

AUS DEM LEHRSTUHL FÜR ORTHOPÄDIE
- DIREKTOR: PROF. DR. J. GRIFKA -
DER MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

**VERBESSERUNG DER KNIETPROTHESENIMPLANTATION DURCH
NAVIGATION**

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der
medizinischen Fakultät
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Ursula Hempel

2009

AUS DEM LEHRSTUHL FÜR ORTHOPÄDIE
- DIREKTOR: PROF. DR. J. GRIFKA -
DER MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

**VERBESSERUNG DER KNEIPROTHESENIMLANTATION DURCH
NAVIGATION**

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der
medizinischen Fakultät
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Ursula Hempel

2009

Dekan:	Prof. Dr. Bernhard Weber
1. Berichterstatter:	Prof. Dr. Joachim Grifka
2. Berichterstatter:	Prof. Dr. Peter Angele
Tag der mündlichen Prüfung:	05.10.2010

Meiner Familie.

1	Einleitung	8
1.1	Epidemiologie des Kniegelenksersatzes	8
1.2	Prinzip des Oberflächenersatzes am Kniegelenk.....	9
1.3	Limitationen des Kniegelenksersatzes	10
1.3.1	Bedeutung der mechanischen Achse	11
1.3.2	Rotationsausrichtung und Weichteilstabilität	12
1.4	Spezielle operative Probleme der konventionellen Implantationstechnik.....	13
1.5	Mögliche Verbesserung der Implantationstechnik durch Navigationssysteme	16
1.6	Ziel der Arbeit	17
2	Material und Methoden	18
2.1	Darstellung der Navigationsgestützten OP-Technik.....	18
2.2	Patienten	20
2.3	Radiologische Messungen:	20
2.4	Statistische Verfahren	24
3	Ergebnisse	25
3.1	Patientenkollektiv.....	25
3.1.1	Ausgewertete Patienten.....	25
3.1.1	Patientenalter	25
3.1.2	Geschlechterverteilung	25
3.1.3	Seiten	26
3.2	Beinachse.....	27
3.2.1	Präoperativ.....	27
3.2.2	Postoperativ	29
3.3	Distanz zwischen Traglinie und Kniegelenksmitte.....	31
3.3.1	Präoperativ.....	31
3.3.2	Postoperativ	32
3.4	Femurwinkel	33
3.4.1	Präoperativ.....	33
3.4.2	Postoperativ	34
3.5	Tibial slope, Dorsalneigung der Tibiakomponente zur Diaphysenmitte.....	35

3.6	Seitliche Femurprothesen-Positionierung.....	36
3.6.1	Ventraler Undercut.....	36
3.6.2	Winkel Femuroberkante zu Prothese.....	37
3.7	Verdrehung.....	37
3.8	Zusammenfassung der Ergebnisse.....	39
4	Diskussion.....	40
4.1	Die Totalendoprothese als Therapiemöglichkeit der Gonarthrose.....	40
4.2	Diskussion der Methodik und des Patientenkollektivs.....	41
4.3	Verbesserung der Implantationsergebnisse durch Navigation.....	44
4.4	Ausrichtung der tibialen und femoralen Komponenten.....	48
5	Zusammenfassung.....	50
6	Anhang.....	51
6.1	Patientendaten.....	51
6.2	Präoperativ erhobene Parameter.....	52
6.3	Postoperativ erhobene Parameter.....	54
6.4	Abkürzungsverzeichnis.....	58
7	Literaturverzeichnis.....	59
8	Lebenslauf.....	65
9	Erklärung.....	66
10	Danksagung.....	67

1 Einleitung

1.1 Epidemiologie des Kniegelenkersatzes

Osteoarthrose ist charakterisiert durch eine Degeneration des Knorpelgewebes mit sekundärer Knochenläsion und entzündlich bedingter Schrumpfung der Gelenkkapsel (64). Die Arthrose des Kniegelenks, die Gonarthrose, ist eine der häufigsten degenerativen orthopädischen Erkrankungen. Sie resultiert in einer Störung der Gelenkfunktion mit schmerzhafter Bewegungseinschränkung (72). Neben konservativen Therapieverfahren (Veränderungen von Lebens- und Arbeitsgewohnheiten, Physiotherapie oder Pharmakotherapie) steht bei fortgeschrittener Erkrankung sowie nach Versagen der anderen Verfahren der Kniegelenkersatz als mögliche Behandlungsalternative zur Verfügung. Generell wird die Indikation zur Operation bei andauernden, starken Schmerzen und bei röntgenologischem Nachweis einer Verschmälerung des Gelenkspaltes gestellt (58). Schmerzen und Behinderung können in den meisten Fällen deutlich verringert werden und die Funktion des Kniegelenks kann das ursprüngliche Niveau erreichen (24, 55).

Mit Zunahme der Lebenserwartung, prädisponierender Faktoren wie Adipositas, Risikosportarten etc. sowie einem erhöhten Patientenanspruch an eine schmerzfreie Gelenkfunktion werden die operativen Verfahren immer häufiger angewendet. Nach Daten des Statistischen Bundesamtes 1998 sind in der Altersgruppe zwischen 65 bis 74 Jahren bei 26% der Frauen und 21% der Männer gesicherte radiologische Zeichen der Gonarthrose nachweisbar (82),(1). Für Deutschland wird geschätzt, sofern das alters- und geschlechtsspezifische Vorkommen der Arthrose gleich bleibt, dass sich im Vergleich zu 1990 aufgrund der Bevölkerungsentwicklung die Zahl manifester Fälle bis 2010 um 15% erhöhen wird. Daraus folgend verzeichnete die Knieendoprothetik in den vergangenen Jahrzehnten eine erhebliche Zunahme der Implantationszahlen (50). Nach Daten der Bundesgeschäftsstelle für Qualitätssicherung wurden 2006 mehr als 125.000 Erstimplantationen von Knieendoprothesen vorgenommen (26).

1.2 Prinzip des Oberflächenersatzes am Kniegelenk

Das Ziel einer Knieprothesen-Implantation sind die Verminderung der Schmerzen, eine Verbesserung der Gelenkfunktion bei möglichst langer Haltbarkeit der Prothese (48, 91) sowie eine knochensparende Implantation im Hinblick auf eine eventuelle spätere Revision (49).

Die Beurteilung des Patienten vor der Operation schließt neben einer ausführlichen Anamnese der Vorgeschichte und einer klinischen Untersuchung auch eine definierte Röntgendiagnostik ein.

Anhand von Röntgenbildern wird eine Analyse der Achsausrichtung bzw. der Achsdeformität des Beines (Alignment-Analyse) durchgeführt, wobei auch das Ausmaß der ossären Defekte sowie die Größen der Prothesenkomponenten bestimmt werden (48).

Es sind verschiedene operative Zugänge möglich. Häufig verwendet wird der mediale, parapatellare Zugang. Intraartikulär werden Verwachsungen gelöst und Osteophyten entfernt. Als nächster Schritt werden Knochenschnitte am distalen Femur und der proximalen Tibia durchgeführt. Häufig erfolgt zunächst der distale Femurschnitt. Er legt die Achsausrichtung in Frontalebene (Varus-Valgus) und in Saggitalebene (Flexion-Extension) fest. Er sollte in beiden Ebenen mit einem Winkel von 90° zur Belastungsachse des Beines ausgerichtet werden. Dann werden die anterioren, posterioren und schrägen Sägeschnitte ausgeführt. Sie bestimmen die Größe und Passgenauigkeit der Prothese sowie die Rotation der Femurkomponente in Transversalebene.

Der tibiale Sägeschnitt wird ebenso in der Frontalebene in 90° zur Belastungsachse ausgerichtet. Beim konventionellen Operationsverfahren werden klassischerweise sog. intra- oder extramedulläre Ausrichtinstrumente angewendet. In der Saggitalebene sollte der Sägeschnitt um einen entsprechend der anatomischen Achse der Tibia bestimmten Winkel nach dorsal abfallen. Im Anschluss daran werden Größe, Positionierung und Rotationsausrichtung der Tibiakomponente bestimmt.

Beim anschließenden Weichteilbalancing wird versucht, durch Anpassung der Kapsel-Band-Strukturen ein in Beugung und Streckung stabiles Gelenk zu erreichen. Beim Varus-Knie (O-Bein-Achse) wird ein so genanntes mediales Release durchgeführt, bei dem je nach Befund das mediale Kollateralband, die posteromediale Kapsel sowie die Pes-anserinus-Sehne subperiostal gelöst werden können. Beim Valgus-Knie werden die lateral unterstützenden Strukturen unter Erhalt der Popliteus-Sehne teilweise abgelöst. Das hintere Kreuzband kann je nach Straffheit erhalten bleiben oder auch durch angepasste Prothesenkomponenten substituiert werden.

Die korrekte Balancierung der Weichteilstrukturen wird mit Probekomponenten überprüft und bei zufrieden stellendem Ergebnis wird die Original-Prothese implantiert.

Abschließend werden Kniegelenkkapsel, Subcutis und Haut schichtweise verschlossen.

1.3 Limitationen des Kniegelenkersatzes

Zahlen des schwedischen Knieprothesenregisters beschreiben eine hohe postoperative Zufriedenheit bei über 80% der Patienten. Nachteil des Kniegelenkersatzes ist eine begrenzte Lebensdauer der Prothese, insbesondere bei Patienten, deren Lebenserwartung 20 Jahre überschreitet. Darüber hinaus ist die Revisionswahrscheinlichkeit umso höher, je jünger der Patient bei der initialen Operation ist (82).

Um eine möglichst lange Standzeit der Prothese zu erlangen, müssen eine Wiederherstellung mechanisch korrekter Beinachsen, genügende Weichteilstabilität, ein ausreichender Bewegungsumfang im Gelenk und eine dauerhafte Befestigung der Implantate am Knochen gewährleistet sein (48, 91). Daneben hängt die Lebensdauer der Prothese vom Prothesendesign ab (77). Hinsichtlich der Patientenselektion sind Alter und Geschlecht umstrittene Variablen. Rand et al. (76) sowie Gill et al. (28) beschreiben eine signifikant bessere Prothesen-Standzeit bei älteren Patienten (60 Jahre und älter, bzw. 55 Jahre und älter), während Murray et

al. (63) und Scuderi et al. (85) keinen signifikanten Unterschied bezüglich des Alters feststellen. Außerdem wird die Prothesenstandzeit bei Rand et al. bei Frauen als signifikant besser beschrieben, Gill et al. und Scuderi et al. dagegen finden keinen signifikanten Unterschied zwischen Männern und Frauen. Als sehr wichtige Präventivmaßnahme gegen aseptische Lockerung wird die Korrektur der Achs- und Weichteilverhältnisse und damit die Minimierung der Grenzflächenbelastung betrachtet. (38, 48, 91).

1.3.1 Bedeutung der mechanischen Achse

Die angestrebte Achsausrichtung in der Frontalebene bei Implantation einer Knie-TEP ist durch die mechanische Belastungsachse definiert als die Linie, die durch die Mitte des Hüftkopfes und die Mitte des Sprunggelenks läuft. Sie wird als Mikulicz-Linie bezeichnet. Verläuft die Mikulicz-Linie lateral (außenseitig) von der Kniegelenksmitte, spricht man von einer Valgusachse, läuft sie medial (innenseitig) davon, spricht man von einer Varusachse. In zahlreichen Studien wurde bereits gezeigt, dass die mechanische Achse einen sehr wichtigen Prognosefaktor bei Knieprothesenimplantationen darstellt. Treten bei der Prothesenimplantation Fehlstellungen in der mechanischen Achse auf, so kann das zu übermäßigem Abrieb der Prothesengleitpaarung, zu frühzeitiger Lockerung und zu Implantatversagen führen, so dass im Extremfall eine frühe Revision nötig wird (32, 62, 96). Besteht eine Valgusfehlstellung, kommt es zu einer Überlastung der lateralen Prothesenanteile und der lateralen Facette des Patellagleitlagers. Bleibt eine Varusfehlstellung zurück, kommt es zu einer Überlastung der medialen Prothesenanteile (11). Postoperative neutrale Achsverhältnisse zwischen 3° Varus und 3° Valgus zeigen signifikant bessere Langzeitüberlebensraten als darüber hinausgehende Achsabweichungen (41, 75, 81).

1.3.2 Rotationsausrichtung und Weichteilstabilität

Neben der Ausrichtung der Kniegelenksprothese in Bezug auf eine neutrale Beinachse müssen weitere sehr wichtige Faktoren der Implantationstechnik beachtet werden. Die Rotationsausrichtung der Femurkomponente beeinflusst die Funktion der Patella und sehr entscheidend die Stabilität des Gelenkes in der Beugebewegung. Die Rotationsausrichtung der Tibiakomponente bestimmt vor allem die Stellung des Sprunggelenks und des Fußes zum Kniegelenk und die Abdeckung der Tibiaresektionsfläche durch das Implantat. Die Rotationsausrichtung muss deshalb besonders sorgfältig erfolgen (7, 10, 15, 33, 46, 66, 83).

Neben einer korrekten Positionierung der Prothese und optimalem Alignment stellt auch eine korrekte Anpassung der Weichteilverhältnisse einen wesentlichen Schritt der Operation dar. Nach einer Einstellung der Achsverhältnisse durch entsprechende Knochenschnitte muss das Knie ligamentär stabilisiert werden. Genaue Knochenresektion alleine reicht nicht aus, um ligamentäre Laxität und Achsabweichungen zu beheben. Eine Balancierung der Weichteilstrukturen wie der Seitenbänder, des hinteren Kreuzbandes und der Gelenkkapsel wird durch ein Release kontrakter Strukturen erreicht, bei dem die Gefüge zwar gelöst werden, aber in ihrem Aufbau erhalten bleiben. Unbalancierte Weichteilverhältnisse führen zu einer erhöhten Rate an Prothesenlockerung und verstärktem Polyethylenabrieb (35, 62, 94). Leichte ligamentäre Imbalancen können unter Umständen jedoch toleriert werden (30, 62). Die ligamentäre Spannung muss in Streckung und Beugung etwa gleich sein, um eine Stabilität des Gelenkes über den gesamten Bewegungsumfang zu erreichen (97).

1.4 Spezielle operative Probleme der konventionellen Implantationstechnik

Präoperative Planung:

Bei der konventionellen Implantationstechnik werden präoperativ Röntgenaufnahmen des Kniegelenks a.p. und seitlich angefertigt. Eine so genannte Ganzbeinstandaufnahme ist zur Planung sehr empfehlenswert, wird aber nicht immer durchgeführt.

Die Standardaufnahmen stellen die Basisdiagnostik zur Beurteilung der knöchernen Strukturen des Kniegelenks dar. Degenerationen bzw. arthrotische Veränderungen kommen insbesondere bei Aufnahmen im Stehen mit Belastung zur Darstellung (74). Anhand dieser Röntgenbilder können außerdem die Ausrichtung der Prothesen und mittels Prothesenschablonen die Größe des Implantats ermittelt werden. Die Prothesenschablonen sind auf einen Vergrößerungsfaktor der Röntgenaufnahme von 110 oder 115% ausgerichtet. Nur bei exakten Aufnahmen stimmen Schablonen- und Bildgröße überein. Ungenaue Aufnahmen führen häufig zu einer Über- oder Unterschätzung der Prothesengröße. (48).

Die Ganzbeinstandaufnahme bietet als Standaufnahme die Möglichkeit, den Beinachsenverlauf am Knie unter Belastung sowie etwaige Schwächen des Kapsel-Band-Apparates zu beurteilen und wird deswegen als Goldstandard beschrieben (53). Damit können die Beinachse und das verschiedene wichtige Achsverhältnis des Ober- und Unterschenkels bestimmt werden. Problematisch ist, dass ein Röntgenbild nur eine zweidimensionale Projektion des Kniegelenks darstellt. Wichtige Informationen der dreidimensionalen Struktur des Gelenks gehen verloren bzw. bleiben unbeachtet (29). Außerdem ist zu beachten, dass bei einer konventionellen Ganzbeinstandaufnahme projektionsbedingte Veränderungen der planungsrelevanten Winkel auftreten können, die zu einer fehlerhaften Operationsplanung führen können (48). Überdies können eventuelle Fehlrotationen des Beines nicht zuverlässig erkannt werden.

Eine weitere Schwierigkeit besteht in der genauen Bestimmung der wichtigen Landmarken des Beines. Mitunter lassen sich die Mittelpunkte von Femurkopf, Knie- und Sprunggelenk nur schwer bestimmen, insbesondere bei kräftigen Personen mit

großem Weichteilmantel. Diese Landmarken sind aber für eine genaue Berechnung der Achsabweichung essentiell (92).

Intraoperative Ausrichtung der Prothesenkomponenten:

Die Durchführung der Sägeschnitte an Femur und Tibia, um die Implantatkomponenten richtig zu positionieren, sind bei konventioneller Technik, aber auch bei der Navigation, von der korrekten Ausrichtung der Sägeschablonen abhängig. Der Operateur kann sich während der Operation visuell alleine an Strukturen des eröffneten Kniegelenkes orientieren. Unterschenkel, Sprunggelenk und Fuß sind weiterhin beweglich im Operationsfeld beurteilbar. Der Oberschenkel hingegen ist nur wenige Zentimeter oberhalb des eröffneten Kniegelenkes sichtbar. Damit kann die Achse des Oberschenkels während der Operation nicht direkt kontrolliert werden.

Dies wirkt sich besonders bei von der Norm abweichender Form des Femurs (z.B. angeborene Biegung oder Coxa vara) oder bei Valgus- und Varusverbiegungen der Tibia oder bei Fehlstellungen nach Knochenbrüchen aus (29).

Mechanische Ausrichthilfen setzen generell eine standardisierte Knochengeometrie voraus, die für den einzelnen Patienten nicht zutreffen muss (20, 92).

Die Achsausrichtung der Sägeschablonen bei konventioneller Operation erfolgt über sog. extra- und intramedulläre Ausrichtsysteme. Als extramedulläre Ausrichtung wird die Orientierung der Sägeschablone an einer Stangenkonstruktion genannt, die außen auf Ober- bzw. Unterschenkel angelegt wird und damit eine Ausrichtung entlang der mechanischen Achse ermöglichen soll. Bei der sogenannten intramedullären Ausrichtung werden die Sägeschablonen an einer Stange fixiert, die in den Markraumkanal entweder des Femur oder der Tibia eingebracht wird.

Beide Arten von Ausrichthilfen haben bestimmte Vor- und Nachteile in der klinischen Anwendung. Die extramedulläre Ausrichtung wird heute in den meisten Fällen am Unterschenkel angewendet. Hier kann durch den relativ schlanken Weichteilmantel des Unterschenkels eine akzeptable Genauigkeit in der Positionierung erreicht werden. Bei deutlich abweichenden Formveränderungen der ansonsten fast geraden Tibia können prägnante Fehler bei der Ausrichtung auftreten. Ebenso kann bei sehr kräftigem Unterschenkel, die Einschätzung der anatomischen Strukturen erschwert

sein. Am Femur wird eine extramedulläre Ausrichtung heute fast nicht mehr angewendet. Wie oben angegeben liegt dies hauptsächlich daran, dass das Zentrum des Hüftkopfes durch die Abdeckung des Operationsfeldes und der großen Muskeln und Weichteile, die das Hüftgelenk umgeben, nicht abgeschätzt werden kann. Vorteil des extramedullären Systems ist die geringere Invasivität. Jedoch sind extramedulläre Systeme unzuverlässig, wenn eine abnorme Anatomie des Unterschenkels und Sprunggelenks vorliegt oder ein großer Weichteilmantel vorhanden ist (79). Teter et al. (95) berichteten von Abweichungen der Tibia-Schnitte um mehr als 4° in 8% der Fälle bei Verwendung extramedullärer Ausrichthilfen.

Die intramedulläre Ausrichtung wird heute bevorzugt am Femur vorgenommen. Hier wird das Ausrichtinstrument mit einer Stange in den Markraum des Femur eingebracht. Aus der Winkelbeziehung zwischen dem Verlauf des Markraums (der anatomischen Femurachse) und der mechanischen Achse, die aus der präoperativen Planung bekannt ist, wird die Sägeschablone eingestellt. Als großer Nachteil der intramedullären Ausrichtung gilt, dass durch die Eröffnung des Markraumes ein größerer Blutverlust resultiert und das Ausschwemmen von Markraumfett in die Blutbahn zu Emboliephänomenen führen kann (14). Vorteil der intramedullären Systeme liegt in der höheren Genauigkeit des distalen Femurschnittes. Schwierigkeiten bei der Lokalisation des Hüftkopfes werden eliminiert (80). Bei den intramedullären Systemen liegt die Genauigkeit der Femurschnitte (Abweichen der postoperativen mechanischen Achse von neutral bis 2°) bei 90%, bei übergewichtigen Patienten oder Patienten mit weitem intramedullärem Kanal fällt diese jedoch auf nur 72% (54). Außerdem ist das intramedulläre System bei starker tibialer Beugung, zurückliegender Fraktur oder vorhandenen Metallimplantaten unzuverlässig (79). Wird der Eintrittspunkt des Stabes (Schnittpunkt der anatomischen Achse mit der distalen femoralen Gelenksoberfläche) zu weit lateral gewählt, so kommt es zu einer Valgus-Abweichung. Eine mehr mediale Position verursacht Varus-Neigung (80).

1.5 Mögliche Verbesserung der Implantationstechnik durch Navigationssysteme

Obwohl ein wesentlicher Zusammenhang zwischen der Korrektur der Achsausrichtung und einer langen Standzeit der Prothese zu bestehen scheint, gibt es in der klinischen Routine in bis zu 30% der Fälle Achsabweichungen von mehr als 3° varus oder valgus. In einer Studie von Hood et al. (34) aus dem Jahre 1981 an 225 Patienten wurde nach Prothesenimplantation in nur 89% der Fälle postoperativ eine Beinachse zwischen $\pm 5^\circ$ erreicht. Eine Studie von Hvid et al. (36) an 138 Patienten beschrieb postoperative Beinachsen innerhalb von $\pm 5^\circ$ in nur 63% der Fälle. Dabei scheint der Ausbildungsgrad des Operateurs keinen wesentlichen Einfluss auf die Achsgenauigkeit zu haben. Eine Studie an über 600 Prothesen zeigte lediglich in der sagittalen Tibiakomponente einen signifikanten Unterschied zwischen erfahrenen und unerfahrenen Operateuren (Fachärzte vs. Assistenzärzte) (57). Im Rahmen dieser Arbeit soll überprüft werden, inwieweit ein navigationsgestütztes Verfahren dahingehend einen Vorteil erbringt.

In der Knieprothesenimplantation sind derzeit drei Arten rechnergestützter Systeme im klinischen Routineeinsatz: Bildgestützte Navigationssysteme, bildfreie Navigationssysteme und Robotersysteme.

Bei den **bildgestützten Systemen** erfolgt prä- oder intraoperativ eine dreidimensionale Darstellung des Kniegelenks mittels Computertomographie oder Fluoroskopie-basiert. Im Vergleich zur konventionellen Technik sind hierdurch naturgemäß Strahlenbelastung, Kosten und logistischer Aufwand erhöht (84). Der Patient muss eventuell vor der Operation stationär aufgenommen werden, was die Kosten erhöht. Es wird ein CT erstellt, mit dem dann die Planung durchgeführt wird. Das ist für Patient und Behandler mit zusätzlichem zeitlichem Aufwand und organisatorischer Mehrarbeit verbunden.

Bei einer **roboterassistierten Operation** wird der Operateur teilweise durch Maschinen geführt oder sogar ersetzt. Ein präoperativ durchgeführtes CT ist Grundlage für die Planung, die intraoperativ mithilfe eines aktiven oder passiven Robotersystems umgesetzt wird. Bei diesem System gelten die gleichen Kritikpunkte

hinsichtlich Strahlenbelastung, Kosten und Zeitaufwand wie beim bildgestützten System. Die Anwendung von Robotersystemen wird derzeit in Deutschland nicht mehr durchgeführt, da an den Systemen erhebliche Kritik bezüglich einer zu großen Traumatisierung der den Knochen umgebenden Weichteilgewebe geäußert wurde.

Bildfreie Systeme, wie das in dieser Studie untersuchte, erfassen die benötigten Information intraoperativ und verzichten auf eine präoperative Bilddatenerfassung. Die genaue Technik bildfreier Systems wird im Methodenteil dargestellt.

1.6 Ziel der Arbeit

Ziel der vorliegenden Arbeit ist der Vergleich der Genauigkeit der Implantation von Kniegelenktotalendoprothesen zwischen der konventionellen Operationstechnik und dem navigationsgestützten Operationsverfahren. Im Folgenden soll geprüft werden, inwieweit diese neue Methode gegenüber der erprobten eine Verbesserung der Genauigkeit der Implantation erbringt und wenn dies zutrifft, ob der Unterschied signifikant ist. Die Auswertung der Daten stützt sich auf die prospektiv erfassten demographischen Daten der Patienten und die für alle Patienten routinemäßig erfassten Röntgenaufnahmen prä- und postoperativ.

2 Material und Methoden

2.1 Darstellung der Navigationsgestützten OP-Technik

Die Knieprothesenimplantation in dieser Studie erfolgte mit dem VectorVision System der Münchener Firma BrainLAB. Es handelt sich um ein bildfreies Implantationssystem.

Das System VectorVision wurde im August 2001 für eine erste Knieprothesenimplantation benutzt, ab Februar 2002 wurde der Prototyp des bildfreien Moduls verwendet.

Grundsätzlich unterscheidet sich die Navigationsgestützte Operationstechnik nur in wenigen Punkten vom konventionellen Vorgehen. Die Vorbereitung und der Beginn der Operation erfolgen in gleicher Weise wie bei konventionellem Vorgehen. Nach Eröffnung des Kniegelenkes und Darstellung der Gelenksstrukturen wird beim navigationsgestützten Vorgehen zunächst sowohl am distalen Femur als auch an der proximalen Tibia je ein sog. Referenzstern angebracht, der mit lichtreflektierenden Kugeln besetzt ist. Durch unterschiedliche Geometrien der Referenzsterne ist es dem Computersystem möglich die Referenzsterne zu unterscheiden. Das Navigationssystem selbst besteht aus einem Kamerasystem, einem berührungsempfindlichen Anzeige- und Steuerungsmonitor (Touchscreen) und einer Computereinheit. Alle Komponenten sind in einem gemeinsamen Wagen untergebracht. Das Kamerasystem sendet Infrarot- Lichtimpulse aus, die u. a. von den reflektierenden Kugeln an den Referenzsternen und Instrumenten zurückgeworfen werden. Durch die Computereinheit werden Ortsdaten im dreidimensionalen Raum errechnet und in Echtzeit auf dem Bildschirm dargestellt. Für den Eingriff des Kniegelenkersatzes wurde eine spezielle Software erstellt, durch die die entscheidenden Arbeitsschritte der Operation unterstützt werden (VectorVision Knee 1.0, BrainLAB AG, München). Die Genauigkeit des Systems ist mit Abweichungen von weniger als einem Millimeter bzw. 1° durch den Hersteller angegeben.

Der Operateur gibt bei der so genannten bildfreien Navigation dem System zu Beginn der Operation die notwendigen Daten der Patientenanatomie ein. Die

mechanische Beinachse verläuft durch das Hüftkopfbereich, das Kniezentrum und das Zentrum des Sprunggelenkes. Das Hüftkopfbereich wird durch einen sog. kinematischen Pivoting-Algorithmus ermittelt, indem durch kreisende Bewegungen im Hüftgelenk von der Software der Mittelpunkt dieser Kreisbewegung bestimmt wird. Das Zentrum des Kniegelenkes wird durch das Abgreifen spezifischer Punkte definiert. Im Kniegelenk werden ebenfalls Punkte und Oberflächen abgetastet, die die Größe des Gelenkes und die relevanten Achsen zur Planung der korrekten Implantatlage betreffen.

Zum Erfassen der Knochenoberfläche wird ein so genannter Pointer verwendet, mit dem die relevanten Oberflächenstrukturen (Tibiaplateau, Tuberositas tibiae, Femurkondylen, ventrale Femurkante) abgegriffen und definiert werden. Die erfassten Oberflächenpunkte lassen sich als zwei- oder dreidimensionales Modell der Patientenanatomie darstellen, welches eine bessere Orientierung ermöglicht. Das Sprunggelenkzentrum wird durch Abgreifen des Innen- und Außenknöchels definiert. In Verbindung mit dem eingelesenen und verwendeten Prothesensystem kann nun eine Planung erfolgen, die sich an der tatsächlichen Anatomie und nicht nur an einem zweidimensionalen Röntgenbild orientiert.

Darüber hinaus liefern die meisten auf dem Markt befindlichen Navigationssysteme weitere Informationen wie die notwendige Resektionshöhe des Knochens, die Weite des Streck- und Beugespaltes sowie die Lage der geplanten Beinachse.

Nun werden die Schnittblöcke entsprechend der Planungsvorgaben ausgerichtet. Hierzu werden die gleichen Instrumente genutzt, die auch in der konventionellen Technik verwendet werden. Durch einen Adapter im Sägeschlitz des Schnittblocks, der durch das Navigationsgerät erfasst wird, kann die aktuelle Position mit der geplanten Position in Echtzeit am Monitor überprüft werden. Die Resektionen werden in dieser Weise an Femur und Tibia durchgeführt. Nach jedem Sägeschnitt kann durch das Navigationssystem der Sägeschnitt überprüft und ggf. korrigiert werden.

Abschließend werden Probekomponenten eingesetzt. Mit dem Navigationssystem werden nun die erreichte Komponentenposition, die Beinachse und auch die Bandspannung überprüft. Die Informationen können für evtl. notwendige Weichteilrelease-Schritte genutzt werden.

Nun werden die eigentlichen Implantate eingesetzt. Danach werden mithilfe des Navigationssystems noch die endgültige frontale und sagittale Ausrichtung der Extremität, die endgültige Stabilität und der endgültige Bewegungsumfang im Kniegelenk gemessen und im Computer gespeichert.

Vor dem Verschluss des Operationsbereiches werden die Referenzsterne entfernt.

2.2 Patienten

Die Untersuchung erfolgte an zwei unselektierten Patientenkollektiven mit der Indikation zum Oberflächenersatz des Kniegelenks. Im Zeitraum von Februar 2002 bis Dezember 2002 wurden diese Patienten an der Orthopädischen Klinik für die Universität Regensburg am Bayerischen Rheuma und Orthopädiezentrum Bad Abbach mit dem PFC-Sigma-Kniesystem der Firma DePuy, Johnson & Johnson versorgt.

Die Patienten wurden präoperativ über die Operationsverfahren aufgeklärt und alternierend einem der beiden Verfahren zugeordnet. Es wurden 44 navigiert operierte Patienten sowie 44 konventionell operierte in die Studie eingeschlossen. Die Untersuchung erfolgte randomisiert, wobei der OP-Tag alternierend als Zuteilung gewählt wurde. Das Alter zum Operationszeitpunkt, das Geschlecht, die Seite der Prothesenimplantation (rechtes oder linkes Bein) sowie der präoperative Wert der Beinachse wurden bestimmt und in die Untersuchung mit aufgenommen.

2.3 Radiologische Messungen:

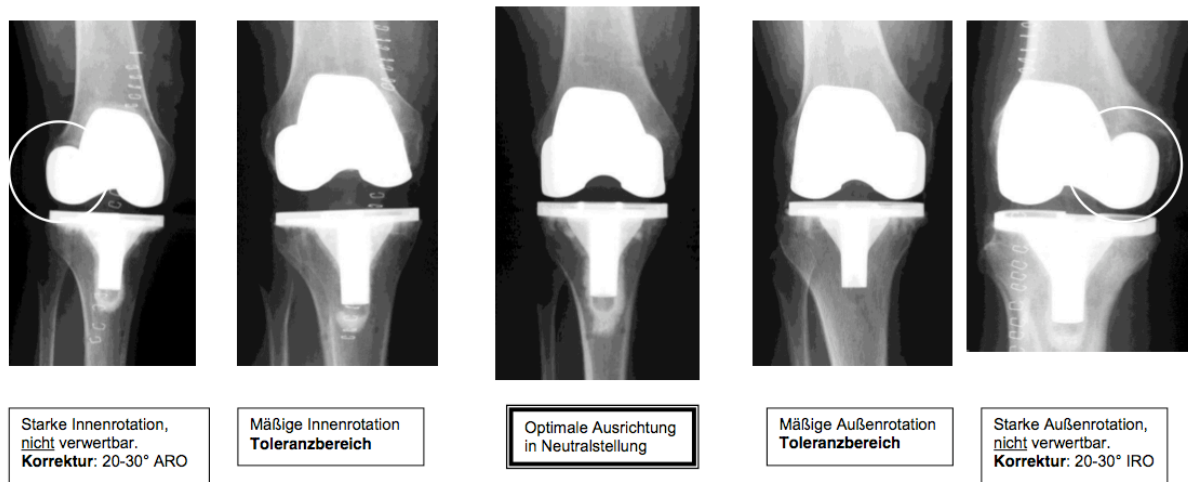
Bei den Patienten wurden folgende Röntgenaufnahmen vorgenommen, die auch unabhängig von der Studie bei jedem Patienten im Rahmen einer Knie-TEP Operation erfasst werden:

Eine a.p. Ganzbeinstandaufnahme prä- und postoperativ sowie eine Kniegelenksaufnahme a.p. und seitlich auf langer Platte prä- und postoperativ.

Für die Beurteilung der postoperativen Ganzbeinstandaufnahme wurde in der Klinik eine Methode zur Qualitätssicherung eingeführt, womit Aufnahmen mit einem Drehfehler des Beines vermieden werden können. Röntgenaufnahmen mit zu starker Innen- bzw. Außenrotation können nicht beurteilt werden, da sich die Winkelverhältnisse im Gegensatz zur Neutralstellung je nach Rotation verändern. B. Spirig (89) beschreibt in seinem Artikel über die Diagnose von Achsfehlstellungen der unteren Extremität, dass bereits geringe Drehungen eine deutliche Veränderung der Winkel bewirken können. Innenrotation führt laut Swanson et al. (93) zu einer Valgus-, Außenrotation zu einer Varusabweichung. Lonner et al. (56) beschreiben eine virtuelle Deformierung um 1° bei 15° Rotation.

Aus diesem Grund wurde ein Schema entwickelt, mit dem die postoperativen Ganzbeinstandaufnahmen optimiert wurden.

Es wurde eine Aufnahme angefertigt, bei der die Beinrotation mittels der Patella so exakt wie möglich zur Strahlenquelle ausgerichtet wurde. An der entwickelten Aufnahme wurde eine Kontrolle nach folgendem Schema vorgenommen:



© Dr. Bätgis 2002

Bei höhergradiger Fehlrotation (Grad -2 oder 2, im Schema „Starke Innenrotation“ bzw. „Starke Außenrotation“) wurde eine Korrektur der Rotation vorgenommen (20-30° Außenrotation = ARO bzw. Innenrotation = IRO) und eine einmalige Zweitaufnahme angefertigt. Sofern die Zweitaufnahmen ebenfalls eine Fehlrotation höhergradige Fehlrotation aufweist, kann dieser Patient nicht ausgewertet werden,

da die Aufnahme nicht verwertbar ist. Es wurde keine dritte Aufnahme angefertigt, um die Strahlenbelastung des Patienten in Grenzen zu halten. Die Daten des spezifischen Patienten sind jedoch für die Studie nicht brauchbar und der Patient wurde nicht in der Studie ausgewertet.

Die unten definierten Achsen wurden in die Originalaufnahmen eingezeichnet. Die Messungen erfolgten mit einem Langarm-Winkelmesser. Folgende Achsen und Parameter wurden ermittelt:

1. Anhand der Ganzbeinstandaufnahme präoperativ:

- **Mechanische Achsen von Femur und Tibia**

Sie stellen die Verbindungslinien zwischen Hüftkopf- und Kniegelenkszentrum bzw. Kniegelenks- und Sprunggelenkszentrum dar. Die Hüftkopfmitte wird mithilfe einer konzentrischen Kreismesslehre bestimmt. Das Kniegelenkszentrum (die Kniegelenksmitte) wird als Mittelpunkt einer Tangente durch die subchondrale Zone der Femurkondylen (Mittelpunkt des distalen Femurs) bzw. des Tibiakopfes (Mittelpunkt der proximalen Tibia) bestimmt (71).

- **Mechanische Beinachse** (mechanischer femorotibialer Winkel)

Die mechanische Beinachse ist der Winkel zwischen der mechanischen Achse von Femur und Tibia (71). Sie beträgt physiologischerweise 0 - 2.3° valgus (12, 45, 68, 70). Die mechanische Beinachse wird in der Ganzbeinstandaufnahme im anterior-posterioren Strahlengang bestimmt (53). Bei der Auswertung wird bei einer Varusfehlstellung der Wert der Beinachse mit positivem Vorzeichen (z.B. 3°), bei einer Valgusfehlstellung mit negativem Vorzeichen versehen (z.B. -3°). Werte für die mechanische Beinachse zwischen -3° und 3° werden als neutral bezeichnet.

- **Traglinie**

Die Traglinie verläuft vom Hüftkopfzentrum zum Sprunggelenkszentrum. Bei neutral ausgerichteter unterer Extremität verläuft sie durch die Kniegelenksmitte. Bei Varusfehlstellungen ist die Traglinie nach medial, bei Valgusfehlstellungen nach lateral verlagert (68, 87).

- **Distanz zwischen Traglinie und Kniegelenksmitte**

Sie gibt Hinweis auf das Ausmaß der Achsabweichung. Als Kniegelenksmitte wird der Mittelpunkt der proximalen Tibia verwandt. Analog zur mechanischen Beinachse wird die Distanz bei einer Abweichung der Traglinie nach lateral (Valgus-Fehlstellung) mit negativem Vorzeichen, bei einer Abweichung nach medial (Varus-Fehlstellung) mit positivem Vorzeichen versehen.

- **Femurwinkel**

Er entspricht dem Winkel zwischen anatomischer und mechanischer Femurachse (71). Die anatomische Achse des Femur oder auch Femurschaftachse wird folgendermaßen festgelegt: 10 cm proximal der Kniegelenksmitte wird die Mitte der Femurdiaphyse an dieser Stelle bestimmt, ebenso weitere 10 cm proximal. Die Verbindung dieser beiden Punkte ergibt die anatomische Achse des Femur. Der Femurwinkel beträgt normalerweise zwischen 5° und 9° (69).

2. Anhand der Ganzbeinstandaufnahme postoperativ:

- **Mechanische Achsen von Femur und Tibia, Mechanische Beinachse, Traglinie, Distanz Traglinie zur Kniegelenksmitte (Mitte Tibiaplateau), Femurwinkel**

Analog zur präoperativen Messung

- **Femurprothesen-Innenwinkel (Achseinstellung der Femurkomponente)**

Er wird in der a.p.-Aufnahme zwischen der Tangente an die Femurkondylen bzw. an das Implantat und der mechanischen Femurachse gemessen. Dieser Winkel wird postoperativ mit 90° angestrebt.

- **Tibiaprothesen-Innenwinkel (Achseinstellung der Tibiakomponente)**

Er wird in der a.p.-Aufnahme zwischen der anatomischen Achse der Tibia und der Tangente an das Tibiaimplantat gemessen. Intraoperativ wird hier ebenfalls ein Winkel von 90° angestrebt.

3. Anhand der seitlichen Kniegelenksaufnahme:

- **Ventraler Undercut**

Es wird qualitativ beurteilt, ob eine Unterschneidung der anterioren Femurkortikalis erfolgte.

- **Winkel Femuroberkante zur Prothese**

Er wird in der seitlichen kurzen Kniegelenksaufnahme bestimmt und bezeichnet den Winkel zwischen der an der Femurvorderseite anliegenden Prothesenkante und einer Tangente an die Femurvorderkante im distalen Drittel des Femur. Somit gibt er Auskunft über die Kippung der Femurprothese in Relation zum Femur.

- **Tibial slope, Dorsalneigung der Tibiakomponente zur Diaphysenmitte (4)**

Der Tibial slope (M) stellt den Winkel zwischen einer Linie senkrecht zur Diaphysenmitte der Tibia und dem Prothesenplateau der Tibia (bzw. Parallelen des medialen konkaven Tibiaplateaus) dar (71), physiologisch liegt er bei ca. 10° (13, 19, 25, 27, 37, 59, 68). Angestrebt wird intraoperativ für dieses Prothesensystem eine Dorsalneigung von 3° . Die Neigung des Tibiaplateaus nach hinten wird mit einem positiven, Abkippung des Tibiaplateaus nach vorne mit einem negativen Vorzeichen versehen.

2.4 Statistische Verfahren

Die statistische Auswertung erfolgte für die stetigen Variablen mit dem t-Test für unabhängige Stichproben. Das Signifikanzniveau wurde auf $p = 0.05$ festgelegt. Die Auswertung der dichotomen Variablen erfolgte mit dem Chi-Quadrat-Test. Es wurde keine Anpassung für multiples Testen vorgenommen.

3 Ergebnisse

3.1 Patientenkollektiv

3.1.1 Ausgewertete Patienten

Insgesamt wurden 100 Patienten in die Studie eingeschlossen, je Gruppe 50 Personen. In der navigiert operierten Gruppe konnte eine vollständige Auswertung bei 44 Patienten vorgenommen werden. Fünf Fälle mussten aufgrund nicht auswertbarer Ganzbeinaufnahmen ausgeschlossen werden, wobei diese eine zu starke Innenrotation aufwiesen. Bei einem weiteren navigiert operierten Patienten waren nicht alle für die Untersuchung notwendigen Röntgenbilder verfügbar. In der konventionellen Gruppe konnten bei vier Patienten die Ganzbeinaufnahmen aufgrund von Fehlrotationen bei der Kontrollaufnahme nicht ausgewertet werden. In zwei Fällen lagen notwendige Röntgenaufnahmen nicht vor. Dementsprechend wurden insgesamt 88 vollständige Datensätze der Patienten ausgewertet. Nur für die Ganzbeinaufnahme und für die Kniegelenksaufnahme a.p. waren vollständige Daten Voraussetzung der Auswertung, da dies der primäre Untersuchungsgegenstand war.

3.1.1 Patientenalter

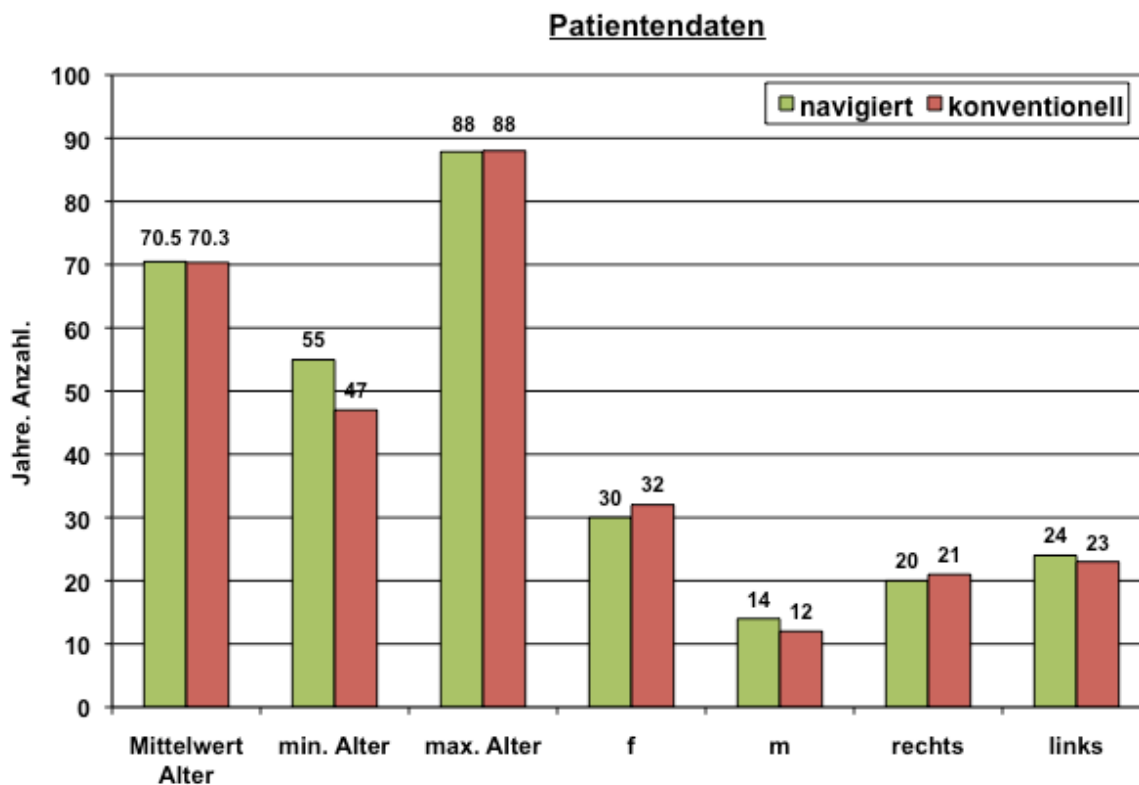
Der Mittelwert des Alters betrug in der gesamten Gruppe 70.4 Jahre, in der navigiert operierten Gruppe 70.5 Jahre, in der Gruppe der konventionell operierten 70.3 Jahre ($p = 0.936$). In der navigierten Gruppe war der jüngste Patient 55, der älteste Patient 88 Jahre alt. In der konventionellen Gruppe war der jüngste Patient 47, der älteste Patient ebenfalls 88 Jahre alt.

3.1.2 Geschlechterverteilung

Es wurden insgesamt 62 Frauen und 26 Männer untersucht, wobei in der navigierten Gruppe ein Frauenanteil von 68.2% (30) und in der konventionellen Gruppe ein Frauenanteil von 72.7% (32) vorlag (gesamt: 70.5%).

3.1.3 Seiten

Insgesamt wurden 41 Patienten (46.6%) am rechten Knie gegenüber 47 Patienten (53.4%) am linken Knie operiert. In der navigierten Gruppe wurden 20 Patienten (45.5%), in der konventionellen Gruppe 21 Patienten (47.7%) rechts operiert.



	Navigiert		Konventionell		p
Alter ($\bar{x} \pm SD$)	70.5 (± 7.8)		70.3 (± 9.2)		0.936
Geschlecht (n)	M	F	M	F	0.816
	14 (31.8%)	30 (68.2%)	12 (27.3%)	32 (72.7%)	
Seite (n)	links	rechts	links	rechts	0.831
	24 (54.5%)	19 (43.2%)	23 (52.3%)	21 (47.7%)	

Wie aus oben angeführter Tabelle ersichtlich, sind die beiden Kollektive bezogen auf die demographischen Daten in hohem Maße vergleichbar. Der statistische Vergleich zeigte keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Parameter Anzahl, Geschlecht und operierter Seite.

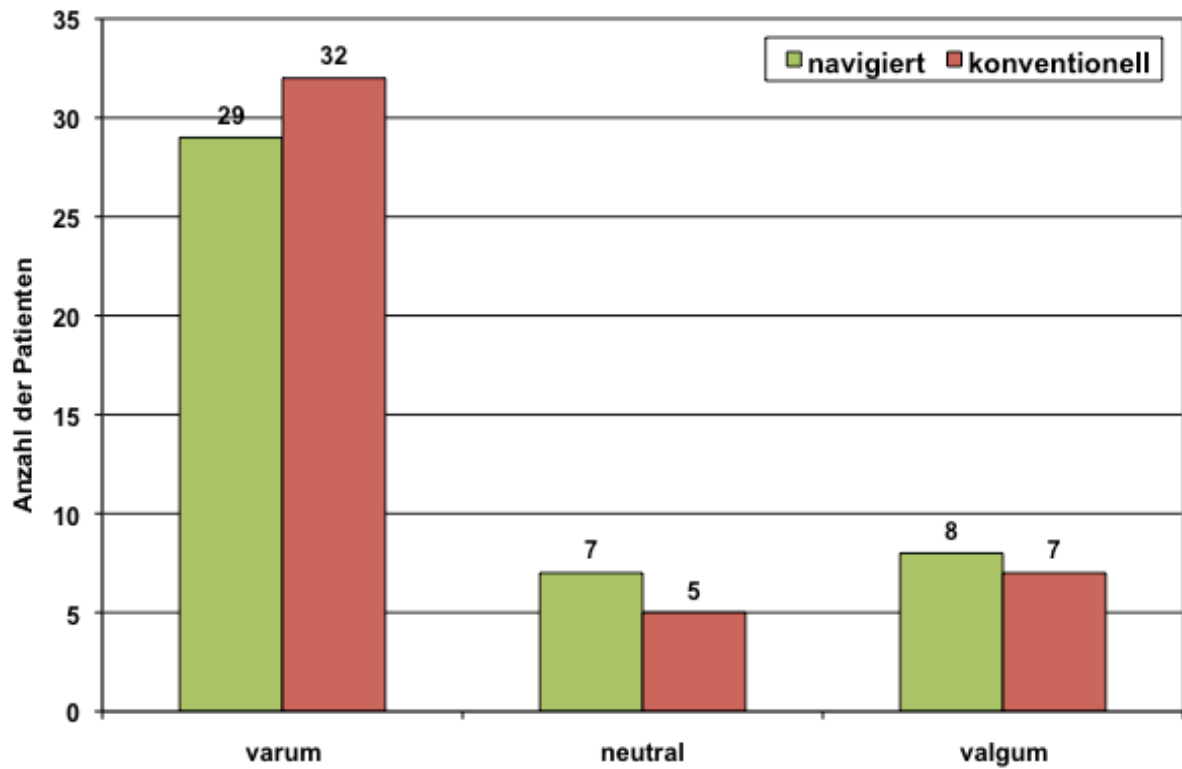
3.2 Beinachse

3.2.1 Präoperativ

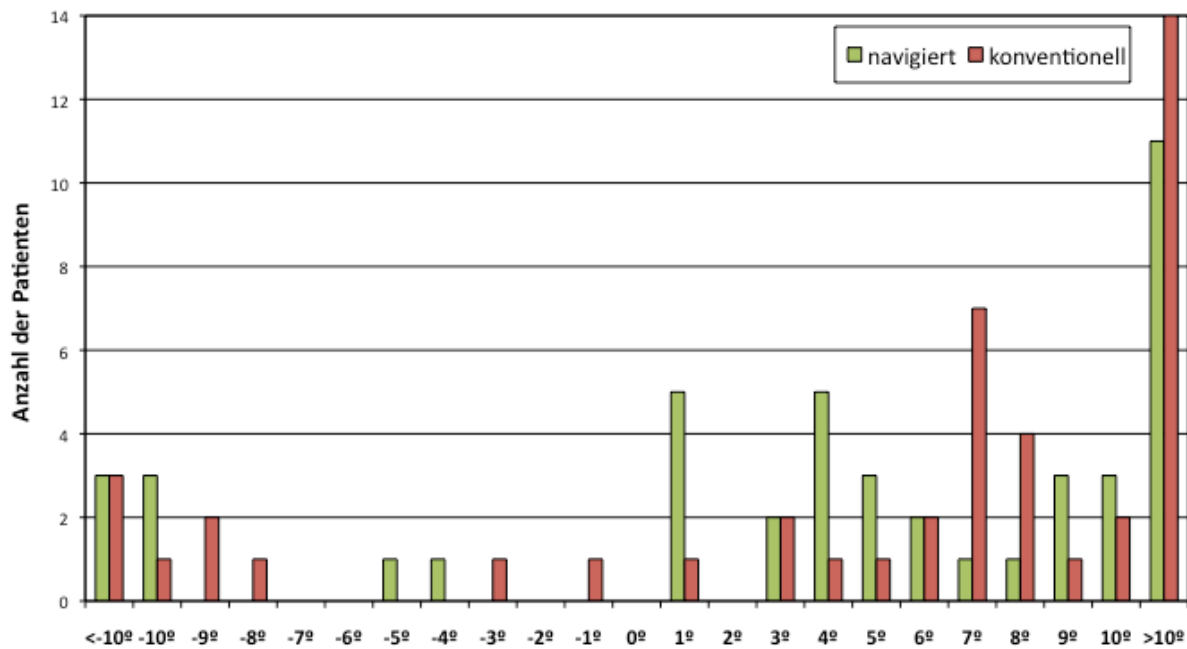
Die Beinachse wurde, entsprechend der üblichen Nomenklatur, bei einer Achsabweichung von 0-3 Grad als neutral beschrieben. Präoperativ hatten 61 Patienten eine varische (29 navigiert, 32 konventionell operierte), 15 eine valgische Deformität (8 navigiert, 7 konventionell operierte), 12 der Patienten hatten eine neutrale Beinachse (7 navigiert, 5 konventionell operierte). Der Mittelwert der Gesamtgruppe lag bei 4.9° (SD: 8.3). In der navigiert operierten Gruppe ergab sich ein präoperativer Mittelwert von 4.1° (SD: 8.4) bei Maximalwerten von valgisch 20.5° und varisch 17.5°. Für die konventionell operierte Gruppe lag der Mittelwert der Beinachse vor der Operation bei 5.6° (SD: 8.2), die maximalen Abweichungen wurden bei 11.5 ° valgisch und 23° varisch vermessen. Obwohl die konventionelle Gruppe scheinbar stärker in Richtung varisch abwich, war der Unterschied zwischen den beiden Gruppen hinsichtlich der Achsverteilung nicht signifikant ($p = 0.417$).

In einem zweiten Schritt wurden die Absolutwerte der Beinachsen verglichen. Präoperativ zeigte sich im gesamten Patientengut eine durchschnittliche absolute Beinachsenabweichung von 8.4° (SD: 4.5). Bei den navigiert operierten Patienten lag der Mittelwert der absoluten Achsabweichung bei 8.0° (SD: 4.8) bei einer maximalen absoluten Beinachse von 20.5°. Im konventionell operierten Patientengut lag dieser Wert bei 8.9° (SD: 4.3), die maximale absolute Beinachse lag bei 23°. Bei $p = 0.359$ unterschieden sich die beiden Gruppen nicht signifikant in der absoluten Beinachse vor Operation.

Verteilung der Beinachsen präoperativ (Kategorien)



Verteilung der Beinachsen präoperativ (Grad)



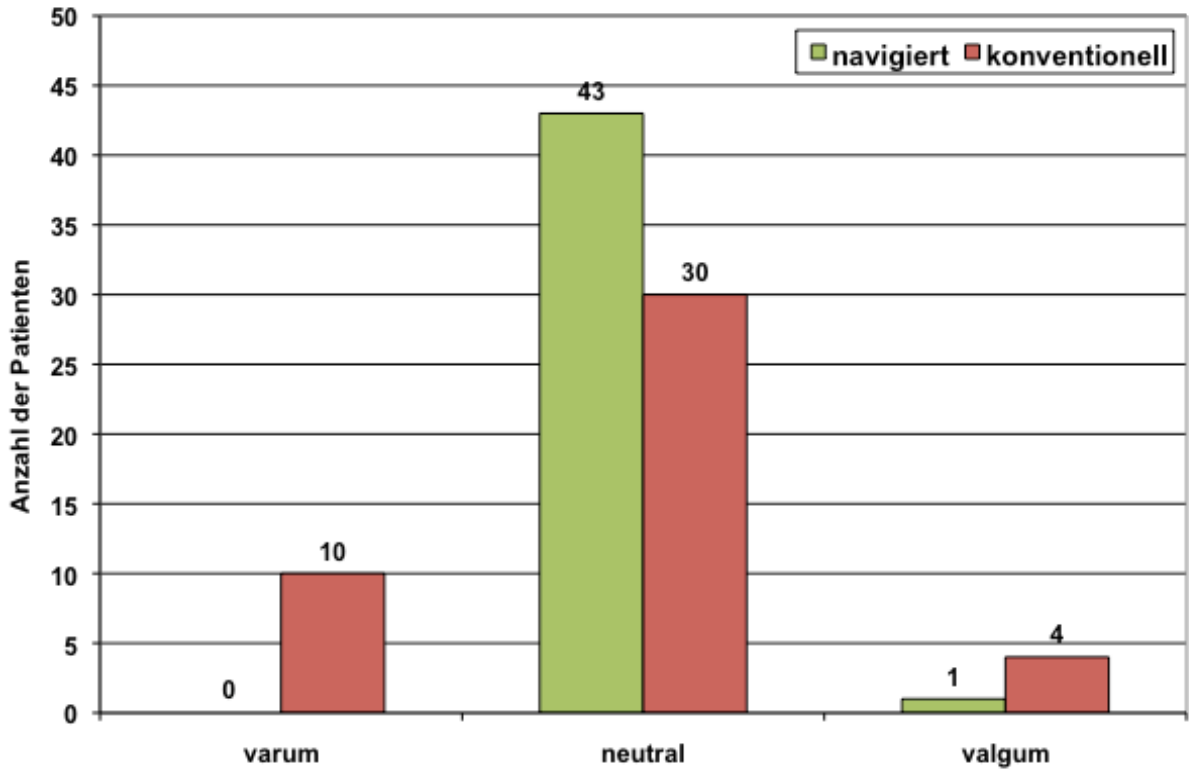
3.2.2 Postoperativ

Postoperativ hatten 10 Patienten eine varische ($>3^\circ$; alle konventionell operiert), 5 eine valgische Achsabweichung ($<-3^\circ$; 1 navigiert, 4 konventionell operierte) und 73 Patienten eine neutrale Beinachse (43 navigiert, 30 konventionell operierte). Der Mittelwert der postoperativen Achsabweichung der Gesamtgruppe betrug 0.5° (SD: 2.6) bei Maximalwerten von 6° valgisch und 10° varisch. Bei den navigiert operierten Patienten lag die mittlere postoperative Beinachse bei 0.2° valgisch (SD 1.7), bei Maximalwerten von 5° valgisch und 3° varisch. In der Kontrollgruppe war der Mittelwert der Achsabweichung 1.0° varisch (SD: 3.3), maximal 6° valgisch sowie 10° varisch. Hinsichtlich der postoperativen Achsabweichung unterschieden sich die Vergleichsgruppen signifikant ($p = 0.033$).

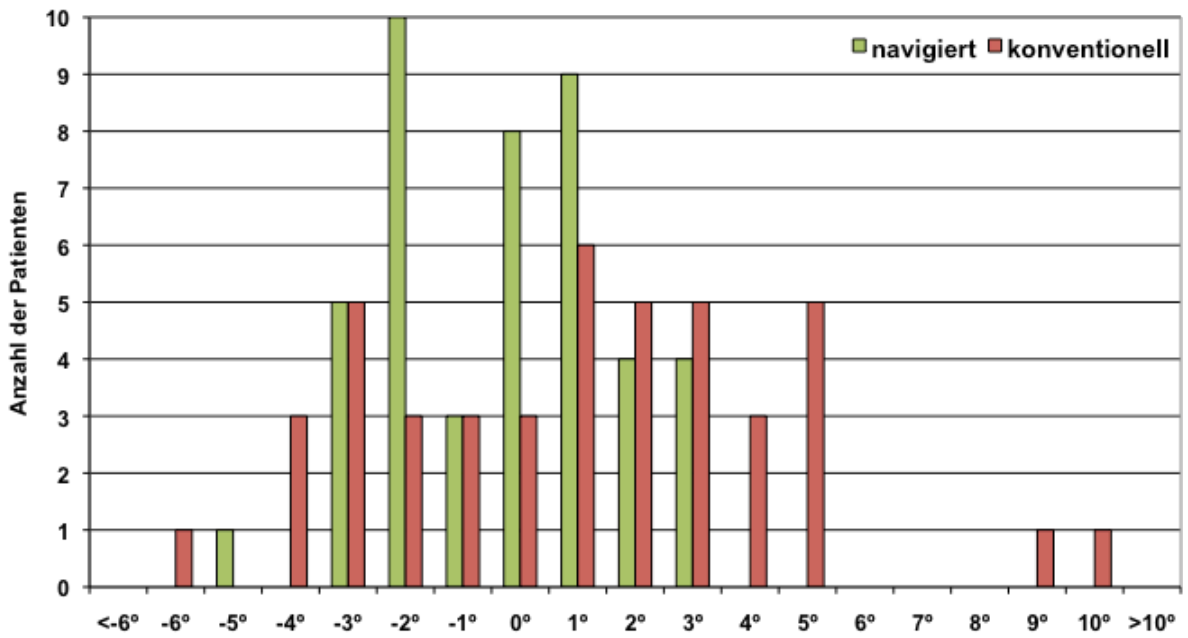
Die mittlere absolute Abweichung der Beinachse postoperativ wurde in der Gesamtgruppe mit 2.1° (SD 1.7) vermessen. In der Gruppe der navigiert operierten wurde die mittlere postoperative Achsabweichung bei 1.4° (SD: 1.1) gemessen. In der Kontrollgruppe lag die mittlere postoperative Beinachse bei 2.7° (SD: 2.1). Die beiden Gruppen unterschieden sich hochsignifikant ($p < 0.001$).

	Navigiert	Konventionell	
präoperativ	$\emptyset (\pm \text{SD})$		p
Beinachse ($^\circ$)	8.0 (\pm 4.8)	8.9 (\pm 4.3)	0.359
postoperativ			
Beinachse ($^\circ$)	1.4 (\pm 1.1)	2.7 (\pm 2.1)	< 0.001

Verteilung der Beinachsen postoperativ (Kategorien)



Verteilung der Beinachsen postoperativ (Grad)



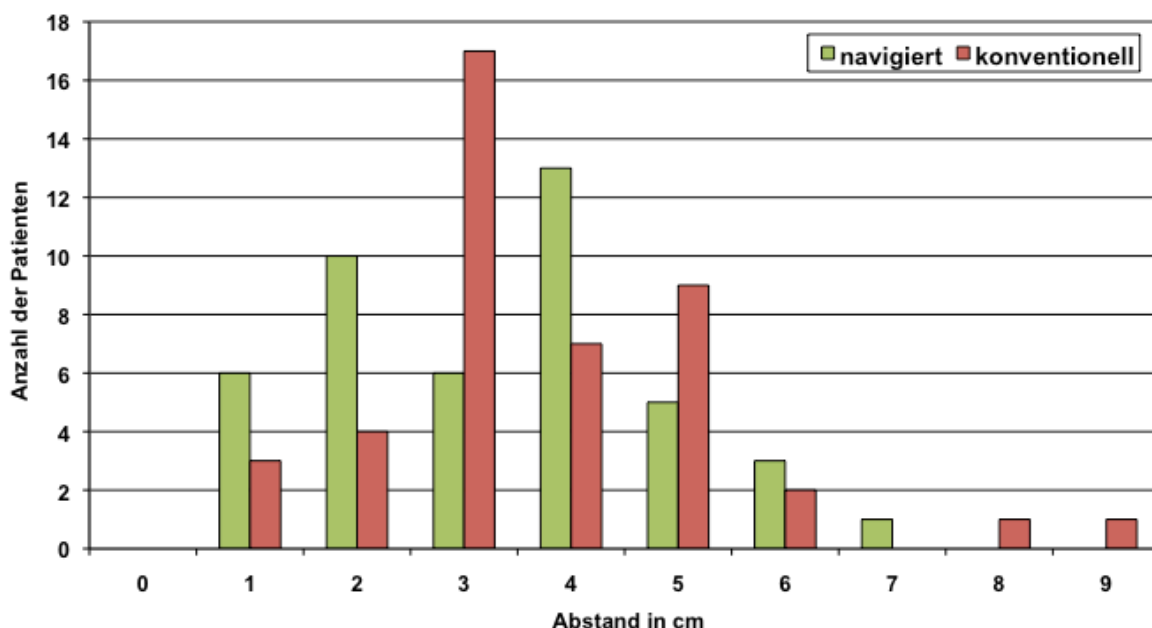
3.3 Distanz zwischen Traglinie und Kniegelenksmitte

3.3.1 Präoperativ

In der Gesamtgruppe lag der Mittelwert der Distanz zwischen der Traglinie und der Kniegelenksmitte präoperativ bei 2.0 cm (SD: 2.8) mit Maximalwerten von 6.9 cm Abweichung nach medial (Valgusfehlstellung) bzw. 8.4 cm nach lateral (Varusfehlstellung). Die navigiert operierten Patienten hatten einen präoperativen Mittelwert von 1.4 cm Abweichung nach lateral (SD: 3.0) bei maximal 6.9 cm Abweichung nach medial sowie 5.8 cm nach lateral. In der Kontrollgruppe ergab sich ein präoperativer Mittelwert von 2.4 cm Abweichung nach lateral (SD: 2.8) mit Maximalwerten von 4.1 cm Abweichung nach medial bzw. 8.4 cm nach lateral. Bei $p = 0.138$ war der Unterschied nicht signifikant.

Bezüglich des Absolutwertes der Distanz der Traglinie zur Kniegelenksmitte lag die Gesamtgruppe bei einem Mittelwert von 3.1 cm (SD: 1.6). In der navigierten Gruppe wurde der absolute Mittelwert bei 2.9 cm gemessen (SD: 1.6) vs. 3.2 cm in der Kontrollgruppe (SD: 1.6). Auch hier unterschieden sich die Gruppen nicht signifikant ($p = 0.291$).

Distanz Traglinie - Kniegelenksmitte präoperativ

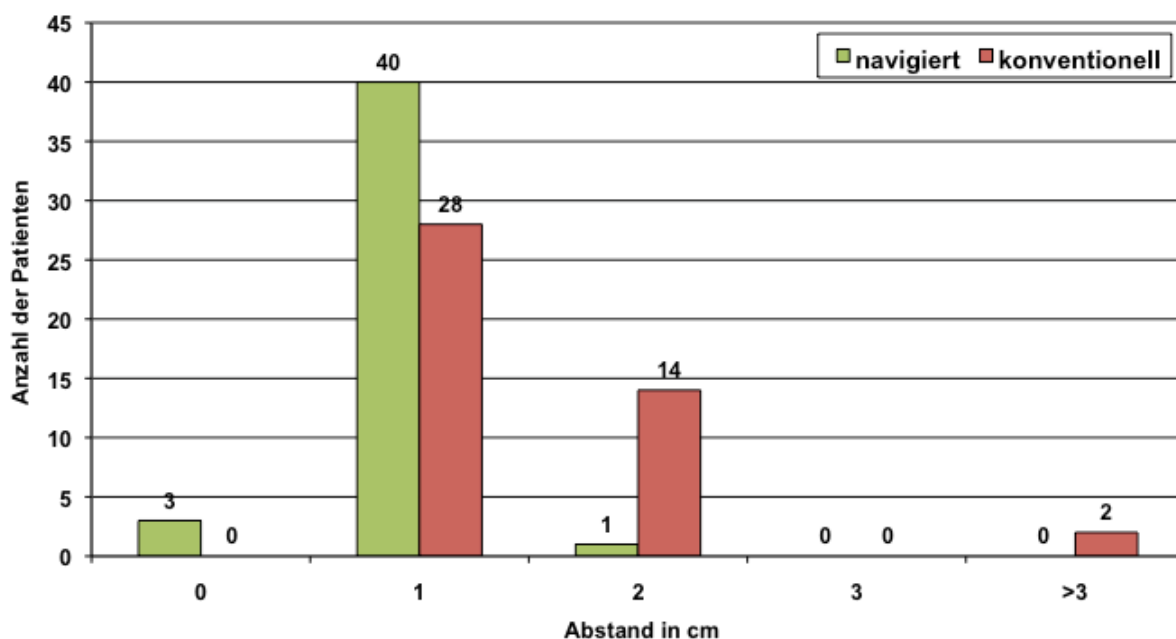


3.3.2 Postoperativ

Im Gesamtkollektiv ergab sich postoperativ ein Mittelwert der Distanz zwischen der Traglinie und der Kniegelenksmitte von 0.2 cm (SD: 1.0) mit Maximalwerten von 1.8 cm Abweichung nach medial (Valgus-) und 3.8 cm nach lateral (Varusfehlstellung). Die navigiert operierten Patienten hatten einen Mittelwert von 0.1 cm Abweichung nach medial (SD: 0.6), mit einer maximalen Abweichung von 1.8 cm nach medial und 1.0 cm nach lateral. In der Kontrollgruppe wurde ein Mittelwert von 0.5 cm Abweichung nach lateral (SD: 1.2) mit Maximalwerten von 1.7 cm Abweichung nach medial bzw. 3.8 cm nach lateral. Bei $p = 0.008$ waren die Ergebnisse der navigierten Gruppe signifikant niedriger.

Bezüglich des Absolutwertes der Distanz zwischen Traglinie und Kniegelenksmitte postoperativ lag die Gesamtgruppe bei einem Mittelwert von 0.7 cm (SD: 0.7). Im navigierten Kollektiv wurde der absolute Mittelwert bei 0.5 cm gemessen (SD: 0.4) vs. 1.0 cm in der Kontrollgruppe (SD: 0.8). Auch hier unterschieden sich die Gruppen signifikant ($p = 0.001$).

Distanz Traglinie - Kniegelenksmitte postoperativ



	Navigiert	Konventionell	
präoperativ	Ø (± SD)		p
Distanz Traglinie - Kniegelenksmitte (cm)	2.9 (± 1.6)	3.2 (± 1.6)	0.291
postoperativ			
Distanz Traglinie - Kniegelenksmitte (cm)	0.5 (± 0.4)	1.0 (± 0.8)	0.001

3.4 Femurwinkel

3.4.1 Präoperativ

Bei der präoperativen Untersuchung lagen die Winkel zwischen anatomischer und mechanischer Achse des Femur bei einem Mittelwert von 7.3° (SD: 2.0). Der Maximalwert war 14.5°, der Minimalwert 1.5°. In der navigiert operierten Gruppe war der Mittelwert des Femurwinkels präoperativ 7.1° (SD: 1.9) bei Werten von 1.5° bis 11°, in der konventionellen Gruppe war er 7.5° (SD: 2.1) bei Werten zwischen 4° und 14.5°. Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied der beiden Gruppen (p = 0.382).

35 Patienten (79.5%) aus der navigierten Gruppe hatten einen präoperativen Femurwinkel zwischen 5° und 9°, während 4 (9.1%) einen Winkel kleiner als 5° und 5 (11.4%) einen Winkel größer als 9° hatten.

In der Kontrollgruppe hatten ebenfalls 35 Personen (79.5%) einen präoperativen Femurwinkel von 5° bis 9°, 3 (6.8%) einen Winkel kleiner als 5° und 6 (13.6%) einen Winkel größer als 9°.

Insgesamt lag bei 70 Patienten (79.5%) ein präoperativer Femurwinkel von 5° bis 9°, bei 7 (8.0%) ein Winkel von weniger als 5° und bei 11 (12.5%) ein Winkel von mehr als 9° vor.

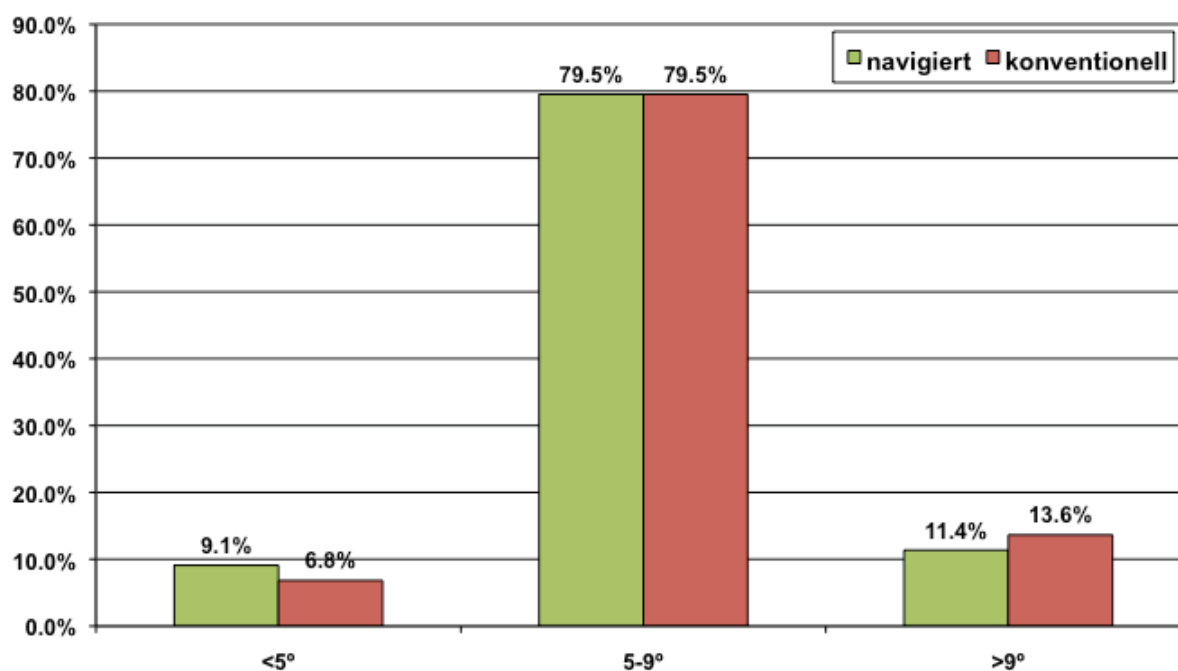
3.4.2 Postoperativ

Postoperativ ergab sich ein Mittelwert des Femurwinkels von 7.2° (SD: 1.9). Die Ergebnisse lagen zwischen 3° und 13.5°. Der Mittelwert der navigierten Gruppe wurde postoperativ bei 7.0° (SD: 1.8) gemessen, bei Ergebnissen zwischen 3.5° und 11°. In der Kontrollgruppe lag der Mittelwert bei 7.3° (SD: 2.0), die Extremwerte wurden bei 3° und 13.5° gemessen. Bezüglich des postoperativen Femurwinkels zeigte sich ebenfalls kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen ($p = 0.480$).

In 36 Fällen (81.8%) der navigierten Gruppe wurde postoperativ ein Femurwinkel zwischen 5° und 9° erreicht, gegenüber 37 Fällen (84.1%) der Kontrollgruppe. 3 bzw. 2 Patienten (6.8% bzw. 4.5%) lagen unter 5° sowie jeweils 5 Patienten (11.4%) über 9°.

Insgesamt wurden bei 73 Patienten (83.0%) Femurwinkel zwischen 5° und 9° erreicht, in 5 Fällen (5.7%) Winkel kleiner 5° und in 10 Fällen (11.4%) Winkel größer 9° gemessen.

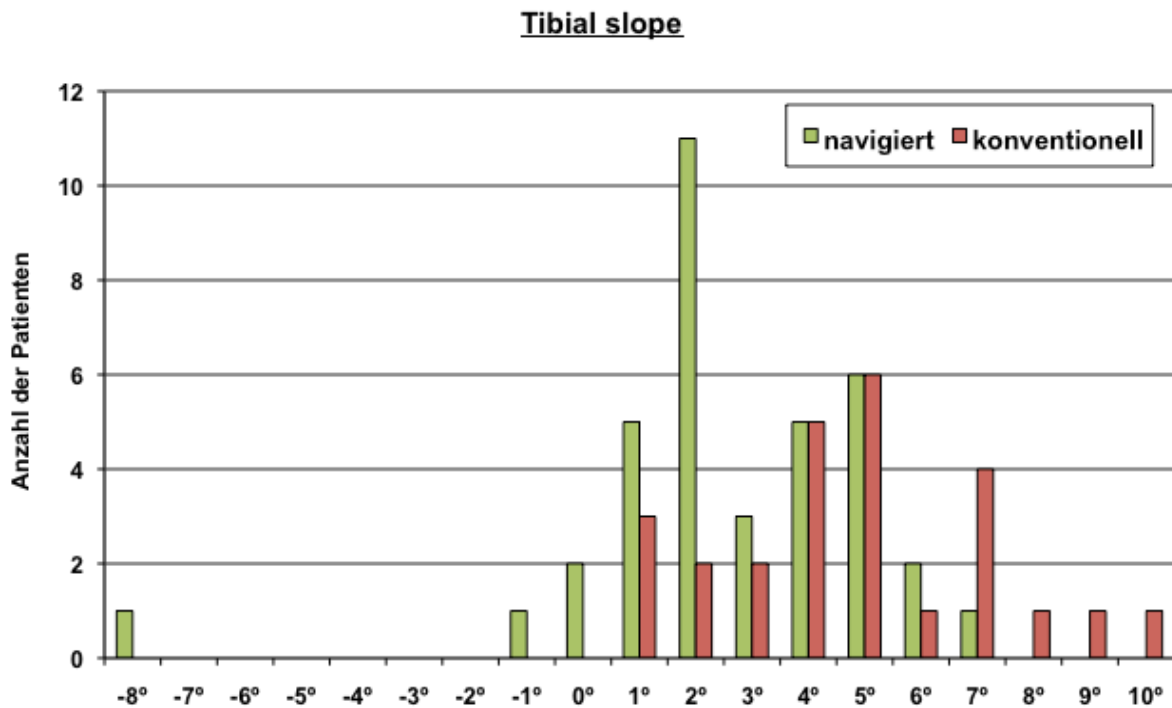
Prozentuale Verteilung Femurwinkel präoperativ



3.5 Tibial slope, Dorsalneigung der Tibiakomponente zur Diaphysenmitte

Insgesamt konnte bei 37 Patienten der navigierten und 27 Patienten der konventionell operierten Gruppe anhand der seitlichen Kniegelenksaufnahme die Dorsalneigung der Tibiakomponente bestimmt werden. Bei drei navigiert operierten Patienten lagen keine seitlichen Kniegelenksaufnahmen vor. Bei 4 Patienten der navigiert sowie bei 17 Patienten der konventionell operierten Gruppe reichten die Kniegelenksaufnahmen nicht weit genug nach distal vor, um die Diaphysenmitte der Tibia ausreichend genau zu bestimmen.

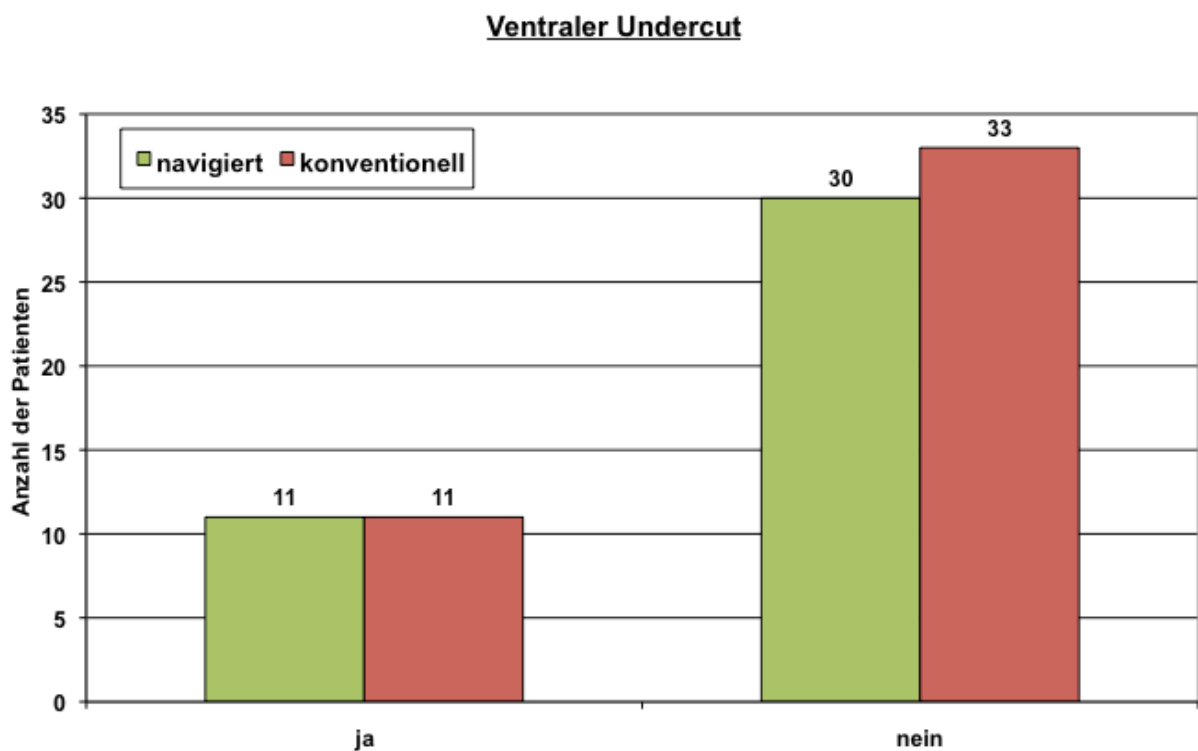
Postoperativ wurde im Gesamtkollektiv ein Tibial slope zur Diaphysenmitte von 3.4° (SD: 2.7) errechnet. In der navigierten Gruppe lag dieser bei 2.5° (SD: 2.6) gegenüber 4.7° (SD: 2.4) in der Kontrollgruppe. In der navigierten Gruppe wurden signifikant niedrigere Werte erreicht ($p = 0.001$).



3.6 Seitliche Femurprothesen-Positionierung

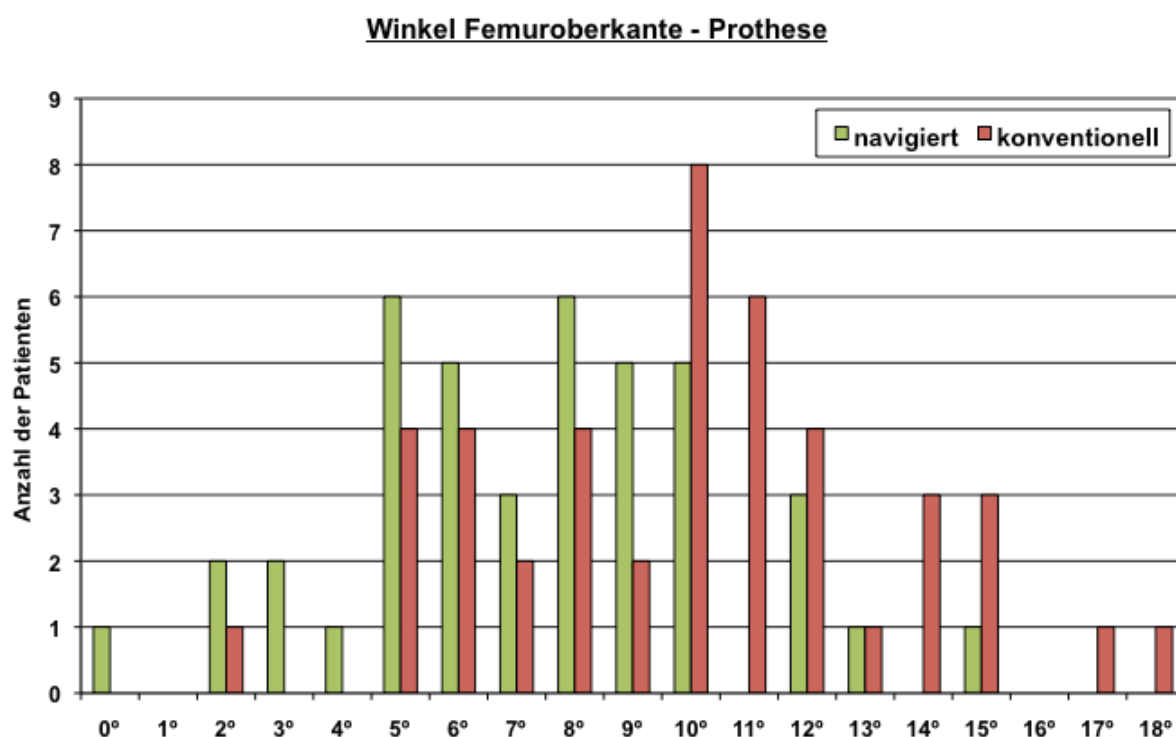
3.6.1 Ventraler Undercut

Bei 85 Patienten (41 navigiert und 44 konventionell operierten Patienten) konnte die seitliche Femurprothesen-Positionierung im Hinblick auf ventralen Undercut bestimmt werden (bei drei Patienten der navigiert operierten Gruppe lagen keine seitlichen Kniegelenksaufnahmen vor). Dieser lag bei beiden Gruppen in 11 Fällen vor. In 30 bzw. 33 Fällen wurde kein Undercut gemessen.



3.6.2 Winkel Femuroberkante zu Prothese

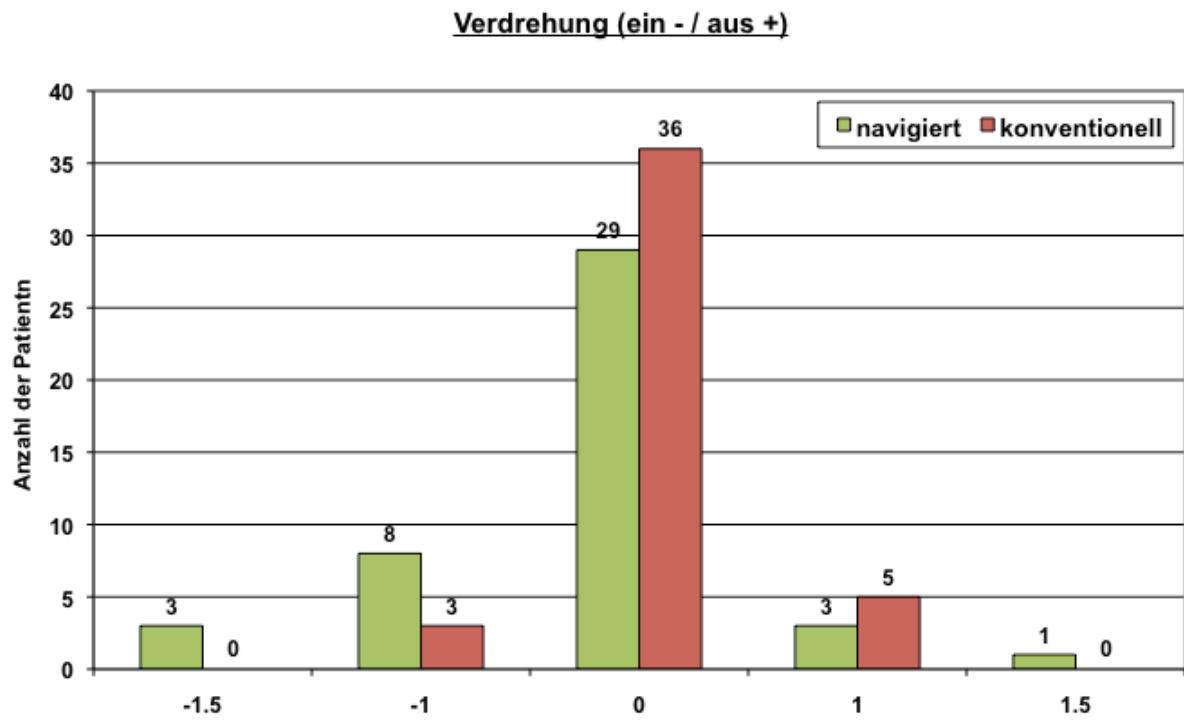
Der Winkel Femuroberkante zur Prothese (FOP) konnte ebenso wie der VU bei 85 Patienten bestimmt werden. Hierbei wurde für die navigierte Gruppe ein Mittelwert von 7.3° (SD: 3.2), für die Kontrollgruppe ein Mittelwert von 9.9° (SD: 3.5) gemessen. Die beiden Gruppen unterschieden sich hinsichtlich dieser Parameter signifikant ($p = 0.001$).



3.7 Verdrehung

Postoperativ wurde bei den Ganzbeinstandaufnahmen eine Verdrehungsanalyse durchgeführt. Hierbei lagen 63 Ganzbeinstandaufnahmen (27 vs. 36) ohne Verdrehung, 19 mit einer Verdrehung von 1 bzw. -1 und 4 Aufnahmen mit einer Verdrehung von 1,5 bzw. -1,5 vor. Insgesamt lagen 15 der Ganzbeinstandaufnahmen des navigierten und 8 des konventionellen Verfahrens außerhalb des optimalen Bereichs hinsichtlich Verdrehung. Weitere 7 Patienten

wiesen eine Verdrehung von 2 bzw. -2 auf, diese wurden wie oben bereits genannt aus der Auswertung ausgeschlossen.



3.8 Zusammenfassung der Ergebnisse

	Navigiert	Konventionell	
präoperativ	Ø (± SD)		p
Beinachse (°)	8.0 (± 4.8)	8.9 (± 4.3)	0.359
Distanz Traglinie – Kniegelenksmitte (cm)	2.9 (± 1.6)	3.2 (± 1.6)	0.291
↗ Femurwinkel (°)	7.1 (± 1.9)	7.5 (± 2.1)	0.382
postoperativ			
Beinachse (°)	1.4 (± 1.1)	2.7 (± 2.1)	< 0.001*
Distanz Traglinie – Kniegelenksmitte (cm)	0.5 (± 0.4)	1.0 (± 0.8)	0.001*
↗ Femurwinkel (°)	7.0 (± 1.8)	7.3 (± 2.0)	0.480
↗ Femurprothesen-Innenwinkel (°)	1.5 (± 1.1)	2.0 (± 1.5)	0.076
↗ Tibiaprothesen-Innenwinkel (°)	1.1 (± 1.0)	1.5 (± 1.2)	0.141
↗ Winkel Femur-Oberkante - Prothese (°)	7.2 (± 3.2)	9.9 (± 3.6)	0.001*
↗ Tibial slope (°)	2.5 (± 2.5)	4.7 (± 2.4)	0.001*

4 Diskussion

4.1 Die Totalendoprothese als Therapiemöglichkeit der Gonarthrose

Die Häufigkeit des Oberflächenersatzes des Kniegelenks steigt stetig. Zum einen durch Zunahme der Risikofaktoren (Adipositas, Risikosportarten), zum Anderen durch eine immer älter werdende Bevölkerung (1). Hinsichtlich der Besserung des Beschwerdebildes stellt die Totalendoprothese ein effizientes Therapiemittel im fortgeschrittenen Stadium dar. Sie wird hauptsächlich bei Patienten mit starken, andauernden Schmerzen und röntgenologischem Nachweis von Gelenkspaltverschmälerung eingesetzt (58). Durch kontinuierliche Verbesserung der Implantate und Instrumente ist die Prothesenimplantation zu einem Routineverfahren mit guten Langzeitergebnissen geworden (16, 22, 23, 39, 40, 98). Prothesenstandzeiten von 10 Jahren in 90% der Fälle sind dokumentiert. Dennoch besteht durch o. g. Gründe (älter werdende Bevölkerung, Zunahme der Risikofaktoren) auch ein Verbesserungsbedarf hinsichtlich der Lebensdauer der Prothesen, besonders für jüngere Patienten.

Unterschiedliche Prothesendesigns scheinen nur geringen Einfluss auf die Prothesenstandzeiten zu haben (21). Größere Auswirkungen auf die Haltbarkeit haben das Prothesenmaterial (Polyethylen etc), Patientenfaktoren (wie Patientenauswahl) und postoperative Nachbehandlung. Von sehr hoher Bedeutung für die Langlebigkeit der Endprothese ist die Rekonstruktion der neutralen Beinachse (50). Abweichung von mehr als drei Grad von der neutralen Achse wurde von mehreren Arbeitsgruppen als prognostisch ungünstig herausgearbeitet (41, 75, 81). Dabei scheinen die Abweichungen von der neutralen Achse nicht vom Ausbildungsgrad des Operateurs abhängig zu sein. Eine Studie an über 600 Prothesen zeigte lediglich in der sagittalen Tibiakomponente einen signifikanten Unterschied zwischen erfahrenen und unerfahreneren Operateuren (Fachärzte vs. Assistenzärzte) (57).

In der Literatur wurde ausführlich beschrieben, dass das Weichteilbalancing ebenfalls präzise durchgeführt sein muss, um das korrigierte Kniegelenk ligamentär

zu stabilisieren und eine Lockerung der Prothese und exzessiven Polyethylenabrieb zu vermeiden (9, 94, 97).

4.2 Diskussion der Methodik und des Patientenkollektivs

Diese Studie wurde durchgeführt, um die Auswirkungen von navigationsgestützter Operationstechnik auf die Genauigkeit der Knieprothesenimplantation zu untersuchen.

Insgesamt konnten jeweils 44 Patienten je Gruppe ausgewertet werden. Patientenzahlen dieser Größenordnung werden in Studien zur navigierten Knieprothesenimplantation in der Literatur mehrfach beschrieben (8, 18, 42, 43, 47, 60, 100).

Die Patientenzuteilung zum gewählten Operationsverfahren erfolgte alternierend nach OP Tag, was grundsätzlich ein mögliches und für den Klinikalltag praktikables Verfahren repräsentiert. Auch wenn eine Randomisierung nach Losverfahren grundsätzlich vorzuziehen wäre, sind die beiden Patientenkollektive in einem hohen Maße vergleichbar. Die Kollektive unterschieden sich hinsichtlich der präoperativ erhobenen Parameter einschließlich demographischer Daten nicht signifikant, so dass bei Gleichheit der Gruppen die Untersuchungsergebnisse als valide angenommen werden können. In der navigierten Gruppe waren die Patienten zwischen 55 und 88 (MW 70.5 ± 7.8), in der Kontrollgruppe zwischen 47 und 88 Jahre alt (MW 70.3 ± 9.2 , $p = 0.936$). Die Kontrollgruppe enthält einige jüngere Patienten als die navigierte Gruppe, insgesamt ist der Unterschied aber nicht signifikant. Bezüglich des Geschlechts gab es ebenfalls keine signifikanten Unterschiede: 14 (31.8%) Männern in der navigiert vs. 12 (27.3%) Männern in der konventionell operierten Gruppe, $p = 0.816$. Bei 24 (54.5%) bzw. 23 (52.3%), $p = 0.831$ wurde am linken Knie eine Totalendoprothese eingesetzt. Bezogen auf diese Parameter gab es also kleinere aber keine signifikanten Unterschiede zwischen den zwei Kollektiven.

In der durchgeführten Studie wurde die Genauigkeit der Implantation von Knie-Totalendoprothesen anhand der Auswertung von prä- und postoperativen Röntgenaufnahmen untersucht. Daher müssen in der Beurteilung der Ergebnisse die Messgenauigkeit der Röntgenaufnahme und des Untersuchers berücksichtigt werden.

Eine Ursache für Messvariabilität sind Intra- und Inter- Observer-Variabilität. Bach et al. (3) fanden eine hohe Inter-Observer-Korrelation für die Bestimmung der Winkel der Prothesenkomponenten bei Standard-a.p.- und lateralen Aufnahmen des Kniegelenks. Hierbei ist jedoch zu berücksichtigen, dass die Standardaufnahmen ohne Abbildung der angrenzenden Gelenke nicht sinnvoll zur Achsbestimmung verwendet werden können, obwohl dies in verschiedenen Studien erfolgte. Hinsichtlich der Bestimmung der postoperativen Achsverhältnisse und der Beurteilung des Prothesensitzes und damit des operativen Ergebnisses gilt die Ganzbeinstandaufnahme als Goldstandard (53).

Coull et al. (17) beschrieben Interobserver-Messunterschiede von $1,1^\circ$, Intraobserver-Messunterschiede von $0,9^\circ$ bei der Bestimmung der Ausrichtung der Tibiakomponenten. Diese Unterschiede sind relativ gering, so dass von einer hohen Verlässlichkeit der Messwerte und damit der Untersuchung ausgegangen werden kann. Natürlich kann nicht vollständig ausgeschlossen werden, dass in dieser Studie kleine Ungenauigkeiten bei den Messungen auftraten, jedoch ist zu berücksichtigen, dass die Messmethode bei beiden Kollektiven in gleicher Weise angewendet wurde und sich so eventuelle Ungenauigkeiten für beide Gruppen gleichsinnig auswirken. Bei nur einem Untersucher ist eine Interobserver-Variabilität nicht anzugeben, jedoch kann ein Untersucher eine systematische Messabweichung verursachen. Da die Auswertung der Röntgenaufnahmen ohne Kenntnis des verwandten Operationsverfahrens erfolgte (verblindete Auswertung) wäre ein entsprechender systematischer Fehler für beide Kollektive gleich anzusehen,

In der vorliegenden Studie wurden allgemein etablierte Messgrößen in der Auswertung von Ganzbeinstandaufnahmen angewendet. Diese einzelnen Messachsen, insbesondere Achsangaben der unteren Extremität, gelten aufgrund der großen Distanz der Messpunkte als robust in der Auswertung. Kleinere

Abweichungen in der Messwertdefinition haben dementsprechend einen nur geringen Einfluss auf die Achsbestimmung. Der Bestimmung der Beinachsen anhand von Ganzbeinstandaufnahmen wird eine Genauigkeit von ca. 1° zugeschrieben (78).

Für die Angabe der anatomischen Femurachse sind verschiedene Definitionen etabliert. In der Studie wurde die Definition der Achse entsprechend der operativen intramedullären Achse gewählt.

In der Untersuchung von Ganzbeinstandaufnahmen werden verschiedene Einflussfaktoren beschrieben (65). Insbesondere eine Verdrehung des Beines nach innen bzw. außen oder auch einer Beugstellung während der Aufnahme werden als relevante Ursachen für eine Fehlmessung angegeben. Nach Krackow et al. (51) führt Innenrotation zu Valgusfehlschätzung, Außenrotation zu Varusfehlschätzung ($0-2^\circ$ für den Rotationsbereich von $\pm 20^\circ$ Außen-/Innenrotation im Knie). In einer Arbeit von Swanson werden bei Varus- und Valgusdeformierten Extremitäten signifikant unterschiedliche Achsmessungen bei Rotation von 10° bei der Ganzbeinstandaufnahme gezeigt (93). Demgegenüber steht eine Studie von Wright an amputierten unteren Extremitäten, in der Innen- oder Außenrotation von 10° keine signifikanten Effekt auf die gemessenen Beinachsen haben (99). Jiang und Insall beschreiben, dass sogar Rotation bis 40° keine abweichenden Ergebnisse bringt. Letztere beide Studien erfolgten an Beinen mit normalem Alignment.

Für alle präoperativ erhobenen Aufnahmen wurde die in der Abteilung etablierte Standardtechnik angewandt, mit einer Zentrierung der Patellastellung zur Strahlenquelle und leichter Außenrotation des Fußes. Die Streckung des Beines sollte vom Patienten aktiv so weit als möglich durchgeführt werden.

Dementsprechend sind analog der oben zitierten Arbeiten durchaus Fehlmessungen für die präoperativ erhobenen Messwerte denkbar, die jedoch beide Kollektive in gleichem Maße beeinflussen.

Für die postoperative Technik der Ganzbeinstandaufnahme wurde wie im Methodenteil beschrieben eine optimierte Technik angewandt, um insbesondere Fehlmessungen durch eine Fehlrotation des Beines zu minimieren.

Die Rotation wurde in der vorliegenden Arbeit postoperativ nach o. g. Schema bestimmt (s. Kapitel 2.3 Radiologische Messungen) und ggf. eine zweite, korrigierte Aufnahme angefertigt. Diejenigen Fälle, bei denen nach Korrekturaufnahme noch eine nicht akzeptable Rotation bestand, wurden jedoch verworfen und gingen nicht in die Analysen mit ein. Eine Rotation von ± 1 nach Schema entspricht in etwa einer Verdrehung von 10° , so dass analog der o. g. Studien in der vorliegenden Arbeit besonders auf eine korrekte Auswertung der Röntgenaufnahmen geachtet wurde, um methodenbedingte Fehler der Auswertung möglichst zu reduzieren. Nach einer Korrekturaufnahme wiesen noch 9 Patienten eine nicht tolerable Rotation von -2 bzw. 2 nach Schema auf und wurden aus der Studie ausgeschlossen. Bei weiteren 3 Patienten konnten die notwendigen Röntgenaufnahmen nicht komplett akquiriert werden. Es wurden aus Gründen der Vergleichbarkeit nur die Fälle ausgewertet, die vollständig dokumentiert waren. Insgesamt konnten jeweils 44 Patienten je Gruppe ausgewertet werden.

4.3 Verbesserung der Implantationsergebnisse durch Navigation

Mittlerweile wurden bereits verschiedene Studien zum Vergleich der navigierten mit der konventionellen Op-Techniken veröffentlicht. Zum Zeitpunkt der Durchführung der Studie gab es bereits erste Hinweise, dass die Navigationstechnik eine höhere Präzision liefert (42, 43, 61). Während und nach Fertigstellung dieser Studie wurde von verschiedenen Arbeitsgruppen der Vorteil der Navigation in verschiedenen Veröffentlichungen entsprechend bestätigt. Die in dieser Studie erhobenen Daten wurden ebenfalls als Teil eines größeren Kollektivs bereits hochrangig publiziert (5). Eine Beinachsenabweichung nach Knieprothesenimplantation von mehr als 3° ist mit einem höheren Risiko des Prothesenversagens assoziiert (41, 52, 62, 67). Daher wird meist eine Beinachse von 0° - 3° postoperativ angestrebt. In den meisten Studien zum Outcome von Knieprothesenimplantationen wird deshalb die neutrale Beinachse zwischen 0° - 3° festgelegt, so auch in dieser Auswertung.

Grundsätzlich können bei der Knieprothesenimplantation durch mangelnde Planung, fehlerhafte Achskontrolle, Sägefehler und Fehler bei der Zementierung

Abweichungen entstehen. Darüber hinaus fehlen in der konventionellen Technik brauchbare Messverfahren, um die Genauigkeit der Implantation während der Operation zu überprüfen. Intraoperativ sind nur wenige Zentimeter des eröffneten Kniegelenkes sichtbar, so dass, besonders bei von der Norm abweichender Femur- oder Tibiaform, die Sägeschnitte fehlerhaft durchgeführt werden können (20, 29, 92). Die Achsausrichtung mit intra- und extramedullären Ausrichthilfen ist ebenfalls davon abhängig, dass die vorliegende Anatomie des Patienten nicht oder nur wenig von der Norm abweicht (79).

In der vorliegenden Arbeit lag die postoperative Beinachse der konventionell operierten Patienten in 14 Fällen (31.8%) bei über 3° Varus-/Valgus-Abweichung. Diese Werte liegen in etwa im gleichen Rahmen von Ergebnissen anderer Studien zu konventioneller Knieprothesenimplantation. Beispielsweise berichten Mahaluxmivala et al. (57) in der o. g. Untersuchung bezüglich der Auswirkung des Ausbildungsgrades des Operateurs auf das postoperative Ergebnis an 673 Implantaten über eine Abweichung von > 3° varisch bzw. valgisch in 24.7% der Fälle. Petersen et al. (73) beobachteten eine Varus-/Valgus-Abweichung von > 3° in 26% der Patienten, Kim et al. (47) berichten von einer Achsabweichung von über 2° in 42% der Fälle. Insgesamt ist von einer Abweichung der Beinachse von der optimalen Ausrichtung von innerhalb $\pm 3^\circ$ in etwa $\frac{1}{4}$ der Fälle bei der konventionellen Implantationstechnik auszugehen.

Im navigierten Verfahren zeigte sich eine signifikante Verbesserung des postoperativen Alignments gegenüber der konventionellen Technik. Bei nicht signifikantem Unterschied der beiden Gruppen in den präoperativen Messungen konnte postoperativ in der navigierten Gruppe eine mittlere Beinachsenabweichung von 0.2° valgisch (gegenüber 1° varisch in der Kontrollgruppe) erreicht werden ($p = 0.033$). Eine Achsabweichung von mehr als $\pm 3^\circ$ wurde in der navigiert operierten Gruppe in lediglich einem Fall (2.3%) gemessen. Dies liegt signifikant unter den 14 Fällen (31.8%) in der Kontrollgruppe. Auch im Vergleich mit den o. g. Studien (Mahaluxmivala et al. (57), Petersen et al. (73)), die eine Abweichung von > $\pm 3^\circ$ in ca. $\frac{1}{4}$ der Fälle beobachtet hatten, ist dies ein deutlich besseres Ergebnis.

Bauwens et al. (6) veröffentlichten 2007 eine Metaanalyse von 33 Studien unterschiedlicher methodologischer Qualität, die navigierte mit konventioneller Knieprothesenimplantation verglichen. Darin stellten sie für die navigierte Operationstechnik ein signifikant geringeres Risiko, postoperativ eine Beinachse von $> 3^\circ$ zu erlangen, fest. Die Reduktion des Risikos einer Achsabweichung von mehr als 3° wird in dieser Metanalyse mit 25% errechnet. Einige aktuellere dieser Studien, die CT-frei erfolgten, werden im Folgenden detailliert aufgeführt.

Anderson et al. (2) untersuchten eine Gruppe von 167 Patienten. 116 Patienten wurden mit dem Stryker-System navigiert Scorpio-Knieprothesen implantiert. Mittels matched-pair-Kriterien wurden diesen 51 konventionell operierte Patienten zugeordnet, die ebenfalls Scorpio-Prothesen erhielten. Hierbei zeigte sich in der navigierten Gruppe signifikant häufiger eine postoperativ neutrale Beinachseneinstellung (0° - 3° , $p < 0.02$).

In einer Studie, die von Bolognesi und Hofmann (8) veröffentlicht wurde, verglichen die Untersucher 50 navigiert operierte (Navitrack) mit 50 konventionell operierten Patienten. Hierbei handelte es sich um eine retrospektive Auswertung. Die Patienten erhielten Natural Knee II-Prothesen. Mit dem navigierten System konnten postoperativ signifikant geringere Werte für die Beinachsenabweichung erreicht werden ($p = 0.016$ für die tibiale, $p = 0.013$ für die femorale Komponente).

Durch Haaker et al. (31) wurden 100 mit dem Orthopilot-System navigiert operierte mit 100 konventionell operierten Patienten verglichen (Search-Prothesen in beiden Gruppen), die Zuteilung erfolgte nach matched-pair-Kriterien. Bei den mit dem navigierten System operierten Patienten war die Beinachse postoperativ signifikant häufiger im neutralen Bereich von 0° - 3° ($p = 0.002$).

Das größte Kollektiv dieser Metaanalyse wurde von Jenny et al. (44) untersucht. 235 Patienten wurden Search-Knieprothesen navigiert mit dem Orthopilot-System implantiert, ihnen wurden 235 Patienten nach matched-pair-Kriterien zugeteilt, bei denen die Implantation von ebenfalls Search-Prothesen mit konventioneller Technik erfolgte. Eine optimale Ausrichtung der Beinachse, definiert als Abweichung von 0° - 3° , wurde in der navigierten Gruppe signifikant häufiger erreicht ($p < 0.001$).

Eine weitere Gruppe um Kim et al. (47) beobachtete in einer retrospektiven Studie ebenfalls signifikant besser eingestellte Beinachsen nach Implantation von Duracon-Prothesen mit einem Navigationssystem (Stryker) im Vergleich zur manuellen

Instrumentation (69 navigiert vs. 78 konventionell operierte Patienten, $p = 0.001$ für eine Abweichung von 0° - 3°).

Matsumoto et al. (60) führten eine navigationsunterstützte Implantation an 30 Patienten durch, die Kontrollgruppe enthielt weitere 30 Patienten, die nach matched-pair-Kriterien zugeteilt wurden. Die Navigation erfolgte mit dem System von BrainLab, den Patienten wurden PFC-Sigma-Prothesen implantiert. Hier zeigte sich in den postoperativen Ganzbeinaufnahmen ebenfalls ein signifikanter Unterschied zugunsten der navigierten Technik (neutrale Ausrichtung 0° - 3° , $p < 0.05$).

Sparmann et al. (88) fanden ebenfalls signifikant bessere Ergebnisse bei der Ausrichtung der postoperativen Beinachse in der navigierten im Vergleich zur konventionell operierten, manuellen Implantation ($p < 0.0001$). Es wurden jeweils 120 Patienten Duracon-Prothesen implantiert, die Navigation erfolgte mit dem Stryker-System. Die Zuteilung erfolgte randomisiert.

Ebenfalls hochsignifikant bessere Werte mit navigierter Technik wurden in einer Studie von Zorman et al. (101) erreicht ($p < 0.0001$), die Auswertung erfolgte retrospektiv. 71 Patienten wurden mit dem BrainLab-System navigiert operiert, 64 Patienten konventionell. Alle Patienten erhielten LCS Complete-Prothesen.

Insgesamt werden also mit der navigierten Knieprothesenimplantation bessere Ergebnisse als mit den konventionellen Systemen erreicht. Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung sind vergleichbar mit den aktuellen Studien.

Hinsichtlich der Distanz der Traglinie zur Kniegelenksmitte ließen sich in dieser Studie entsprechend der vorgegebenen Winkelbeziehung zur Beinachse ähnlich positive Ergebnisse zugunsten der Navigation erreichen. Bei nichtsignifikantem Unterschied präoperativ ($p = 0.138$ für den Zahlwert bzw. $p = 0.291$ für den Absolutwert) ergaben sich postoperativ sowohl für den Zahlwert ($p = 0.008$) als auch für den Absolutwert der Distanz ($p = 0.001$) signifikant niedrigere Ergebnisse in der navigierten Gruppe, was ebenfalls für eine exaktere Achsausrichtung der navigiert implantierten Prothesen spricht.

In der konventionell operierten Gruppe lagen zwei Ausreißer im Sinne von einzelnen, äußerst stark abweichenden Werten, die nicht in die Messreihe passen, vor. Bei zwei Patienten wurde postoperativ eine Achsabweichung von 9° bzw. 9.5°

gemessen. Dies ging mit einer ebenfalls stark von den übrigen Messwerten der Gruppe abweichenden Distanz zwischen der Traglinie und der Kniegelenksmitte bei diesen Patienten einher (3.4 bzw. 3.8 cm). Eine Fehlmessung aufgrund von zu starker Rotation bei der Ganzbeinstandaufnahme wurde mit dem o. g. Schema ausgeschlossen, so dass bei diesen Fällen eindeutig die Rekonstruktion der neutralen Beinachse verfehlt wurde.

4.4 Ausrichtung der tibialen und femoralen Komponenten

Die Ausrichtung der femoralen und tibialen Komponenten wurde anhand der Dorsalneigung der Tibiakomponente bezüglich der Tibiametaphyse bzw. der Tibiahinterkante und an dem Winkel zwischen Femuroberkante und Femurkomponente beurteilt.

Bezüglich der Dorsalneigung der Tibiakomponente ergab sich postoperativ ein signifikanter Unterschied bei insgesamt geringerer Dorsalneigung in der navigiert implantierten Gruppe ($p = 0.001$ für die Dorsalneigung zur Diaphysenmitte und zur Tibiahinterkante). Der Mittelwert der navigiert operierten Gruppe lag bei 2.5° gegenüber 4.7° in der Kontrollgruppe. In der Literatur ist ein physiologischer Wert von 10° (13, 19, 25, 27, 37, 59, 68) angegeben. Grundsätzlich sind die heute angestrebten Werte für die Dorsalneigung der Tibia bei den verschiedenen Knieprothesensystemen unterschiedlich. Für das konventionelle Vorgehen werden Werte zwischen 3 und 7° angegeben. Beim navigierten Vorgehen war für das verwendete System ein Wert von 3° Dorsalneigung vom Hersteller empfohlen. Damit zeigt sich auch für diesen Wert eine sehr gute Übereinstimmung mit den postoperativen Röntgenkontrollen, bei geringerer Streuung als im konventionellen Vorgehen. Ein direkter Vergleich zum konventionellen Vorgehen ist jedoch nicht möglich, da hierbei mit den Instrumentarien keine echten Zielwerte eingestellt werden können und dies in erster Linie von der Erfahrung des Operateurs abhängt.

Auch bezüglich der Rotationsausrichtung der Implantatkomponenten stellt die Navigation eine Verbesserungsmöglichkeit dar. Stöckl et al. (90) beschreiben

signifikant bessere Ergebnisse in der navigierten vs. konventionellen Gruppe. Dieser Parameter ist auf postoperativen Röntgenaufnahmen nicht zu bewerten. Zu einer derartigen Analyse muss eine aufwendige CT Untersuchung durchgeführt werden, was aufgrund der Strahlenbelastung keine Routineuntersuchung darstellt. Diese Daten können anhand des vorliegenden Studiendesigns nicht überprüft werden.

5 Zusammenfassung

Die Prävalenz der Gonarthrose steigt in der Bevölkerung stetig an. Im fortgeschrittenen Stadium stellt die Knieprothesenimplantation eine wichtige und wirksame Therapieform dar. Wichtige Faktoren, eine lange Prothesenstandzeit zu erzielen, stellen die korrekte Platzierung der Prothesenkomponenten und eine optimierte postoperative Achsrekonstruktion des Beines dar. Die navigationsgestützte Knieprothesenimplantation wurde entwickelt, um die Fehlerquote in der Knieendoprothetik durch Fehlpositionierung zu senken. Mit der vorliegenden Arbeit sollten die Auswirkungen der navigationsgestützten Op-Technik im Vergleich zur konventionellen Technik untersucht werden.

Es wurden 44 Patienten, die eine navigationsgestützte Prothesenimplantation erhielten, mit 44 Patienten, die eine Prothesenimplantation mit konventionellen Instrumenten erhielten, in einer randomisierten Studie verglichen. Untersucht wurden demographische Daten (Alter, Geschlecht, Seite der Prothesenimplantation) sowie die Beinachsenabweichung prä- und postoperativ anhand von Ganzbeinstandaufnahmen sowie koronaren und lateralen Kniegelenksaufnahmen.

Hinsichtlich der demographischen Daten zeigten die beiden Gruppen eine hohe Übereinstimmung. In der präoperativen Beinachsenabweichung unterschieden sich die Gruppen ebenfalls nicht signifikant. Mit dem navigierten Verfahren konnte postoperativ eine signifikant bessere Achsausrichtung erzielt werden als mit dem konventionellen Verfahren. In der navigierten Gruppe wurde postoperativ eine mittlere Beinachsenabweichung von 1.4° (SD 1.1) erreicht, gegenüber 2.7° (SD 2.1) in der konventionell operierten Gruppe ($p < 0.001$).

Bestätigt durch die aktuelle Literatur zur navigationsgestützten Knieprothesenimplantation stellt dieses Verfahren also eine Verbesserung der Präzision im Vergleich zur konventionellen Technik dar. Mittlerweile hat sich diese Methode bereits zu einem etablierten Verfahren entwickelt. Mögliche Auswirkungen auf die Prothesenstandzeit sowie eine eventuelle funktionelle Verbesserung müssen aber erst in Langzeitstudien untersucht werden.

6 Anhang

6.1 Patientendaten

ID	Geschlecht	Alter	n/c	Seite	ID	Geschlecht	Alter	n/c	Seite
N1	m	62	n	li	C1	f	88	c	re
N2	f	55	n	li	C2	m	74	c	re
N3	f	68	n	li	C3	f	64	c	re
N4	f	65	n	li	C4	f	47	c	li
N5	f	75	n	re	C5	m	81	c	li
N6	m	78	n	li	C6	m	80	c	li
N7	f	75	n	li	C7	f	79	c	re
N8	m	67	n	re	C8	f	74	c	li
N9	f	65	n	li	C9	m	58	c	li
N10	f	72	n	re	C10	f	64	c	li
N11	f	58	n	re	C11	f	77	c	li
N12	f	73	n	li	C12	f	70	c	li
N13	f	68	n	re	C13	f	63	c	li
N14	f	55	n	re	C14	f	78	c	li
N15	f	88	n	li	C15	f	78	c	re
N16	f	82	n	li	C16	f	79	c	re
N17	m	70	n	li	C17	m	55	c	re
N18	f	66	n	re	C18	m	76	c	li
N19	m	80	n	li	C19	f	63	c	li
N20	f	83	n	re	C20	f	69	c	re
N21	f	80	n	li	C21	f	72	c	re
N22	f	71	n	re	C22	m	76	c	li
N23	m	72	n	re	C23	f	64	c	re
N24	f	73	n	re	C24	m	78	c	li
N25	m	78	n	re	C25	f	57	c	re
N26	m	61	n	re	C26	f	67	c	li
N27	m	82	n	re	C27	f	65	c	li
N28	f	56	n	re	C28	f	54	c	li
N29	f	70	n	li	C29	f	72	c	re
N30	f	76	n	li	C30	m	72	c	li
N31	f	58	n	li	C31	f	68	c	re
N32	m	72	n	li	C32	f	82	c	li
N33	f	62	n	li	C33	f	71	c	re
N34	m	69	n	li	C34	f	73	c	li
N35	f	71	n	li	C35	m	82	c	re
N36	m	69	n	li	C36	f	66	c	li
N37	f	65	n	re	C37	m	77	c	li
N38	m	64	n	re	C38	f	65	c	re
N39	f	79	n	li	C39	f	60	c	re
N40	f	70	n	re	C40	f	76	c	re
N41	f	72	n	li	C41	f	80	c	re
N42	f	78	n	re	C42	m	52	c	re
N43	m	73	n	re	C43	f	78	c	li
N44	f	72	n	li	C44	f	70	c	re

6.2 Präoperativ erhobene Parameter

ID	BA +-3	BA	BA(°)	BA (+/-)	Betrag A M Ei	A M Ei	W AF/MF
N1	varum	varum	6	6	2.2	-2.2	1.5
N2	neutral	varum	1	1	0.6	0.6	5
N3	valgum	valgum	12	-12	4.3	-4.3	9.5
N4	varum	varum	4	4	1.5	-1.5	7
N5	valgum	valgum	10	-10	3.5	-3.5	4
N6	varum	varum	8.5	8.5	3.5	3.5	5
N7	varum	varum	8	8	2.8	2.8	7
N8	varum	varum	15	15	5.8	5.8	9.5
N9	neutral	varum	1	1	0.4	0.4	8.5
N10	varum	varum	6	6	2.5	2.5	6.5
N11	neutral	varum	1	1	0.3	0.3	4.5
N12	varum	varum	10	10	3.5	3.5	6
N13	varum	varum	5	5	2	2	8
N14	varum	varum	12	12	3.8	3.8	7
N15	valgum	valgum	20.5	-20.5	6.9	-6.9	8
N16	varum	varum	9	9	3.2	3.2	11
N17	varum	varum	10.5	10.5	3.8	3.8	8
N18	varum	varum	17.5	17.5	5.8	5.8	8
N19	varum	varum	4	4	1.9	1.9	7
N20	valgum	valgum	13	-13	4.2	-4.2	5
N21	varum	varum	12	12	3.2	3.2	11
N22	neutral	varum	1	1	0.5	0.5	5
N23	varum	varum	5	5	2	2	8
N24	varum	varum	14	14	4.9	4.9	10
N25	varum	varum	10.5	10.5	4	4	9
N26	varum	varum	3.5	3.5	1.7	1.7	4
N27	varum	varum	3.5	3.5	1.3	1.3	9
N28	neutral	varum	2.5	2.5	1.1	1.1	8
N29	varum	varum	8.5	8.5	3.1	3.1	8
N30	varum	varum	10.5	10.5	3.8	3.8	8.5
N31	varum	varum	15	15	4.8	4.8	6.5
N32	varum	varum	5	5	2.2	2.2	6.5
N33	neutral	varum	1	1	0.5	0.5	5
N34	varum	varum	9.5	9.5	3.7	3.7	7.5
N35	varum	varum	9.5	9.5	3.7	3.7	6
N36	valgum	valgum	9.5	-9.5	3.1	-3.1	7.5
N37	neutral	varum	2.5	2.5	1	1	7.5
N38	varum	varum	11	11	4.3	4.3	7
N39	varum	varum	14	14	5.2	5.2	7.5
N40	varum	varum	7	7	2.85	2.85	7.5
N41	valgum	valgum	10	-10	2.8	-2.8	7
N42	varum	varum	3.5	3.5	1.4	1.4	7
N43	valgum	valgum	4	-4	1.2	-1.2	6
N44	valgum	valgum	5	-5	1.7	-1.7	8.5

ID	BA +3	BA	BA(°)	BA (+/-)	Betrag A M Ei	A M Ei	W AF/MF
C1	varum	varum	12	12	4.4	4.4	8
C2	varum	varum	14	14	5.8	5.8	9
C3	varum	varum	7	7	2.4	2.4	10
C4	valgum	valgum	11.5	-11.5	4.1	-4.1	4
C5	varum	varum	11.5	11.5	4.8	4.8	6.5
C6	varum	varum	10	10	4.2	4.2	10
C7	varum	varum	7	7	2.6	2.6	7.5
C8	varum	varum	11.5	11.5	3.7	3.7	7
C9	neutral	varum	2.5	2.5	1.3	1.3	7
C10	varum	varum	7.5	7.5	2.7	2.7	7.5
C11	varum	varum	11	11	3.8	3.8	4
C12	varum	varum	7.5	7.5	2.7	2.7	6.5
C13	varum	varum	6.5	6.5	2.4	2.4	7
C14	varum	varum	10.5	10.5	3.3	3.3	9
C15	valgum	valgum	8.5	-8.5	2.5	2.5	8.5
C16	valgum	valgum	10.5	-10.5	2.8	-2.8	5.5
C17	neutral	valgum	3	-3	0.9	-0.9	6
C18	varum	varum	7.5	7.5	2.8	2.8	7.5
C19	varum	varum	7	7	2.8	2.8	9
C20	valgum	valgum	7.5	-7.5	2.15	-2.15	6
C21	varum	varum	14	14	4.8	4.8	7
C22	varum	varum	11.5	11.5	5.8	5.8	12.5
C23	varum	varum	7.5	7.5	2.7	2.7	8.5
C24	varum	varum	11	11	4.3	4.3	7
C25	varum	varum	6.5	6.5	2.4	2.4	6.5
C26	neutral	varum	3	3	1.5	1.5	8
C27	varum	varum	4	4	1.7	1.7	9
C28	neutral	valgum	1	-1	0.1	-0.1	4
C29	varum	varum	9.5	9.5	3.5	3.5	7
C30	varum	varum	19	19	7.2	7.2	6
C31	varum	varum	13	13	4.3	4.3	8.5
C32	varum	varum	5.5	5.5	2.2	2.2	7.5
C33	neutral	varum	0.5	0.5	0.3	0.3	7.5
C34	varum	varum	9	9	3.3	3.3	5
C35	varum	varum	7	7	2.6	2.6	7
C36	valgum	valgum	10	-10	3.1	-3.1	7
C37	varum	varum	23	23	8.4	8.4	14.5
C38	varum	varum	5	5	1.9	1.9	5.5
C39	varum	varum	13	13	4.2	4.2	11
C40	varum	varum	7	7	2.9	2.9	5.5
C41	valgum	valgum	11	-11	3.5	-3.5	8
C42	varum	varum	5.5	5.5	2.7	2.7	7
C43	varum	varum	11.5	11.5	4.4	4.4	10
C44	valgum	valgum	9	-9	2.6	-2.6	5

6.3 Postoperativ erhobene Parameter

ID	W ATs/TP	W TH/TP	VU	W FO/P	BA+3	BA	BA(°)	BA (+/-)
N1	2	0	nein	6	neutral	varum	1	1
N2	0.5	0.5	nein	3	neutral	neutral	0	0
N3	-8	-5	nein	9	neutral	varum	1	1
N4	1.5	0	nein	4	neutral	valgum	2	-2
N5	5	6	ja	2	valgum	valgum	5	-5
N6	2	1	nein	8	neutral	valgum	1	-1
N7	3	0	ja	9	neutral	neutral	0	0
N8	1	-1.5	nein	8	neutral	valgum	1.5	-1.5
N9	1	0	nein	10	neutral	valgum	0.5	-0.5
N10	-	-	nein	5	neutral	valgum	1.5	-1.5
N11	0	-0.5	nein	3	neutral	valgum	2	-2
N12	2	1.5	nein	7	neutral	varum	1	1
N13	4	2	ja	6	neutral	valgum	2.5	-2.5
N14	5	3	ja	9	neutral	varum	1	1
N15	2	5	nein	10	neutral	varum	2	2
N16	5.5	5	nein	12.5	neutral	varum	3	3
N17	2	0.5	ja	10	neutral	valgum	1	-1
N18	-1	0	nein	6	neutral	varum	2.5	2.5
N19	2	2	nein	8	neutral	valgum	2.5	-2.5
N20	1	-0.5	nein	6	neutral	valgum	1.5	-1.5
N21	4	3	ja	7	neutral	valgum	2.5	-2.5
N22	5	6	ja	5	neutral	valgum	2.5	-2.5
N23	2	2	ja	10	neutral	varum	1	1
N24	2	5	nein	9	neutral	varum	0.5	0.5
N25	-	-	-	-	neutral	varum	0.5	0.5
N26	5	4	nein	2	neutral	neutral	0	0
N27	1.5	1	-	-	neutral	valgum	1.5	-1.5
N28	-	-	ja	14.5	neutral	valgum	2.5	-2.5
N29	5	3.5	-	-	neutral	varum	2	2
N30	-	-	nein	9.5	neutral	neutral	0	0
N31	-	-	nein	4.5	neutral	varum	3	3
N32	-	-	nein	5	neutral	neutral	0	0
N33	3.5	3	nein	0	neutral	varum	1.5	1.5
N34	6	4	nein	12	neutral	varum	1.5	1.5
N35	7	6	ja	12	neutral	valgum	1.5	-1.5
N36	4	3.5	nein	5	neutral	varum	1	1
N37	1.5	1	nein	6.5	neutral	valgum	1.5	-1.5
N38	2.5	0	nein	6	neutral	neutral	0	0
N39	4	2.5	ja	8	neutral	neutral	0	0
N40	1	0	nein	5	neutral	valgum	1.5	-1.5
N41	5	3.5	nein	8	neutral	varum	2.5	2.5
N42	3	3	nein	7.5	neutral	neutral	0	0
N43	0	-3	nein	9	neutral	valgum	1.5	-1.5
N44	-	-	nein	12	neutral	varum	0.5	0.5

ID	W ATs/TP	W TH/TP	VU	W FO/P	BA+3	BA	BA(°)	BA (+/-)
C1	3	1.5	nein	12	neutral	varum	2.5	2.5
C2	-	-	ja	10	neutral	neutral	0	0
C3	7	6	nein	5	varum	varum	4	4
C4	3.5	3.5	nein	5.5	neutral	valgum	3	-3
C5	-	-	nein	7	varum	varum	4.5	4.5
C6	-	-	ja	11	varum	varum	4.5	4.5
C7	-	-	nein	10	neutral	varum	1	1
C8	-	-	nein	2	varum	varum	4.5	4.5
C9	-	-	nein	14	valgum	valgum	4	-4
C10	-	-	nein	11	neutral	varum	1.5	1.5
C11	1	2	nein	8	neutral	varum	0.5	0.5
C12	4.5	4	ja	11	neutral	valgum	1.5	-1.5
C13	0.5	2	nein	14	varum	varum	5	5
C14	7	7	nein	7	neutral	varum	3	3
C15	4	4	nein	14.5	neutral	varum	0.5	0.5
C16	9	8	nein	9.5	neutral	valgum	1.5	-1.5
C17	5.5	4.5	nein	10	neutral	valgum	1.5	-1.5
C18	-	-	ja	12	neutral	varum	3	3
C19	5	5	nein	4.5	neutral	valgum	0.5	-0.5
C20	10	9	ja	6	neutral	varum	2	2
C21	5	3	ja	15	neutral	varum	2	2
C22	7	4	ja	18	neutral	neutral	0	0
C23	-	-	nein	6	neutral	varum	1.5	1.5
C24	5	4	ja	13.5	neutral	varum	3	3
C25	6.5	5	nein	8	neutral	valgum	3	-3
C26	-	-	nein	10	varum	varum	4	4
C27	-	-	nein	5	neutral	varum	1	1
C28	2	1	nein	8.5	neutral	varum	3	3
C29	5	4	nein	4.5	neutral	neutral	0	0
C30	4	3	nein	10	varum	varum	9.5	9.5
C31	5	4	nein	7.5	varum	varum	4	4
C32	3.5	2.5	nein	10	neutral	varum	2	2
C33	3	1.5	nein	17	neutral	varum	0.5	0.5
C34	8	7	nein	10	neutral	valgum	2.5	-2.5
C35	2	0.5	nein	12	neutral	valgum	1	-1
C36	4	4.5	nein	11	valgum	valgum	4	-4
C37	1	2.5	nein	10.5	varum	varum	9	9
C38	-	-	ja	9	neutral	varum	1	1
C39	-	-	nein	8	neutral	valgum	3	-3
C40	-	-	ja	15	neutral	valgum	2.5	-2.5
C41	-	-	nein	12	valgum	valgum	6	-6
C42	-	-	nein	5.5	neutral	valgum	1	-1
C43	-	-	ja	12.5	varum	varum	5	5
C44	-	-	nein	11	valgum	valgum	3.5	-3.5

ID	A M mTP	abs	W AF/MF	W PKF/MF	abs	W TP/MT	abs	V (ein-,aus+)
N1	0.5	0.5	6	1	1	0	0	1.5
N2	-0.05	0.05	6.5	1	1	-1	1	0
N3	0.8	0.8	7	0.5	0.5	0	0	0
N4	-0.7	0.7	7	1.5	1.5	-3	3	-1
N5	-1.8	1.8	4	-2	2	-1	1	1
N6	-0.4	0.4	5	1	1	-2	2	0
N7	-0.1	0.1	6.5	0	0	0	0	0
N8	-0.4	0.4	9	3.5	3.5	-2	2	-1.5
N9	-0.2	0.2	8	-1.5	1.5	0.5	0.5	0
N10	-0.5	0.5	9	0	0	-1	1	-1
N11	-0.6	0.6	3.5	2	2	-1	1	-1.5
N12	0.3	0.3	5	3	3	0.5	0.5	-1.5
N13	-0.6	0.6	9	1	1	-2	2	0
N14	0.6	0.6	6	3	3	-1	1	0
N15	0.6	0.6	7	3.5	3.5	-1	1	0
N16	0.8	0.8	8	3	3	-1	1	0
N17	-0.2	0.2	8	0	0	-0.5	0.5	0
N18	0.9	0.9	7.5	1	1	0.5	0.5	1
N19	-1	1	6	-0.5	0.5	-1	1	0
N20	-0.6	0.6	5	1	1	2.5	2.5	0
N21	-0.7	0.7	11	1	1	-2	2	0
N22	-1	1	5	0	0	-2	2	-1
N23	0.5	0.5	10.5	2	2	0	0	-1
N24	0	0	10	4	4	4	4	0
N25	0	0	8	1.5	1.5	-1	1	0
N26	-0.1	0.1	4	1	1	-0.5	0.5	0
N27	-0.4	0.4	10	-1	1	-1	1	0
N28	-0.85	0.85	7	-1	1	0	0	-1
N29	0.7	0.7	6.5	3	3	-0.5	0.5	0
N30	-0.1	0.1	7	0.5	0.5	-1	1	0
N31	1	1	6	3	3	1	1	0
N32	-0.1	0.1	6	-0.5	0.5	1	1	0
N33	0.6	0.6	5	2	2	1	1	-1
N34	0.7	0.7	10	0	0	0	0	1
N35	-0.5	0.5	6	2.5	2.5	-2.5	2.5	0
N36	0.45	0.45	7	1	1	0	0	0
N37	-0.6	0.6	7.5	2	2	-3	3	0
N38	-0.2	0.2	5.5	1.5	1.5	-0.5	0.5	-1
N39	-0.1	0.1	7	2	2	-1.5	1.5	0
N40	-0.4	0.4	8.5	2	2	-1	1	-1
N41	0.9	0.9	6.5	0	0	3	3	0
N42	0	0	7.5	-1	1	-0.5	0.5	0
N43	-0.5	0.5	6	-1	1	-0.5	0.5	0
N44	0.25	0.25	9	1	1	0	0	0

ID	A M mTP	abs	W AF/MF	W PKF/MF	abs	W TP/MT	abs	V (ein-,aus+)
C1	0.6	0.6	8.5	2.5	2.5	0	0	0
C2	-0.05	0.05	8	-2	2	1.5	1.5	0
C3	1.4	1.4	10	4	4	0	0	0
C4	-0.8	0.8	3	-4	4	2	2	1
C5	1.7	1.7	7	2	2	3	3	0
C6	1.7	1.7	9	4	4	0	0	0
C7	0.3	0.3	5	2	2	1	1	-1
C8	1.6	1.6	8.5	1	1	3	3	1
C9	-1.3	1.3	6.5	-3.5	3.5	0.5	0.5	0
C10	0.6	0.6	8	1.5	1.5	2	2	0
C11	0.3	0.3	6	-2	2	2	2	1
C12	-0.3	0.3	6	-2	2	1	1	0
C13	1.5	1.5	8	1	1	3	3	0
C14	1	1	9	1	1	2	2	0
C15	0.3	0.3	8	0	0	1	1	0
C16	-0.2	0.2	5	0	0	-1	1	0
C17	-0.3	0.3	6	-1.5	1.5	0.5	0.5	0
C18	1.3	1.3	6	2	2	1	1	0
C19	-0.1	0.1	9	1	1	-1	1	0
C20	0.8	0.8	6	2	2	0	0	0
C21	0.8	0.8	9.5	1	1	1.5	1.5	0
C22	-0.05	0.05	11.5	0	0	0	0	-1
C23	0.6	0.6	8	1	1	1	1	0
C24	1.3	1.3	6.5	-1.5	1.5	4	4	0
C25	-1	1	6	0	0	-2	2	0
C26	1.6	1.6	8	2.5	2.5	2.5	2.5	0
C27	0.4	0.4	8	1	1	0	0	0
C28	1	1	5	2	2	1	1	0
C29	-0.1	0.1	6	0	0	0	0	0
C30	3.8	3.8	8	8	8	3	3	0
C31	1.5	1.5	8	1.5	1.5	3	3	0
C32	1.7	1.7	7.5	0	0	3	3	0
C33	0.3	0.3	7	1	1	0.5	0.5	0
C34	-0.7	0.7	5	-2	2	1	1	-1
C35	-0.1	0.1	7.5	-3	3	3	3	1
C36	-1.2	1.2	6.5	-2	2	-0.5	0.5	0
C37	3.4	3.4	13.5	4	4	1	1	0
C38	0.5	0.5	5	-3.5	3.5	5.5	5.5	0
C39	-0.8	0.8	10	-1	1	2	2	0
C40	-0.9	0.9	5.5	-1	1	1	1	0
C41	-1.7	1.7	7.5	-4	4	0	0	1
C42	-0.2	0.2	6.5	-2	2	1.5	1.5	0
C43	1.7	1.7	9	4	4	1	1	0
C44	-1	1	4.5	-2	2	1	1	0

6.4 Abkürzungsverzeichnis

Geb.	Geburtsdatum
n/c	navigiert/konventionell
li/re	links/rechts
BA +3	Beinachse, Neutralbereich +3°
BA	Beinachse, Neutralbereich 0°
BA(°)	Betrag Beinachse in Grad
BA(+/-)	Absolutwert Beinachse in Grad
Betrag A M Ei	Betrag Distanz Traglinie - Kniegelenksmitte
A M Ei	Absolutwert Distanz Traglinie – Kniegelenksmitte
W AF/MF	Femurwinkel
W ATs/TP	Tibial slope
WTH/TP	Winkel Tibiahinterkante – Tibiaplateau
VU	Ventraler Undercut
WFO/P	Winkel Femuroberkante – Prothese
A M mTP	Betrag Distanz Traglinie – Kniegelenksmitte
abs	Absolutwert
W PKF/MF	Winkel Prothesenkondylen Femur – mechanische Femurachse
W TP/MT	Winkel Tibiaplateau – mechanische Tibiaachse
V	Verdrehung
Ø (± SD)	Mittelwert (± Standardabweichung)
n	Anzahl

7 Literaturverzeichnis

1. (Hrsg.), **S. B.** 1998. Gesundheitsbericht fuer Deutschland. Stuttgart: Verlag Metzler-Peter.
2. **Anderson, K. C., K. C. Buehler, and D. C. Markel.** 2005. Computer assisted navigation in total knee arthroplasty: comparison with conventional methods. *J Arthroplasty* **20**:132-8.
3. **Bach, C. M., I. E. Steingruber, S. Peer, M. Nogler, C. Wimmer, and M. Ogon.** 2001. Radiographic assessment in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*:144-50.
4. **Bathis, H., L. Perlick, C. Luring, T. Kalteis, and J. Grifka.** 2003. [CT-based and CT-free navigation in knee prosthesis implantation. Results of a prospective study]. *Unfallchirurg* **106**:935-40.
5. **Bathis, H., L. Perlick, M. Tingart, C. Luring, D. Zurakowski, and J. Grifka.** 2004. Alignment in total knee arthroplasty. A comparison of computer-assisted surgery with the conventional technique. *J Bone Joint Surg Br* **86**:682-7.
6. **Bauwens, K., G. Matthes, M. Wich, F. Gebhard, B. Hanson, A. Ekkernkamp, and D. Stengel.** 2007. Navigated total knee replacement. A meta-analysis. *J Bone Joint Surg Am* **89**:261-9.
7. **Berger, R. A., L. S. Crossett, J. J. Jacobs, and H. E. Rubash.** 1998. Malrotation causing patellofemoral complications after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*:144-53.
8. **Bolognesi, M., and A. Hofmann.** 2005. Computer navigation versus standard instrumentation for TKA: a single-surgeon experience. *Clin Orthop Relat Res* **440**:162-9.
9. **Bottros, J., B. Gad, V. Krebs, and W. K. Barsoum.** 2006. Gap balancing in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* **21**:11-5.
10. **Briard, J. L., and D. S. Hungerford.** 1989. Patellofemoral instability in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* **4 Suppl**:S87-97.
11. **Callaghan, J. J., J. N. Insall, A. S. Greenwald, D. A. Dennis, R. D. Komistek, D. W. Murray, R. B. Bourne, C. H. Rorabeck, and L. D. Dorr.** 2001. Mobile-bearing knee replacement: concepts and results. *Instr Course Lect* **50**:431-49.
12. **Chao, E. Y., E. V. Neluheni, R. W. Hsu, and D. Paley.** 1994. Biomechanics of malalignment. *Orthop Clin North Am* **25**:379-86.
13. **Chiu, K. Y., S. D. Zhang, and G. H. Zhang.** 2000. Posterior slope of tibial plateau in Chinese. *J Arthroplasty* **15**:224-7.
14. **Church, J. S., J. E. Scadden, R. R. Gupta, C. Cokis, K. A. Williams, and G. C. Janes.** 2007. Embolic phenomena during computer-assisted and conventional total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br* **89**:481-5.
15. **Clayton, M. L., and R. Thirupathi.** 1982. Patellar complications after total condylar arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*:152-5.
16. **Colizza, W. A., J. N. Insall, and G. R. Scuderi.** 1995. The posterior stabilized total knee prosthesis. Assessment of polyethylene damage and osteolysis after a ten-year-minimum follow-up. *J Bone Joint Surg Am* **77**:1713-20.
17. **Coull, R., M. J. K. Bankes, and D. J. Rossouw.** 1999. Evaluation of tibial component angles in 79 consecutive total knee arthroplasties. *Knee* **6**:235-237.

18. **Decking, R., Y. Markmann, J. Fuchs, W. Puhl, and H. P. Scharf.** 2005. Leg axis after computer-navigated total knee arthroplasty: a prospective randomized trial comparing computer-navigated and manual implantation. *J Arthroplasty* **20**:282-8.
19. **Dejour, H., and M. Bonnin.** 1994. Tibial translation after anterior cruciate ligament rupture. Two radiological tests compared. *J Bone Joint Surg Br* **76**:745-9.
20. **Delp, S. L., S. D. Stulberg, B. Davies, F. Picard, and F. Leitner.** 1998. Computer assisted knee replacement. *Clin Orthop Relat Res*:49-56.
21. **Dunbar, M. J.** 2001. Subjective outcomes after knee arthroplasty. *Acta Orthop Scand Suppl* **72**:1-63.
22. **Ewald, F. C., M. A. Jacobs, R. E. Miegel, P. S. Walker, R. Poss, and C. B. Sledge.** 1984. Kinematic total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am* **66**:1032-40.
23. **Ewald, F. C., R. J. Wright, R. Poss, W. H. Thomas, M. D. Mason, and C. B. Sledge.** 1999. Kinematic total knee arthroplasty: a 10- to 14-year prospective follow-up review. *J Arthroplasty* **14**:473-80.
24. **Felson, D. T., R. C. Lawrence, M. C. Hochberg, T. McAlindon, P. A. Dieppe, M. A. Minor, S. N. Blair, B. M. Berman, J. F. Fries, M. Weinberger, K. R. Lorig, J. J. Jacobs, and V. Goldberg.** 2000. Osteoarthritis: new insights. Part 2: treatment approaches. *Ann Intern Med* **133**:726-37.
25. **Genin, P., G. Weill, and R. Julliard.** 1993. [The tibial slope. Proposal for a measurement method]. *J Radiol* **74**:27-33.
26. **gGmbH, B. B. Q.** Qualitätsindikator "Basisstatistik: Knie-Totalendoprothesen-Erstimplantation" (Knie-Totalendoprothesen-Erstimplantation, Verfahrensjahr 2006). Online verfügbar unter: <http://www.bqs-qualitaetsindikatoren.de>.
27. **Giffin, J. R., T. M. Vogrin, T. Zantop, S. L. Woo, and C. D. Harner.** 2004. Effects of increasing tibial slope on the biomechanics of the knee. *Am J Sports Med* **32**:376-82.
28. **Gill, G. S., and A. B. Joshi.** 2001. Long-term results of Kinematic Condylar knee replacement. An analysis of 404 knees. *J Bone Joint Surg Br* **83**:355-8.
29. **Gosse, F., C. Brack, H. Gotte, M. Roth, O. Ruhmann, A. Schweikard, and M. Vahldiek.** 1997. [Robot-assisted knee endoprosthesis]. *Orthopade* **26**:258-66.
30. **Griffin, F. M., J. N. Insall, and G. R. Scuderi.** 2000. Accuracy of soft tissue balancing in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* **15**:970-3.
31. **Haaker, R. G., M. Stockheim, M. Kamp, G. Proff, J. Breitenfelder, and A. Ottersbach.** 2005. Computer-assisted navigation increases precision of component placement in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*:152-9.
32. **Harvey, I. A., M. P. Manning, S. A. Sampath, R. Johnson, and M. A. Elloy.** 1995. Alignment of total knee arthroplasty: the relationship to radiolucency around the tibial component. *Med Eng Phys* **17**:182-7.
33. **Hofmann, S., J. Romero, E. Roth-Schiffl, and T. Albrecht.** 2003. [Rotational malalignment of the components may cause chronic pain or early failure in total knee arthroplasty]. *Orthopade* **32**:469-76.
34. **Hood, R. W., M. Vanni, and J. N. Insall.** 1981. The correction of knee alignment in 225 consecutive total condylar knee replacements. *Clin Orthop Relat Res*:94-105.

35. **Hsu, H. P., A. Garg, P. S. Walker, M. Spector, and F. C. Ewald.** 1989. Effect of knee component alignment on tibial load distribution with clinical correlation. *Clin Orthop Relat Res*:135-44.
36. **Hvid, I., and S. Nielsen.** 1984. Total condylar knee arthroplasty. Prosthetic component positioning and radiolucent lines. *Acta Orthop Scand* **55**:160-5.
37. **Insall, J. N.** 1993. Total knee arthroplasty in rheumatoid arthritis. *Ryumachi* **33**:472.
38. **Insall, J. N., Haas, S.B.** 1993. Complications of total knee replacement. In: Insall JN, Windsor RE, Scott WN, Kelly MA, Aglietti P (eds) *Surgery of the knee*:891 -934.
39. **Insall, J. N., and M. Kelly.** 1986. The total condylar prosthesis. *Clin Orthop Relat Res*:43-8.
40. **Insall, J. N., P. F. Lachiewicz, and A. H. Burstein.** 1982. The posterior stabilized condylar prosthesis: a modification of the total condylar design. Two to four-year clinical experience. *J Bone Joint Surg Am* **64**:1317-23.
41. **Jeffery, R. S., R. W. Morris, and R. A. Denham.** 1991. Coronal alignment after total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br* **73**:709-14.
42. **Jenny, J. Y., and C. Boeri.** 2001. Computer-assisted implantation of total knee prostheses: a case-control comparative study with classical instrumentation. *Comput Aided Surg* **6**:217-20.
43. **Jenny, J. Y., and C. Boeri.** 2001. Navigiert implantierte Knie totalendoprothesen--Eine Vergleichsstudie zum konventionellen Instrumentarium. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* **139**:117-9.
44. **Jenny, J. Y., U. Clemens, S. Kohler, H. Kiefer, W. Konermann, and R. K. Miehke.** 2005. Consistency of implantation of a total knee arthroplasty with a non-image-based navigation system: a case-control study of 235 cases compared with 235 conventionally implanted prostheses. *J Arthroplasty* **20**:832-9.
45. **Kapandji, I. A.** 1964. *Illustrated Physiology Of Joints.* *Med Biol Illus* **14**:72-81.
46. **Katz, M. A., T. D. Beck, J. S. Silber, R. M. Seldes, and P. A. Lotke.** 2001. Determining femoral rotational alignment in total knee arthroplasty: reliability of techniques. *J Arthroplasty* **16**:301-5.
47. **Kim, S. J., M. MacDonald, J. Hernandez, and R. L. Wixson.** 2005. Computer assisted navigation in total knee arthroplasty: improved coronal alignment. *J Arthroplasty* **20**:123-31.
48. **Kohn, D., and S. Rupp.** 2000. [Knee endoprosthesis: aspects of surgical techniques]. *Orthopade* **29**:697-707.
49. **Kohn, D., and S. Schmolke.** 1996. [Arthrodesis following revision of a knee endoprosthesis. Literature review 1984-1994]. *Orthopade* **25**:153-7.
50. **Konig, A., and S. Kirschner.** 2003. [Long-term results in total knee arthroplasty]. *Orthopade* **32**:516-26.
51. **Krackow, K. A., C. L. Pepe, and E. J. Galloway.** 1990. A mathematical analysis of the effect of flexion and rotation on apparent varus/valgus alignment at the knee. *Orthopedics* **13**:861-8.
52. **Krackow, K. A., M. J. Phillips, M. Bayers-Thering, L. Serpe, and W. M. Mihalko.** 2003. Computer-assisted total knee arthroplasty: navigation in TKA. *Orthopedics* **26**:1017-23.
53. **Langenbach, M. R., J. Dohle, and H. Zirngibl.** 2002. [Determination of the axis after totalendoprosthesis of the knee: functional X-ray photography as golden standard]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* **140**:32-6.

54. **Laskin, R. S.** 1986. RMC total knee replacement. A review of 166 cases. *J Arthroplasty* **1**:11-9.
55. **Lavernia, C. J., J. F. Guzman, and A. Gachupin-Garcia.** 1997. Cost effectiveness and quality of life in knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*:134-9.
56. **Lonner, J. H., M. T. Laird, and S. A. Stuchin.** 1996. Effect of rotation and knee flexion on radiographic alignment in total knee arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res*:102-6.
57. **Mahaluxmivala, J., M. J. Bankes, P. Nicolai, C. H. Aldam, and P. W. Allen.** 2001. The effect of surgeon experience on component positioning in 673 Press Fit Condylar posterior cruciate-sacrificing total knee arthroplasties. *J Arthroplasty* **16**:635-40.
58. **Mancuso, C. A., C. S. Ranawat, J. M. Esdaile, N. A. Johanson, and M. E. Charlson.** 1996. Indications for total hip and total knee arthroplasties. Results of orthopaedic surveys. *J Arthroplasty* **11**:34-46.
59. **Matsuda, S., H. Miura, R. Nagamine, K. Urabe, T. Ikenoue, K. Okazaki, and Y. Iwamoto.** 1999. Posterior tibial slope in the normal and varus knee. *Am J Knee Surg* **12**:165-8.
60. **Matsumoto, T., N. Tsumura, M. Kurosaka, H. Muratsu, R. Kuroda, K. Ishimoto, K. Tsujimoto, R. Shiba, and S. Yoshiya.** 2004. Prosthetic alignment and sizing in computer-assisted total knee arthroplasty. *Int Orthop* **28**:282-5.
61. **Mielke, R. K., U. Clemens, J. H. Jens, and S. Kershally.** 2001. [Navigation in knee endoprosthesis implantation--preliminary experiences and prospective comparative study with conventional implantation technique]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* **139**:109-16.
62. **Moreland, J. R.** 1988. Mechanisms of failure in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*:49-64.
63. **Murray, D. W., and S. J. Frost.** 1998. Pain in the assessment of total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br* **80**:426-31.
64. **Niethard FU, P. J.** 1989. p. 167, 447, *Orthopädie*. Hippokrates Verlag Stuttgart.
65. **Oberst, M., C. Bertsch, S. Wurstlin, and U. Holz.** 2003. [CT analysis of leg alignment after conventional vs. navigated knee prosthesis implantation. Initial results of a controlled, prospective and randomized study]. *Unfallchirurg* **106**:941-8.
66. **Olcott, C. W., and R. D. Scott.** 1999. The Ranawat Award. Femoral component rotation during total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*:39-42.
67. **Oswald, M. H., R. P. Jakob, E. Schneider, and H. M. Hoogewoud.** 1993. Radiological analysis of normal axial alignment of femur and tibia in view of total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* **8**:419-26.
68. **Paley, D., J. E. Herzenberg, K. Tetsworth, J. McKie, and A. Bhave.** 1994. Deformity planning for frontal and sagittal plane corrective osteotomies. *Orthop Clin North Am* **25**:425-65.
69. **Paley, D., and J. Pfeil.** 2000. [Principles of deformity correction around the knee]. *Orthopade* **29**:18-38.
70. **Paley, D., and K. Tetsworth.** 1992. Mechanical axis deviation of the lower limbs. Preoperative planning of uniapical angular deformities of the tibia or femur. *Clin Orthop Relat Res*:48-64.

71. **Pape, D., R. Seil, F. Adam, S. Rupp, D. Kohn, and P. Lobenhoffer.** 2004. [Imaging and preoperative planning of osteotomy of tibial head osteotomy]. *Orthopade* **33**:122-34.
72. **Peat, G., R. McCarney, and P. Croft.** 2001. Knee pain and osteoarthritis in older adults: a review of community burden and current use of primary health care. *Ann Rheum Dis* **60**:91-7.
73. **Petersen, T. L., and G. A. Engh.** 1988. Radiographic assessment of knee alignment after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* **3**:67-72.
74. **Pietsch, M., and S. Hofmann.** 2006. [Value of radiographic examination of the knee joint for the orthopedic surgeon]. *Radiologe* **46**:55-64.
75. **Rand, J. A., and M. B. Coventry.** 1988. Ten-year evaluation of geometric total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*:168-73.
76. **Rand, J. A., and D. M. Ilstrup.** 1991. Survivorship analysis of total knee arthroplasty. Cumulative rates of survival of 9200 total knee arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am* **73**:397-409.
77. **Rand, J. A., R. T. Trousdale, D. M. Ilstrup, and W. S. Harmsen.** 2003. Factors affecting the durability of primary total knee prostheses. *J Bone Joint Surg Am* **85-A**:259-65.
78. **Rauh, M. A., J. Boyle, W. M. Mihalko, M. J. Phillips, M. Bayers-Thering, and K. A. Krackow.** 2007. Reliability of measuring long-standing lower extremity radiographs. *Orthopedics* **30**:299-303.
79. **Reed, M. R., W. Bliss, J. L. Sher, K. P. Emmerson, S. M. Jones, and P. F. Partington.** 2002. Extramedullary or intramedullary tibial alignment guides: a randomised, prospective trial of radiological alignment. *J Bone Joint Surg Br* **84**:858-60.
80. **Reed, S. C., and J. Gollish.** 1997. The accuracy of femoral intramedullary guides in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* **12**:677-82.
81. **Ritter, M. A., P. M. Faris, E. M. Keating, and J. B. Meding.** 1994. Postoperative alignment of total knee replacement. Its effect on survival. *Clin Orthop Relat Res*:153-6.
82. **Robertsson, O., K. Knutson, S. Lewold, and L. Lidgren.** 2001. The Swedish Knee Arthroplasty Register 1975-1997: an update with special emphasis on 41,223 knees operated on in 1988-1997. *Acta Orthop Scand* **72**:503-13.
83. **Romero, J., T. Stahelin, T. Wyss, and S. Hofmann.** 2003. [Significance of axial rotation alignment of components of knee prostheses]. *Orthopade* **32**:461-8.
84. **Saragaglia D, P. F.** 2003. Computergestützte Implantation von Knieendoprothesen ohne präoperative bildgebende Verfahren: Das kinematische Modell, p. 199-206, *Navigation und Robotic in der Gelenk- und Wirbelsäulen Chirurgie*. Springer, Berlin, Heidelberg, New York.
85. **Scuderi, G. R., J. N. Insall, R. E. Windsor, and M. C. Moran.** 1989. Survivorship of cemented knee replacements. *J Bone Joint Surg Br* **71**:798-803.
86. **Seon, J. K., and E. K. Song.** 2005. Functional impact of navigation-assisted minimally invasive total knee arthroplasty. *Orthopedics* **28**:s1251-4.
87. **Shearman, C. M., E. A. Brandser, M. H. Kathol, W. A. Clark, and J. J. Callaghan.** 1998. An easy linear estimation of the mechanical axis on long-leg radiographs. *AJR Am J Roentgenol* **170**:1220-2.

88. **Sparmann, M., B. Wolke, H. Czupalla, D. Banzer, and A. Zink.** 2003. Positioning of total knee arthroplasty with and without navigation support. A prospective, randomised study. *J Bone Joint Surg Br* **85**:830-5.
89. **Spirig, B.** 1966. [The diagnosis of axis disorders of the lower extremity]. *Z Unfallmed Berufskr* **59**:11-26.
90. **Stockl, B., M. Nogler, R. Rosiek, M. Fischer, M. Krismer, and O. Kessler.** 2004. Navigation improves accuracy of rotational alignment in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*:180-6.
91. **Stukenborg-Colsman, C., and C. J. Wirth.** 2000. [Knee endoprosthesis: clinical aspects]. *Orthopade* **29**:732-8.
92. **Stulberg, S. D., P. Loan, and V. Sarin.** 2002. Computer-assisted navigation in total knee replacement: results of an initial experience in thirty-five patients. *J Bone Joint Surg Am* **84-A Suppl 2**:90-8.
93. **Swanson, K. E., G. W. Stocks, P. D. Warren, M. R. Hazel, and H. F. Janssen.** 2000. Does axial limb rotation affect the alignment measurements in deformed limbs? *Clin Orthop Relat Res*:246-52.
94. **Takahashi, T., Y. Wada, and H. Yamamoto.** 1997. Soft-tissue balancing with pressure distribution during total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* **79**:235-9.
95. **Teter, K. E., D. Bregman, and C. W. Colwell, Jr.** 1995. Accuracy of intramedullary versus extramedullary tibial alignment cutting systems in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*:106-10.
96. **Tew, M., and W. Waugh.** 1985. Tibiofemoral alignment and the results of knee replacement. *J Bone Joint Surg Br* **67**:551-6.
97. **Trepte, C. T., and K. Pfanzelt.** 2003. [Soft tissue balancing in total condylar knee arthroplasty]. *Zentralbl Chir* **128**:70-3.
98. **Vince, K. G., J. N. Insall, and M. A. Kelly.** 1989. The total condylar prosthesis. 10- to 12-year results of a cemented knee replacement. *J Bone Joint Surg Br* **71**:793-7.
99. **Wright, J. G., N. Treble, and A. R. Feinstein.** 1991. Measurement of lower limb alignment using long radiographs. *J Bone Joint Surg Br* **73**:721-3.
100. **Yau, W. P., K. Y. Chiu, J. L. Zuo, W. M. Tang, and T. P. Ng.** 2008. Computer navigation did not improve alignment in a lower-volume total knee practice. *Clin Orthop Relat Res* **466**:935-45.
101. **Zorman, D., P. Etuin, H. Jennart, D. Scipioni, and S. Devos.** 2005. Computer-assisted total knee arthroplasty: comparative results in a preliminary series of 72 cases. *Acta Orthop Belg* **71**:696-702.

8 Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name	Hempel
Vorname	Ursula
Geburtsdatum/-ort	16.02.1978 in Osterhofen

Studium

10/1997 – 09/1998	Studium der Psychologie an der Universität Regensburg
10/1998 – 03/2005	Studium der Humanmedizin an der Universität Regensburg

Berufstätigkeit:

05/2005 – 12/2005	Assistenzärztin (Volontärin) im Hospital Central da Beira, Mosambik
01/2006 – 09/2007	Assistenzärztin in der Abteilung für Innere Medizin I am Klinikum der Universität Regensburg
10/2007 – 10/2009	Forschungstätigkeit am „Ragon Institut of Massachusetts General Hospital, Harvard and MIT“ (vormalig „Partners AIDS Research Center“), Boston, Massachusetts, USA
11/2009 – 01/2010	Assistenzärztin in der Abteilung für Innere Medizin I am Klinikum der Universität Regensburg
02/2010 – 07/2010	Forschungstätigkeit und Assistenzärztin in der Abteilung für Pädiatrie am Kimberley Hospital, Südafrika
seit 08/2010	Assistenzärztin in der Abteilung für Pädiatrie am Klinikum der Universität Regensburg

9 Erklärung

Ich erkläre, dass ich die der Universität Regensburg zur Promotion eingereichte Dissertation mit dem Titel

Verbesserung der Knieprothesenimplantation durch Navigation

in der Klinik und Poliklinik für Orthopädie unter der Leitung von Herrn Prof. Dr. J. Grifka ohne sonstige Hilfe durchgeführt und bei der Abfassung der Dissertation keine anderen als die dort aufgeführten Mittel benutzt habe.

Ich habe bisher an keiner in- oder ausländischen Fakultät ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht, noch diese oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Straubing, November 2009

Ursula Hempel

10 Danksagung

Ich möchte allen, die mir bei der Erstellung der Arbeit geholfen haben, meinen großen Dank aussprechen.

Ich danke meinem Doktorvater Prof. Dr. J. Grifka für die freundliche Überlassung des Themas und die Unterstützung.

Großer Dank gebührt auch meinem Betreuer Priv. Doz. Dr. H. Bähis. Von Anfang bis Ende der Dissertation stand er mir beratend und helfend zur Seite. Ohne ihn wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen.

Außerdem danke ich Dr. B. Ehrenstein, der mich freundlicherweise bei der statistischen Auswertung der Daten unterstützte.

Schließlich danke ich meiner Familie. Sie stand und steht mir in allen Lebenslagen zur Seite.