind die Gruppen mit Abweichung von 0 mm und -2mm. Bei der Gruppe mit größer gemessener als implantierten Pfannen zeigt sich deutlich höherer BMI im Vergleich zu Gruppe mit exakter Größenbestimmung.

Das nächste Patientenkollektiv vom Operateur Nr.3 (AiW) ist das größte mit 49 Patienten.

Operateur Nr.3 n=49			
Abweichung zw. gemessenen und impl. Größe der Pfanne (mm)	Patientenzahl	%	Mittelwert BMI
-8	0	0	
-6	1	2	39
-4	4	8,2	31
-2	10	20	30
0	24	48	29
2	9	18	28
4	1	2	26
6	0	0	
Σ	49	100	

Tab. 10 Abweichungen der Größen der geplanten Pfannen von implantierten Pfannen (Operateur Nr. 3)

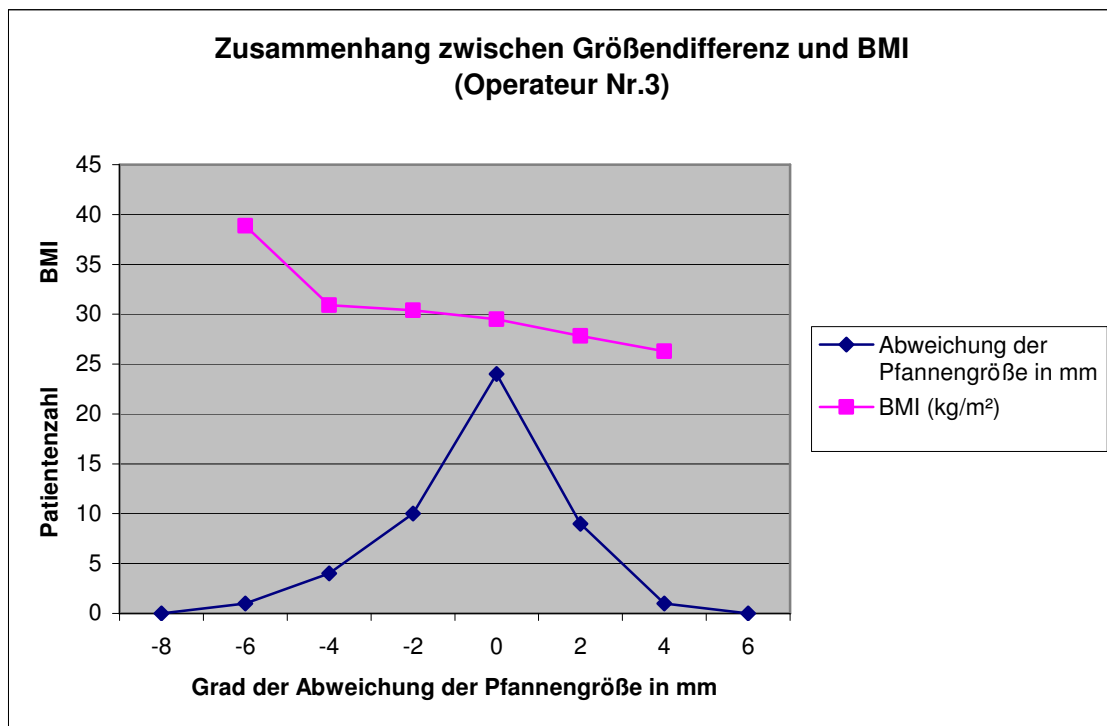


Abb. 14 Zusammenhang zwischen Abweichung der Pfannengröße und BMI (Operator Nr. 3 AiW)

Die exakte Planung der Pfannengröße fand bei diesem Operateur in 24 Fällen (49%). Die Planungen mit Abweichungen von +/- einer Größe in 19 Fällen (39%). Insgesamt lagen in 43 Fällen die Messungen in tolerablen Bereich. Beim Vergleich der Zusammenhänge zwischen Größendifferenz und BMI fällt es dem Betrachter auf, dass in den Fällen, wo die Pfanne größer gemessen war als implantiert, das BMI höher liegt als in den Fällen, wo die Pfanne kleiner gemessen war als implantiert.

Beim nächsten Operateur, der ebenfalls ein Arzt in Weiterbildung ist, wiederholt sich das gleiche Phänomen.

Operateur Nr.4 n=29			
Abweichung zw. gemessenen und impl. Größe der Pfanne (mm)	Patientenzahl	%	Mittelwert BMI
-8	0	0	
-6	0	0	
-4	3	10	31
-2	2	6,9	30
0	17	58	29,8
2	5	17	26,8
4	2	6,9	26
6	0	0	
Σ	29	100	

Tab. 11 Abweichungen der Größen der geplanten Pfannen von implantierten Pfannen (Operateur Nr. 4)

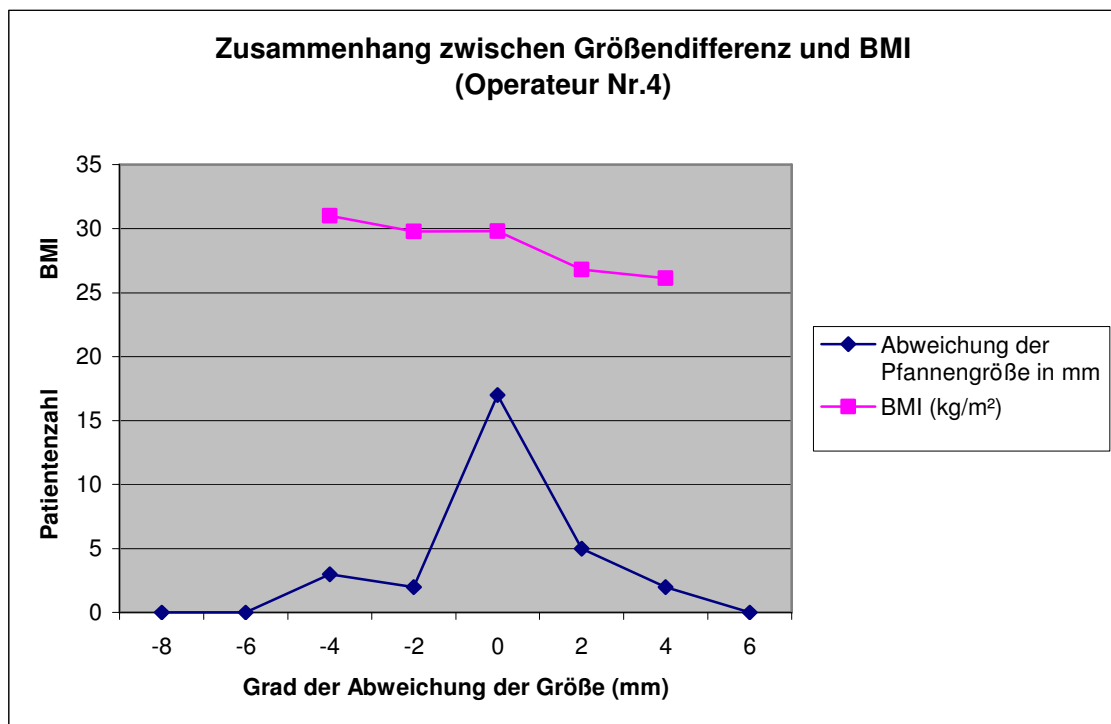


Abb. 15 Zusammenhang zwischen Abweichung der Pfannengröße und BMI (Operateur Nr. 4 AiW)

Dieser Operateur konnte in 17 Fällen (58%) die Größe der Pfanne mit dem medi-CAD exakt bestimmen. In 7 Fällen (24%) betrug die Ungenauigkeit genau 2mm (eine Pfannengröße). In 24 Fällen (82%) lagen die Ergebnisse der Planung in tolerablen Bereich. In der Abbildung 12 wird es deutlich, dass auch bei diesem Operateur ein Zusammenhang zwischen der Richtung und dem Ausmaß der Abweichung bei der Planung der Pfannengröße mit BMI besteht.

4.1.5 Fehlerquote in Abhängigkeit von der Lehrnkurve (Zusammenhang mit zunehmender Erfahrung des Operators)

Es wird geprüft, ob ein Zusammenhang zwischen Fehlschlägen bei der Planung und der Erfahrung des Operators im Umgang mit dem medi-CAD nachzuweisen ist. Als Fehlschlag wurde jede Abweichung der implantierten Größen von den geplanten definiert.

Im Verlauf der Studie vom Juni 2004 bis Mai 2006 wurden 121 Fälle erfasst. Es wurden alle Abweichungen der geplanten Größe der Pfanne von der implantierten unabhängig vom Ausmaß der Abweichung betrachtet, d.h. ob die Differenz bei einer Größe oder mehr liegt, spielt in diesem Fall keine Rolle. In Tab. 12 sind alle Patienten der Studie erfasst.

Siehe Anhang Tab. 12

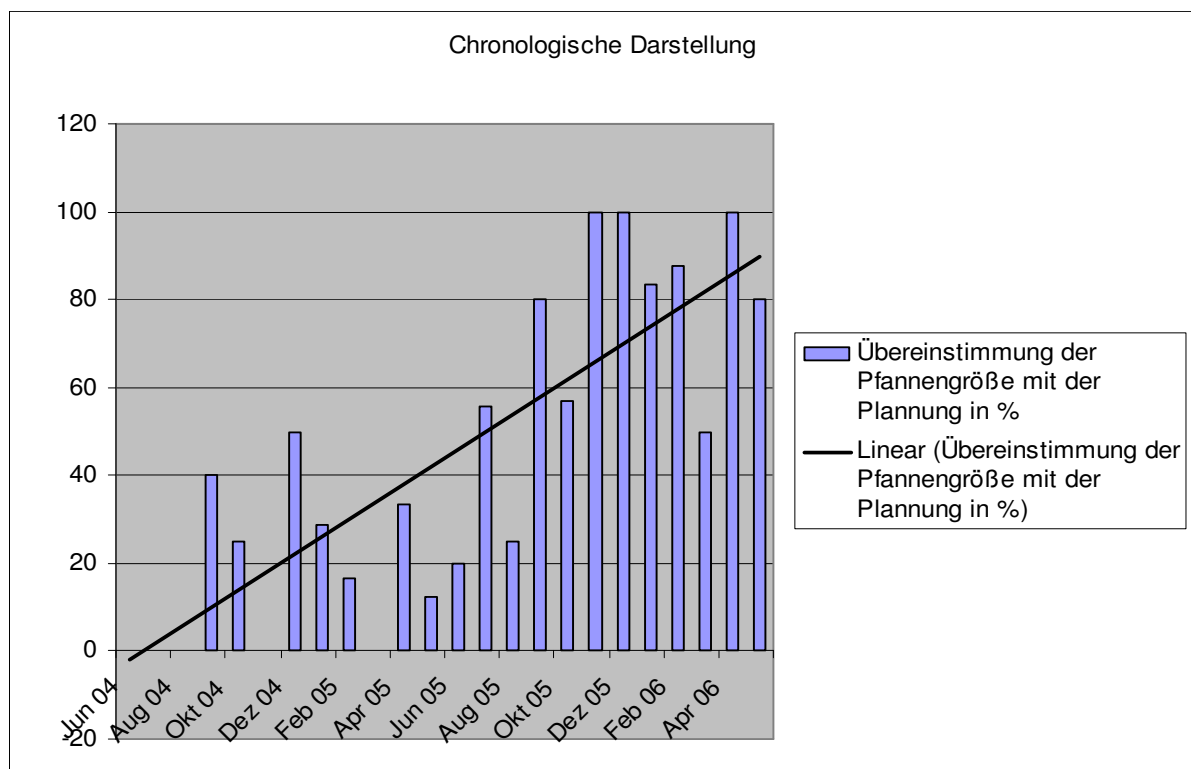


Abb. 16 Chronologische Darstellung der Übereinstimmung der Planung mit dem OP-Ergebnis (n=121)

Anhand der Abbildung wird deutlich, dass die Planungsergebnisse im Verlaufe der Studie besser werden. Aus dem nächsten Diagramm wird ersichtlich, dass der Grad sowie auch Häufigkeit der Abweichung im Verlauf abnimmt.

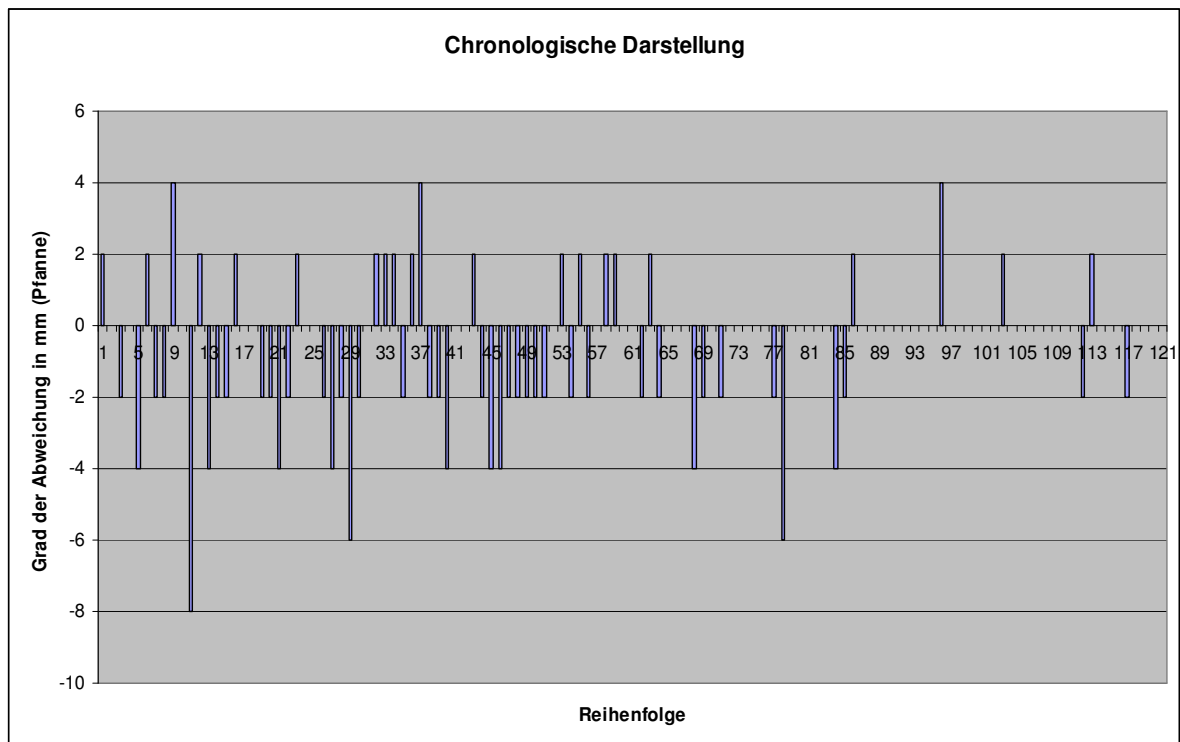


Abb. 17 Chronologische Darstellung der Abweichungen der Planung von dem OP-Ergebnis (n=121)

Als nächsten Schritt wurde untersucht, ob diese Tendenz sich bei jedem Operateur bestätigt.

Siehe Anhang Tab. 13

Zur Veranschaulichung werden die Daten in Form von einem Diagramm dargestellt.

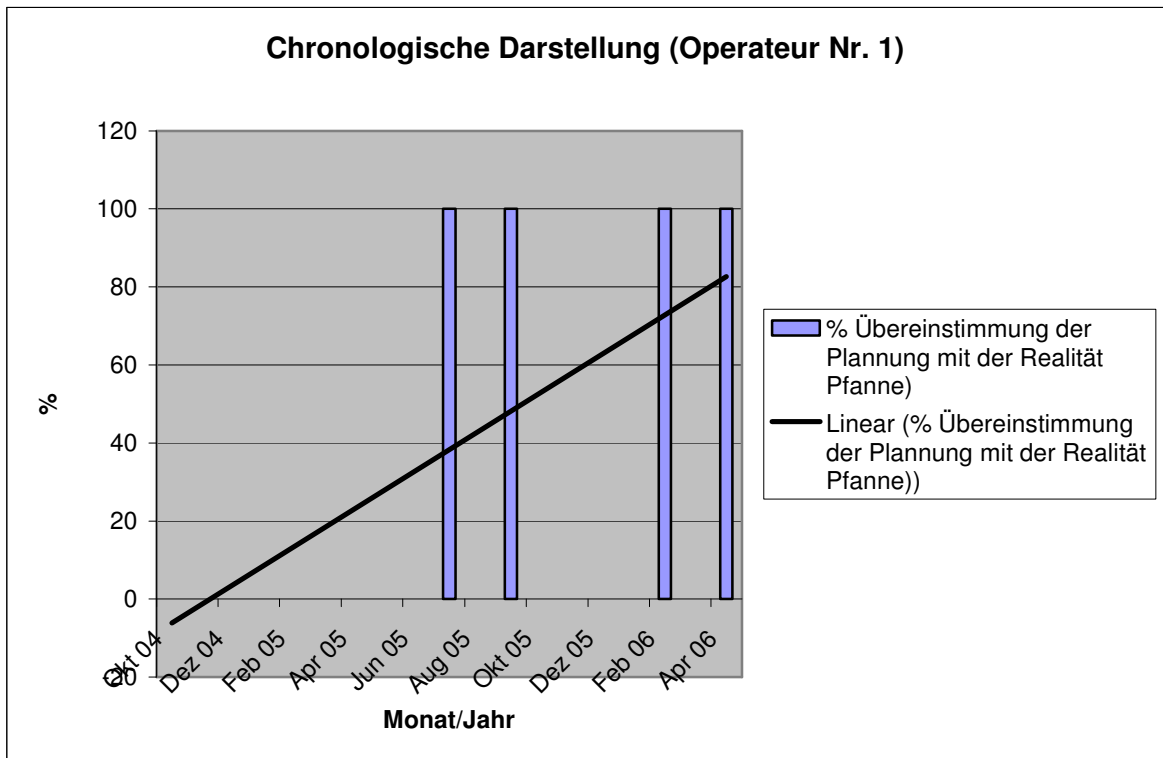


Abb. 18 Chronologische Darstellung der Übereinstimmung der Planung mit dem OP-Ergebnis (Operateur Nr. 1)

Dieses Diagramm bestätigt ebenfalls die Hypothese. In der nächsten Tabelle Nr. 14 werden die Ergebnisse des vom Operateur Nr. 2 operierten Patientengutes dargestellt.

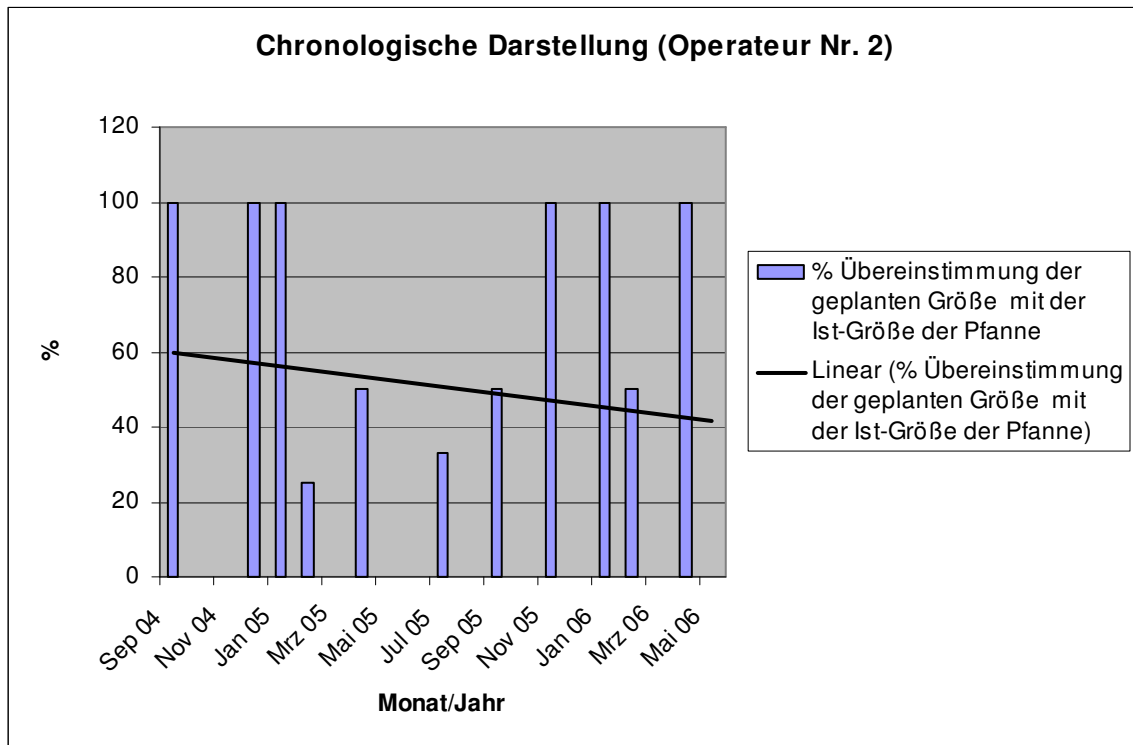


Abb. 19 Chronologische Darstellung der Übereinstimmung der Planung mit dem OP-Ergebnis (Operateur Nr. 2)

Siehe Anhang Tab.15

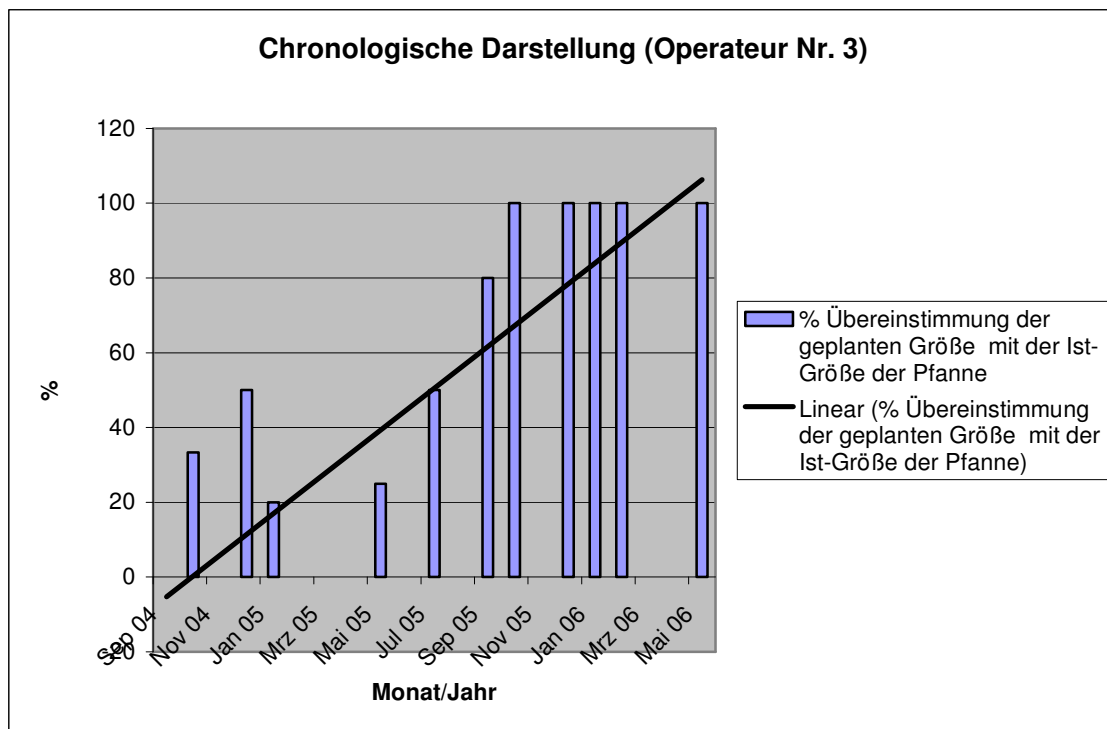


Abb. 20 Chronologische Darstellung der Übereinstimmung der Planung mit dem OP-Ergebnis (Operateur Nr. 3)

Beim Operateur Nr. 3 entwickelt sich der Trend nahezu ideal. Ein ähnliches Ergebnis betrachten wir auch beim Operateur Nr. 4.

Siehe Anhang Tab. 16

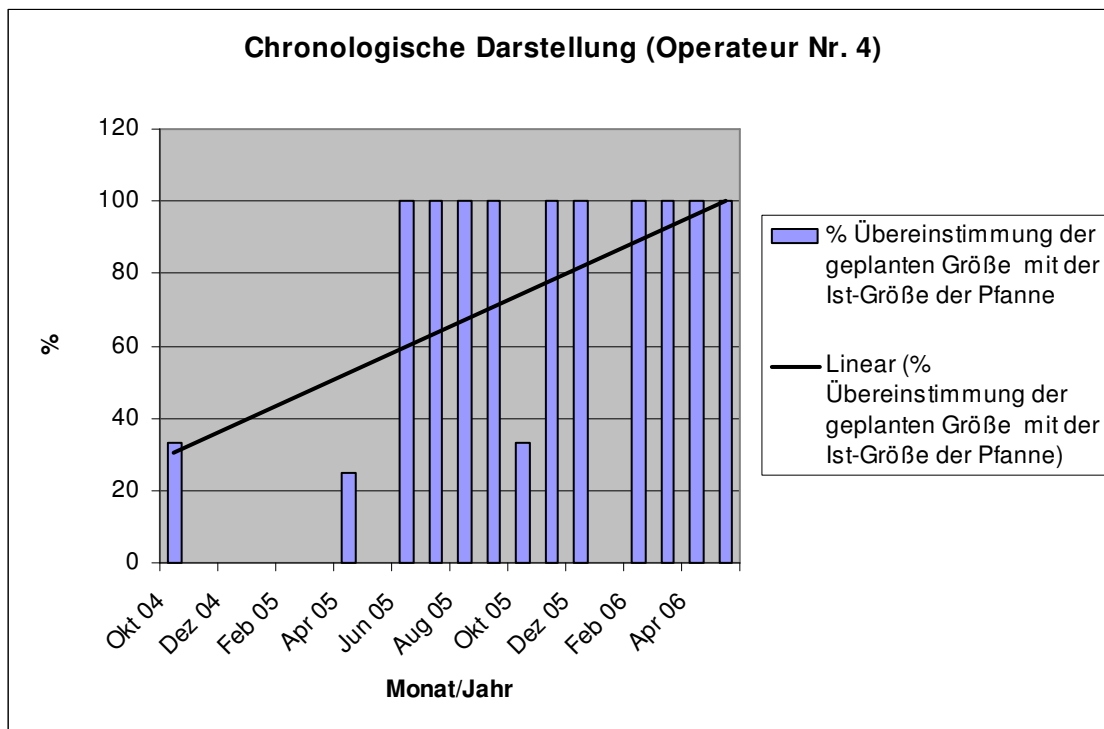


Abb. 21 Chronologische Darstellung der Übereinstimmung der Planung mit dem OP-Ergebnis (Operator Nr. 4)

Nach Betrachtung der Ergebnisse aller vier an der Studie beteiligten Operateure wird deutlich, dass die Lernkurve einen wesentlichen Einfluss auf das Endergebnis hat. Dabei scheint es aber auch eine Rolle zu spielen, wie groß die gesamten operativen Erfahrungen des Operateurs sind. Die Ärzte in Weiterbildung haben zur Beginn der Studie schlechtere Werte gezeigt, als die beiden Fachärzte. Dadurch erscheint der Trend der Entwicklung bei Operateuren Nr. 3 und 4 umso eindeutiger.

4.2 Schaftgrößen der Implantate

4.2.1 Auswertung der implantierten Schaftgröße

Die Schaftgrößen nehmen bei der Firma DePuy in 1,5 mm Schritten zu, um die Betrachtung zu vereinfachen, werden in den folgenden Tabellen und Abbildungen die Größenabweichungen dargestellt.

Die tatsächlich implantierten Schäfte waren in keinem Fall um mehr als zwei Schaftgrößen (3 mm) von den geplanten Schäften verschieden.

Im Verlauf der Studie vom Juni 2004 bis Mai 2006 wurden 121 Fälle erfasst. Die Abweichung zwischen geplanten und implantierten Größe im Schaftbereich trat in 42 Fällen (34%) auf. In 17 Fällen (14%) wurde größer geplant als anschließend eingebaut. In 25 Fällen (20%) wurde kleiner geplant als eingebaut.

Es wurden alle Abweichungen der geplanten Größe des Schaftes von der implantierten unabhängig vom Grad der Abweichung betrachtet, d.h. ob Differenz bei einer Größe oder mehr liegt, spielt in diesem Fall keine Rolle.

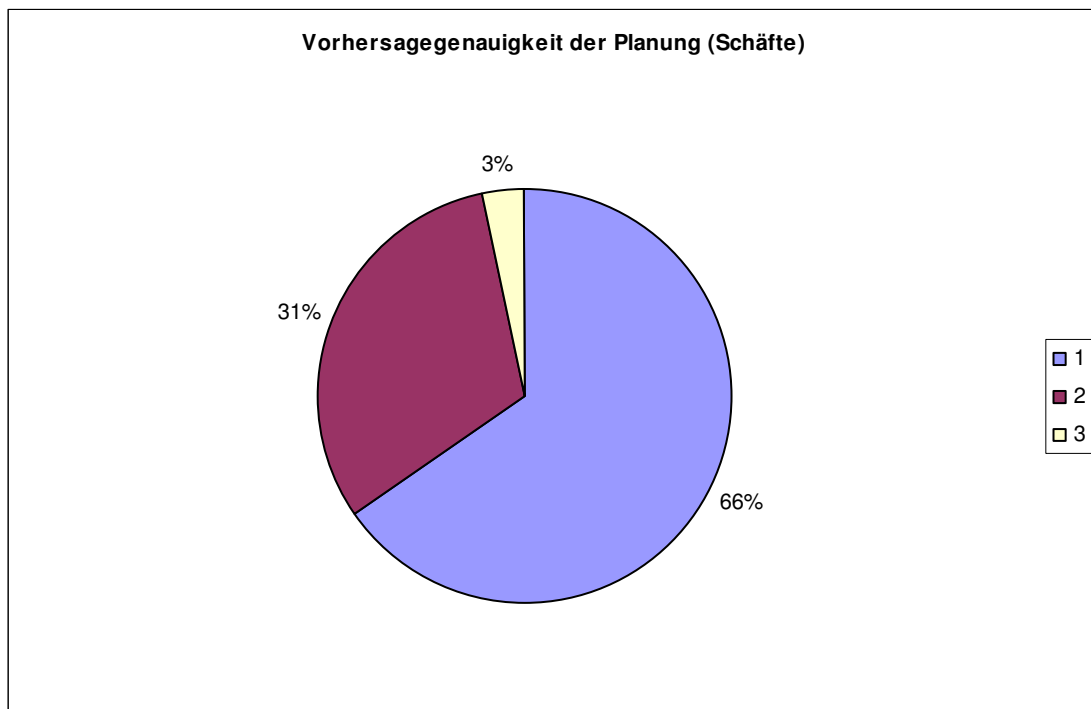


Abb. 22 Vorhersagegenauigkeit der Planung beim gesamten Patientengut (Schäfte)

(1=Übereinstimmung der Planung (n=79), 2=Abweichung um eine Schaftgröße (n=38), 3=Abweichung um zwei Schaftgrößen (n=4))

Die folgende Tabelle 17 zeigt die Abweichung der gemessenen Größe des Schaftes von der tatsächlich implantierten Größe des Schaftes im Zusammenhang mit BMI (Unabhängig vom Operateur) AML- und Vision 2000 Schäfte.

Abweichung zwischen gemessenen Größe des Schaftes und tatsächlich Implantierten Größe des Schaftes	n	%	BMI Durchschnitt
+ zwei Größen	3	2,47	27,85
+ eine Größe	22	18,18	28,78
Eingebaut, wie geplant.	79	65,28	30,15
- eine Größe	16	13,22	30,99
- zwei Größen	1	0,83	43,69
Σ	121	100	

Tab. 17 Abweichung der gemessenen Größe des Schaftes von der tatsächlich Implantierten Größe des Schaftes im Zusammenhang mit BMI

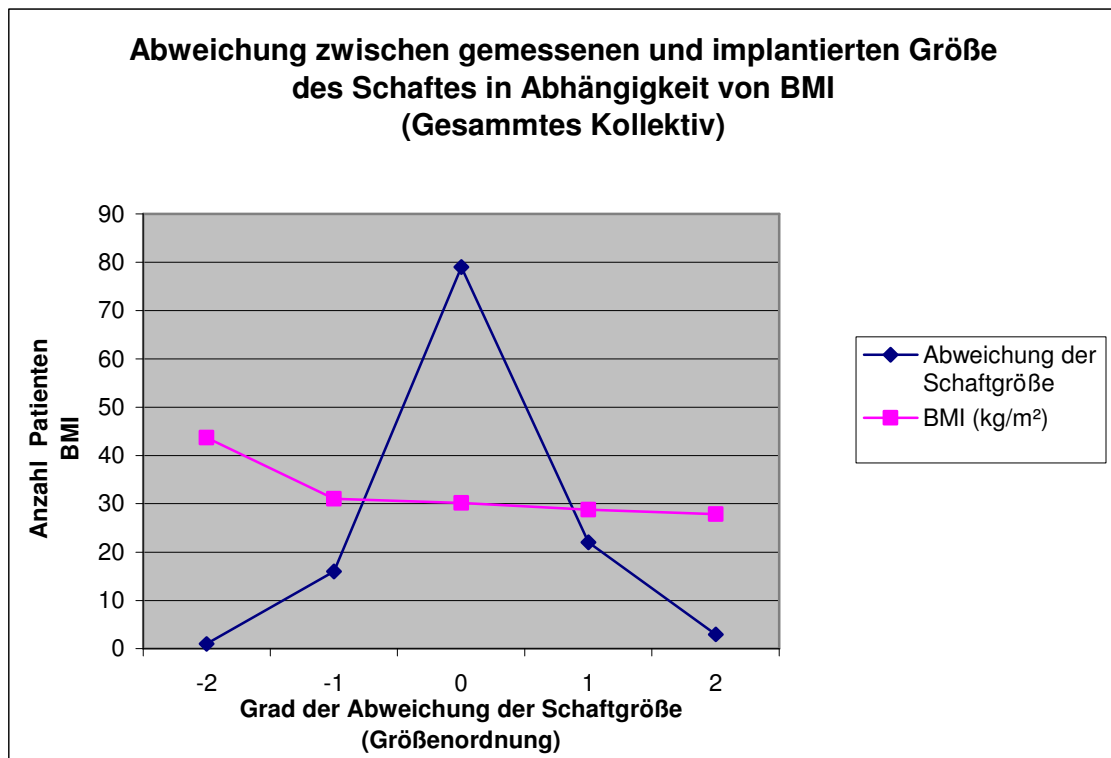


Abb. 23 Zusammenhang zwischen Abweichung der Schaftgröße und BMI (gesamtes Kollektiv)

4.2.2 Zusammenhang der implantierten Schaftgrößen mit BMI (Body Mass Index) im Bezug auf verschiedene Operateure

Abweichung zwischen gemessenen Größe des Schaftes und tatsächlich Implantierten Größe des Schaftes	n	%	BMI Durchschnitt
+ zwei Größen	1	6,25	30
+ eine Größe	4	25	27
Eingebaut, wie geplant.	8	50	30
- eine Größe	2	12,5	33
- zwei Größen	1	6,25	43,5
Σ	16	100	

Tab. 18 Abweichung der gemessenen Größe des Schaftes von der tatsächlich Implantierten Größe des Schaftes im Zusammenhang mit BMI (Operator Nr.1 Facharzt)

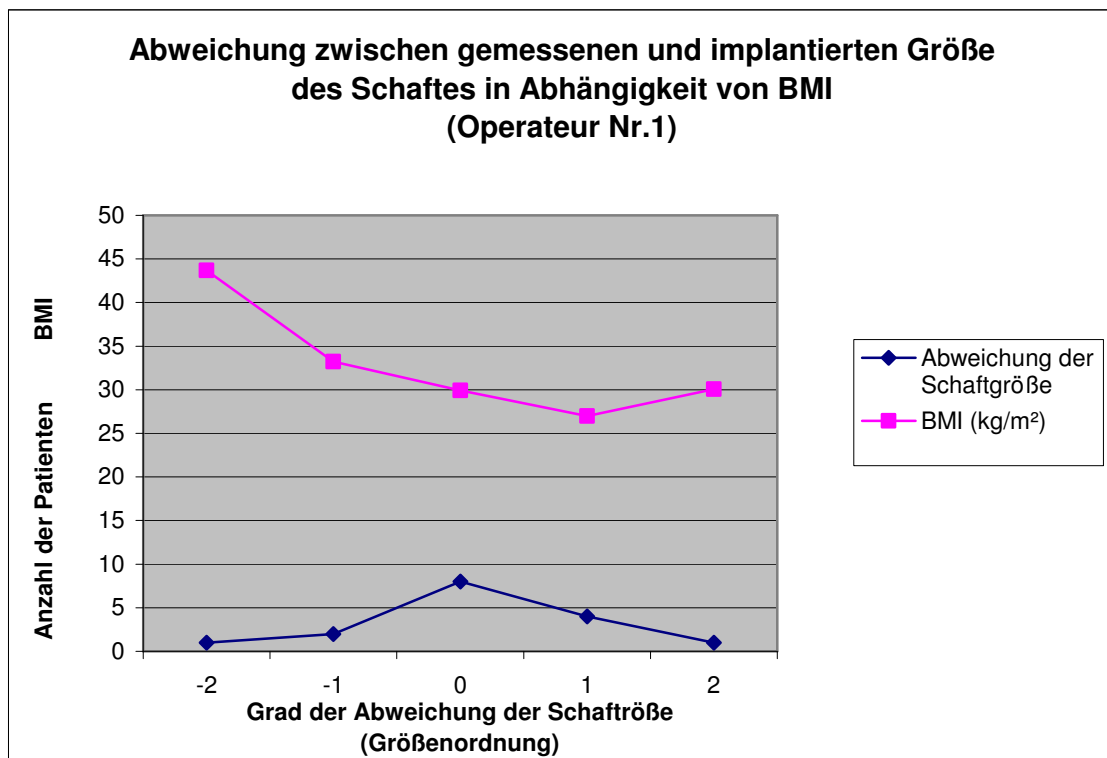


Abb. 24 Zusammenhang zwischen Abweichung der Schaftgröße und BMI (Operator Nr. 1 FA)

Abweichung zwischen gemessenen Größe des Schaftes und tatsächlich Implantierten Größe des Schaftes	n	%	BMI Durchschnitt
+ zwei Größen	0	0	
+ eine Größe	4	14,8	29
Eingebaut, wie geplant.	20	74	32,3
- eine Größe	3	11,1	30
- zwei Größen	0	0	0
Σ	27	100	

Tab. 19 Abweichung der gemessenen Größe des Schaftes von der tatsächlich Implantierten Größe des Schaftes im Zusammenhang mit BMI (Operator Nr.2 Facharzt)

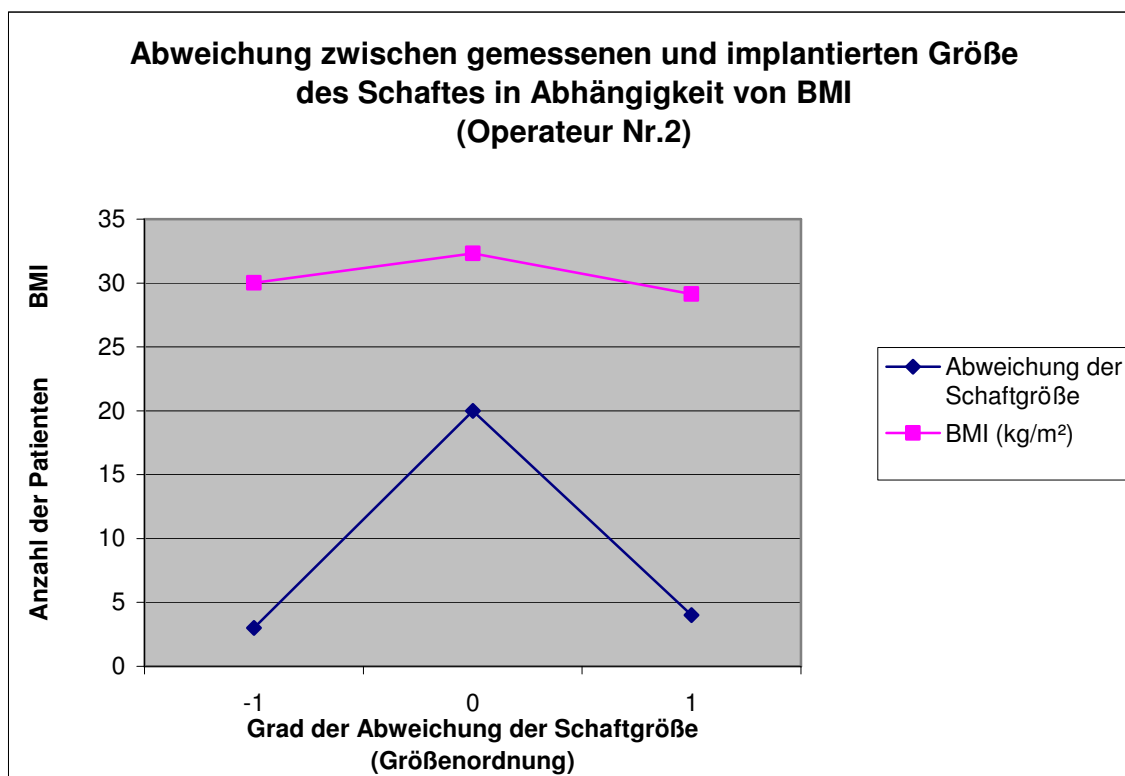


Abb. 25 Zusammenhang zwischen Abweichung der Schaftgröße und BMI (Operator Nr. 2 FA)

Abweichung zwischen gemessenen Größe des Schaftes und tatsächlich Implantierten Größe des Schaftes	n	%	BMI Durchschnitt
+ zwei Größen	2	4	26,7
+ eine Größe	8	16,3	29,5
Eingebaut, wie geplant.	34	69,4	29,5
- eine Größe	5	10,2	31,6
- zwei Größen	0	0	
Σ	49	100	

Tab. 20 Abweichung der gemessenen Größe des Schaftes von der tatsächlich Implantierten Größe des Schaftes im Zusammenhang mit BMI (Operator Nr. 3 Arzt in Weiterbildung)

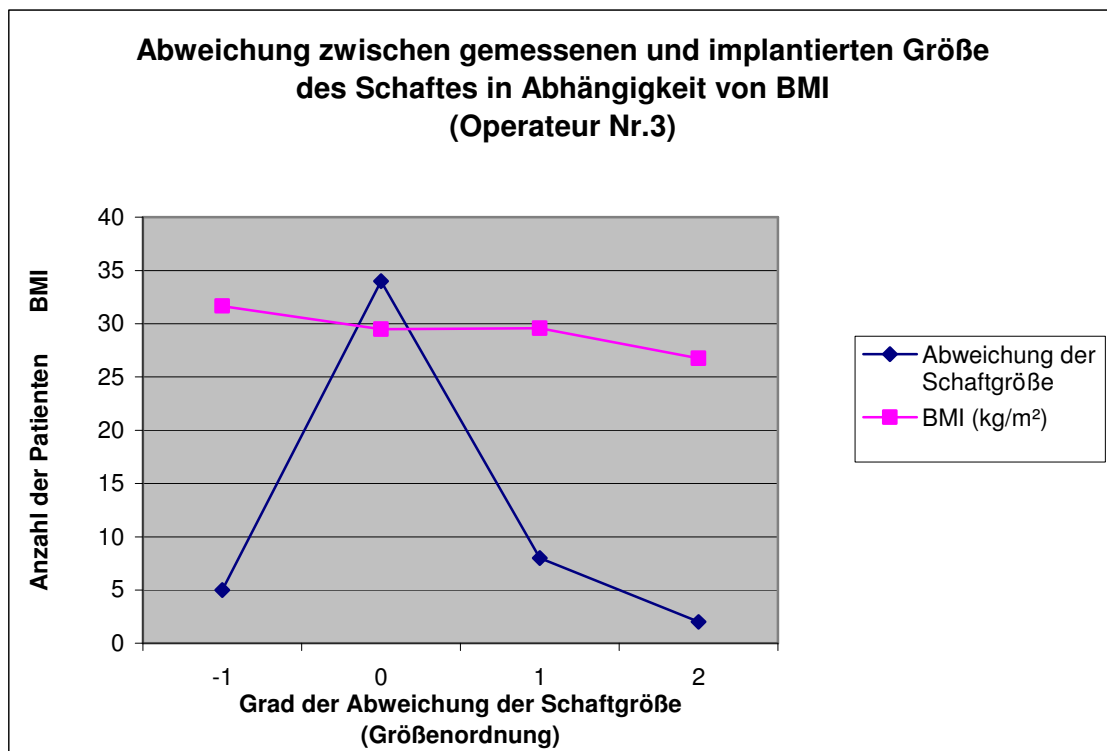


Abb. 26 Zusammenhang zwischen Abweichung der Schaftgröße und BMI (Operator Nr. 3 AiW)

Abweichung zwischen gemessenen Größe des Schaftes und tatsächlich Implantierten Größe des Schaftes	n	%	BMI Durchschnitt
+ zwei Größen	0	0	0
+ eine Größe	6	20,7	28,7
Eingebaut, wie geplant.	18	62,0	28,9
- eine Größe	5	17,2	30,6
- zwei Größen	0	0	
Σ	29	100	

Tab. 21 Abweichung der gemessenen Größe des Schaftes von der tatsächlich Implantierten Größe des Schaftes im Zusammenhang mit BMI (Operator Nr. 4 Arzt in Weiterbildung)

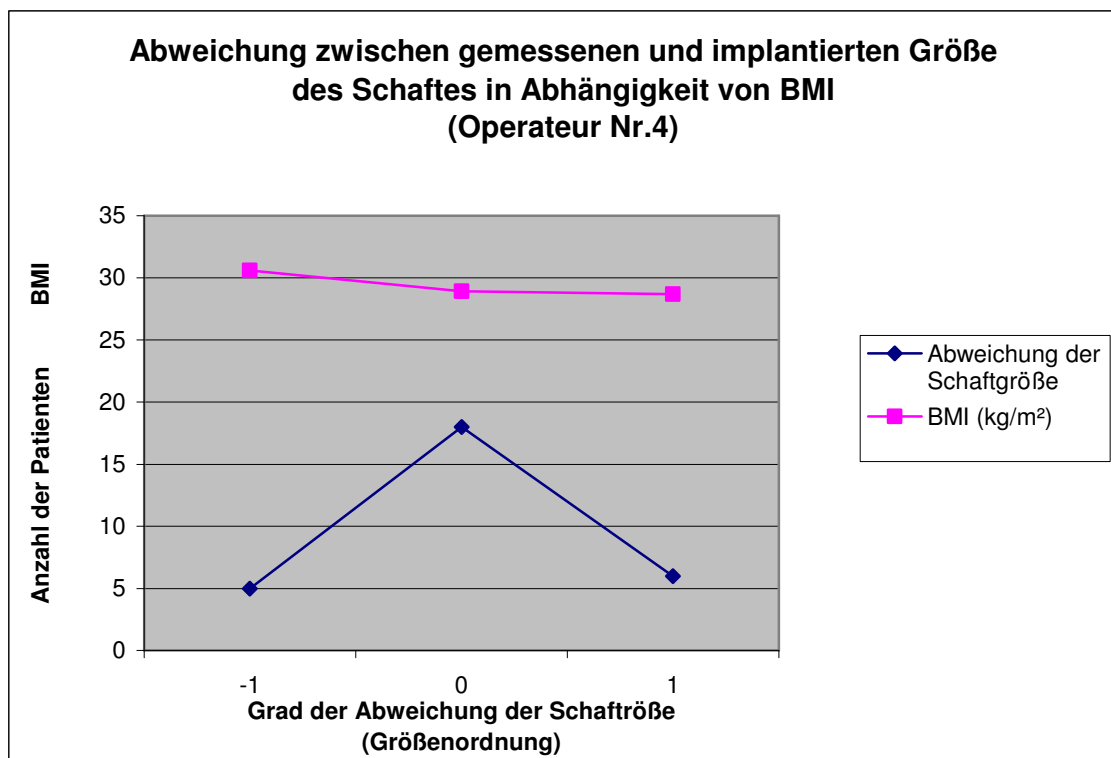


Abb. 27 Zusammenhang zwischen Abweichung der Schaftgröße und BMI (Operator Nr. 4 AiW)

4.2.3 Fehlerquote der implantierten Schaftgrößen in Abhängigkeit von Lernkurve (Zusammenhang mit zunehmender Erfahrung des Operateurs)

Als nächstes wird überprüft, ob ein Zusammenhang zwischen Fehlschlägen bei der Planung und der Erfahrung des Operateurs im Umgang mit dem medi-CAD nachzuweisen ist.

Wenn es der Fall sein sollte, dann würde man erwarten, dass die Fehlerquote bei den im letzten Abschnitt der Studie geplanten Prothesen deutlich geringer sein sollte.

Siehe Anhang Tab. 22

Um die Übersicht zu vereinfachen wurden die Daten in Form von einem Diagramm dargestellt.

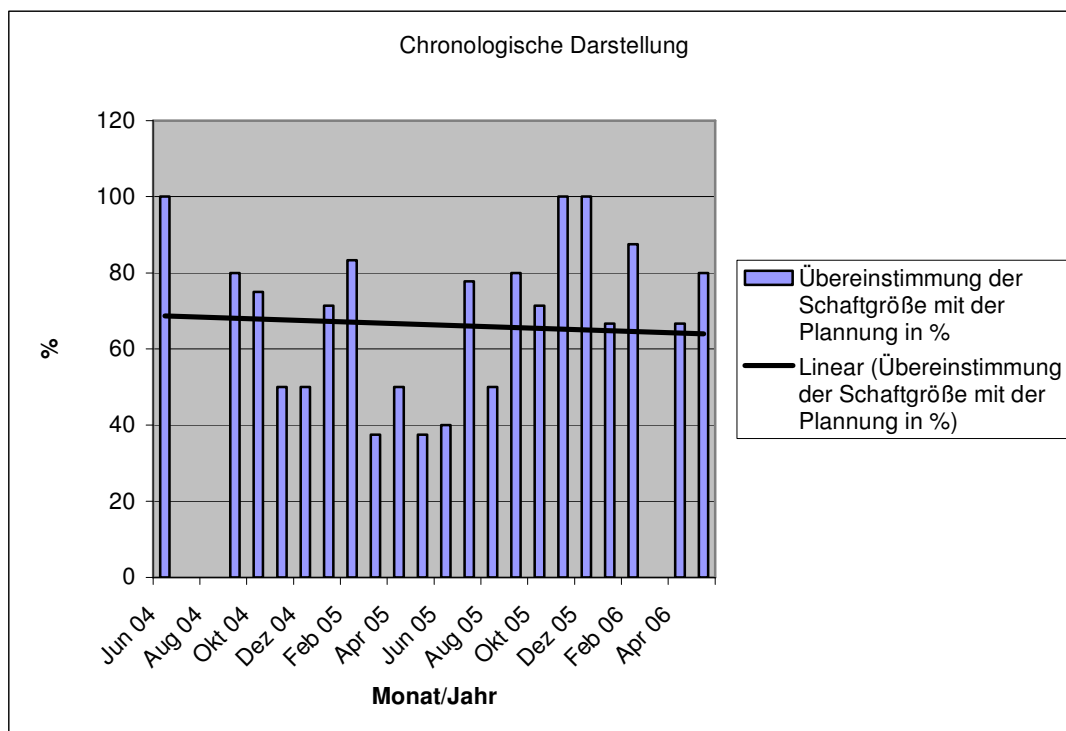


Abb. 28 Chronologische Darstellung der Übereinstimmung der Planung mit dem OP-Ergebnis (n=121)

Anhand der Abbildung wird es deutlich, dass die Planungsergebnisse im Verlaufe der Studie im Vergleich zur Pfannenplanung keine deutliche Verbesserung zeigen.

Des Weiteren wird untersucht, ob sich eine Verbesserungstendenz bei einzelnen Operateuren bestätigt.

Siehe Anhang Tab. 23

Zur besseren Veranschaulichung werden die Daten in Form von einem Diagramm dargestellt.

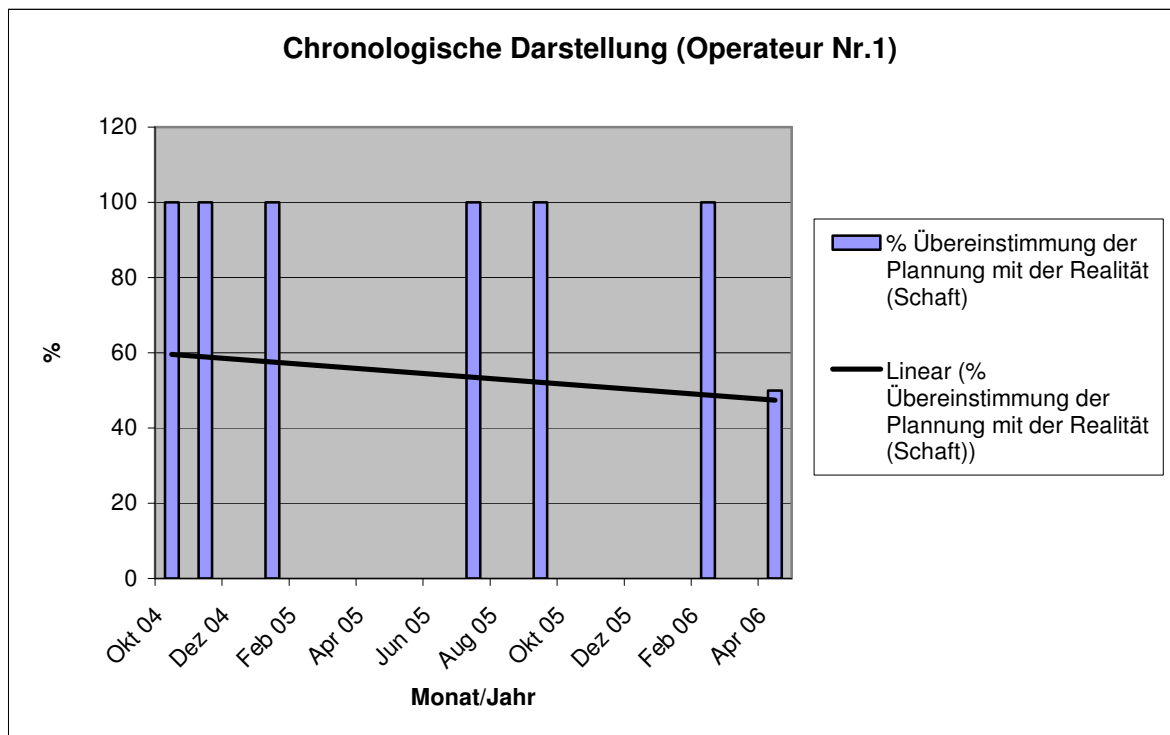


Abb. 29 Chronologische Darstellung der Übereinstimmung der Planung mit dem OP-Ergebnis (Operateur Nr. 1)

In der Tabelle Nr. 24 werden die Ergebnisse des vom Operateur Nr. 2 operierten Patientengutes dargestellt.

Siehe Anhang Tab. 24

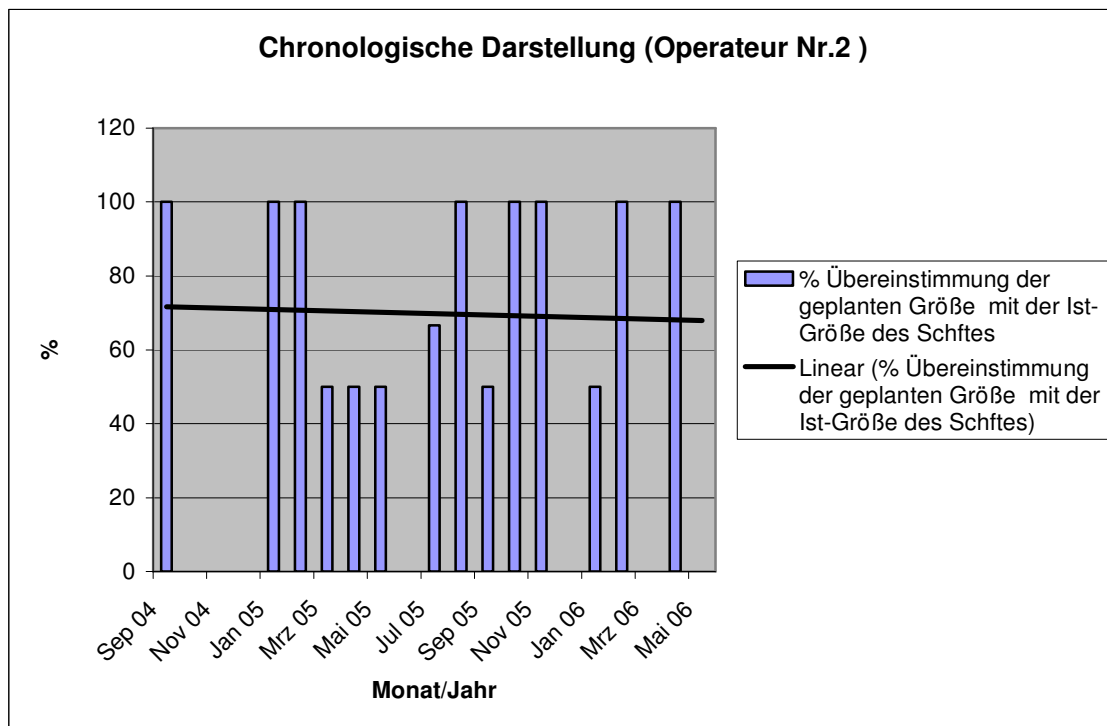


Abb. 30 Chronologische Darstellung der Übereinstimmung der Planung mit dem OP-Ergebnis (Operateur Nr. 2)

Bei Betrachtung der Abbildung Nr. 30 ist auffällig, dass der gesamte Trend sich im chronologischen Verlauf sich negativ entwickelt. Das würde gegen unsere Hypothese sprechen. Dieser Operateur hat vom Anfang der Studie sehr gute Quote bei der Planung erreicht. Seine Werte konnten sich im weiteren Verlauf kaum verbessern, so dass der Trend neutral geblieben ist. Sämtliche Planungen dieses Operateurs lagen im Tolleranzbereich +/- eine Schaftgröße.

Siehe Anhang Tab. 25

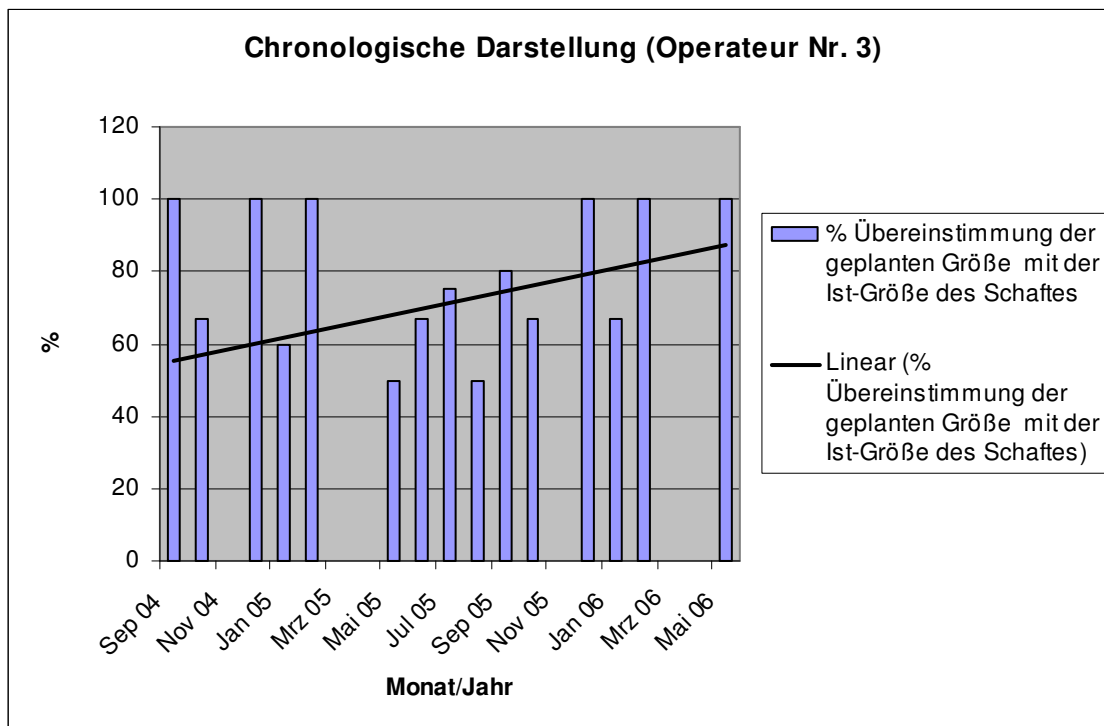


Abb. 31 Chronologische Darstellung der Übereinstimmung der Planung mit dem OP-Ergebnis (Operateur Nr. 3)

Das ähnliche Ergebnis betrachten wir auch beim Operateur Nr. 4.

Siehe Anhang Tab. 26

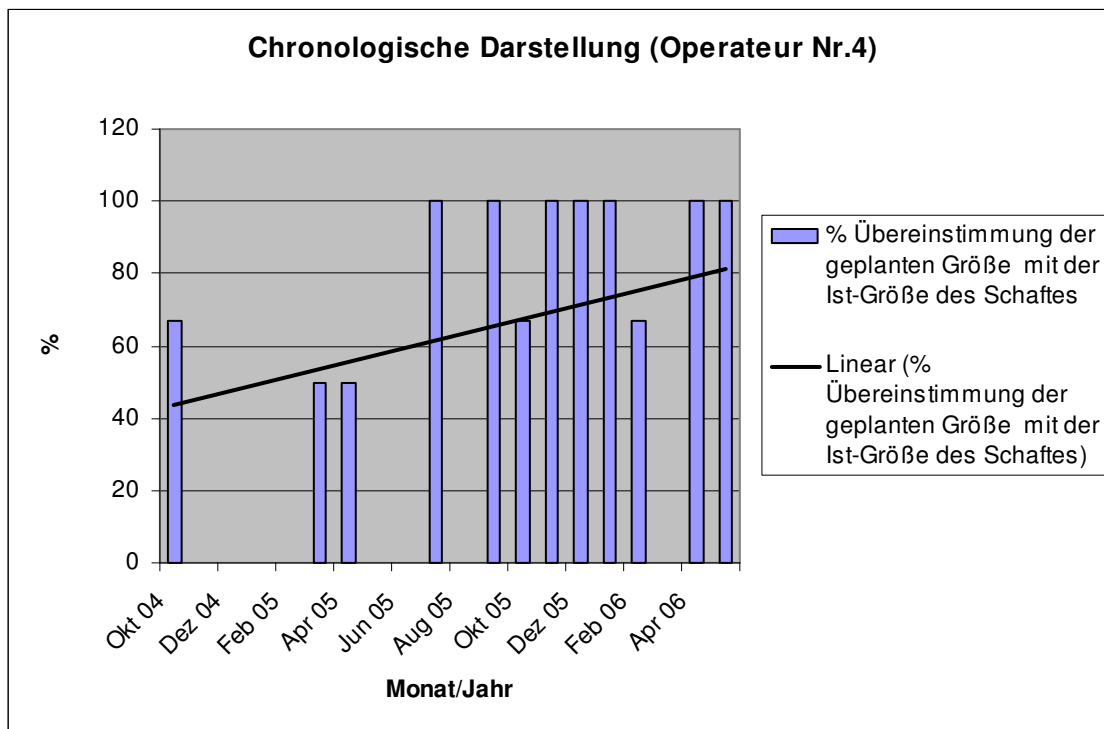


Abb. 32 Chronologische Darstellung der Übereinstimmung der Planung mit dem OP-Ergebnis (Operator Nr. 4)

Nach Betrachtung der Ergebnisse aller vier an der Studie beteiligten Operateure wird deutlich, dass die Lernkurve einen wesentlichen Einfluss auf das Endergebnis hat. Dabei scheint es aber auch eine Rolle zu spielen, wie groß die gesamten operativen Erfahrungen des Operateurs sind. Die Ärzte in Weiterbildung haben zur Beginn der Studie schlechtere Meßwerte gezeigt, als die beiden Fachärzte. Dadurch erscheint der Trend der Entwicklung bei Operateuren Nr. 3 und 4 umso eindeutiger.

5. Diskussion

Mit dem Medi-CAD Programm lässt sich die präoperative Planung unter Berücksichtigung der Hüftgelenksbiomechanik sehr gut durchführen.

Ömürlü zeigte, dass die computergestützte Planung mit der Möglichkeit der biomechanischen Analyse in der von uns durchgeführten Form der Untersuchung keinen Vorteil gegenüber einer konventionellen Planung bringt (Ömürlü, Y., 2004). Diese Studie zeigte keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der postoperativen Hüftgelenksbiomechanik bei den Patienten nach computergestützten und konventionellen Planung. Auch bei der Vorhersage der Prothesengröße ergaben sich keine Vorteile.

Bei der Betrachtung aller Patienten kam es bei der im Rahmen der Planung mit medi-CAD gemessenen Pfannengrößen zu einer Verteilung zwischen Größen 48 und 62. Der Durchschnitt lag bei $54,54 \pm 3,48$. Der Median lag bei 54. Im Vergleich dazu lag die Verteilung bei implantierten Pfannen ebenfalls zwischen 48 und 62mm mit dem Median bei 54. Der Mittelwert lag bei $53,98 \pm 3,19$. Das entspricht einer Abweichung von 0,56 oder 1,04%.

Bei Frauen lag der Mittelwert aller gemessenen Pfannengrößen bei 53,23. Die Standardabweichung betrug $\pm 2,99$. Der Median betrug 54. Der Mittelwert aller implantierten Pfannengrößen lag bei Frauen bei $52,74 \pm 2,56$. Das entspricht einer Differenz von 0,49mm (0,92%). Der Median betrug 52. Bei Männern wurde als Mittelmasse Größe 56,93 gemessen und Größe 56,23 implantiert. Hier liegt die Differenz bei 0,7mm (1,22%). Die Standardabweichung betrug bei gemessenen Pfannen $\pm 2,99$ und bei implantierten Pfannen $\pm 2,96$. Der Median betrug bei gemessenen Pfannen 58 und bei implantierten Pfannen 56. Auffällig ist, dass jeweils größer gemessen wurde als implantiert.

Bei der Betrachtung der Ergebnisse stellt man fest, dass in 58 Fällen die geplante Pfannengröße mit implantierten Größe übereinstimmte. Das entspricht der Rate von 47,93%. Wenn man bereit ist, eine Abweichung von \pm -einer

Größe zu akzeptieren, was durchaus vertretbar ist, dann liegt die Trefferquote bei 87%.

Die maximale Abweichung lag bei -8mm, das entspricht 4 Pfannengrößen. Diese Abweichung wurde nur einmal im Nov.2004 erreicht. In 42 Fällen (34,7%) wurde eine kleinere Pfanne eingebaut als geplant und nur in 21 (17%) Fällen wurde eine größere Pfanne eingebaut.

Für die vorliegende Arbeit wurde eine Abweichung der Pfannengröße bei der Planung um mehr als eine Größe als „Versager“ definiert.

Bezüglich der Treffergenauigkeit wurde in der Studie von J. Babisch (2002) die Treffergenauigkeit der Prothesengröße von medi-CAD bei Pfannen bei etwa 63% gemessen. Somit sind unsere Ergebnisse um ca. 15 % schlechter, als die Ergebnisse von J. Babisch. Jedoch waren an unserer Studie auch junge Ärzte in Weiterbildung beteiligt.

Wir haben die Ergebnisse einzelner Operateure untersucht. Die Trefferquote des Operateur Nr.1 (Facharzt) lag bei 31,25%. In Betracht der zulässigen Abweichung von +/-einer Größe lag die Quote bei 87,5%. Der Operateur Nr. 2 (Facharzt) erreichte eine exakte Trefferquote in 46,43% der Fälle. Die Quote mit einer Abweichung von +/-einer Größe lag bei 92,85%.

Die Ärzte in Weiterbildung zeigten bei der exakten Übereinstimmung der Größe die Quoten von 48,98 und 58,62%, bei einer Abweichung von +/-einer Größe 87,76 und 82,75%.

Bei der Analyse der Einflussgrößen zeigte sich ein Zusammenhang zwischen BMI-Größe und Größenabweichung der Pfanne.

Auffällig bei der Betrachtung der Ergebnisse war, dass bei Patienten mit dem höheren BMI die Pfanne bei der Planung größer gemessen wurde als anschließend implantiert. Bei den Patienten mit niedrigeren BMI (unter 29) wird in der Regel eine kleinere Pfanne gemessen als implantiert. Dieses Phänomen zeigt sich jedoch nur bei den Operateuren Nr. 3 und Nr. 4. Bei den Operateuren Nr. 1 und Nr. 2 ist der Trend nicht eindeutig.

Als Einflussgröße für dieses Phänomen kann die Entfernung der Referenzkugel von dem Zentrum des Hüftgelenkes in anterior-posterior Projektion gelten. Die Patienten mit höheren BMI (Body-Mass-Index) weisen in der Regel auch einen größeren Umfang auf, so dass das Zentrum des Hüftgelenkes einen größeren Abstand zum Röntgenfilm hat. Die Referenzkugel wird jedoch auf die Liegefläche platziert. So ist der Abstand zwischen Hüftgelenkszentrum und Filmkassette größer als der von der Referenzkugel zur Filmkassette. Dadurch kann das Vermessungsprogramm zwar den Vergrößerungsfaktor reduzieren jedoch nicht beseitigen. Um diese Einflussgröße auszuschließen, ist es notwendig, die Referenzkugel nicht auf der Liegefläche zu platzieren, sondern durch entsprechende Hilfsmittel auf der Höhe des Hüftgelenkes.

In einigen Kliniken werden größere Referenzobjekte benutzt. Zum Beispiel wird häufig ein Messlineal von 8 cm Länge für diese Zwecke benutzt. Durch die deutlich größere Größe des Lineals (80 mm) im Vergleich zu Kugel (30mm) wird die Fehlergröße bei der Maßstabbestimmung reduziert. Das Lineal wird jedoch ebenfalls auf der Liegefläche positioniert und nicht in Höhe des Hüftgelenkes. In wie weit durch die hüftgelenksnahe Platzierung des Referenzkörpers die Treffergenauigkeit der Prothesengröße von mediCAD bei Pfannen verbessert wird, werden weitere Studien zeigen.

Nach Angaben des Herstellers (Fa. Hectec GmbH) zur Genauigkeit des Planungssystems MediCAD wurde die Messung für Genauigkeit für eingescannte Prothesenschablonen unter 1 % und die Messung für eine genaue Skalierung von Röntgenbildern unter 3,5% angegeben. Es wurden keine Angaben bezüglich der Position und Art des Referenzobjektes gemacht.

Ferner wurde überprüft, ob ein Zusammenhang zwischen Fehlschlägen bei der Planung und Erfahrung des Operators im Umgang mit dem medi-CAD besteht. Im Verlauf der Studie vom Juni 2004 bis Mai 2006 wurden 121 Fälle erfasst. Dabei zeigte sich, dass die Planungsergebnisse im Verlaufe der Studie deutlich besser wurden.

Bei der Analyse wurde ersichtlich, dass der Grad sowie auch Häufigkeit der Abweichung im Verlaufe der Studie deutlich abnehmen. Dieser Trend zeigt sich bei den Ärzten in Weiterbildung deutlich stärker ausgeprägt als bei den erfahrenen Fachärzten.

Bei Betrachtung der Ergebnisse des Operateurs Nr. 2 (Diagramm Nr. 15) ist auffällig, dass der gesamte Trend im chronologischen Verlauf sich negativ entwickelt. Das würde gegen unsere Hypothese sprechen. Der Operateur Nr. 2 hat aufgrund seiner Erfahrung zu Beginn der Studie eine sehr gute Quote bei der Planung erreicht. Seine Werte konnten sich im weiteren Verlauf kaum verbessern, so dass der Trend neutral geblieben ist. Ca. 93% der Planungen dieses Operateur lag im Tolleranzbereich +/- eine Pfannengröße.

Bei der Auswertung der Abweichungen der Schaftgrößen zeigte sich, dass im Laufe der Studie die Abweichungen der gemessenen Größe des Schaftes von der tatsächlich implantierten Größe des Schaftes nie größer als zwei Größeneinheiten (3mm) waren.

Im Pfannenbereich kam in 63 Fällen (52%) zu einer Abweichung zwischen geplanten und implantierten Größe. Dagegen trat die Abweichung zwischen geplanten und implantierten Größe im Schaftbereich nur in 42 Fällen (34%) auf.

Die gleichen Ergebnisse zeigen auch Vergleichsstudien. Bei der Studie von J. Babisch wurde eine Übereinstimmung zwischen geplanter und tatsächlich verwendeter Implantatgröße der Prothesenschäfte von 91% erreicht. In unserer Studie wurde bei dem gesamten Patientenkollektiv eine exakte Übereinstimmung in 65% der Fälle erreicht. Wenn man eine Abweichung von +/- einer Größe akzeptiert, dann lag die Trefferquote bei 97%.

Daraus kann man schließen, dass die geplante Schaftgröße eine verlässliche Größe ist.

Diese Ergebnisse bestätigen auch die Auswertung der Ergebnisse einzelner Operateure. Die Fachärzte erreichten für die exakte Implantation der Schaftgrößen die Quoten von 50 und 74%. Bei der Akzeptanz von einer

Abweichung von +/-einer Größe wurden die Quoten von 87,5 und 100% erreicht. Die Ärzte in Weiterbildung erreichten für die exakte Implantation der Schaftgrößen die Quoten von 69 und 62% und bei einer Abweichung von +/- einer Größe die Quote von 95 und 100%.

Auch bei der Analyse der Einflussgrößen der Pfannenimplantation zeigte sich bei der Schaftimplantation ein Zusammenhang zwischen BMI-Index und Größenabweichung des Schaftes. Die möglichen Ursachen dafür wurden bereits oben erläutert.

Bei Patienten mit dem höheren BMI wurde im Durchschnitt der Schaft bei der Planung größer gemessen als anschließend implantiert. Bei den Patienten mit niedrigeren BMI (unter 29) wurde in der Regel ein kleinerer Schaft gemessen als implantiert. Dieser Trend war jedoch nur bei den Operateuren Nr. 3 und Nr. 4 eindeutig.

Ein Lernerfolg im Verlaufe der Studie zeigte sich bei den beiden Ärzten in Weiterbildung mit einem stetigen Anstieg der Erfolgsquoten. Die Grenze zwischen Kortikalis und Spongiosa hat einen fließenden Übergang. Das führt dazu, dass die unerfahrenen Operateure bei der Planung eher dazu neigten, eine größere Pfanne zu planen. Bei der Implantation stellte sich jedoch heraus, dass das Auffräsen des Pfannenlagers bis zur geplanten Größe zum unnötigen Knochensubstanzverlust und somit höheren Gefahr von Verletzung des Pfannenrandes führt. Als Resultat daraus wurde die Größe der Pfanne bei der Implantation eine Nummer kleiner genommen.

6 Zusammenfassung

In der vorliegenden, prospektiven Arbeit wurde die Bedeutung eines computergestützten Planungssystems für die endoprothetische Versorgung des Hüftgelenkes untersucht.

Dabei waren 121 Fälle untersucht. Das Alter der Patientengruppe lag zwischen 36 und 93 Jahren.

Der Body Mass Index der Patientengruppe verteilte sich zwischen 14 und 56.

Bei der Auswahl der Patienten wurde keine Rücksicht auf Diagnose genommen. Es wurden Patienten mit Dysplasiecoxarthrose, Alterscoxarthrose sowie auch Hüftkopfnekrose in die Studie eingeschlossen.

Bei der Geschlechtsverteilung der Gruppe überwog der Frauenanteil mit 78 Fällen (64,5%) gegenüber 43 Männer (35,5%).

Die Planungen wurden immer vom Operateur durchgeführt.

Es waren vier Operateure an der Studie beteiligt, zwei davon hatten einen Facharztstatus. Die anderen beiden befanden sich im letzten Abschnitt der Fachweiterbildung.

Bei der präoperativen Planung wurden die Daten wie Alter, Gewicht, Geschlecht, Größe des Patienten, Modell und Größe der geplanten Prothese erhoben. Nach der Implantation der Prothese wurden die Daten mit Größe und Modell der tatsächlich implantierten Prothese, OP-Datum und Name des Operateurs vervollständigt.

Im Rahmen der Arbeit wurde bei den gesammelten Daten nach Zusammenhängen bezüglich der Faktoren wie Body Mass Index der Patienten (BMI), Erfahrungsstand des Operateurs und der Lernkurve des Operateurs ausgewertet.

Die Auswertung der Ergebnisse bei der implantierten Pfanne und der implantierten Schäfte wurde separat von einander durchgeführt.

Die durchschnittliche bei der präoperativen Planung gemessene Größe der Pfanne lag bei dem gesamten Patientengut bei 54,54 mm. Der Mittelwert aller Implantierten Pfannen lag bei 53,98 mm. Die Differenz zwischen gemessenen und implantierten Pfannengrößen lag im Schnitt bei 0,56 mm, das entspricht 1,04%.

Bei Frauen lag der Mittelwert aller gemessenen Pfannengrößen bei 53,23 mm. Der Mittelwert aller Implantierten Pfannengrößen lag bei Frauen bei 52,74 mm. Das entspricht einer Differenz von 0,49 mm (0,92%). Bei den Männern wurde als Mittelmass Größe 56,93 mm gemessen und Größe 56,23 mm implantiert. Hier liegt die Differenz bei 0,7mm (1,22%). Auffällig ist, dass jeweils größer gemessen war als implantiert.

In 42 Fällen (34%) wurde eine kleinere Pfanne eingebaut als geplant und nur in 21 Fällen (17%) wurde eine größere Pfanne eingebaut.

Die Studie zeigt, dass bei Patienten mit dem höheren BMI die Pfanne bei der Planung größer gemessen wurde als anschließend implantiert. Bei den Patienten mit niedrigeren BMI (unter 29) wird in der Regel eine kleinere Pfanne gemessen als implantiert. Das gleiche Phänomen zeigte sich auch bei der Wahl der Schaftgröße.

Des weiteren zeigt sich, dass die Planungsergebnisse im Verlaufe der Studie deutlich besser wurden.

Es kann gesagt werden, dass mit Hilfe der computergestützten Planung eine einfache Größenplanung sowie eine Analyse der Gelenksituation mit Berechnung des idealen Drehzentrums möglich ist. Im Vergleich zur konventionellen Planung lässt sich kein Vorteil nachweisen. Wie im Rahmen der Studie beim Vergleich der Planung mit postoperativen Röntgenaufnahmen

ersichtlich wurde, gelang es nicht immer, die Planung im Hinblick auf die Platzierung der Pfanne, des Schaftes und des Drehzentrums umzusetzen.

Die korrekte Lage der Referenzkugel hat enormen Einfluss auf die Ermittlung des richtigen Maßstabes der Röntgenaufnahme. Im Falle der Fehlplatzierung ist mit einem fälschlichen Maßstab zu rechnen. Dies führt zu den gleichen Fehlern wie bei konventionellen Röntgenaufnahmen.

Da der Vergrößerungsfaktor sich aus dem Abstand (Röntgenröhre - Film) zu Abstand (Röntgenröhre - Objekt) zusammensetzt, wird es bei ungleichem Abstand zwischen Kugel - Film und Hüftzentrum –Film zu unterschiedlichen Vergrößerungsfaktoren kommen.

Die Verwendung größerer Referenzkörper senkt die Fehlergröße, schließt diese jedoch aufgrund der inkorrekten Platzierung nicht aus. Um diese Fehlerquelle auszuschließen, soll der Referenzkörper möglichst nah am Hüftgelenkszentrum, vor allem in anterior-posterior Projektion positioniert werden.

Zusätzlich hatten unterschiedliche Faktoren wie die Größe Body Mass Index des Patienten (BMI), Erfahrungsstand des Operateurs und die Lernkurve des Operateurs einen Einfluss auf die Genauigkeit der präoperativen computergestützten Planung.

Die computergestützte Planung hat keinen Vorteil gegenüber einer konventionellen Planung (Ömürlü et al., 2004).

Angesicht der fortgeschrittenen Digitalisierung der Röntgenanlagen ist jedoch die computergestützte Planung unverzichtbar.

Die operative Vorplanung führt zu guten Ergebnissen, die werden durch Erfahrung verbessert.

7 Literaturverzeichnis

Aldinger G., Fischer A., Kurtz B. (1983). Computer Assisted Manufacturing of individual Endoprothesen (Preliminary Report) . Arch. Orthop. Traumatol. Surg. 102, 31 .

Babisch J., Blumentritt S., (1992) Biomechanische Untersuchungen bei der aseptisch gelockerten Hüftendoprothesen und deren Konsequenzen für die präoperative Planung der Hüftalloarthroplastik. Orthop. Praxis 28, 424-430

Babisch J., Layher F., Ritter B., Venbrocks R.A., (2002) Computergestützte biomechanisch fundierte zweidimensionale Operationsplanung hüftchirurgischer Eingriffe

Börner M., Bauer A., Lahmer A. (1997) Computergesteuerte Robotereinsatz (CGR) in der Hüftendoprothetik – Präoperative Planung und Ergebnisse von 500 Fällen.. Vortrag 46. Jahrestagung der Norddeutschen Orthopädenvereinigung Bremen, 13.07.1997

Busse, J., Gasteiger, W. und Tönnis, D. (1972) Eine neue Methode zur röntgenologischen Beurteilung eines Hüftgelenkes - Der Hüftwert. Arch Orthop Unfallchir 1-9.

ConnKS, Clarke MT, Hallett JP (2002) A simple guide to determine the magnification of radiographs and to improve the accuracy of preoperative templating. J Bone Joint Surg; 84-B:269-72

Effenberger H, Imhof M: (2004) Primäre Hüftendoprothetik. In: Wirth CJ, Zichner L [Hrsg]: Orthopädie und Orthopädische Chirurgie. Becken, Hüfte. Thieme, Stuttgart: 330-82.

Freyschmidt, J. Becken. In Brossmann, J., Czerny, C. und Freyschmidt, J. (2001) Freyschmidt`s 'Köhler/Zimmer' Grenzen des Normalen und Anfänge des Pathologischen in der Radiologie des kindlichen und erwachsenen Skeletts. Thieme-Verlag, Stuttgart, , 14. Auflage. 729-824.

Günther, K. P., Scharf, H. P., Puhl, W., Willauschus, W., Sauerland, S., Glückert, K. und Sun, Y. (1997) Reproduzierbarkeit der röntgenologischen Beurteilung von Coxarthrosen. Z Orthop Ihre Grenzgeb 3-8.

Helferich H. (1994) Endoprothetik Rückblick Der Chirurg 65, 1826-1871

Henning F. (1999) Klinische Daten zum Caspar System. Unfallchirurgie Universität Erlangen

John F.J., Fischer P.E. (1994) Radiographic determination of the anatomic hip joint center – A cadaver study. Acta Orthop. Scand 65 (5) 509-510

Knight JL, Atwater RD. (1992) Preoperative planning for total hip arthroplasty. J. Arthroplasty;7 403-9

Lanz von, T. (1950). Anatomische entwicklungsgeschichtliche Probleme am Hüftgelenk. Verb. Dt. Orthop. Ges. 37. Kongr 1949. Z.Orthop (Suppl) 79, 7-40

Langlotz F., Bachler R., Berlemann U., Nolte L.P., Ganz R. (1998) Computer assistance for pelvic osteotomies. Clin. Orthop. 354, 92-102.

Malchau H., Herberts P., Ahnfelt L. (1993). Prognosis of total hip replacement in Sweden. Follow-up of 92.675 operations performed 1978-1990 . Acta Orthop. Scand . 64, 497-506 .

Malchau H., Herberts P., Wang Y.X., Kärrholm J., Romanus B. (1996). Long-term clinical and radiological results of the lord total hip prosthesis. A prospective study . J. Bone Joint Surg. 78-B, 884-891 .

Malchau H, Herberts P, Eisler T, Garellick G, Soderman P. The Swedish total hip replacement register. *J Bone Jt Surg Am* 84 (2002): 2-20.

Mittelmeier H. , Harms J. (1997) Hüftalloplastik mit Keramik-Endoprothesen bei traumatischen Hüftschäden *Unfallheilkunde* 82, 67-75

Morscher E. (1987) Erfahrungen, Anforderungen und Entwicklung von zementfreien Hüftendoprothesen *Orthopäde* 16, 185-196

Morscher E., Elke R., Berli B., (2000). Classification and treatment methods of acetabular deficiencies. Hrsg.: Duparc J.: *Surgical techniques in orthopaedics and traumatology*. Paris, Elsevier. 55-450

Möller, T. und Reif, E.. (2000) "Taschenatlas Einstelltechnik" Thieme-Verlag, Stuttgart.

Oddy M.J, Jones M.J., Pendegrass C. J, Pilling J.R., Wimhurst J.A., (2006) Assesment of reproducibility and accuracy in templating hybrid total hip arthroplasty using digital radiographs *J Bone Joint Surg* 88-B581-85

Ömürlü, Y., (2004) Bedeutung der zweidimensionalen Operationsplanung für Hüfttotalendoprothesen

Payr, E., (1995) Interposition von Muskeln in verknöcherte Gelenke *Der Chirurg* 79 891- 902

Rübberdt A., Wich M., Mutze S. (2003). Digitale präoperative Planung von Hüftgelenkendoprothesen . *Trauma Berufskrankh* . 3, 315-321 .

Schiebler T., Schmidt W., (1991) *Anatomie*, Springer-Verlag 5. Auflage 332-340.

Schunck, J. und Jerosch, J., (2002) Ergebnissevaluation in der Hüftendoprothetik – Was funktioniert? "Trends und Kontroversen in der

Endoprothetik des Hüftgelenkes", Perka C. und Zippel H. (Hrsg.), Einhorn-Presse Verlag, Reinbek, 2002, 200-4.

Starker, M., Thumler, P., Weipert, A. und Hanusek, S. (2000) Computergestützte Prothesenauswahl und Implantationskontrolle. Orthopäde 627-35.

Tschauner, C. und Schwarz, N. (2004) Terminologie, Befunddokumentation, Klassifikation, Scores, Ergebnisbewertung und Outcome Research. In "Becken, Hüfte", Ch. Tschauner (Hrsg.), Georg Thieme-Verlag, Stuttgart, Seite 34.

Tönnis, D , Heinecke, A. (1997) Verringerte oder vermehrte Antetorsion und Anteversion – präarthrotische Deformitäten in der dritten Dimension in: Tschauner C.: Die Hüfte. Enke Verlag Stuttgart 1997. Seite 112 – 122.

White SP, Shardlow DL. (2005) Effect of introduction of digital radiographic techniques on pre-operative templating in orthopaedic practice. Ann R Coll Surg Engl ;87:53-4

Vicar A.J., Coleman C.R. (1984). A comparison of the anterolateral, transtrochanteric and posterior surgical approaches in primary total hip arthroplasty . Clin. Orthop. and Related Research . 188, 152-159 .

Yoder S.A., Brand R.A., Pederson D.R., Gormann T.W. (1988) Total hip acetabular component position affects component loosening rates. Clin. Orthop. 228 79-87

Persönliche Daten:

Name: Andreas Dyck

Geburtsdaten: 19. Juni 1972 in Duschanbe/UdSSR

Familienstand: verheiratet, zwei Kinder

Schulbildung:

Sep. 1979 - Juli 1989 Realschule in Duschanbe/UdSSR, mit Abschluss zur mittleren Reife

Aug.1989 - Okt. 1989 Immatrikulation an der staatl. Sporthochschule in Duschanbe/UdSSR, Studium der Sportwissenschaften

Okt. 1989 Einreise in die Bundesrepublik Deutschland

Sep.1990 – Juni 1993 Staatliches Aufbaugymnasium in Alzey, mit Abschluss zur allgemeinen Hochschulreife

Grundwehrdienst:

Juli 1993-Juni 1994 Grundwehrdienst in Diez

Hochschulbildung:

März 1994 – Mai 2000 Studium der Medizin an der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität zu Bonn

März 1999 – Mai 2000	Praktisches Jahr im DRK-Krankenhaus Neuwied -akademisches Lehrkrankenhaus der Universität Bonn-
2000 – 2001	Studium der Informatik an der Fernuniversität Hagen
<u>Berufliche Tätigkeit:</u>	
Mai 2000 – Nov.2001	Arzt im Praktikum in der orthopädischen Belegarztteilung im DRK-Krankenhaus Neuwied
Dez. 2001 – Mai 2002	Weiterbildungsassistent in der orthopädischen Belegarztteilung im DRK-Krankenhaus Neuwied
Juni 2002 – Mai 2003	Weiterbildungsassistent in der chirurgischen Abteilung im DRK-Krankenhaus Neuwied
Juni 2003 – Juni 2006	Weiterbildungsassistent in der orthopädischen Klinik Nordwest-Krankenhaus Sanderbusch
Sept. 2006 – Dez. 2006	Assistenzarzt in der chirurgischen Abteilung im DRK-Krankenhaus Neuwied
Jan. 2007 – Aug. 2007	Assistenzarzt in der unfallchirurgischen Abteilung im Kreiskrankenhaus Gummersbach
Sep. 2007 – Dez. 2008	Oberarzt in der orthopädischen Klinik Ev. Bethesda-Johanniter Klinikum Duisburg
Seit Jan. 2009	Niedergelassener Orthopäde

Juni 2006	Anerkennung als Facharzt für Orthopädie
Juni 2009	Anerkennung als Facharzt für Orthopädie und Unfallchirurgie
Februar 2007	Zusatzbezeichnung „Manuelle Medizin“

9 Anhang

Monat/Jahr	Jun 04	Sep 04	Okt 04	Nov 04	Dez 04	Jan 05	Feb 05
Anzahl impl. Prothesen	1	5	4	4	4	7	6
davon Pfannen mit exakten Größenbestimmung	0	2	1	0	2	2	1
Grad der Abweichung im Schnitt (mm)	2	2,66	2,66	4	2	2,4	3,2
Anzahl der falsch bestimmten Größen d. Pfannen	1	3	3	4	2	5	5
% Übereinstimmung der Planung mit der Realität	0	40	25	0	50	28,571	16,667

Monat/Jahr	Mrz 05	Apr 05	Mai 05	Jun 05	Jul 05	Aug 05	Sep 05
Anzahl impl. Prothesen	8	6	8	5	9	4	10
davon Pfannen mit exakten Größenbestimmung	0	2	1	1	5	1	8
Grad der Abweichung im Schnitt (mm)	2,25	3	2,28	2	2	2,66	4
Anzahl der falsch bestimmten Größen d. Pfannen	8	4	7	4	4	3	2
% Übereinstimmung der Planung mit der Realität	0	33,333	12,5	20	55,556	25	80

Monat/Jahr	Okt 05	Nov 05	Dez 05	Jan 06	Feb 06	Mrz 06	Apr 06
Anzahl impl. Prothesen	7	3	4	6	8	4	3
davon Pfannen mit exakten Größenbestimmung	4	3	4	5	7	2	3
Grad der Abweichung im Schnitt (mm)	3	0	0	4	2	2	0
Anzahl der falsch bestimmten Größen d. Pfannen	3	0	0	1	1	2	0
% Übereinstimmung der Planung mit der Realität	57,143	100	100	83,333	87,5	50	100

Monat/Jahr	Mai 06
Anzahl impl. Prothesen	5
davon Pfannen mit exakten Größenbestimmung	4
Grad der Abweichung im Schnitt (mm)	2
Anzahl der falsch bestimmten Größen d. Pfannen	1
% Übereinstimmung der Planung mit der Realität	80

Tab. 12 Chronologische Darstellung des gesamten Inhaltes der Studie (n=121)

Monat/Jahr	Okt 04	Nov 04	Dez 04	Jan 05	Feb 05	Mai 05	Jun 05
Anzahl impl. Prothesen	1	2	1	1	1	2	1
davon Pfannen mit exakten Größenbestimmung	0	0	0	0	0	0	0
Grad der Abweichung im Schnitt (mm)	2	5	2	2	6	2	2
Anzahl der falsch bestimmten Größen d. Pfannen	1	2	1	1	1	2	1
% Übereinstimmung der Planung mit der Realität	0	0	0	0	0	0	0

Monat/Jahr	Jul 05	Sep 05	Feb 06	Mrz 06	Apr 06
Anzahl impl. Prothesen	1	1	1	2	2
davon Pfannen mit exakten Größenbestimmung	1	1	1	0	2
Grad der Abweichung im Schnitt (mm)	0	0	0	2	0
Anzahl der falsch bestimmten Größen d. Pfannen	0	0	0	2	0
% Übereinstimmung der Planung mit der Realität	100	100	100	0	100

Tab. 13 Chronologische Darstellung des vom Operateur Nr.1 (FA) operierten Patienten (n=16)

Monat/Jahr	Sep 04	Dez 04	Jan 05	Feb 05	Mrz 05	Apr 05	Mai 05
Anzahl impl. Prothesen	1	1	1	4	2	2	2
davon Pfannen mit exakten Größenbestimmung	1	1	1	1	0	1	0
Grad der Abweichung im Schnitt (mm)	0	0	0	2,66	2	2	2
Anzahl der falsch bestimmten Größen d. Pfannen	0	0	0	3	2	1	2
% Übereinstimmung der Planung mit der Realität	100	100	100	25	0	50	0

Monat/Jahr	Jul 05	Aug 05	Sep 05	Okt 05	Nov 05	Jan 06	Feb 06
Anzahl impl. Prothesen	3	1	2	1	1	2	2
davon Pfannen mit exakten Größenbestimmung	1	0	1	0	1	2	1
Grad der Abweichung im Schnitt (mm)	2	2	2	4	0	0	2
Anzahl der falsch bestimmten Größen d. Pfannen	2	1	1	1	0	0	1
% Übereinstimmung der Planung mit der Realität Pfa	33,333	0	50	0	100	100	50

Monat/Jahr	Apr 06	Mai 06
Anzahl impl. Prothesen	1	1
davon Pfannen mit exakten Größenbestimmung	1	0
Grad der Abweichung im Schnitt (mm)	0	2
Anzahl der falsch bestimmten Größen d. Pfannen	0	1
% Übereinstimmung der Planung mit der Realität	100	0

Tab. 14 Chronologische Darstellung des vom Operateur Nr.2 (FA) operierten Patienten (n=28)

Monat/Jahr	Sep 04	Okt 04	Nov 04	Dez 04	Jan 05	Feb 05	Mrz 05
Anzahl impl. Prothesen	2	3	2	2	5	1	2
davon Pfannen mit exakten Größenbestimmung	0	1	0	1	1	0	0
Grad der Abweichung im Schnitt (mm)	2	3	3	2	2,5	2	2
Anzahl der falsch bestimmten Größen d. Pfannen	2	2	2	1	4	1	2
% Übereinstimmung der Planung mit der Realität Pfa	0	33,333	0	50	20	0	0

Monat/Jahr	Mai 05	Jun 05	Jul 05	Aug 05	Sep 05	Okt 05	Dez 05
Anzahl impl. Prothesen	4	3	4	2	5	3	3
davon Pfannen mit exakten Größenbestimmung	1	0	2	0	4	3	3
Grad der Abweichung im Schnitt (mm)	2,66	2	2	3	6	0	0
Anzahl der falsch bestimmten Größen d. Pfannen	3	3	2	1	0	0	1
% Übereinstimmung der Planung mit der Realität	25	0	50	0	80	100	100

Monat/Jahr	Jan 06	Feb 06	Mai 06
Anzahl impl. Prothesen	3	2	3
davon Pfannen mit exakten Größenbestimmung	3	2	3
Grad der Abweichung im Schnitt (mm)	0	0	0
Anzahl der falsch bestimmten Größen d. Pfannen	0	0	0
% Übereinstimmung der Planung mit der Realität	100	100	100

Tab. 15 Chronologische Darstellung des vom Operateur Nr.3 (AiW) operierten Patienten (n=49)

Monat/Jahr	Okt 04	Mrz 05	Apr 05	Jun 05	Jul 05	Aug 05	Sep 05
Anzahl impl. Prothesen	3	4	4	1	1	1	1
davon Pfannen mit exakten Größenbestimmung	1	0	1	1	1	1	1
Grad der Abweichung im Schnitt (mm)	3	2,5	3,33	0	0	0	0
Anzahl der falsch bestimmten Größen d. Pfannen	2	4	3	0	0	0	0
% Übereinstimmung der Planung mit der Realität	33,333	0	25	100	100	100	100

Monat/Jahr	Okt 05	Nov 05	Dez 05	Jan 06	Feb 06	Mrz 06	Apr 06
Anzahl impl. Prothesen	3	2	1	1	3	2	1
davon Pfannen mit exakten Größenbestimmung	1	2	1	0	3	2	1
Grad der Abweichung im Schnitt (mm)	2	0	0	4	0	0	0
Anzahl der falsch bestimmten Größen d. Pfannen	2	0	0	1	0	0	1
% Übereinstimmung der Planung mit der Realität	33,333	100	100	0	100	100	100

Monat/Jahr	Mai 06
Anzahl impl. Prothesen	1
davon Pfannen mit exakten Größenbestimmung	1
Grad der Abweichung im Schnitt (mm)	0
Anzahl der falsch bestimmten Größen d. Pfannen	0
% Übereinstimmung der Planung mit der Realität	100

Tab. 16 Chronologische Darstellung des vom Operateur Nr.4 (AiW) operierten Patienten (n=29)

Monat/Jahr	Jun 04	Sep 04	Okt 04	Nov 04	Dez 04	Jan 05	Feb 05
Anzahl impl. Prothesen	1	5	4	4	4	7	6
davon Prothesen mit exakten Schaftgrößenbestimmung	1	4	3	2	2	5	5
Grad der Abweichung im Schnitt (mm)	0	1,5	1,5	1,5	2,25	2,25	1,5
Anzahl der falsch bestimmten Größen des Schaftes	0	1	1	2	2	2	1
% Übereinstimmung der Planung mit der implantierten Größe des Schaftes	100	80	75	50	50	71,43	83,33

Monat/Jahr	Mrz 05	Apr 05	Mai 05	Jun 05	Jul 05	Aug 05	Sep 05
Anzahl impl. Prothesen	8	6	8	5	9	4	10
davon Prothesen mit exakten Schaftgrößenbestimmung	3	3	3	2	7	2	8
Grad der Abweichung im Schnitt (mm)	1,5	1,5	1,5	2	1,5	1,5	1,5
Anzahl der falsch bestimmten Größen des Schaftes	5	3	5	3	2	2	2
% Übereinstimmung der Planung mit der implantierten Größe des Schaftes	37,5	50	37,5	40	77,78	50	80

Monat/Jahr	Okt 05	Nov 05	Dez 05	Jan 06	Feb 06	Mrz 06	Apr 06	Mai 06
Anzahl impl. Prothesen	7	3	4	6	8	4	3	5
davon Prothesen mit exakten Schaftgrößenbestimmung	5	3	4	4	7	0	2	4
Grad der Abweichung im Schnitt (mm)	1,5	0	0	1,5	1,5	1,8	1,5	1,5
Anzahl der falsch bestimmten Größen des Schaftes	2	0	0	2	1	4	1	1
% Übereinstimmung der Planung mit der implantierten Größe des Schaftes	71,43	100	100	66,67	87,5	0	66,67	80

Tab. 22 Chronologische Darstellung des gesamten Inhaltes der Studie (n=121)

Monat/Jahr	Okt 04	Nov 04	Dez 04	Jan 05	Feb 05	Mai 05
Anzahl impl. Prothesen	1	2	1	1	1	2
davon Prothesen mit exakter Schaftgrößenbestimmung	1	2	0	1	0	0
Grad der Abweichung im Schnitt (mm)	0	0	3	0	1,5	1,5
Anzahl der falsch bestimmten Größen des Schaftes	0	0	1	0	1	2
% Übereinstimmung der Planung mit der implantierten Größe des Schaftes	100	100	0	100	0	0

Monat/Jahr	Jun 05	Jul 05	Sep 05	Feb 06	Mrz 06	Apr 06
Anzahl impl. Prothesen	1	1	1	1	2	2
davon Prothesen mit exakten Schaftgrößenbestimmung	0	1	1	1	0	1
Grad der Abweichung im Schnitt (mm)	1,5	0	0	0	2,25	1,5
Anzahl der falsch bestimmten Größen des Schaftes	1	0	0	0	2	1
% Übereinstimmung der Planung mit der implantierten Größe des Schaftes	0	100	100	100	0	100

Tab. 23 Chronologische Darstellung des vom Operateur Nr.1 (FA) operierten Patienten (n=16)

Monat/Jahr	Sep 04	Dez 04	Jan 05	Feb 05	Mrz 05	Apr 05	Mai 05	Jul 05
Anzahl impl. Prothesen	1	1	1	4	2	2	2	3
davon Prothesen mit exakten Schaftgrößenbestimmung	1	0	1	4	1	1	1	2
Grad der Abweichung im Schnitt (mm)	0	1,5	0	0	1,5	1,5	1,5	1,5
Anzahl der falsch bestimmten Größen des Schaftes	0	1	0	0	1	1	1	1
% Übereinstimmung der Planung mit der implantierten Größe des Schaftes	100	0	100	100	50	50	50	66,66

Monat/Jahr	Aug 05	Sep 05	Okt 05	Nov 05	Jan 06	Feb 06	Apr 06	Mai 06
Anzahl impl. Prothesen	1	2	1	1	2	2	1	1
davon Prothesen mit exakten Schaftgrößenbestimmung	1	1	1	1	1	2	1	0
Grad der Abweichung im Schnitt (mm)	0	1,5	0	0	1,5	0	0	1
Anzahl der falsch bestimmten Größen des Schaftes	0	1	0	0	1	0	0	1
% Übereinstimmung der Planung mit der implantierten Größe des Schaftes	100	50	100	100	50	100	100	0

Tab. 24 Chronologische Darstellung des vom Operateur Nr.2 (FA) operierten Patienten (n=28)

Monat/Jahr	Sep 04	Okt 04	Nov 04	Dez 04	Jan 05	Feb 05
Anzahl impl. Prothesen	2	3	2	2	5	1
davon Prothesen mit exakten Schaftgrößenbestimmung	2	2	0	2	3	1
Grad der Abweichung im Schnitt (mm)	0	1,5	1,5	0	2,66	0
Anzahl der falsch bestimmten Größen des Schaftes	0	1	2	0	2	0
% Übereinstimmung der Planung mit der implantierten Größe des Schaftes	100	66,7	0	100	60	100

Monat/Jahr	Mrz 05	Mai 05	Jun 05	Jul 05	Aug 05	Sep 05
Anzahl impl. Prothesen	2	4	3	4	2	5
davon Prothesen mit exakten Schaftgrößenbestimmung	0	2	2	3	1	4
Grad der Abweichung im Schnitt (mm)	1,5	1,5	3	1,5	1,5	1,5
Anzahl der falsch bestimmten Größen des Schaftes	2	2	1	1	1	1
% Übereinstimmung der Planung mit der implantierten Größe des Schaftes	100	50	66,7	75	50	80

Monat/Jahr	Okt 05	Dez 05	Jan 06	Feb 06	Mai 06
Anzahl impl. Prothesen	3	3	3	2	3
davon Prothesen mit exakten Schaftgrößenbestimmung	2	3	2	2	3
Grad der Abweichung im Schnitt (mm)	1,5	0	1,5	0	0
Anzahl der falsch bestimmten Größen des Schaftes	1	0	1	0	0
% Übereinstimmung der Planung mit der implantierten Größe des Schaftes	66,7	100	66,7	100	100

Tab. 25 Chronologische Darstellung des vom Operateur Nr.3 (AiW) operierten Patienten (n=49)

Monat/Jahr	Okt 04	Mrz 05	Apr 05	Jun 05	Jul 05
Anzahl impl. Prothesen	3	4	4	1	1
davon Prothesen mit exakten Schaftgrößenbestimmung	2	2	2	0	1
Grad der Abweichung im Schnitt (mm)	1,5	1,5	1,5	1,5	0
Anzahl der falsch bestimmten Größen des Schaftes	1	2	2	1	0
% Übereinstimmung der Planung mit der implantierten Größe des Schaftes	66,7	50	50	0	100

Monat/Jahr	Aug 05	Sep 05	Okt 05	Nov 05	Dez 05
Anzahl impl. Prothesen	1	1	3	2	1
davon Prothesen mit exakten Schaftgrößenbestimmung	0	1	2	2	1
Grad der Abweichung im Schnitt (mm)	1,5	0	1,5	0	0
Anzahl der falsch bestimmten Größen des Schaftes	1	0	1	0	0
% Übereinstimmung der Planung mit der implantierten Größe des Schaftes	0	100	66,7	100	100

Monat/Jahr	Jan 06	Feb 06	Mrz 06	Apr 06	Mai 06
Anzahl impl. Prothesen	1	3	2	1	1
davon Prothesen mit exakten Schaftgrößenbestimmung	1	2	0	1	1
Grad der Abweichung im Schnitt (mm)	0	1,5	1,5	0	0
Anzahl der falsch bestimmten Größen des Schaftes	0	1	2	0	0
% Übereinstimmung der Planung mit der implantierten Größe des Schaftes	100	66,7	100	100	100

Tab. 26 Chronologische Darstellung des vom Operateur Nr.4 (AiW) operierten Patienten (n=29)