

Aus dem Klinikum Osnabrück
Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie
Vorstand: Professor Dr. med. U. Mommsen

Navigation in der Kniegelenksendoprothetik

Klinische und röntgenologische Evaluation des OrthoPilot[®]-Systems
am Patientengut des Klinikums Osnabrück

Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin,
dem Fachbereich Medizin
der
Universität Hamburg

vorgelegt von
Casper Grim
aus Osnabrück

Hamburg, 2004

Angenommen vom Fachbereich Medizin
der Universität Hamburg am: 04.08.2004

Veröffentlicht mit Genehmigung des Fachbereichs
Medizin der Universität Hamburg.

Prüfungsausschuss, die/der Vorsitzende/r: Prof. Dr. U. Mommsen

Prüfungsausschuss: 2. Gutachter/in: Prof. Dr. N. Meenen

Prüfungsausschuss: 3. Gutachter/in: Prof. J. Windolf

Inhalt

1	Einleitung	3
1.1	Erläuterung der Thematik	3
1.2	Problemstellung	5
1.3	Ziel der Arbeit.....	6
2	Methoden und Materialien	7
2.1	Allgemeine Beschreibung des OrthoPilot®-Systems.....	7
2.2	Die Operation mit dem OrthoPilot®-System	8
2.3	Patienten	11
2.4	Röntgenologische Evaluation	13
2.5	Klinische Evaluation.....	16
2.6	Allgemeine Anforderungen an die Prothesenimplantation.....	17
2.7	Der Einsatz des OrthoPilot®-Systems.....	18
2.7.1	Allgemeine anamnestiche Erwägungen bei der operativen Therapie der Gonarthrose	18
2.7.2	Indikationskriterien.....	18
2.7.3	Kontraindikationen	19
2.7.4	Ziele.....	22
2.8	Komplikationen	22
2.8.1	Allgemeine Risiken und Komplikationen	22
2.8.2	Komplikationen	23
3	Resultate.....	24
3.1	Röntgenologische Evaluation der Achsverhältnisse.....	24
3.1.1	Mechanische Beinachse postoperativ.....	24
3.1.2	Femurkomponente frontal	25
3.1.3	Tibiakomponente frontal	26
3.1.4	Femurkomponente lateral.....	28
3.1.5	Tibiakomponente lateral.....	28
3.2	Klinische Evaluation mit dem Knee Society Score	30
3.2.1	Knee Score.....	30
3.2.2	Function Score.....	31
3.2.3	Bewegungsumfang	32
3.3	Komplikationen	33

3.3.1 Arthrofibrose	34
4 Diskussion	35
4.1 Bewertung der Ergebnisse	35
4.1.1 Achsvermessungen	35
4.1.2 Besondere Aspekte bei den Ergebnissen der Achsvermessung	36
4.1.3 Der Knee Society Score (KSS).....	37
4.1.4 Literaturvergleich der klinischen Ergebnisse	38
4.1.5 Bewegungsumfang	39
4.2 Messmethoden	40
4.3 Spezielle Aspekte des Operationsverfahrens	40
4.3.1 Zur Rotationsposition	40
4.3.2 Andere Anwendungsmöglichkeiten	41
4.3.3 Vor- und Nachteile der vorgestellten Methode	42
5 Ausblick	45
6 Zusammenfassung	47
7 Literaturverzeichnis	49
8 Lebenslauf	53
9 Danksagung	54
Appendix	55

1 Einleitung

1.1 Erläuterung der Thematik

Die Implantation von Kniegelenksendoprothesen ist seit Jahren ein fester und wichtiger Bestandteil in der operativen Behandlung der Gonarthrose. In den letzten Jahrzehnten hat der Einsatz von künstlichen Kniegelenken mit dem Ziel, Schmerzen zu lindern und Bewegungseinschränkungen zu verbessern, deutlich zugenommen. Die Zahl der durchgeführten Implantationen belief sich in Deutschland im Jahr 1997 auf 466 pro 1 Millionen Einwohner (Jerosch and Floren 2000). Wurden in den USA 1995 insgesamt noch 243.919 Kniegelenksendoprothesen eingesetzt, so geht man für das Jahr 2030 bereits von 454.000 Implantationen aus (Saleh, Macaulay et al. 2001). Auch für Deutschland wird für die kommenden Jahre ein kontinuierlicher Anstieg der Implantationszahlen erwartet (Fuchs and Jerosch 1996). Bezüglich der Behandlung der Gonarthrose, deren Inzidenz mit bis zu 90% bei den über 60-jährigen angegeben wird (DGOT 1999), ergibt sich somit eine große sozialmedizinische Bedeutung.

Das Streben nach stetiger Verbesserung der Prothesenversorgung erfordert detaillierte Kenntnisse über Standzeiten und klinische Ergebnisse; bei der Betrachtung von Langzeitstudien, die sich über mehr als zehn Jahre erstrecken, findet man Prothesenüberlebensraten von 75% bis über 95% (Knutson, Lindstrand et al. 1986; Scuderi, Insall et al. 1989; Vince, Insall et al. 1989; Laskin 1990; Ranawat, Flynn et al. 1993; Knutson, Lewold et al. 1994; Font-Rodriguez, Scuderi et al. 1997; Laskin 1999; Rodriguez, Bhende et al. 2001; Schwitalle, Salzmann et al. 2001).

Hauptursache für ein Versagen des Implantats ist – noch vor der Protheseninfektion – die aseptische Lockerung (Knutson, Lewold et al. 1994), deren Verhältnis zur Achsausrichtung in zahlreichen Studien belegt wird. So erkennen Lotke et al. (Lotke and Ecker 1977) bereits 1977, dass für gute klinische Langzeitresultate, minimalen Polyethylenverschleiß und möglichst geringes

Implantatversagen eine korrekte Positionierung der Prothesenkomponenten von größter Bedeutung ist.

Feng et al. (Feng, Stulberg et al. 1994) machen für klinisches und radiologisches Implantatversagen eine unzureichende Achsausrichtung der unteren Extremität (tibio-femorale Winkel kleiner als 4° und größer als 8°) und eine Varusausrichtung der Tibiakomponente von mehr als 5° verantwortlich.

Jeffery et al. (Jeffery, Morris et al. 1991) stellen eine Lockerungsrate von 3% bei einer korrekten Achsausrichtung der Prothesenkomponenten zwischen 3° varus und 3° valgus fest. Demgegenüber steht eine Lockerungsrate von 24% bei unzureichender Ausrichtung der Beinachse von mehr als 3° varus oder valgus.

Ritter et al. (Ritter, Faris et al. 1994) schließlich berichten ebenfalls über einen Zusammenhang zwischen postoperativer Ausrichtung der Beinachse und dem Prothesenversagen durch aseptische Lockerung. Um gute Langzeitergebnisse zu erzielen, wird eine Ausrichtung der Beinachse in neutraler oder leicht valgischer Position empfohlen.

Es zeigt sich also, dass eine exakte Ausrichtung der Beinachse von großer Wichtigkeit ist, um die Lebensdauer der Prothese zu erhöhen und die klinischen Ergebnisse zu verbessern. Für eine akkurate Bewertung der verschiedenen Prothesensysteme ist eine detaillierte Dokumentation und eine genaue Kenntnis sowohl der klinischen als auch der röntgenologischen Operationsergebnisse allerdings unerlässlich.

Um den klinischen Erfolg der Implantation einer Kniegelenksendoprothese bewerten zu können, werden klinische Beurteilungssysteme, so genannte Scores, verwendet, anhand derer Parameter wie Beweglichkeit, Schmerz und Stabilität sowie die Funktionsfähigkeit im täglichen Leben überprüft werden. Zur Evaluation des klinischen Operationserfolges werden der prä- und postoperative Score miteinander verglichen und die durchschnittlichen Veränderungen errechnet. Die einheitliche Verwendung dieser Bewertungssysteme gestattet einen statistisch abgesicherten Vergleich der klinischen Ergebnisse verschiedener Studien (DGOT 1999).

Die Auswertung der röntgenologisch erfassten Daten in Bezug auf die Achsverhältnisse ermöglicht des Weiteren die Beurteilung des Operationsergebnisses im Sinne der Prothesenausrichtung. Auf der Grundlage der

röntgenologischen und klinischen Resultate lassen sich abschließend Aussagen über die Qualität der entsprechenden Behandlungsmethode treffen.

1.2 Problemstellung

Die mechanischen intra- und extramedullären Ausrichtungssysteme, die für die achsgerechte Implantation der Prothesenkomponenten entwickelt wurden, sind im Laufe der Zeit stetig verbessert worden. In den letzten zwanzig Jahren konnte somit zwar eine stets akkuratere Ausrichtung der Implantate erreicht werden, doch trotz dieser ausgeklügelten Ausrichtungssysteme gelingt die angestrebte optimale, achsgenaue Implantation der Prothesenkomponenten in über 10% der Fälle nicht (Ritter, Faris et al. 1994; Teter, Bregman et al. 1995). So berichten Teter et al. (Teter, Bregman et al. 1995), dass 8% der tibialen Schnitte mehr als 4° Abweichung von der optimalen Orientierung zur mechanischen Beinachse aufweisen, wenn ein extramedulläres Ausrichtungssystem verwendet wird. Selbst mit dem anspruchsvolleren intramedullären Ausrichtungssystem ist es für den Operateur schwierig, die Beinachse innerhalb der Grenzen von 2–3° varus oder valgus zu positionieren (Ritter, Faris et al. 1994).

Die partiell ungenaue und damit nicht zufriedenstellende Achsausrichtung, die mit mechanischen Ausrichtungssystemen zuwege gebracht wird, trieb in den letzten Jahren die Entwicklung computergestützter Operationsverfahren voran. Da diese Navigationssysteme jedoch erst relativ kurze Zeit zur Anwendung kommen, gibt es bis dato nur wenige Studien, die Aufschluss über die Ergebnisse der computernavigierten Prothesenimplantation geben könnten. Ziel eines solchen Systems ist es, nicht nur präzise, sondern konstant präzise Resultate bezüglich der Achsverhältnisse zu erreichen und damit zur Verbesserung der klinischen und röntgenologischen Ergebnisse der Kniegelenksendoprothetik beizutragen. Außerdem sind bei einer akkuraten Implantation der Prothesenkomponenten mit Hilfe eines Navigationssystems längere Standzeiten der Prothesen zu erwarten, da die axiale Belastung einen geringeren Polyethylenabrieb bewirkt und auch die Zahl der aseptischen Lockerungen zurückgehen sollte (Lotke and Ecker 1977; Knutson, Lindstrand et al. 1986; Hsu, Garg et al. 1989; Feng, Stulberg et al. 1994; Knutson, Lewold et al. 1994; Ritter, Faris et al. 1994).

In der vorliegenden Studie wurde das Navigationssystem OrthoPilot[®] der Firma Aesculap[®] (Tüttlingen) verwendet. Nach der Einteilung von Pott et al. handelt es sich hierbei um ein kinematisches Navigationssystem (Pott and Schwarz 2002), dessen Implantationspräzision experimentell mit 1° für Winkel und 1mm für Abstände bemessen wurde (Delp, Stulberg et al. 1998). Zu den Ergebnissen, die mit diesen kinematischen Navigationssystemen erreicht werden, stehen zurzeit jedoch nur wenige Forschungsarbeiten zur Verfügung (Jenny and Boeri 2001; Jenny and Boeri 2001; Jenny and Boeri 2001; Kiefer, Langemeyer et al. 2001; Mielke, Clemens et al. 2001).

Bei den bis zu diesem Zeitpunkt zu dem Thema publizierten Daten handelt es sich ausschließlich um röntgenologische Ergebnisse; es konnten keine Veröffentlichungen über die klinischen Ergebnisse der navigierten Kniegelenksendoprothesen gefunden werden. Um aber die Qualität eines neuen Operationssystems beurteilen zu können, ist es, wie bereits beschrieben, notwendig, die damit erzielten Resultate erschöpfend zu dokumentieren und auch Erfahrungswerte, die bisher nur begrenzt vorliegen, in eine umfassende Analyse einzubeziehen.

1.3 Ziel der Arbeit

In dieser Studie sollen die Ergebnisse der im Zeitraum von Januar 2000 bis November 2001 am Klinikum Osnabrück durchgeführten navigierten Kniegelenksprothesenimplantationen mit dem OrthoPilot[®]-System erfasst und detailliert dargestellt werden. Die röntgenologischen Ergebnisse werden dabei durch die Vermessung der Achsverhältnisse gewonnen, die klinischen Ergebnisse werden durch die Erhebung des Knee Society Scores ermittelt. Die erhobenen Daten sollen anschließend vor dem Hintergrund der zu diesem Thema publizierten Literatur diskutiert werden.

2 Methoden und Materialien

2.1 Allgemeine Beschreibung des OrthoPilot®-Systems

Das OrthoPilot®-Navigationssystem errechnet die mechanische Achse des Beines mit Hilfe einer intraoperativen, kinematischen Analyse. Infrarottransmitter werden an Tibia und Femur fixiert und zusammen mit einem zusätzlichen mobilen Transmitter durch eine Infrarotkamera erfasst. Ein Computer mit interaktiver Software, der vom Operateur über ein Fußpedal bedient werden kann, führt die Berechnung der Achsverhältnisse durch. Auf Basis dieser Informationen wird es dem Operateur ermöglicht, die Schnittflächen an Tibia und Femur korrekt zu positionieren.

Bei der ersten Version des Navigationssystems war für die Berechnung der mechanischen Achse ein zusätzlicher Transmitter, der auf dem ventralen Anteil der Crista iliaca fixiert wurde, erforderlich. Diese Variante konnte in der Anfangsphase komplikationslos eingesetzt werden, war aber nach Modifizierung der Software entbehrlich und ist somit nicht mehr Bestandteil des Instrumentariums. Bei dem im Folgenden beschriebenen Navigationssystem handelt es sich um die bereits angepasste Version des OrthoPilot®-Systems, bei der der Hüfttransmitter nicht mehr zum Einsatz kommt.

Im Vergleich zum herkömmlichen Instrumentarium dürfen von diesem Navigationssystem folgende Verbesserungen erwartet werden:

- Positionierung der Implantate mit präziser Achsausrichtung
- CT-freie Navigation und somit geringe Strahlenbelastung für den Patienten
- Unterstützung bei der Wahl der korrekten Implantatgröße
- Unterstützung bei der Wahl der korrekten Schnittflächen unter Berücksichtigung folgender Faktoren:
 - Korrektur der arthrotischen Deformitäten im Sinne einer präzisen Achsausrichtung
 - Exakte Positionierung der Femurkomponente in Bezug auf ihre Rotationsposition

Mit dem OrthoPilot[®]-System können die Search[®] Evolution LC- und LCR-Prothesen zur navigierten Implantation eingesetzt werden. Bei den Search[®] Evolution LCR-Implantaten kommt ein Rotationsinlay für die Tibiakomponente zum Einsatz. Sollte das Navigationssystem versagen, kann jederzeit auf das konventionelle Instrumentarium zurückgegriffen werden.

2.2 Die Operation mit dem OrthoPilot[®]-System

Der Patient wird, wie bei der konventionellen Methode auch, auf dem Rücken gelagert. Zum Anlegen der Blutsperrung wird eine Tourniquet-Manschette verwendet, wobei darauf geachtet wird, dass Hüft-, Knie- und Sprunggelenk frei beweglich sind. Der Fuß wird in das Operationsfeld integriert und mit einem sterilen Handschuh abgedeckt.

Der Trolley mit dem Computersystem und der Kamera (**Abb. A**) wird am Kopfende des Patienten auf der gegenüberliegenden Seite des Operateurs aufgestellt. Somit ist für den Operateur jederzeit eine gute Sicht auf den Computerbildschirm gewährleistet. Der Computer wird durch zwei Fußpedale bedient: Das rechte Pedal führt die Funktion „weiter“ bzw. „bestätigen“ aus, das linke Pedal erfüllt die Funktion „zurück“. Der Operateur wird über die interaktive Software durch das Programm geleitet und kann auf dem Bildschirm stets die einzelnen Schritte überprüfen.

Für den Zugang zum Kniegelenk wird eine mediale parapatellare Arthrotomie gewählt. Die speziellen bikortikalen Schrauben, die als Halterung für die Infrarotdioden dienen, werden, unter Rücksichtnahme auf die umliegenden Weichteile, mit einer Schutzhülse in Femur und Tibia eingeschraubt. Da es sich um ein selbstschneidendes Gewinde handelt, ist eine Vorbohrung nicht notwendig. Die Femurschraube wird ca. 8 cm proximal des Gelenkspaltes in einem Winkel von 90° zur Femur-Achse und in ca. 30° Innenrotation fixiert. Die Tibiaschraube wird ca. 8 cm distal des Gelenkspaltes in einem Winkel von 90° zur Tibia-Achse positioniert. Für den Zugang wird eine Stichinzision verwendet. Der Schraubenkopf der Femurhalterung sollte parallel zur Femur-Achse eingestellt werden. Die Einstellung des Schraubenkopfes der Tibiahalterung erfolgt senkrecht zur Tibia-Achse. Die nachfolgende Fixierung der Schraubenbasis mit einem K-Draht verhindert eventuelle Messungenauigkeiten, die durch eine Rotation der Schraube auftreten könnten.

Durch die korrekte Positionierung der Halterungen können die aufgesteckten Infrarotdioden von der Kamera optimal registriert werden. Die farbliche Markierung der Dioden ermöglicht eine einwandfreie Zuordnung zur entsprechenden Halterung. Die Farbe Rot entspricht dem Femur, Blau der Tibia und Gelb markiert die mobile Diode.

Anschließend erfolgt die Justierung der Kamera, die ca. zwei Meter vom zu operierenden Knie entfernt aufgestellt wurde. Am Bildschirm kann überprüft werden, ob die Kameraeinstellung korrekt ist und ob die Dioden auch während der kinematischen Analyse sichtbar bleiben.

Bei der kinematischen Analyse werden die Achsverhältnisse mittels Registrierung der relativen Bewegung der Dioden untereinander ermittelt (**Abb. B**). Hüft- und Kniegelenk werden in Flexion/Extension und Rotation bewegt, das obere Sprunggelenk wird in Flexion/Extension bewegt. Die mobile gelbe Diode wird hierzu mit einem elastischen Riemen am Fuß befestigt (**Abb. B**).

Die Qualität der Datenerfassung und die Sichtbarkeit der Dioden kann jederzeit am Bildschirm kontrolliert und gegebenenfalls korrigiert werden. Bei entsprechender Datenqualität wird durch Bestätigung mit dem rechten Fußpedal zum nächsten Schritt übergegangen.

Nach dieser Bewegungsanalyse werden einige knöcherne Referenzpunkte identifiziert. Hierzu wird die bereits für den Fuß verwendete mobile Diode auf einem Pointer befestigt, mit Hilfe dessen der auf dem Computerbildschirm angezeigte Referenzpunkt lokalisiert wird. Unter anderem werden medialer und lateraler Femurepikondylus, die Eminentia interkondylaris, die beiden Malleoli und die Mitte zwischen diesen beiden Punkten identifiziert. Mit Hilfe zusätzlicher Referenzpunkte (dorsale Femurkondylen, lateral ventral am Übergang von der Femurkondyle zum Schaft, Fossa interkondylaris, tiefster Defekt auf der Tibiagelenkfläche) können später unter anderem die Implantatgröße der Femurkomponente und die entsprechende Resektionshöhe bestimmt werden.

Im Anschluss an die Datenakquisition erfolgt eine Plausibilitätsüberprüfung am Bildschirm. Ausrichtung der Traglinie und Extensions-/Flexionsmonitoring können in Echtzeit am Computer verfolgt und dokumentiert werden.

Das für die Bestimmung der Tibiaschnittfläche verwendete extramedulläre Ausrichtungssystem gleicht dem konventionellen Instrumentarium. Der gelbe

Transmitter wird auf dem Tibiaschnittblock befestigt und somit die bildschirmkontrollierte Einstellung der Schnittfläche möglich (**Abb. C**).



Abb. A, B, C

A: Computer und Infrarotkamera des OrthoPilot®-Systems

B: Intraoperative Aufnahme der kinematischen Analyse. An Femur und Tibia ist jeweils auf einer bikortikalen Schraube eine Infrarotdiode befestigt. Zusätzlich befindet sich am Fuß eine mobile Diode. Aus dieser Position können die einzelnen Schritte der kinematischen Analyse durchgeführt werden. Aus der Bewegung der Dioden untereinander, die von der Infrarotkamera erfasst werden, errechnet der Computer die Achsverhältnisse.

C: Einstellung des extramedullären Ausrichtungssystems für die Tibiaschnittfläche. Über den Computer erhält der Operateur Informationen über die empfohlene Positionierung des Ausrichtungssystems und die entsprechende Schnittfläche.

Nach Überprüfung und Ausrichtung von Varus-/Valgusposition, posterior Sloping und Resektionshöhe kann der Tibiaschnitt mit der oszillierenden Säge erfolgen (**Abb. D**).

Nach dem gleichen Prinzip findet die Resektion der Femurschnittflächen statt. Durch das Aufstecken der mobilen Diode am Femursägeblock kann dieser exakt positioniert werden. Nach erfolgter Fixierung werden Varus-/Valgusposition, Sloping, Rotation und Resektionshöhe eingestellt und die Femurschnitte mit der oszillierenden Säge durchgeführt (**Abb. D**).

Anschließend werden Prothesenposition und Implantatgröße mit Probeimplantaten überprüft (**Abb. E**). Auch hier werden in Echtzeit Traglinie,

Bewegungsausmaß in Extension/Flexion, Suffizienz des Band-Kapsel-Apparates und das Patellatracking beurteilt.

Die endgültige Fixierung der Prothesenkomponenten geschieht unter Verwendung von Knochenzement, der nach Entfernung der überstehenden Zementreste bei extendiertem Kniegelenk aushärtet.

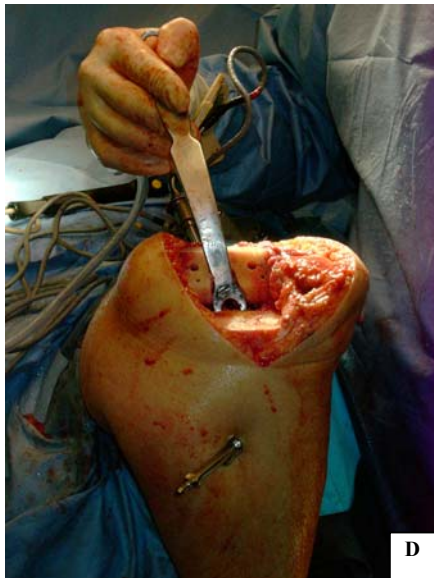


Abb. D, E

D: Flektiertes Kniegelenk nach Vollendung der Tibia- und Femurschnitte. In der unteren Bildhälfte ist die bikortikale Tibiaschraube, die als Halterung für die Infrarotdiode dient, gut sichtbar.

E: Implantierte Prothesenelemente nach dem Aushärten des Knochenzementes

2.3 Patienten

Von Januar 2000 bis November 2001 wurden im Klinikum Osnabrück bei 118 Patienten 123 Kniegelenksendoprothesen mit dem OrthoPilot[®]-Navigationssystem (Aesculap[®], Tuttlingen) implantiert. Es wurde keine simultane bilaterale Operation durchgeführt. 13 Patienten mit jeweils einer Prothese konnten nicht mit in die Studie aufgenommen werden, da sieben der Patienten nicht erreichbar waren und drei aus persönlichen Gründen nicht zur Nachuntersuchung erscheinen konnten. Bei telefonischer Nachfrage wurden von den Patienten keine Probleme mit der implantierten Knieprothese angegeben. Drei Patienten sind im Laufe des ersten

postoperativen Jahres verstorben. Es gab keinen direkten Zusammenhang zwischen der Todesursache und der Operation.

Das durchschnittliche Alter in der untersuchten Gruppe betrug 72 Jahre (44–86 Jahre), wobei 85 der 110 operierten Patienten weiblichen Geschlechts waren. Die Verteilung der operierten Seite war mit 56 linken und 54 rechten Kniegelenken nahezu paritätisch. Bei einer mittleren Körpergröße von 167cm (149–190cm) und einem mittleren Körpergewicht von 83kg (45–118kg) ergibt sich ein durchschnittlicher Body Mass Index (BMI) von 29,9kg/m² (20,3–41,1kg/m²) (**Tab. A**).

Die Operation dauerte im Mittel 130 Minuten (70–220 min) und es schloss sich ein Krankenhausaufenthalt von 21 Tagen (10–86 Tage) an. In einem Fall wurde die postoperative Phase durch einen Infekt des zur Schmerztherapie angelegten Periduralkatheters kompliziert. Hierdurch erklärt sich der Krankenhausaufenthalt von 86 Tagen. Alle Patienten wurden vor und nach dem Eingriff klinisch und röntgenologisch untersucht. Die letzte im Rahmen der Studie durchgeführte postoperative Röntgenuntersuchung fand nach durchschnittlich 215 Tagen (0,6 Jahre) statt und die klinische Evaluation wurde nach durchschnittlich 530 Tagen (1,5 Jahre) ausgeführt (**Tab. B**).

	Mean (Range)	Std. Deviation
Alter (Jahre)	72 (44 – 86)	8,1
Größe (cm)	167 (149 – 190)	8,2
Gewicht (kg)	83 (45 – 118)	13,4
BMI (kg/m ²)	29,9 (20,3 – 41,1)	4,2

Tab. A: Kohortbeschreibung.

	Mean
Geschlecht (Frauen : Männer)	85 : 25
Diagnose (prim. Gonarthrose : sek. Gonarthrose)	53 : 57
Seite (rechts : links)	54 : 56
OP-Dauer (Minuten)	130 (70 – 220)
Krankenhausaufenthalt (Tage)	21 (10 – 86)
Postoperative Röntgenevaluation (Tage)	215 (0,6 Jahre)
Postoperative Knee Score-Evaluation (Tage)	530 (1,5 Jahre)

Tab. B: Kohortbeschreibung.

Bei allen Patienten wurde eine Search[®] Evolution LC-Prothese der Firma Aesculap[®] (Tübingen) verwendet. Hierbei handelt es sich um einen zementierten, bikondylären, ungekoppelten Gelenkoberflächenersatz, bei dem das hintere Kreuzband

erhalten bleibt. Das Polyethyleninlay der Tibiakomponente ist fixiert, auf einen Patellarückflächenersatz wurde verzichtet. Nach November 2001 kam für die Navigation ausschließlich die Search[®] Evolution LCR-Prothese mit Rotationsinlay zur Verwendung. Für den einheitlichen Vergleich wurde die Verwendung der Prothesenvariante mit Rotationsinlay als Ausschlusskriterium gehandhabt. Die Search[®] Evolution LCR-Prothesen wurden somit nicht in die Studie einbezogen. Wie Grodzki et al. (Grodzki, Haak et al. 2001) in ihrer Arbeit darstellen, können sich die klinischen Ergebnisse der Prothesen mit Rotationsinlay von jenen mit fixiertem Inlay unterscheiden. Beschrieben werden somit alle in der Periode von Januar 2000 bis November 2001 im Klinikum Osnabrück durchgeführten Implantationen der mit dem OrthoPilot[®]-System navigierten Search[®] Evolution LC-Prothese.

2.4 Röntgenologische Evaluation

Die Auswertung der Röntgenbilder erfolgte nach den Vorgaben des Knee Society Roentgenographic Evaluation and Scoring System (Ewald 1989). Es wurden stehende, lange Beinaufnahmen mit streng anterior-posteriorem Strahlengang zur Beurteilung der Achsverhältnisse in der Frontalebene verwendet.

Die Messungen in der sagitalen Ebene wurden auf Standardaufnahmen mit streng lateralem Strahlengang durchgeführt. Um eine korrekte Bewertung der sagitalen Achsverhältnisse zu gewährleisten, wurde auf eine ausreichend lange Abbildung des Tibia- bzw. Femurschafts geachtet. Anstelle der anatomischen Beinachsen wurden die mechanischen Beinachsen vermessen. Auf die zusätzliche Angabe der anatomischen Beinachsen wurde aufgrund der eindeutigen Beziehung zwischen dem anatomischen und dem mechanischen tibiofemorale Winkel verzichtet (Laskin 1984; Oswald, Jakob et al. 1993). Die anatomische und die mechanische Achse des Femur stehen, je nach Messmethode, in einem Winkel von 6° – 7° zueinander (Laskin 1984; Oswald, Jakob et al. 1993). Da die anatomische und die mechanische Achse der Tibia identisch sind (Laskin 1984; Petersen and Engh 1988; Oswald, Jakob et al. 1993), wurde von einer zusätzlichen Angabe dieses Winkelwertes verzichtet.

Für die Vermessung der mechanischen Beinachse wurde eine Verbindungslinie vom Zentrum des Hüftkopfes bis zum Zentrum des oberen Sprunggelenkes (OSG) eingezeichnet (**Abb.1**). Die gleichmäßige Rundung des Hüftkopfes wurde dazu in Kreisform erweitert und der Mittelpunkt dieses Kreises als Zentrum des Hüftkopfes

betrachtet. Das Zentrum des oberen Sprunggelenkes befindet sich auf der Mitte der oberen Talusbegrenzung. Das Zentrum des Kniegelenkes sollte die Verbindungslinie dieser beiden Punkte mittig schneiden (Mitte der Eminentia intercondylaris bzw. intercondylar notch). Erstrebenswert ist eine mechanische Beinachse (der mechanische tibiofemorale Winkel) von 180° . Bei der Kniegelenksprothesenimplantation wird die Ausrichtung der Femur- und der Tibiakomponente in einem Winkel von 90° zu dieser Achse empfohlen. Bei einem Winkelwert für den mechanischen tibiofemorale Winkel von $>180^\circ$ ergibt sich eine Valgusabweichung, ein Winkelwert von $<180^\circ$ zeitigt eine Varusabweichung.

Folgende Größen in der frontalen Ebene wurden für diese Studie röntgenologisch vermessen:

- der mechanische tibiofemorale Winkel ($\alpha+\beta$)
- die Ausrichtung der Femurkomponente zur mechanischen Femur-Achse (α)
- die Ausrichtung der Tibiakomponente zur mechanischen Tibia-Achse (β)

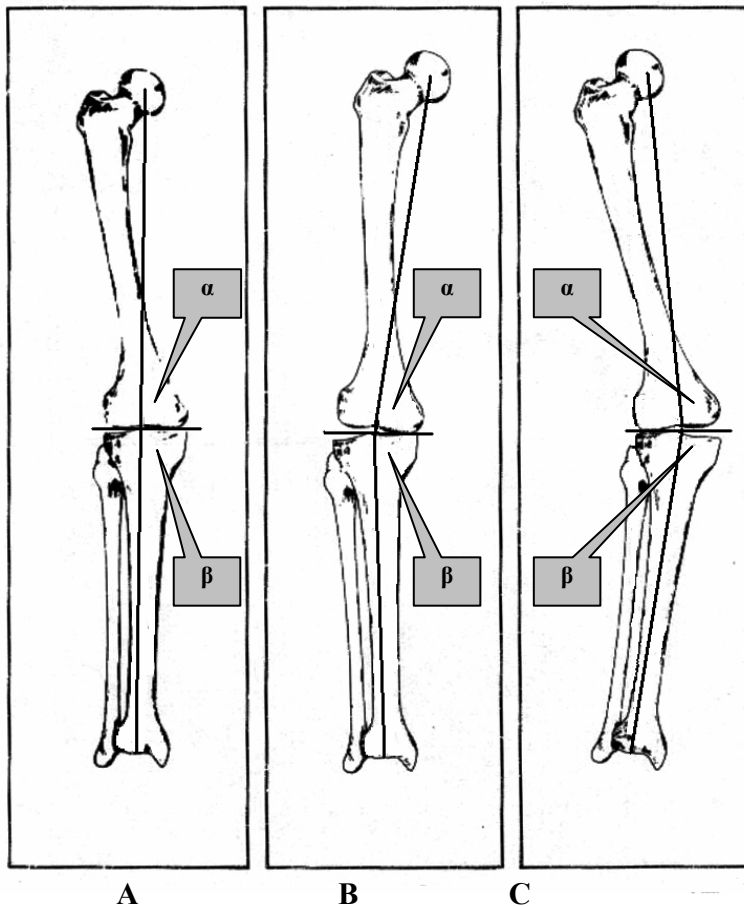


Abb. 1

Vermessung Achsverhältnisse in der frontalen Ebene

mechanische Femur-Achse:
Zentrum des Hüftkopfes bis
„intercondylar notch“

mechanische Tibia-Achse:
Eminentia intercondylaris bis
Zentrum OSG (anatomische und
mechanische Tibia-Achse
entsprechen einander)

Die entsprechenden Winkel wurden,
wie in der Abbildung dargestellt,
von medial gemessen

A = neutrale Ausrichtung

B = Varusausrichtung

C = Valgusausrichtung

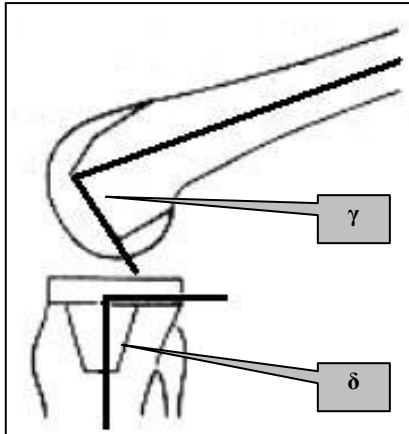
Die Messungen wurden prä- und
postoperativ durchgeführt

α = Ausrichtung der Femurkomponente (in Bezug auf die mechanische Femur-Achse)
 β = Ausrichtung der Tibiakomponente (in Bezug auf die mechanische Tibia-Achse)
 $\alpha + \beta$ = mechanische Beinachse (entspricht der Traglinie des Beines)

Gleiches wurde für die röntgenologische Auswertung der Winkelwerte in der sagitalen Ebene durchgeführt.

- die Ausrichtung der Femurkomponente zur intramedullären Femur-Achse (γ)
- die Ausrichtung der Tibiakomponente zur intramedullären Tibia-Achse (δ)

Es wurde, gemäß den Empfehlungen des Knee Society Roentgenographic Evaluations und Scoring System, die Prothesenposition in Bezug auf die intramedulläre Femur- bzw. Tibia-Achse vermessen (Ewald 1989).

**Abb. 2****Vermessung der Achsverhältnisse in der sagitalen Ebene**

γ = Ausrichtung der Femurkomponente in Bezug auf die intramedulläre Femur-Achse

δ = Ausrichtung der Tibiakomponente in Bezug auf die intramedulläre Tibia-Achse

2.5 Klinische Evaluation

In der vorliegenden Studie wurde zur einheitlichen Beurteilung der klinischen Ergebnisse der Knee Society Score verwendet. Bei der Bewertung mit diesem Score werden sowohl die Funktion der Prothese im Sinne von Beweglichkeit, Stabilität und unter Umständen auftretenden Schmerzen als auch die Funktion im täglichen Leben anhand von Parametern wie Gehen und Treppensteigen beurteilt. Für die jeweiligen Aspekte werden Punkte vergeben. Zu Punktabzug kommt es bei Achsabweichungen und Beuge- oder Steckdefiziten, aber auch im Falle der Verwendung von Gehhilfen

Durch die einheitliche Anwendung eines solchen Bewertungssystems wird der wissenschaftliche Vergleich der Ergebnisse möglich (DGOT 1999). Der Knee Society Score ist ein häufig konsultiertes Messinstrument und wird durch die DGOT zur Evaluation der klinischen Ergebnisse nach Implantation einer Kniegelenksendoprothese empfohlen.

Der Score setzt sich aus einem Knee Score und einem Function Score zusammen. Bei beiden Bewertungen sind jeweils maximal 100 Punkte erreichbar. Aufgrund von Abzügen ist eine Minderung der erreichten Gesamtpunktzahl von bis zu 70 Punkten möglich (Insall, Dorr et al. 1989).

Knee Score:

- Schmerzen (maximal 50 Punkte)
- Bewegungsumfang (maximal 25 Punkte)
- Stabilität: anteroposterior und mediolateral (maximal 25 Punkte)

- Abzüge: Extensions- bzw. Flexionseinschränkung (jeweils maximal 15 Punkte); Abweichungen der Beinachse (maximal 20 Punkte)

Function Score:

- Gehen (maximal 50 Punkte)
- Treppensteigen (maximal 50 Punkte)
- Abzüge: Gebrauch von Gehhilfen (maximal 20 Punkte)

Der Knee Society Score wurde sowohl präoperativ als auch bei der letzten Nachuntersuchung erhoben. Die prä- und postoperativen Ergebnisse wurden anschließend ausgewertet und miteinander verglichen (siehe Evaluationsformulare im Appendix).

2.6 Allgemeine Anforderungen an die Prothesenimplantation

Um das Operationsverfahren so einfach wie möglich zu gestalten und gleiche und gleichbleibende Qualität in den unterschiedlichen Situationen gewährleisten zu können, existieren allgemeine Anforderungen an ein Prothesenimplantationssystem.

Das Implantationssystem sollte idealerweise folgende Merkmale aufweisen:

- Universelle Einsetzbarkeit
- Individuelle Größenanpassung der Prothesenkomponenten
- Fixierung der Prothesenkomponenten mit Knochenzement oder zementfrei im Press-Fit-Verfahren
- Optionaler Patellarückflächenersatz
- Optionale das LCP (Ligamentum cruciatum posterius) erhaltende oder substituierende Operationstechnik
- Eignung sowohl für primäre Implantation als auch für Revisionseingriffe
- Einheitliches und einfaches Operationsinstrumentarium: schnell erlernbarer Umgang mit dem System und somit Reduktion operationstechnischer Mängel
- Akkurate Implantationspräzision

Für das OrthoPilot[®]-System können die Search[®] Evolution LC- und LCR-Prothese mit Rotationsplattform eingesetzt werden. Die Femurkomponente steht in fünf verschiedenen Größen zur Verfügung, während für das Tibiaplateau acht Implantatgrößen mit fünf verschiedenen Polyethyleninlays lieferbar sind. Die Fixierung der Oberflächenprothese erfolgt mit Knochenzement und der Patellarückflächenersatz ist optional. Ist bei einem Revisionseingriff die Implantation eines Oberflächengelenkersatzes indiziert, kann der Eingriff prinzipiell mit dem OrthoPilot[®]-System durchgeführt werden.

2.7 Der Einsatz des OrthoPilot[®]-Systems

2.7.1 Allgemeine anamnestische Erwägungen bei der operativen Therapie der Gonarthrose

- Ätiologie der Arthrose, Stadium der Erkrankung, bisheriger Verlauf
- Schmerzen, Leidensdruck
- Andere Gelenkerkrankungen
- Alter, Allgemeinzustand und Begleitkrankheiten
- Compliance, Arbeitssituation, sozialer Status, Aktivitätsgrad des Patienten

2.7.2 Indikationskriterien

Folgende Indikationskriterien sollten hierfür erfüllt sein:

- Stabile Führung des Gelenkes durch das mediale und laterale Kollateralband
- Intaktes Ligamentum cruciatum posterius
- Achsabweichungen nicht größer als 25° (in Abhängigkeit der rekonstruierbaren Bandspannung)
- Kein ausgeprägtes Genu recurvatum

Besondere Aufmerksamkeit verdienen die Einsatzmöglichkeiten in speziellen Problemsituationen. Bei bereits vorhandener ipsilateraler Hüftendoprothese mit langem Schaft ist die Anwendung des intramedullären Ausrichtungssystems für die

Femurkomponente nicht möglich, da der Ausrichtstab nicht ausreichend in den Schaft eingeführt werden kann. Das gilt auch für eine zementierte ipsilaterale Hüftendoprothese, bei der Knochenzement weit nach distal in den Femurschaft gelangt ist, und anderen Osteosynthesen, die den Markraum des Femur blockieren (z.B. Gamma-Nagel).

Bei starken Verformungen von Tibia und/oder Femur wird der Einsatz der konventionellen Ausrichtungssysteme erschwert und es müssen eventuell zusätzliche Orientierungshilfen verwendet werden, da es hier zu Ungenauigkeiten bei der Achsausrichtung kommen kann. Die Verwendung eines Navigationssystems erscheint in solchen Fällen besonders sinnvoll, da das Operationsverfahren nicht speziell angepasst werden muss. Es kommt nur ein System zur Anwendung, das sich für verschiedene Problemfälle eignet.

2.7.3 Kontraindikationen

Nach der sorgfältig geprüften Indikationsstellung zur Implantation eines künstlichen Kniegelenks gilt es, die allgemeinen Kontraindikationen für die operative Therapie zu beachten. Gleichzeitig sollte zwischen relativer und absoluter Kontraindikation differenziert werden.

Weiterhin stellt sich die grundsätzliche Frage, welcher Prothesentyp und welches Operationsverfahren angezeigt sind. Da in dieser Studie ausschließlich die Search[®] Evolution LC Prothese der Firma Aesculap[®] (Tüttlingen) zum Einsatz kam und dieser Prothesentyp ausschließlich mit dem OrthoPilot[®]-System implantiert wurde, ergeben sich aus den nachfolgenden Punkten auch die Exklusionskriterien im Speziellen.

- **Kardio-pulmonale Dekompensation (absolute Kontraindikation)**

Von einem elektiven operativen Eingriff ist generell abzuraten, wenn der Patient kardio-pulmonal dekompensiert ist, da aufgrund der instabilen hämodynamischen Verhältnisse ein hohes Mortalitätsrisiko besteht.

- **Arterielle Durchblutungsstörungen (absolute Kontraindikation)**

Bei arteriellen Durchblutungsstörungen fortgeschrittenen Ausmaßes ist ein problemloses Einwachsen der Prothese nicht zu erwarten. Dies ergibt sich aus der zu erwartenden Wundheilungsstörung.

- Akute Infektion am Kniegelenk (absolute Kontraindikation)

Bei akuten Infektionen des Kniegelenks ist die Implantation einer Kniegelenksendoprothese generell nicht empfehlenswert.

- M. quadriceps femoris (relative Kontraindikation)

Bei fehlender oder stark verminderter Funktion des vierköpfigen Oberschenkelmuskels erscheint die Versorgung des Kniegelenkes mit einem Oberflächenersatz nicht sinnvoll. Ist der Einsatz einer Prothese dennoch indiziert, empfiehlt es sich ein gekoppeltes System einzusetzen.

- Lig. cruciatum posterius (relative Kontraindikation)

Wenn das Ligamentum cruciatum posterius nicht mehr vorhanden ist oder sich im Sinne eines insuffizienten Band-Kapsel-Apparates ein ausgeprägtes Genu recurvatum feststellen lässt, gilt es, die Prothesenwahl entsprechend anzupassen. In diesen Fällen wäre ein anderer als der hier verwendete Prothesentyp zu empfehlen. Diese Situation fällt in den Indikationsbereich einer posterior stabilisierten Prothese.

- Osteoporose (relative Kontraindikation)

Bei massiver Osteoporose ist das Einsetzen einer Kniegelenksendoprothese problematisch. Es findet sich ein deutlich erhöhtes Frakturrisiko und ein komplikationsloses Einwachsen der Prothesenkomponenten kann nicht erwartet werden.

- Arthrodesen (relative Kontraindikation)

Da sich das OrthoPilot[®]-System bei der Ausrichtung der Schnittflächen auf eine intraoperative kinematische Analyse stützt, ist der Einsatz des Navigationssystems bei einer Hüft- und/oder Sprunggelenksarthrodese nur eingeschränkt möglich.

Daraus ergibt sich auch, dass bei einem Infekt und nachfolgender passagerer Kniegelenksarthrodese die Revision nicht mit dem OrthoPilot[®]-System durchgeführt werden kann.

Ist eine stabile Arthrodesen vorhanden, empfiehlt sich der Einbau einer Kniegelenksprothese nicht. Die zu erwartenden Ergebnisse sind

schlecht und bei einem Fehlschlag der Operation muss mit dem Misslingen einer erneuten Arthrorese gerechnet werden (Trepte and Puhl 1989).

An dieser Stelle sei angemerkt, dass sich in der vorliegenden Studie in einem Fall eine Sprunggelenksarthrose an der zu operierenden Seite fand. Die Navigation der Kniegelenksendoprothese konnte auch hier problemlos durchgeführt werden. Mit Hilfe der zusätzlichen Referenzpunkte am Sprunggelenk konnte der Computer dennoch eine exakte Berechnung der Achsverhältnisse durchführen und es kam zur regelrechten Implantation der Prothesenkomponenten

- **Ausgeprägte Achsdeformitäten (relative Kontraindikation)**

Im Falle einer sehr stark ausgeprägten Achsdeformität ($> 25^\circ$) ist der Einsatz eines – wie in dieser Studie verwendeten – Gelenkoberflächenersatzes eine relative Kontraindikation. Dies ist in Abhängigkeit der rekonstruierbaren Bandspannung zu sehen. Die Verwendung eines anderen Prothesentyps, wie z.B. einer Scharnierprothese (achsgekoppeltes Implantat), wäre hier zweckmäßig.

- **Obesitas (relative Kontraindikation)**

Eine relative Kontraindikation ist die morbid Obesitas ($\text{BMI} > 40 \text{ kg/m}^2$), da das perioperative Morbiditäts- und Mortalitätsrisiko in einer solchen Patientengruppe erhöht ist (Spicer, Pomeroy et al. 2001). Zusätzlich wird ein verfrühtes Implantatversagen erwartet. Die Indikationsstellung kann sich als problematisch erweisen, da sich gerade in dieser Patientengruppe häufig eine behandlungsbedürftige Gonarthrose entwickelt.

- **Alter (relative Kontraindikation)**

Hohes Alter an sich ist in erster Instanz kein Exklusionskriterium. Sogar bei Patienten von über 85 Jahren kann die endoprothetische Versorgung des Kniegelenkes eine wertvolle Behandlungsmethode sein und zu einer deutlichen Funktionsverbesserung führen (Laskin 1999). Es stellt sich allenfalls die prinzipielle Frage, ob es eine Altersgrenze für eine derartige Operation gibt oder geben sollte. Diese Frage wird in der vorliegenden Arbeit nicht weitergehend diskutiert.

2.7.4 Ziele

- Verbesserung von Schmerzsituation und Lebensqualität
- Funktionsverbesserung im Sinne von Zunahme der Beweglichkeit und Vergrößerung der Gehleistung

Generell sollte die endoprothetische Versorgung des Kniegelenkes aufgrund der inzwischen zwar relativ langen, aber dennoch endlichen Standzeit der Prothese für ältere Patienten mit entsprechendem klinischem Bild reserviert werden. Für jüngere Patienten empfiehlt sich ein solcher Eingriff nur dann, wenn im Hinblick auf das klinische Bild der vorliegenden Gonarthrose alternativ nur die Arthrodesis des Kniegelenkes in Frage käme (DGOT 1999). Als den goldenen Standard bei der Verwendung des konventionellen Instrumentariums kann man die intramedulläre Ausrichtung der Femurkomponente und die extramedulläre Ausrichtung der Tibiakomponente bezeichnen.

Das OrthoPilot®-System kann, genau wie das konventionelle Instrumentarium, in erster Instanz problemlos bei der primären arthroplastischen Behandlung des Kniegelenkes eingesetzt werden. Voraussetzung ist jedoch die Indikation für den Einsatz eines Oberflächengelenkersatzes.

2.8 Komplikationen

Trotz der sehr zufriedenstellenden Ergebnisse beim künstlichen Kniegelenksersatz kann es auch hier zu Komplikationen unterschiedlicher Ausprägung kommen, die ihrerseits zu einem schlechten Operationsergebnis führen können (Huo and Sculco 1990). Hierzu zählen die allgemeinen Operationsrisiken und die speziellen Komplikationen, die durch den Einsatz der Prothese entstehen können (Huo and Sculco 1990; Sharkey, Hozack et al. 2002).

2.8.1 Allgemeine Risiken und Komplikationen

- Mortalität
- Hämatom

- Wundheilungsstörung
- Infektion/Wundinfekt
- tiefe Beinvenenthrombose
- thrombo-embolische Komplikationen
- Gefäßverletzung
- Nervenverletzung

2.8.2 Komplikationen

- Aseptische Lockerung
- Protheseninfektion
- Funktionseinschränkung, z.B. durch Arthrofibrose
- Frakturen, v.a. suprakondyläre Femurfraktur und Tibiaplateaufraktur
- Komponentenbruch
- Instabilität
- Patellakomplikationen, v.a. als anteriorer Knieschmerz
- Nervenverletzung, v.a. temporäre Läsion des Nervus peroneus communis
- Achsabweichungen
- Beinlängenunterschied (nur in geringem Umfang möglich)

3 Resultate

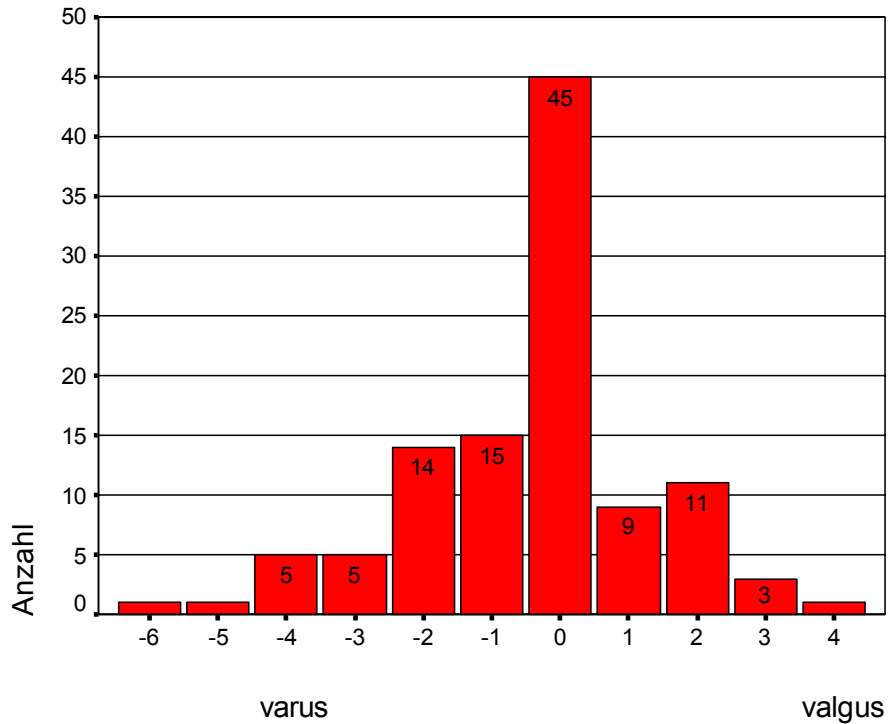
3.1 Röntgenologische Evaluation der Achsverhältnisse

3.1.1 Mechanische Beinachse postoperativ

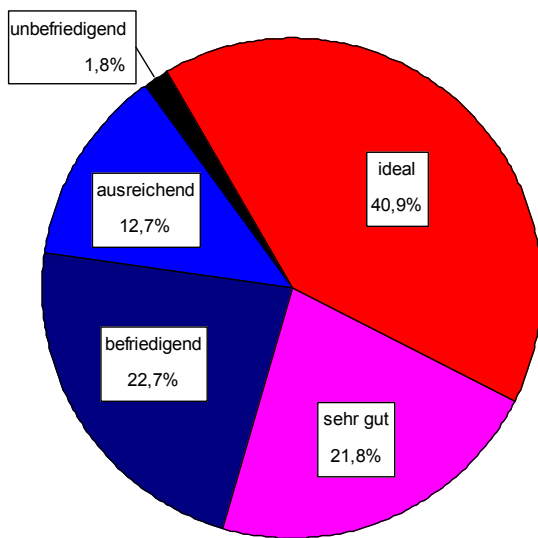
Bei 45 der 110 Patienten (40,9%) wurde eine mechanische Beinachse von 0° gemessen. Dies wurde als ideales Ergebnis eingestuft. Unter Berücksichtigung der von Delp et al. experimentell errechneten Implantationspräzision des OrthoPilot®-Systems wurden auch Abweichungen von der idealen Ausrichtung der mechanischen Beinachse mit $\pm 1^\circ$ als sehr gut bewertet (Delp, Stulberg et al. 1998).

Somit erhielten 24 Fälle, d.h. 21,8%, eine sehr gute Beurteilung. Bei weiteren 25 Patienten (22,7%) wurde eine Achsabweichung von $\pm 2^\circ$ gemessen. Diese Ergebnisse wurden als befriedigend eingestuft. Eine Achsabweichung von 3° bzw. 4° , die als ausreichend bewertet wurde, war bei 14 Patienten (12,7%) vorhanden. In zwei Fällen (1,8 %) konnte ein unbefriedigendes Ergebnis in Bezug auf die Achsausrichtung in der frontalen Ebene nicht vermieden werden. In einem Fall wurden 5° , im anderen Fall 6° Varusabweichung festgestellt. Weiterhin fällt auf, dass es mit 41 Fällen (33,7%) Varuseinstellung gegenüber 24 Fällen (21,8%) Valguseinstellung eine leichte Tendenz zugunsten der varischen Beinachse gibt.

Zusammengefasst entsprechen 40,9% einem idealen Ergebnis, 21,8% einem sehr guten und 22,7% einem befriedigenden Ergebnis. Bei weiteren 12,7% wurde ein ausreichendes Resultat erzielt. Bei 1,8% der Fälle konnte der Einsatz des Navigationssystems ein unbefriedigendes Ergebnis nicht verhindern. Die Ausrichtung der mechanischen Beinachse hat eine leichte Varustendenz (**Tab.1, Tab.2**).



Tab. 1
postoperative Varus/Valgus-Ausrichtung der mechanischen Beinachse
 n=110



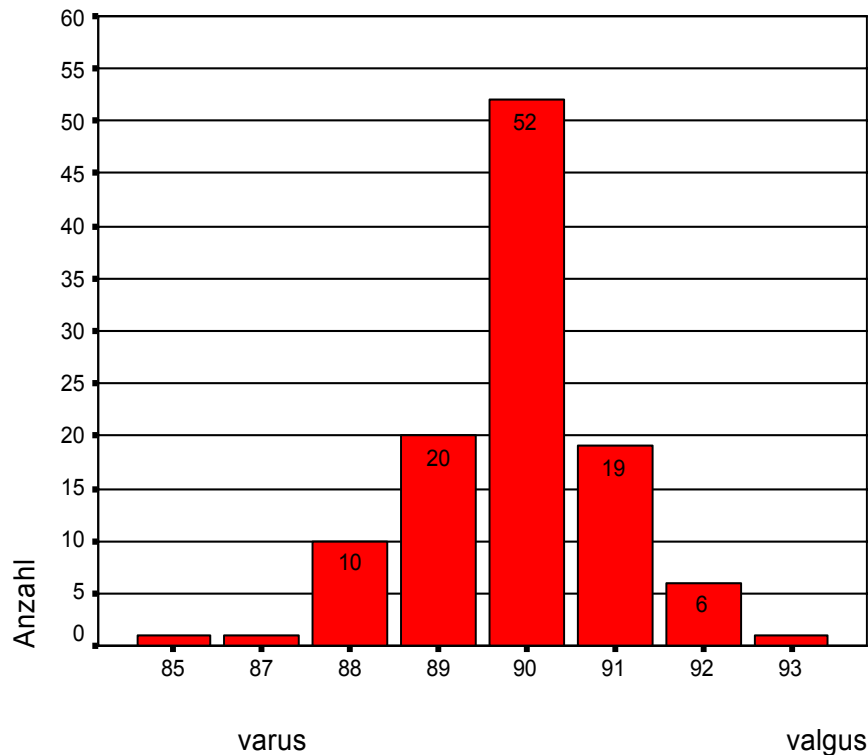
Tab. 2
Verteilung der radiologischen Ergebnisse für die Ausrichtung der mechanischen Beinachse
 ideal: 0°
 sehr gut : ± 1°
 befriedigend: ± 2°
 ausreichend: 3° - 4°
 unbefriedigend: >4°

3.1.2 Femurkomponente frontal

Eine ideale Ausrichtung der Femurkomponente in der frontalen Ebene konnte in 52 Fällen (47,2%) erreicht werden. Eine Abweichung von ± 1° im Sinne einer Varus-/Valgusstellung wurde in 39 Fällen (35,5%) ermittelt. Bei 16 Patienten (14,5%) wurde eine Orientierung der Femurkomponente von ±2° gemessen. In zwei Fällen (1,8%) ergab sich eine Abweichung von ±3° und in einem Fall wich die Ausrichtung der

Femurkomponente mit 5° im Sinne einer Varusabweichung von der mechanischen Femurachse ab.

Bei Betrachtung der Verteilung der Achsabweichungen ergibt sich mit 32 Fällen (29,1%) varischer Ausrichtung und 26 Fällen (23,6%) valgischer Ausrichtung eine leichte Tendenz zur Varusausrichtung der Femurkomponente in der frontalen Ebene (**Tab.3, Abb.3**).



Tab. 3
Ausrichtung der Femurkomponente in der frontalen Ebene

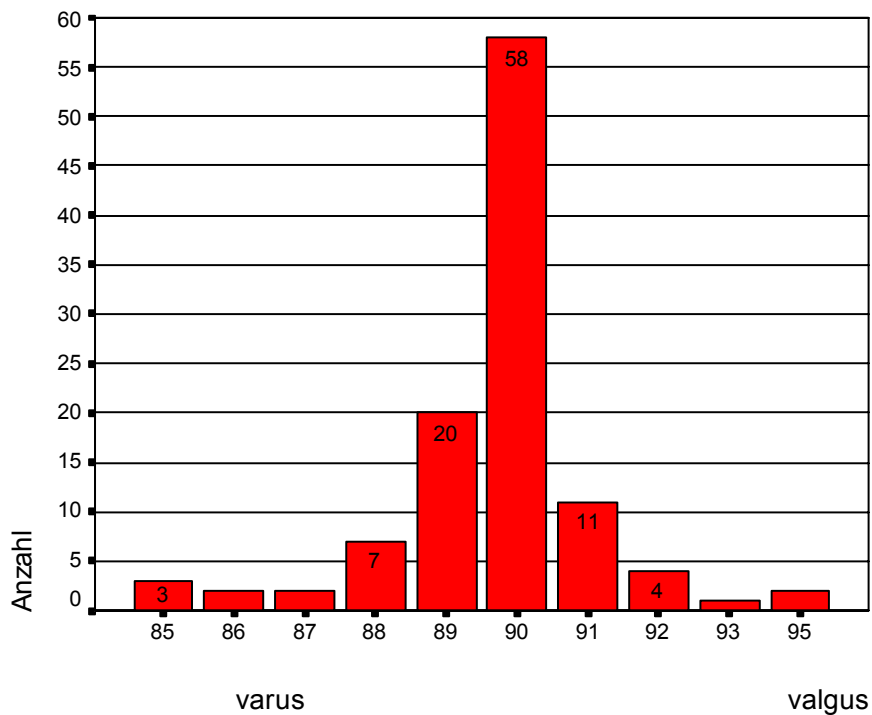
n=110

3.1.3 Tibiakomponente frontal

Bei der Ausrichtung der Tibiakomponente in der frontalen Ebene wurde bei 58 Patienten (52,7%) eine optimale Positionierung erreicht. In 31 Fällen (28,2%) wurde die Prothesenkomponente mit $\pm 1^\circ$ implantiert. Eine Achsabweichung von $\pm 2^\circ$ wurde in 11 Fällen (10%) gemessen. Bei drei Patienten (2,7%) wurde eine Achsabweichung von $\pm 3^\circ$ ermittelt, bei weiteren zwei (1,8%) Patienten ergab sich eine Varusabweichung von 4° . In fünf Fällen konnte ein „Ausreißer“ von $\pm 5^\circ$ Achsabweichung nicht verhindert werden.

Betrachtet man die Verteilung der Achsabweichungen, so fällt auf, dass es mit 34 Fällen (30,1%) Varuseinstellung und 18 Fällen (16,4%) Valguseinstellung eine

deutliche Tendenz zur Varusausrichtung der Tibiakomponente in der frontalen Ebene gibt (Tab.4, Abb.3).



Tab. 4
Ausrichtung der
Tibiakomponente in
der frontalen Ebene

n=110

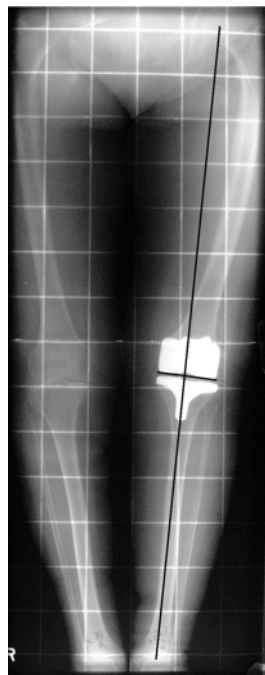


Abb. 3

Postoperative Röntgenaufnahme zur Vermessung der
Achsverhältnisse in der frontalen Ebene.

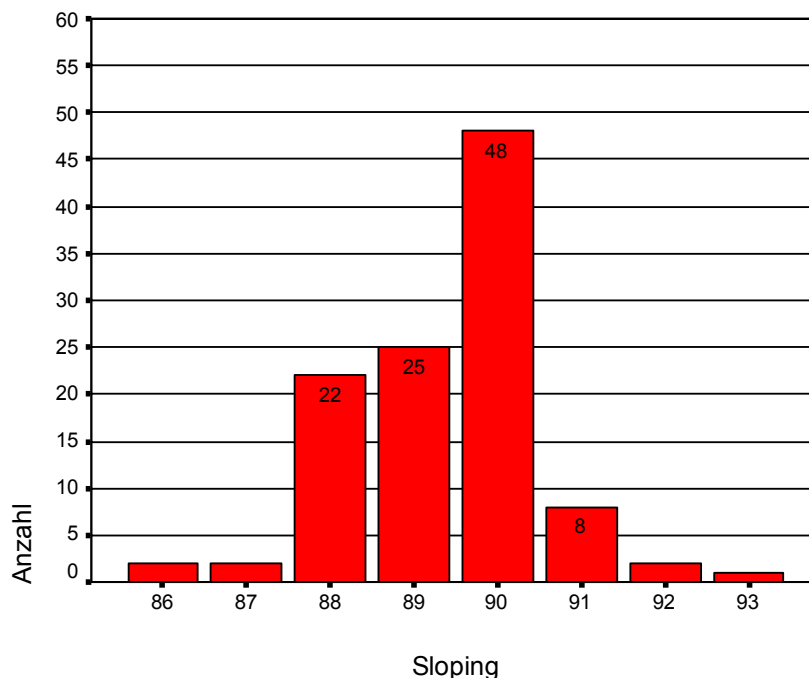
Es wurde eine neutrale Ausrichtung der Prothesenkomponenten erreicht. Die Traglinie des Beines verläuft von der Mitte des Femurkopfes zur Mitte des oberen Sprunggelenkes und entspricht den mechanischen Einzelachsen von Femur und Tibia. Sowohl Femur- als auch Tibiakomponente wurden in einem Winkel von 90° zu diesen Achsen implantiert.

Verwendet wurden ausschließlich stehende Messaufnahmen mit streng anterior-posteriorem Strahlengang.

3.1.4 Femurkomponente lateral

Bei 48 Patienten (43,6%) wurde eine neutrale Positionierung der Femurkomponente erreicht. In weiteren 33 Fällen (30%) wurde eine Neigung von $\pm 1^\circ$ gemessen. 24 Fälle (21,8%) wichen um $\pm 2^\circ$ von einer neutralen Ausrichtung ab und bei drei Patienten ergab sich eine Neigung von $\pm 3^\circ$. Bei lediglich einem Patienten wurde posterior Sloping von 4° gemessen.

Betrachtet man die Einstellung der Femurkomponente in der sagitalen Ebene mit 0° – 2° posterior Sloping als optimal, so entsprechen 95 Fälle (86,4%) dieser Bewertung (Tab.5, Abb.4).



Tab. 5

Ausrichtung der Femurkomponente in der sagitalen Ebene

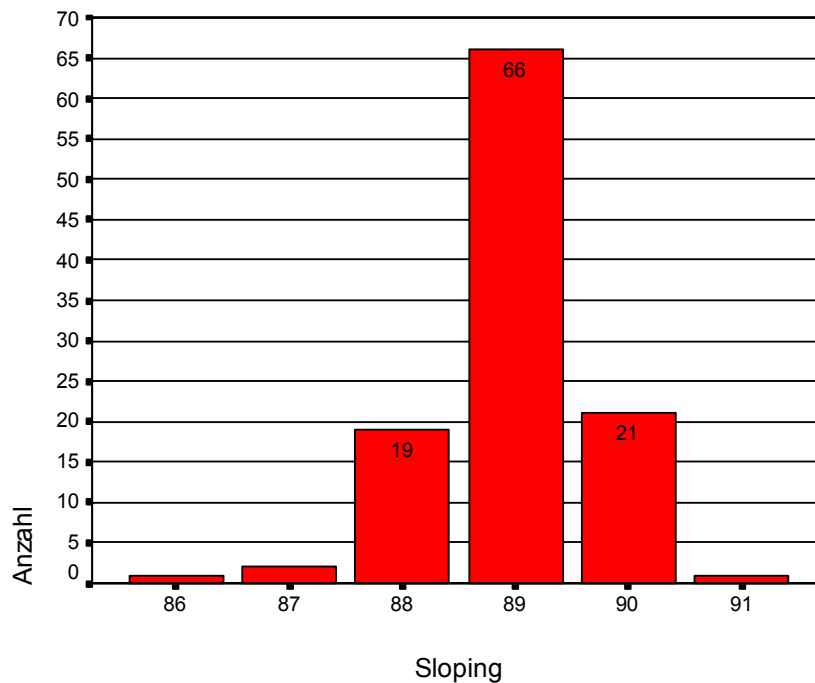
n=110

< 90° = posterior Sloping

3.1.5 Tibiakomponente lateral

Die Tibiakomponente wurde in 21 Fällen (19,1%) in exakt 90° zur mechanischen Tibia-Achse implantiert. Bei 66 Patienten (60%) ergab sich ein posterior Sloping von 1° und in 19 Fällen (17,3%) wurde ein posterior Sloping von 2° gemessen. In zwei Fällen ergab die Messung einen Neigungswinkel von -3° und in einem weiteren Fall wurden -4° gemessen. Bei einem Patienten ergab sich ein anterior Sloping von einem Grad.

Definiert man eine Einstellung der Tibiakomponente in der sagitalen Ebene mit 0° – 2° posterior Sloping als optimal, so entsprechen 106 Fälle (96,4%) dieser Einteilung (Tab.6, Abb.4).

**Tab.6****Ausrichtung der Tibiakomponente in der sagitalen Ebene**

n=110

< 90° = posterior Sloping**Abb. 4****Postoperative Röntgenaufnahme zur Vermessung der Achsverhältnisse in der sagitalen Ebene**

Die Prothesenkomponenten befinden sich in einem Winkel von 90° zur intramedullären Achse von Femur und Tibia.

Es handelt sich um eine Standardröntgenaufnahme des Kniegelenkes von lateral. Es wurde auf streng lateralen Strahlengang und ausreichende Abbildung von Femur- bzw. Tibiaschaft geachtet.

3.2 Klinische Evaluation mit dem Knee Society Score

Punkteverteilung für den Knee Score:

- Schmerzen (maximal 50 Punkte)
- Bewegungsumfang (maximal 25 Punkte)
- Stabilität: anteroposterior und mediolateral (maximal 25 Punkte)
- Abzüge: Extensions- bzw. Flexionseinschränkung (jeweils maximal 15 Punkte); Abweichungen der Beinachse (maximal 20 Punkte)

Punkteverteilung für den Function Score:

- Gehen (maximal 50 Punkte)
- Treppensteigen (maximal 50 Punkte)
- Abzüge: Gebrauch von Gehhilfen (maximal 20 Punkte)

Der Knee Society Score wird tabellarisch dargestellt (**Tab.8, Tab.10**) und für die einzelnen Subkategorien werden jeweils das Minimum, der Durchschnittswert (Mean) und das erreichte Maximum der zu vergebenen Punkte aufgeführt. Prä- und postoperative Bewertung der Subkategorie sind direkt untereinander dargestellt. Somit ergibt sich eine detaillierte Übersicht der analysierten Rohdaten.

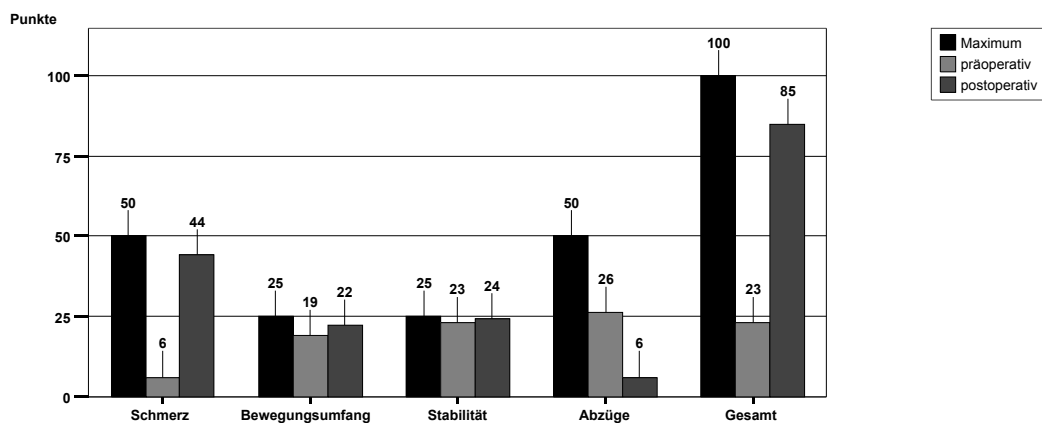
Die Zusammenfassung der verarbeiteten Daten des Knee Society Scores wurde graphisch wiedergegeben (**Tab.7, Tab.9**). Dabei wurden jeweils die maximal erreichbare Punktzahl der einzelnen Subkategorien, deren präoperative Bewertung, die Bewertung bei der Nachuntersuchung und die erreichte Gesamtpunktzahl nebeneinander aufgeführt. Diese Darstellungsform ermöglicht den direkten prä- und postoperativen Vergleich der klinischen Ergebnisse.

Die Nachuntersuchung erfolgte nach durchschnittlich 530 Tagen (197–846 Tage).

3.2.1 Knee Score

Der mittlere Knee Score stieg von 23 Punkten präoperativ (0–64 Punkte) auf 85 Punkte postoperativ (30–100 Punkte). Für die Subkategorie „Schmerz“ verbesserte sich der Ausgangswert von 6 Punkten präoperativ (0–30 Punkte) auf 44 Punkte postoperativ (10–50 Punkte). Bei der Subkategorie „Bewegungsumfang“ wurden vor der Operation durchschnittlich 19 Punkte erreicht (4–25 Punkte), wohingegen ein

postoperativer Mittelwert von 22 Punkten gemessen wurde. Beim Teilbereich „Stabilität“ zeigte sich eine nur leichte Steigerung: 23 Punkte präoperativ (10–25 Punkte) verbesserten sich auf 24 Punkte postoperativ. Die guten Ausgangswerte lassen sich aus der Indikationsstellung für den Gelenkoberflächenersatz ableiten, denn bei der Verwendung eines solchen Prothesentyps ist ein suffizienter Band-Kapsel-Apparat Voraussetzung. Von der bis dahin erreichten Punktzahl wurden präoperativ 26 Punkte (0–50 Punkte) und postoperativ 6 Punkte (0–25 Punkte) abgezogen (Tab. 7).



Tab. 7
Knee Score

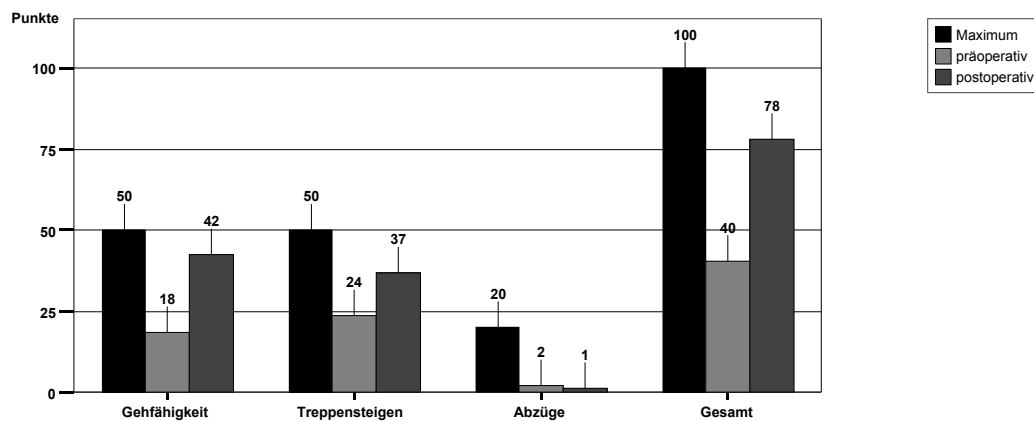
	Minimum	Mean	Maximum	Std. Deviation
Schmerz präoperativ	0	6	30	7,7
Schmerz postoperativ	10	44	50	6,9
Bewegungsumfang präoperativ	4	19	25	4,2
Bewegungsumfang postoperativ	8	22	25	2,7
Stabilität präoperativ	10	23	25	4,5
Stabilität postoperativ	5	24	25	3,1
Abzüge präoperativ	0	26	50	12,8
Abzüge postoperativ	0	6	25	6,6
Gesamtpunktzahl präoperativ	0	23	64	16,3
Gesamtpunktzahl postoperativ	30	85	100	11,8

Tab. 8: Punkteverteilung der einzelnen Kategorien des Knee Score.

3.2.2 Function Score

Der mittlere Function Score verbesserte sich von 40 Punkten präoperativ (0–100 Punkte) auf 78 Punkte postoperativ (35–100 Punkte). Für die Gehfähigkeit wurden präoperativ im Mittelwert 18 Punkte (0–50 Punkte) erreicht. Die Punktzahl verbesserte sich auf 42 Punkte postoperativ (10–50 Punkte). Für die Subkategorie

„Treppensteigen“ ergab sich ein präoperativer Wert von 24 Punkten (0–50 Punkte). Die postoperative Bewertung zeigt eine Steigerung auf durchschnittlich 37 Punkte (30–50 Punkte). Abzüge in der präoperativen Bewertung (2 Punkte) und in der postoperativen Bewertung (1 Punkt) für den Gebrauch von Gehhilfen sind verschwindend gering (Tab.9).



Tab. 9
Function Score

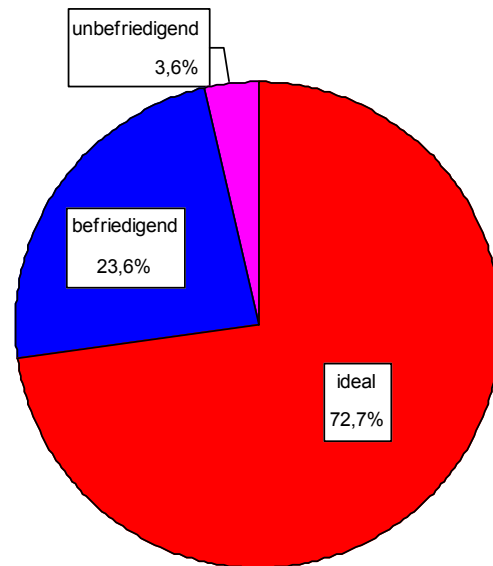
	Minimum	Mean	Maximum	Std. Deviation
Gehfähigkeit präoperativ	0	18	50	10,4
Gehfähigkeit postoperativ	10	42	50	8,2
Treppensteigen präoperativ	0	24	50	11,2
Treppensteigen postoperativ	30	37	50	7,6
Abzüge präoperativ	0	2	20	3,5
Abzüge postoperativ	0	1	20	2,8
Gesamtpunktzahl präoperativ	0	40	100	19,8
Gesamtpunktzahl postoperativ	35	78	100	14,2

Tab. 10: Punkteverteilung der einzelnen Kategorien des Function Score.

3.2.3 Bewegungsumfang

Bei 80 der 110 Patienten (72,7%) konnte eine als ideal zu bewertende Flexionsfähigkeit von 110° und mehr gemessen werden. In 26 Fällen (23,6%) konnte das operierte Kniegelenk zwischen 90° und 105° flektiert werden (befriedigend) und in 4 Fällen (3,6%) wurde ein unbefriedigendes Ergebnis von bis zu 90° Flexion ermittelt (Tab.11). In der Gruppe der Patienten mit idealer Flexionsfähigkeit ist in einem Fall ein Streckdefizit von 5° festzustellen. Bei den Patienten mit befriedigendem Ergebnis findet sich keine Extensionseinschränkung. In 3 der 4 Fälle bei denen sich eine

Flexionsfähigkeit von weniger als 90° findet, ist in eine Extensionseinschränkung von $\geq 5^\circ$ zu bemängeln.

**Tab.11****Postoperative Flexionsfähigkeit**ideal: $\geq 110^\circ$

befriedigend: 90° bis 105°

unbefriedigend: bis 90°

n=110

3.3 Komplikationen

Bei den durchgeführten Operationen kam es postoperativ in fünf Fällen zu einer Hämatombildung. Eine tiefe Beinvenenthrombose wurde trotz der antithrombotischen Therapie mit niedermolekularem Heparin bei vier Patienten beobachtet. In zwei Fällen kam es zu einer Nekrosebildung von Haut und unterliegendem Fettgewebe. Ein Kompartment-Syndrom des Unterschenkels an der operierten Seite war in einem Fall zu konstatieren. Neun Patienten klagten bei der Nachuntersuchung über anterioren Knieschmerz und in einem Fall wurde über persistierendes Instabilitätsgefühl berichtet. Mit Hilfe einer Orthese konnten die Beschwerden zur Zufriedenheit des Patienten behandelt werden. Bei einem weiteren Fall wurde aufgrund der postoperativen Bewegungseinschränkung und entsprechend fester Bandführung ein Inlaywechsel durchgeführt. Die Verwendung eines dünneren Inlays führte zur Verbesserung des Bewegungsumfangs ohne subjektives Instabilitätsgefühl. Bei drei Patienten musste eine Arthrolyse vorgenommen werden. Diese wurde in einem Fall geschlossen und in den zwei anderen Fällen offen durchgeführt. Bei einem Patienten war in der postoperativen Phase eine temporäre Parese des Nervus peroneus communis

zu beklagen. In einem Fall entwickelte sich eine Infektion am operierten Kniegelenk und die implantierte Search[®] Evolution Prothese musste entfernt werden. Zu einer Infektion des für die postoperative Schmerzbehandlung eingesetzten Periduralkatheters kam es in einem weiteren Fall. Der nachfolgende Abszess musste operativ behandelt werden (**Tab.12**).

	Häufigkeit
Hämatom	5
Thrombose	4
Haut- und Fettgewebsnekrose	2
Kompartiment-Syndrom	1
Anteriorer Knieschmerz	9
Instabilität	1
Inlaywechsel	1
Geschlossene Arthrolyse	1
Offene Arthrolyse	2
Temporäre Parese des N. peroneus	1
Infektion mit Prothesenwechsel	1
Andere	1

Tab. 12: Häufigkeit der bei der Operation aufgetretenen Komplikationen.

3.3.1 Arthrofibrose

Eine nicht zu unterschätzende Schwierigkeit bei der Implantation von Knieprothesen ist die Entstehung einer Arthrofibrose. Im Vergleich zu den relativ gut beeinflussbaren Faktoren wie Verschleiß der Polyethylenkomponenten, Infektion und aseptische Lockerung ist die Arthrofibrose eine eher gefürchtete Komplikation (Sharkey, Hozack et al. 2002). Diese übermäßige Bindegewebsreaktion führt zu einer massiven Bewegungseinschränkung und verschlechtert das klinische Ergebnis somit erheblich (**Tab.11**). In der vorliegenden Studie musste in drei Fällen sogar eine Arthrolyse durchgeführt werden (**Tab.12**) und leider ist selbst nach einer solchen Behandlung nur wenig Verbesserung zu erwarten (Babis, Trousdale et al. 2001). Auch das navigierte Einsetzen des künstlichen Gelenks mit hoher Implantationspräzision und gewebeschonender Achsausrichtung konnte das Auftreten einer Arthrofibrose nicht verhindern.

4 Diskussion

4.1 Bewertung der Ergebnisse

4.1.1 Achsvermessungen

Bei der Interpretation der gemessenen Winkelwerte muss eine individuelle Messfehlerbreite von $\pm 2^\circ$ berücksichtigt werden (Laskin 1984). Die Messung gilt bei einer Rotationsfehlstellung des Beines von bis zu 10° bei anterior-posterioren Strahlenganges noch als zuverlässig (Wright, Treble et al. 1991). Jedoch weisen auch Jiang und Insall darauf hin, dass es bei Fehlstellungen des Beines von 20° Innen- bzw. Außenrotation zu erheblichen Messungenauigkeiten kommen bei der röntgenologischen Auswertung kommen kann (Jiang and Insall 1989). Um derartige Fehlerquellen zu minimieren, wurden in der vorliegenden Studie standardisierte Röntgenaufnahmen verwendet. Es wurde auf eine möglichst optimale Positionierung des Beines geachtet, wobei Femurepikondylen, Patella und die Tuberositas tibiae als Referenzpunkte verwendet wurden. Der Fuß wurde physiologischer Weise in ca. 10° Außenrotation eingestellt, wobei auf eventuelle Fußdeformitäten geachtet wurde. Die im Vorfeld veranschlagte Genauigkeit von 1° für Winkel wird in 62,7% der Fälle erreicht (frontale Ebene).

Unter Berücksichtigung der individuellen Messfehlerbreite – Ausrichtung mit $\pm 2^\circ$ Abweichung – lassen sich sogar noch bessere Resultate (85,4% der Fälle) für die Ausrichtung der mechanischen Beinachse feststellen. Mielke et al. erzielen in 61,6% der Fälle eine Ausrichtung mit $\pm 2^\circ$ Abweichung in der frontalen Ebene (Mielke, Clemens et al. 2001). Die Femurkomponente konnte in dieser Studie in 47,3% der Fälle in idealer Position (0° Achsabweichung) implantiert werden. Die Tibiakomponente konnte in 52,7% der Fälle ohne Abweichung von der mechanischen Achse eingesetzt werden. Auch Mielke erreicht ähnlich gute Resultate: 33,3% der Femurkomponenten und 55% der Tibiakomponenten konnten in idealer Position ausgerichtet werden. Die Ergebnisse beider Studien sind als sehr günstig zu beurteilen und es kann auf dieser Grundlage die Aussage getroffen werden, dass mit dem OrthoPilot[®]-System sehr gute Ergebnisse in Bezug auf die Ausrichtung der Prothesenkomponenten zu erzielen sind.

4.1.2 Besondere Aspekte bei den Ergebnissen der Achsvermessung

Bei genauer Betrachtung der Ergebnisse zeigt sich eine Auffälligkeit bei der Ausrichtung der Tibiakomponente in der frontalen Ebene. Es besteht mit 30,1% Varusausrichtung (34 Fälle) gegenüber 16,4% Valgusausrichtung (18 Fälle) eine deutliche Tendenz zur varischen Einstellung des Tibiaimplantates. Die drei Publikationen von Jenny et al. (Jenny and Boeri 2001; Jenny and Boeri 2001; Jenny and Boeri 2001) zu diesem Thema beschreiben zwar jeweils das gleiche Patientenmaterial, doch die Daten der erreichten Achsverhältnisse werden nicht im Einzelnen aufgeführt, sondern in zusammengefasster Form wiedergegeben. Ein Vergleich der Daten ist somit leider nicht möglich. Kiefer et al. (Kiefer, Langemeyer et al. 2001) nehmen zwar eine ausführliche Darstellung der ermittelten Daten vor, jedoch ist aus den aufgeführten Tabellen kein Zahlenmaterial ablesbar. Auf einen Vergleich mit den in dieser Studie gewonnenen Daten wird somit verzichtet.

Mielke et al. (Mielke, Clemens et al. 2001) nehmen in ihrer Studie eine sehr detaillierte Beschreibung der erzielten Ergebnisse in Bezug auf die Implantationspräzision vor. In den ersten 60 Fällen, die beschrieben werden, wird bei 25% (15 Patienten) eine Varusabweichung und bei 20% (12 Patienten) eine Valgusabweichung gefunden. Es zeigt sich eine ähnliche Tendenz, wie sie auch in der vorliegenden Arbeit ausgemacht wurde. Jedoch setzt sich dieser Trend bei den von Mielke et al. nachfolgend beschriebenen 30 Fällen nicht durch: Hier werden lediglich 16% (5 Fälle) in Varusabweichung und 23% (7 Fälle) in Valgusabweichung ausgerichtet. Die Interpretation dieser Befunde kann nur auf spekulativer Ebene geschehen. Beispielsweise könnten sich die Abweichungen auf die Größe der beschriebenen Gruppe zurückführen lassen, es wäre aber auch möglich, dass es sich um eine Betrachtung der „learning curve“ handelt. Um Unklarheiten dieser Art zu vermeiden, wurden, im Unterschied zu Mielke et al., in der vorliegenden Studie die Daten nicht in die ersten 60 und die nachfolgenden 50 Fälle aufgeteilt, sondern in ihrer Gesamtheit betrachtet. Die nachträgliche, diesen Gesichtspunkt betreffende Betrachtung der in dieser Arbeit ermittelten Daten zeigte keinen Hinweis auf eine Beeinträchtigung durch die „learning curve“.

Eine andere, durchaus plausible Interpretation der Tendenz zur Varusausrichtung der Tibiakomponente in der frontalen Ebene könnte ihre Begründung in der intraoperativen Analyse der Achsverhältnisse finden. Bei der intraoperativen Analyse der mechanischen Beinachse wird der Mittelpunkt des Hüft-, Knie- und oberen

Sprunggelenks ermittelt, wobei die für das Sprunggelenk gewählten Referenzpunkte der mediale und der laterale Malleolus sind. Ein weiterer Punkt ist die Mitte der Verbindungslinie zwischen den beiden Malleoli. An dieser Stelle muss allerdings angemerkt werden, dass es nicht möglich ist festzustellen, auf welche Weise die Berechnungen der Achsverhältnisse von der Software durchgeführt werden. Sollte das Computerprogramm der Berechnung der Achsverhältnisse den genannten Punkt auch als Mittelpunkt des oberen Sprunggelenkes zugrundelegen, wäre dies, in Kombination mit der Verwendung des extramedullären Ausrichtungssystems, möglicherweise die korrespondierende Fehlerquelle, denn das Zentrum des oberen Sprunggelenkes liegt nicht auf dem Mittelpunkt der Verbindungslinie zwischen den beiden Malleoli (Laskin 2003). Die biomechanische Mitte des oberen Sprunggelenkes befindet sich von diesem Punkt aus 0,2cm bis 0,5cm weiter nach medial (Dennis, Channer et al. 1993; Laskin 2003). Dies entspricht der Mitte des Talus.

4.1.3 Der Knee Society Score (KSS)

Der Knee Society Score sieht in seinem Punktesystem keine zusammenfassende Bewertung der Ergebnisse vor. Bei maximal 100 erreichbaren Punkten darf eine Verbesserung des Knee Scores von 23 Punkten in der präoperativen Untersuchung auf 85 Punkte in der postoperativen Evaluation als sehr gut bezeichnet werden. Gleiches gilt für den Function Score: Die präoperativ erreichten 40 Punkte konnten durch den Eingriff auf 78 Punkte gesteigert werden, ein ebenfalls äußerst positives Ergebnis. Allem Anschein nach zeitigt die Anwendung des Systems keine nachteiligen Effekte auf die klinischen Ergebnisse und ebenfalls keine schlechten Resultate durch z.B. die Extraschraubung in Femur und Tibia; im Gegenteil werden hier sogar sehr gute klinische Resultate erzielt. Zudem lässt sich eine gute Stabilität (24 von 25 möglichen Punkten) nachweisen, wodurch auf eine suffiziente Einstellung der Band-Kapsel-Spannung und ein ausreichendes Weichteilrelease geschlossen werden darf.

Die Beurteilung der klinischen Ergebnisse stellt trotz aller Bemühungen um einheitliche Bewertungssysteme noch immer ein Problem dar. Grundsätzlich wurden die Scores entwickelt, um komplexe Zusammenhänge übersichtlich darzustellen und vergleichbar zu machen. Die American Knee Society ist eine international anerkannte Institution und die Verwendung des von ihr entwickelten Scores ist zurzeit als Standard anzusehen, nicht zuletzt, weil es keine anderen international anerkannten Empfehlungen gibt. Auch die Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und

Traumatologie (DGOT) empfiehlt die Verwendung des Knee Society Score. Jedoch kommen in der Praxis eine Fülle von Scores zum Einsatz; so werden neben dem häufig verwendeten Knee Society Score andere Scores wie der SF-36, der Womac Score und der HSS Score verwendet. Die Vergleichbarkeit der Daten aus verschiedenen Studien wird damit erschwert (Inglis, Windolf et al. 1991). Im konkreten Fall der vorliegenden Studie stellt sich dieses Problem nicht unmittelbar, da bis zu diesem Zeitpunkt noch keine Veröffentlichung klinischer Ergebnisse mit der Navigation von künstlichen Kniegelenken existiert. Erst in zukünftigen Studien wird sich die Problematik bemerkbar machen, dass es keine einheitliche Verwendung eines allgemein anerkannten Bewertungssystems gibt.

Es muss außerdem angemerkt werden, dass die Bewertung mit einem Score generell heikel ist: Kein Score ist optimal. Dies zeigt sich schon an der Fülle von Scores, die zur Verfügung stehen. Da der Knee Society Score der offizielle Score der amerikanischen Knee Society ist und auch von der DGOT empfohlen wird, ist seine Verwendung jedoch gerechtfertigt.

4.1.4 Literaturvergleich der klinischen Ergebnisse

Bei der Auswahl der hier aufgeführten Studien handelt es sich ausschließlich um Untersuchungen zur Implantation von Kniegelenksendoprothesen mit dem konventionellen Instrumentarium. Hier sollen die klinischen Ergebnisse dieser Studien jenen der vorliegenden Arbeit gegenübergestellt werden.

Die für den Knee Score erreichten Werte variieren zwischen 63 Punkten und 85 Punkten, während sich beim Function Score eine Verteilung von 69 Punkten bis 79 Punkten zeigt. Die nach einer Follow-up Zeit von 1,5 Jahren (**Tab.13**) ermittelten klinischen Ergebnisse der navigierten Implantation (85 Punkte für den Knee Score und 78 Punkte für den Function Score) sind somit als sehr positiv zu bewerten sind. Es ist hierbei zu beachten, dass die ähnlich guten Ergebnisse der Studie von Schwitalle et al. (Schwitalle, Salzmann et al. 2001) mit einer Modular Prothese erreicht wurden. Wie bereits in Kapitel 2 ausgeführt, unterscheiden sich die klinischen Ergebnisse dieses aufwendigeren Prothesentyps von jenen mit fixiertem Inlay (Grodzki, Haak et al. 2001). Umso höher sind die in der vorliegenden Studie erreichten klinischen Resultate zu bewerten, da mit einem relativ einfachen Prothesentyp bereits initial solch gute Ergebnisse erzielt werden konnten.

Generell ist der Vergleich der klinischen Resultate problematisch, da den Studien oft verschiedenartige Charakteristika zugrunde liegen. Dies gilt vor allem in Bezug auf den eingesetzten Prothesentyp und die unterschiedlich lange Beobachtungsdauer. Es konnten weder Studien über die klinischen Ergebnisse der mit dem OrthoPilot[®] navigierten Search[®] Evolution LC Prothese gefunden werden noch Arbeiten über die klinischen Resultate mit anderen Navigationssystemen. Nun ist davon auszugehen dass die klinischen Ergebnisse, die mit verschiedenen Prothesentypen erreicht werden, nicht direkt miteinander vergleichbar sind. Daher sollen sie eher als Richtwerte bei der Beurteilung betrachtet werden.

Studie	Prothesentyp	Beobachtungsdauer (Jahre)	Knee Score	Function Score
Kienapfel (Kienapfel, Griss et al. 1991)	Miller-Galante I	2-5	63	69
Pellengahr (Pellengahr, Refior et al. 1998)	Genesis	4	81	74
Schwitalle (Schwitalle, Salzmann et al. 2001)	PFC-Modular	8	85	79
Vorliegende Studie	Search Evolution LC	1,5	85	78

Tab.13 Literaturvergleich unterschiedlicher Studien mit Oberflächengelenkersatz

4.1.5 Bewegungsumfang

Ein ideales Resultat konnte bei 72,7% der Patienten erzielt werden, während lediglich 3,6% (absolut: 4) der Fälle ein unbefriedigendes Ergebnis zeigten. In diesen 4 Fällen kam es zur Entwicklung einer Arthrofibrose mit deutlicher Bewegungseinschränkung in Flexion und Extension, die als überaus gravierend zu beurteilen und daher nur als unbefriedigend bezeichnet werden kann. Das klinische Ergebnis konnte auch durch die nachfolgende Arthrolyse nicht wesentlich verbessert werden. Wie zuvor schon angedeutet, kann die navigierte Implantation der Prothesenkomponenten ein unbefriedigendes klinisches Ergebnis nicht vollständig verhindern. Insgesamt ist das

erreichte Bewegungsausmaß bei 106 der 110 Patienten jedoch als überaus positiv zu bewerten.

4.2 Messmethoden

Sowohl Mielke et al. als auch Jenny et al. (Jenny and Boeri 2001; Jenny and Boeri 2001; Jenny and Boeri 2001; Mielke, Clemens et al. 2001) verwenden in ihren Forschungen für die Vermessung der lateralen Achsverhältnisse den ventralen Femurkortex und den dorsalen Tibiakortex als Referenzachse. Kiefer et al. (Kiefer, Langemeyer et al. 2001) verzichten auf eine Angabe der Winkelwerte in der sagitalen Ebene. Bedauerlicherweise wird in den Studien auf Literaturverweise verzichtet, die über die Auswahlkriterien zu dieser Art der Achsvermessung Auskunft geben könnten. Mielke bezieht sich für die Achsvermessung im Allgemeinen auf einen Artikel von Oswald et al. (Oswald, Jakob et al. 1993), worin für die Vermessung der Achsverhältnisse in der sagitalen Ebene nur die jeweiligen intramedullären Achsen beschrieben werden und die Verwendung des ventralen Femurkortex und des dorsalen Tibiakortex als Referenz nicht erwähnt wird.

In der vorliegenden Studie wurden für die Messung der sagitalen Achsverhältnisse die intramedullären Achsen von Femur und Tibia verwendet. Diese Messmethode entspricht den Empfehlungen der Knee Society (Ewald 1989). Es wurde dabei auf eine ausreichend lange Abbildung des Femur- bzw. Tibiaschafts geachtet.

4.3 Spezielle Aspekte des Operationsverfahrens

4.3.1 Zur Rotationsposition

Wie auch beim konventionellen Instrumentarium erfolgt die Rotationsausrichtung der Femurkomponente durch die Orientierung an zusätzlichen Messpunkten (*landmarks*), wie z.B. der Femurepikondylen. Die epikondyläre Achse oder die Whitesidelinie dienen hierbei als Orientierungshilfe. Die Rotationsposition der Tibiakomponente wird durch die Ausrichtung in Bezug auf die Tuberositas tibiae bzw. die Margo anterior tibiae bestimmt. Die Rotationsposition muss somit auf die herkömmliche Weise bestimmt werden und die Prothesenkomponenten können nicht navigationsgesteuert implantiert werden.

Bei den neueren Versionen des OrthoPilot[®]-Systems ist es bereits möglich die Rotationsposition der Femurkomponente zu navigieren. Für die Tibiakomponente ist dies zurzeit noch nicht möglich.

Die Rotationsposition der Prothesenkomponenten ist entscheidend für die klinischen Ergebnisse, das Weichteilrelease und das Patellatracking. In Kombination mit dem Alignment beeinflusst die Rotationsposition der Prothesenkomponenten die postoperativen Patellakomplikationen (Rhoads, Noble et al. 1990; Berger, Crossett et al. 1998; Barrack, Bertot et al. 2001). Neben der Arthrofibrose ist der anteriore Knieschmerz im Sinne der Patellakomplikation ein häufig auftretendes Problem bei der endoprothetischen Versorgung des Kniegelenkes (Huo and Sculco 1990). Dies zeigen auch die in Kapitel 3 (**Tab.11**) dargestellten Ergebnisse. Diese Komplikation kann durch die zusätzliche Verwendung des Patellarückflächenersatzes nicht vermieden werden (Bourne, Rorabeck et al. 1995; Barrack and Burak 2001).

Mit den Standardevaluationsmethoden ist die postoperative Überprüfung der navigierten Rotationsposition der Prothese allerdings nicht möglich – über die Genauigkeit ist also nur indirekt über die Häufigkeit der Patellakomplikationen eine Aussage zu treffen. Das bedeutet, dass die Prothese zwar in allen drei Ebenen (Varus-/Valgusausrichtung in der frontalen Ebene, Sloping in der sagitalen Ebene und Rotation in der transversalen Ebene) navigiert werden kann, die postoperative Überprüfung der Genauigkeit des Systems beschränkt sich aber auf die Messung in der frontalen und sagitalen Ebene.

Kommt es zu schwerwiegenden Patellakomplikationen und wird dadurch eine Revisionsoperation notwendig, wird eine CT-Aufnahme des Kniegelenkes empfohlen. Damit kann festgestellt werden, ob die Rotationsfehlstellung von der Tibia- oder der Femurkomponente ausgeht (Berger, Crossett et al. 1998). Eventuell müssen sogar beide Komponenten neu eingesetzt werden.

Diese postoperative CT-Aufnahme ist zwar keine Standardmethode, wäre aber zur Messung der Prothesenposition in der transversalen Ebene das Mittel der Wahl.

4.3.2 Andere Anwendungsmöglichkeiten

Für das System von Aesculap[®] existieren verschiedene Module, die eine Ausweitung der Anwendung auch auf andere Gebiete erlauben, so zur Implantation einer Ersatzplastik des vorderen Kreuzbands und einer Hüftgelenksendoprothese. Andere

Hersteller bieten mit ihren Systemen außerdem die Möglichkeit zur Navigation in der Wirbelsäulenchirurgie oder Kieferorthopädie.

Wünschenswert wäre hier nicht nur die universelle Einsetzbarkeit von Prothesen verschiedener Hersteller, sondern auch unterschiedlicher Prothesentypen, z.B. unikondyläre Schlittenprothesen, posterior stabilisierte Prothesen und achsgekoppelte Prothesen (Scharnierprothesen). Bisher existiert dazu nur eine jüngere Studie von Jenny et al., in der die Navigation einer Schlittenprothese beschrieben wird (Jenny and Boeri 2003).

4.3.3 Vor- und Nachteile der vorgestellten Methode

Die in Kapitel 2 erläuterten Aspekte des computergesteuerten Operationsverfahrens sollen an dieser Stelle bezüglich ihrer Vorzüge, aber auch Schwachstellen betrachtet werden.

Wie bereits beschrieben, kann der vergleichsweise geringe operationstechnische Aufwand in der Praxis von großem Nutzen sein. Als besonders positiv ist hier die CT-freie Navigation ohne zusätzliche Strahlenbelastung für den Patienten herauszustellen und nicht zuletzt sollten auch die relativ niedrigen Kosten, die bei der Neuanschaffung verursacht werden, Beachtung finden. Der zusätzliche Zeitaufwand, beispielsweise durch die intraoperative kinematische Analyse oder die Extraschraubung, sollte generell nicht gesondert ins Gewicht fallen, da er teilweise durch die entfallende intraoperative Röntgenkontrolle der Prothesenposition ausgeglichen wird. Allerdings ist es möglich, dies sei einschränkend erwähnt, dass durch die minimal verlängerte Operationszeit ein erhöhtes Infektionsrisiko entsteht – im Rahmen der vorliegenden Studie können dazu jedoch keine Aussagen gemacht werden, da die untersuchte Gruppe für eine solche Beurteilung zu klein war.

Weiterhin als Vorzug sollte gelten, dass eine Rotationsfehlstellung bzw. eine Verbiegung des Femur, insbesondere aber der Tibia, die beim konventionellen Verfahren Schwierigkeiten bei der intramedullären Ausrichtung verursachen kann (Jiang and Insall 1989), bei der computernavigierten Operation kein Problem darstellt. So ist es dem Operateur zu jeder Zeit möglich, die durchgeführten Schritte auf ihre Genauigkeit zu überprüfen. Würde sich z.B. bei der Resektion der Gelenkflächen - durch ein leichtes „verkippen“ des Sägeblattes – eine Ungenauigkeit ergeben, so ist diese mit dem konventionellen Instrumentarium nicht direkt festzustellen. Mit dem

Navigationssystem kann die Exaktheit des durchgeführten Schnittes intraoperativ kontrolliert werden und ist gegebenenfalls korrigierbar.

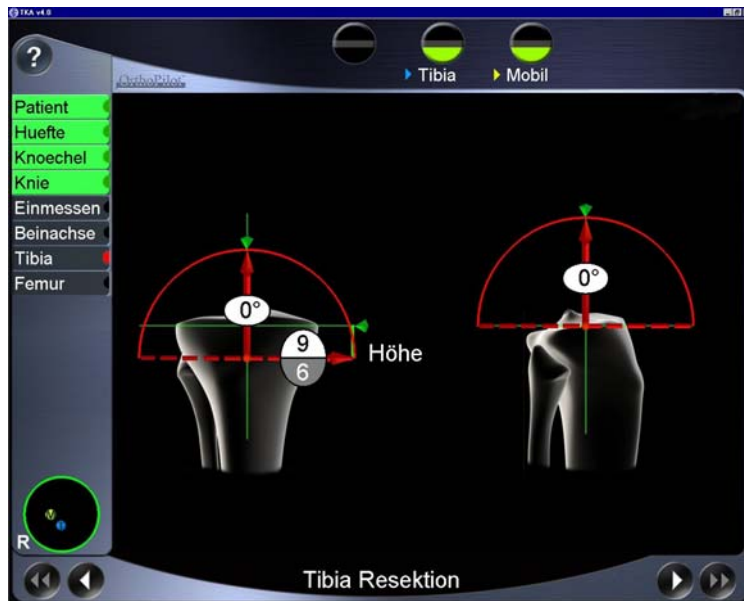


Abb. F

Intraoperative
Einstellung der
Tibiaresektion
(Resektionshöhe
und Sloping)



Abb. G

Überprüfung
der
durchgeführten
Tibiaresektion

Insgesamt scheinen sich durch das Verfahren gute, konstante Werte für das Gros der Patienten erreichen zu lassen; nur wenige „Ausreißer“ sind zu verzeichnen.

Eine Schwachstelle des Systems spiegelt sich in der theoretischen Beobachtung wider, dass sich bei eventuellen systembedingten Fehlern die intraoperative Feststellung der Fehlerquelle als schwierig erweisen könnte – dann gilt es zu unterscheiden, ob es sich um einen Mangel im System selbst oder um fehlerhaften Gebrauch des Instrumentariums handelt. Andererseits ist es hier ohne größere

Umstände möglich, im Falle der Nichtkorrigierbarkeit des Fehlers auf das konventionelle Instrumentarium zurückzugreifen. Dies sei nur der Vollständigkeit halber erwähnt, da ein solcher Fall im Untersuchungszeitraum nicht eingetreten ist.

Des Weiteren kann die Handhabung der mit Kabeln versehenen Infrarotdioden zu Schwierigkeiten in der Anwendung führen. Es gibt jedoch auch kabelfreie Transmitter, mit denen jedoch in dieser Studie keine Erfahrungen gemacht wurden; somit kann keine Aussage über z.B. die Praktikabilität oder die Batterielebensdauer bzw. die Möglichkeit intraoperativen Versagens getroffen werden.

Die vorliegende Studie ist eine Follow-up-Studie und kann nicht den Anspruch der ohne Weiteres übertragbaren Gültigkeit erheben, zumal auch die Ergebnisse anderer Navigationssysteme noch abgewartet werden müssen. Da zu dem hier beschriebenen Operationsverfahren bisher nur wenige Studien existieren, muss auch darauf hingewiesen werden, dass bei der Erprobung eines vielversprechenden neuen Verfahrens häufig Tendenzen geschildert werden, die sich in einer großen, randomisierten Studie nicht bestätigen lassen. Deshalb darf auf die baldige Durchführung größerer prospektiv randomisierter Studien gehofft werden; weitere Untersuchungen und kritische Betrachtung sind unabdingbar.

5 Ausblick

Die zunehmende Bedeutung der Kniegelenksendoprothetik lässt sich an den jährlich steigenden Implantationszahlen ablesen und die Behandlungserfolge insbesondere bei Gonarthrose und rheumatischer Arthritis geben dieser Methode recht. Die allgemeinen Anforderungen an die Implantation sind mit fortschreitender Technik enorm gestiegen, zumal die Ursachen eines eventuellen Versagens der Prothese mittlerweile gut dokumentiert sind. Ein bestimmender Faktor für die Haltbarkeit der Prothese ist die Ausrichtung der Tragachse und der mechanischen Einzelachsen. Einkalkuliert werden müssen außerdem der oft unvermeidliche Polyethylenabrieb und die aseptische Lockerung; ein korrektes Alignment ist die Voraussetzung für die Standzeit der Prothese. Die in vorangegangenen Studien mitunter sehr unterschiedlichen Angaben zur Standzeit erklären sich bei näherer Betrachtung des Versuchsaufbaus. So werden in der Studie von Laskin et al., die eine Überlebensrate von 75 % nach 10 Jahren findet (Laskin 1990), ausschließlich Patienten mit rheumatoider Arthritis beschrieben, während Scuderi et al. hauptsächlich Patienten mit nichtrheumatischer Ursache der Gonarthrose berücksichtigen (Scuderi, Insall et al. 1989) und somit eine Überlebensrate von 90% nach 15 Jahren beschreiben. Dennoch darf bei der endoprothetischen Versorgung des Kniegelenkes von guten Standzeiten der Implantate ausgegangen werden. Diese langen Standzeiten sind auch für die Navigation in der Kniegelenksendoprothetik zu erwarten.

Die Verwendung eines intramedullären Ausrichtungssystems für die Femurkomponente und die extramedulläre Ausrichtung der Tibiakomponente können als der goldene Standard für die Implantation eines künstlichen Kniegelenkes bezeichnet werden. Im Laufe der Jahre wurde das konventionelle Instrumentarium stetig verbessert und die Operationstechniken wurden verfeinert, was zu den langen aber dennoch endlichen Standzeiten beigetragen hat. Nun ist mit der Einführung der Navigation in der Kniegelenksendoprothetik ein völlig neues Kapitel in der Kniechirurgie aufgeschlagen worden: Computergestützte Operationsverfahren bei der Implantation von künstlichen Kniegelenken sollen eine weitere Verbesserung der Ergebnisse für den Patienten herbeiführen. Diese Entwicklung steckt jedoch in der Anfangsphase. Die konventionellen Systeme

werden bereits seit Jahrzehnten verwendet und in dieser Zeit haben die eingeführten Neuerungen nach und nach zu deutlicher Qualitätserhöhung beigetragen. Trotz der noch jungen Geschichte der Navigationssysteme ist auch hier von weiteren Fortschritten auszugehen, zumal auch die Computerleistungen exponentielle Steigerungen verzeichnen und Hard- und Software ständig verbessert werden. So wurde das OrthoPilot®-System dahingehend weiterentwickelt, dass es bereits die Möglichkeit zur Navigation der Rotationsposition der Femurkomponente bietet. Weiterhin kann mit dem neuen System auch die Bandspannung in Flexion und Extension mit in den Navigationsprozess einbezogen werden.

Freilich muss insbesondere bezüglich neuer Computertechnologien immer auch die Frage gestellt werden, ob es sich hierbei nicht nur um eine Modeerscheinung handelt. Navigationssysteme zur Implantation von Kniegelenksendoprothesen waren zunächst nur in Deutschland populär, weshalb es auch hauptsächlich deutsche Publikationen zu dem Thema gibt. Mittlerweile jedoch wird die neue Technik auch in vielen anderen Ländern angewandt; es existieren erste Studien von Krackow (Krackow, Bayers-Thering et al. 1999) und Stulberg (Stulberg, Loan et al. 2002) aus den USA und derzeit wird in den Niederlanden an einer weiteren prospektiv randomisierten Studie gearbeitet. In diesen Arbeiten werden ähnlich gute Ergebnisse bezüglich der Achsverhältnisse der implantierten Prothesenkomponenten erzielt, jedoch kamen Navigationssysteme anderer Hersteller zum Einsatz. So widmen sich bereits mehrere Hersteller der Produktion besagter Technologie, z.B. Stryker-Leibinger®, Aesculap®, Brainlab® und Sulzer®. Es handelt sich bei den kinematischen Navigationssystemen also keineswegs um eine temporäre Erscheinung, sondern um avancierte Operationssysteme, die unter stetiger Verbesserung ihren Vormarsch in die Operationssäle erfolgreich fortführen werden.

Schon jetzt sind mit den Navigationssystemen hervorragende Ergebnisse zu erzielen und es stellt sich nur noch die Frage, wann das computergestützte Operationsverfahren die konventionelle Methode endgültig ablösen wird. Man darf aufgrund der ermutigenden Resultate mit dieser neuen Operationstechnik sicherlich mutmaßen, dass die Navigation in absehbarer Zeit der goldene Standard für die Implantation der Kniegelenksendoprothetik sein wird.

6 Zusammenfassung

Fragestellung: Die Navigation als Operationsverfahren bei der Implantation von künstlichen Kniegelenken soll eine weitere Verbesserung der Ergebnisse für den Patienten herbeiführen. Um aber die Qualität eines neuen Operationssystems beurteilen zu können, ist es notwendig, die damit erzielten Resultate detailliert zu dokumentieren und auch Erfahrungswerte, die bisher nur begrenzt vorliegen, in eine umfassende Analyse einzubeziehen.

Methode: Es wurden 110 Kniegelenksendoprothesen, deren Implantation mit dem OrthoPilot®-Navigationssystem (Aesculap®, Tuttlingen) im Klinikum Osnabrück durchgeführt wurde, klinisch und röntgenologisch evaluiert.

Die Auswertung der Röntgenbilder erfolgte nach den Vorgaben des Knee Society Roentgenographic Evaluation and Scoring System. Es wurden stehende, lange Beinaufnahmen zur Beurteilung der Achsverhältnisse in der Frontalebene verwendet. Die lateralen Winkelwerte wurden auf Standardaufnahmen mit ausreichend langer Abbildung des Femur- und Tibiaschafts ermittelt. Für die Bewertung der klinischen Ergebnisse wurde der Knee Society Score eingesetzt.

Resultate: Die im Vorfeld veranschlagte Genauigkeit von 1° für Winkel wird in 62,7% der Fälle erreicht (mechanische Beinachse in der frontalen Ebene). Eine sehr gute Einstellung ($\pm 2^\circ$) der Femurkomponente in der sagitalen Ebene wurde in 86,4% der Fälle realisiert. Die Tibiakomponente konnte in 96,4% der Fälle in sehr guter Position ausgerichtet werden. Es wurde eine Verbesserung des Knee Scores von 23 auf 85 Punkte in der postoperativen Evaluation erzielt. Die präoperativ ermittelten 40 Punkte des Function Scores konnten auf 78 Punkte gesteigert werden.

Schlussfolgerung: Mit dem verwendeten Navigationssystem sind hervorragende klinische und röntgenologische Ergebnisse zu erzielen. Man darf aufgrund der ermutigenden Resultate mit dieser neuen Operationstechnik sicherlich davon ausgehen, dass die Navigation in absehbarer Zeit einen wichtigen Platz bei der Implantation der Kniegelenksendoprothetik einnehmen wird und eine weitere Entwicklung des Navigationssystems zu noch besseren Resultaten führen wird. Es ist zu erwarten, dass sich die Computernavigation in Zukunft zum goldenen Standard bei der Implantation von Prothesenkomponenten entwickeln wird.

7 Literaturverzeichnis

- Babis, G. C., R. T. Trousdale, et al. (2001). "Poor outcomes of isolated tibial insert exchange and arthrolysis for the management of stiffness following total knee arthroplasty." J Bone Joint Surg Am **83-A**(10): 1534-6.
- Barrack, R. L., A. J. Bertot, et al. (2001). "Patellar resurfacing in total knee arthroplasty. A prospective, randomized, double-blind study with five to seven years of follow-up." J Bone Joint Surg Am **83-A**(9): 1376-81.
- Barrack, R. L. and C. Burak (2001). "Patella in total knee arthroplasty." Clin Orthop(389): 62-73.
- Berger, R. A., L. S. Crossett, et al. (1998). "Malrotation causing patellofemoral complications after total knee arthroplasty." Clin Orthop(356): 144-53.
- Bourne, R. B., C. H. Rorabeck, et al. (1995). "Resurfacing versus not resurfacing the patella during total knee replacement." Clin Orthop(321): 156-61.
- Delp, S. L., S. D. Stulberg, et al. (1998). "Computer assisted knee replacement." Clin Orthop(354): 49-56.
- Dennis, D. A., M. Channer, et al. (1993). "Intramedullary versus extramedullary tibial alignment systems in total knee arthroplasty." J Arthroplasty **8**(1): 43-7.
- DGOT (1999). Leitlinien der Orthopädie. Köln, Deutscher Ärzte-Verlag.
- Ewald, F. C. (1989). "The Knee Society total knee arthroplasty roentgenographic evaluation and scoring system." Clin Orthop(248): 9-12.
- Feng, E. L., S. D. Stulberg, et al. (1994). "Progressive subluxation and polyethylene wear in total knee replacements with flat articular surfaces." Clin Orthop(299): 60-71.
- Font-Rodriguez, D. E., G. R. Scuderi, et al. (1997). "Survivorship of cemented total knee arthroplasty." Clin Orthop(345): 79-86.
- Fuchs, S. and J. Jerosch (1996). "[Knee endoprosthesis--determining current status]." Unfallchirurg **99**(12): 958-63.
- Grodzki, T., H. Haak, et al. (2001). "[Prospective randomized comparative study of early functional outcome of 2 knee joint endoprosthesis systems--rotation plateau versus fixed polyethylene inlay]." Z Orthop Ihre Grenzgeb **139**(5): 393-6.

- Hsu, H. P., A. Garg, et al. (1989). "Effect of knee component alignment on tibial load distribution with clinical correlation." Clin Orthop(248): 135-44.
- Huo, M. H. and T. P. Sculco (1990). "Complications in primary total knee arthroplasty." Orthop Rev **19**(9): 781-8.
- Inglis, R., J. Windolf, et al. (1991). "[\"Scoring\"--benefits and pitfalls]." Unfallchirurgie **17**(2): 118-21.
- Insall, J. N., L. D. Dorr, et al. (1989). "Rationale of the Knee Society clinical rating system." Clin Orthop(248): 13-4.
- Jeffery, R. S., R. W. Morris, et al. (1991). "Coronal alignment after total knee replacement." J Bone Joint Surg Br **73**(5): 709-14.
- Jenny, J. Y. and C. Boeri (2001). "[Computer-assisted implantation of a total knee arthroplasty: a case-controlled study in comparison with classical instrumentation]." Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot **87**(7): 645-52.
- 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**(4): 217-20.
- Jenny, J. Y. and C. Boeri (2001). "[Navigated implantation of total knee endoprotheses--a comparative study with conventional instrumentation]." Z Orthop Ihre Grenzgeb **139**(2): 117-9.
- Jenny, J. Y. and C. Boeri (2003). "Unicompartmental knee prosthesis implantation with a non-image-based navigation system: rationale, technique, case-control comparative study with a conventional instrumented implantation." Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc **11**(1): 40-5.
- Jerosch, J. and M. Floren (2000). "[Quality of life improvement (SF-36) after implantation of a knee endoprosthesis]." Unfallchirurg **103**(5): 371-4.
- Jiang, C. C. and J. N. Insall (1989). "Effect of rotation on the axial alignment of the femur. Pitfalls in the use of femoral intramedullary guides in total knee arthroplasty." Clin Orthop(248): 50-6.
- Kiefer, H., D. Langemeyer, et al. (2001). "[Navigation Total-Knee-Replacement]." European Journal of Trauma E. Suppl.(1): 128-132.
- Kienapfel, H., P. Griss, et al. (1991). "[2- to 5-year follow-up of cementless implantable knee joint prosthesis of the Miller-Galante type]." Orthopade **20**(3): 189-96.

- Knutson, K., S. Lewold, et al. (1994). "The Swedish knee arthroplasty register. A nation-wide study of 30,003 knees 1976-1992." Acta Orthop Scand **65**(4): 375-86.
- Knutson, K., A. Lindstrand, et al. (1986). "Survival of knee arthroplasties. A nation-wide multicentre investigation of 8000 cases." J Bone Joint Surg Br **68**(5): 795-803.
- Krackow, K. A., M. Bayers-Thering, et al. (1999). "A new technique for determining proper mechanical axis alignment during total knee arthroplasty: progress toward computer-assisted TKA." Orthopedics **22**(7): 698-702.
- Laskin, R. (1984). "Alignment of Total Knee Components." Orthopedics **7**(1): 62-72.
- Laskin, R. S. (1990). "Total condylar knee replacement in patients who have rheumatoid arthritis. A ten-year follow-up study." J Bone Joint Surg Am **72**(4): 529-35.
- Laskin, R. S. (1999). "Total knee replacement in patients older than 85 years." Clin Orthop(367): 43-9.
- Laskin, R. S. (2003). "Instrumentation pitfalls: You just can't go on autopilot!" J Arthroplasty **18**(3 Suppl 1): 18-22.
- Lotke, P. A. and M. L. Ecker (1977). "Influence of positioning of prosthesis in total knee replacement." J Bone Joint Surg Am **59**(1): 77-9.
- Mielke, R. K., U. Clemens, et al. (2001). "[Navigation in knee endoprosthesis implantation--preliminary experiences and prospective comparative study with conventional implantation technique]." Z Orthop Ihre Grenzgeb **139**(2): 109-16.
- Oswald, M. H., R. P. Jakob, et al. (1993). "Radiological analysis of normal axial alignment of femur and tibia in view of total knee arthroplasty." J Arthroplasty **8**(4): 419-26.
- Pellengahr, C., H. J. Refior, et al. (1998). "[Bicondylar knee replacement--an intermediate term evaluation of the Genesis prosthesis]." Z Orthop Ihre Grenzgeb **136**(4): 343-9.
- Petersen, T. L. and G. A. Engh (1988). "Radiographic assessment of knee alignment after total knee arthroplasty." J Arthroplasty **3**(1): 67-72.
- Pott, P. and M. Schwarz (2002). "[Robots, navigation, telesurgery: state of the art and market overview]." Z Orthop Ihre Grenzgeb **140**(2): 218-31.

- Ranawat, C. S., W. F. Flynn, Jr., et al. (1993). "Long-term results of the total condylar knee arthroplasty. A 15-year survivorship study." Clin Orthop(286): 94-102.
- Rhoads, D. D., P. C. Noble, et al. (1990). "The effect of femoral component position on patellar tracking after total knee arthroplasty." Clin Orthop(260): 43-51.
- Ritter, M. A., P. M. Faris, et al. (1994). "Postoperative alignment of total knee replacement. Its effect on survival." Clin Orthop(299): 153-6.
- Rodriguez, J. A., H. Bhende, et al. (2001). "Total condylar knee replacement: a 20-year followup study." Clin Orthop **388**: 10-7.
- Saleh, K. J., A. Macaulay, et al. (2001). "The Knee Society Index of Severity for failed total knee arthroplasty: practical application." Clin Orthop(392): 166-73.
- Schwitalle, M., G. Salzmann, et al. (2001). "[Late outcome after implantation of the PFC modular knee system]." Z Orthop Ihre Grenzgeb **139**(2): 102-8.
- Scuderi, G. R., J. N. Insall, et al. (1989). "Survivorship of cemented knee replacements." J Bone Joint Surg Br **71**(5): 798-803.
- Sharkey, P. F., W. J. Hozack, et al. (2002). "Insall Award paper. Why are total knee arthroplasties failing today?" Clin Orthop(404): 7-13.
- Spicer, D. D., D. L. Pomeroy, et al. (2001). "Body mass index as a predictor of outcome in total knee replacement." Int Orthop **25**(4): 246-9.
- Stulberg, S. D., P. Loan, et al. (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.
- Teter, K. E., D. Bregman, et al. (1995). "Accuracy of intramedullary versus extramedullary tibial alignment cutting systems in total knee arthroplasty." Clin Orthop(321): 106-10.
- Trepte, C. T. and W. Puhl (1989). "[Revision interventions in aseptic and infected loose knee endoprotheses]." Z Orthop Ihre Grenzgeb **127**(3): 315-21.
- Vince, K. G., J. N. Insall, et al. (1989). "The total condylar prosthesis. 10- to 12-year results of a cemented knee replacement." J Bone Joint Surg Br **71**(5): 793-7.
- Wright, J. G., N. Treble, et al. (1991). "Measurement of lower limb alignment using long radiographs." J Bone Joint Surg Br **73**(5): 721-3.

8 Lebenslauf

Name: Grim
Vorname: Casper
Geburtsdatum: 30.12.1974
Geburtsort: Osnabrück

Schule und Studium

1987 – 1994 Greselius Gymnasium in Bramsche
1994 Abitur
1994 – 1997 Eva-Hüser-Schule in Bad Rothenfelde, staatlich anerkannte Berufsfachschule für Physiotherapie
1997 staatliche Prüfung für Physiotherapeuten
1997 – 2003 Studium der Humanmedizin an der *Maastricht University* (Niederlande)
1998 *Propedeutisch Examen* (propädeutisches Examen)
2002 *Doctoraal Examen* (Abschluss der theoretisch-akademischen Ausbildung)
25. August 2003 *Arts Examen* (Approbationsbefähigung)

Tätigkeiten

1998 – 2001 wissenschaftliche Hilfskraft im *Department of Anatomy and Embryology, Faculty of Medicine, Maastricht University* (Institut für Anatomie und Embryologie der medizinischen Fakultät der Universität Maastricht) unter Leitung von Prof. Dr. J. Drukker

Aufgaben:

- selbständige Betreuung aller Anatomiepraktika für die *Faculty of Health Sciences* (Fakultät für Gesundheitswissenschaften)

9 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor Dr. med. U. Mommsen für die Bereitstellung des Themas, die hervorragende Betreuung und Unterstützung und für die Freiheiten während meiner Tätigkeit am Klinikum Osnabrück.

Gleichermaßen bedanke ich mich bei Dr. med. J. Meentken für die kritischen Anmerkungen und die zahlreichen Anregungen. Ohne seine ausgezeichnete Einweisung in den Arbeitsbereich der Navigation für Kniegelenksendoprothesen und seine ständige Diskussionsbereitschaft wäre die Arbeit in dieser Form nicht möglich gewesen.

Den Mitarbeiterinnen des Archivs, dem Sekretariat der Unfallchirurgischen Ambulanz und den Mitarbeitern des Röntgenarchivs des Klinikums Osnabrück danke ich für die geduldige und oft schwierige Suche nach den Patientenakten und für die Mitwirkung beim reibungslosen Ablauf der Nachuntersuchungen.

Inken Sürig danke ich für das sorgfältige Korrekturlesen und ihren kritischen Blick. Groß.

Nicht zuletzt möchte ich meiner Mutter und meiner Großmutter für ihre schier unerschöpfliche Nachsicht und das Vertrauen danken.

Danke

Appendix

Primäre Diagnose

Gonarthrose	<input type="checkbox"/>
rheumatische Arthritis	<input type="checkbox"/>
avaskuläre Nekrose	<input type="checkbox"/>
posttraumatische Arthrose	<input type="checkbox"/>
andere:	<input type="checkbox"/>

frühere OP's am zu operierenden Knie

keine	<input type="checkbox"/>
Osteotomie (kniegelenksnah)	<input type="checkbox"/>
Patellektomie	<input type="checkbox"/>
Arthroskopie	<input type="checkbox"/>
andere:	<input type="checkbox"/>

Datum der Evaluation (T/M/J)	<input type="text"/>
Patienteninitialen	<input type="text"/>
Geburtsdatum (T/M/J)	<input type="text"/>
Größe (m)	<input type="text"/>
Gewicht (kg)	<input type="text"/>
Geschlecht (m/w)	<input type="text"/>
Patientennummer	<input type="text"/>
zu operierendes Knie (re/li)	<input type="text"/>
Aufnahmedatum (T/M/J)	<input type="text"/>

Bemerkungen:

Knie-Score

Schmerzen

keine	<input type="checkbox"/>
gering oder gelegentlich	<input type="checkbox"/>
gering, nur beim Treppensteigen	<input type="checkbox"/>
gering, beim Gehen und Treppensteigen	<input type="checkbox"/>
mäßig, gelegentlich	<input type="checkbox"/>
mäßig, kontinuierlich	<input type="checkbox"/>
starker Schmerz	<input type="checkbox"/>

Bewegungsspielraum

aktiv

Extension	<input type="text"/>	Flexion	<input type="text"/>
(Neutral-Null-Methode)			

passiv

Extension	<input type="text"/>	Flexion	<input type="text"/>
(Neutral-Null-Methode)			

Stabilität

anteroposterior

< 5mm	<input type="checkbox"/>
5-10 mm	<input type="checkbox"/>
>10-mm	<input type="checkbox"/>

Ausrichtung der Beinachse (röntgenologisch)

varus Grad

valgus Grad

mediolateral

< 5°	<input type="checkbox"/>
5°-9°	<input type="checkbox"/>
10°-14°	<input type="checkbox"/>
>14°	<input type="checkbox"/>

Ausrichtung der Beinachse (klinisch)

varus cm (Abstand med. Kondylen)

valgus cm (Innenknöchelabstand)

Funktions-Score

Gehen

unbegrenzt	<input type="checkbox"/>
>1000m (>15 min.)	<input type="checkbox"/>
500-1000m (8-15 min.)	<input type="checkbox"/>
<500m (<8 min.)	<input type="checkbox"/>
nur in Haus	<input type="checkbox"/>
unfähig	<input type="checkbox"/>

Gehhilfen

ein Stock oder eine Unterarmgehstütze	<input type="checkbox"/>
zwei Stöcke oder zwei Unterarmgehstützen	<input type="checkbox"/>
Rollator oder Gehgestell	<input type="checkbox"/>

Treppensteigen

uneingeschränkt	<input type="checkbox"/>
treppab mit Geländerbenutzung	<input type="checkbox"/>
treppauf und treppab mit Geländerbenutzung	<input type="checkbox"/>
treppauf mit Geländerbenutzung, treppab unfähig	<input type="checkbox"/>
treppauf und treppab unfähig	<input type="checkbox"/>

Knie-Score:

Funktions-Score:

Untersucher: _____

Kniegelenksevaluation

postoperativ

Komplikationen (generell)

keine

tiefe Beinvenenthrombose

Lungenembolie

andere:

Komplikationen (lokal)

keine

Hämatom

verzögerte Wundheilung

Infektion (oberflächlich)

Infektion (tief)

andere:

Datum der Evaluation (T/M/J)	
Patienteninitialen	
Geburtsdatum (T/M/J)	
Patientennummer	
operiertes Knie (re/li)	
Datum der Operation (T/M/J)	
Entlassungsdatum (T/M/J)	
Dauer der Operation (min.)	

Bemerkungen: _____
eingebauter Prothesentyp: _____

Bewegungsschiene (j/n)

Krankengymnastik (j/n)

Reoperation (j/n)

Knie-Score

Schmerzen

keine

gering oder gelegentlich

gering, nur beim Treppensteigen

gering, beim Gehen und Treppensteigen

mäßig, gelegentlich

mäßig, kontinuierlich

starker Schmerz

Bewegungsspielraum

aktiv

Extension		Flexion	
<input type="text"/>		<input type="text"/>	

(Neutral-Null-Methode)

passiv

Extension		Flexion	
<input type="text"/>		<input type="text"/>	

(Neutral-Null-Methode)

Stabilität

anteroposterior

< 5mm

5-10 mm

>10-mm

Ausrichtung der Beinachse (röntgenologisch)

varus Grad

valgus Grad

mediolateral

< 5°

5°-9°

10°-14°

>14°

Ausrichtung der Beinachse (klinisch)

varus cm (Abstand med. Kondylen)

valgus cm (Innenknöchelabstand)

Funktions-Score

Gehen

unbegrenzt

>1000m (>15 min.)

500-1000m (8-15 min.)

<500m (<8 min.)

nur im Haus

unfähig

Gehhilfen

ein Stock oder eine Unterarmgehstütze

zwei Stöcke oder zwei Unterarmgehstützen

Rollator oder Gehgestell

Treppensteigen

uneingeschränkt

treppab mit Geländerbenutzung

treppauf und treppab mit Geländerbenutzung

treppauf mit Geländerbenutzung, treppab unfähig

treppauf und treppab unfähig

Knie-Score:

Funktions-Score:

Untersucher: _____

Insall, J.N., et al. (1989). "Rationale of the Knee Society clinical rating system." *Clin Orthop* (248): 13-14 (modifiziert durch C.Grim)

**Röntgenologische
Kniegelenksevaluation**

Untersucher: _____

Patellaersatz (j/n)

präoperativ

postoperativ

Bemerkungen: _____

Datum der Evaluation (T/M/J)	
Patienteninitialen	
Geburtsdatum (T/M/J)	
Patientennummer	
zu beurteilendes Knie (re/li)	
Datum der Operation (T/M/J)	

Beinachsen

<input type="checkbox"/> stehend	<input type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/> liegend	<input type="checkbox"/>

Femur-Winkel (α)	<input type="text"/>
Tibia-Winkel (β)	<input type="text"/>
Gesamt-Valgus-Winkel (Ω)	<input type="text"/>

<input type="checkbox"/> 18" Aufnahme	<input type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/> 3" Aufnahme	<input type="checkbox"/>

Femur-Winkel (γ)	<input type="text"/>
Tibia-Winkel (σ)	<input type="text"/>

Radiolucencies

(Tiefe in Millimeter für jede einzelne Zone angeben)

	<table border="1"> <tr><th>Zone</th><td></td></tr> <tr><td>1</td><td></td></tr> <tr><td>2</td><td></td></tr> <tr><td>3</td><td></td></tr> <tr><td>4</td><td></td></tr> <tr><td>5</td><td></td></tr> <tr><td>6</td><td></td></tr> <tr><td>7</td><td></td></tr> <tr><td>Gesamt:</td><td><input type="text"/></td></tr> </table>	Zone		1		2		3		4		5		6		7		Gesamt:	<input type="text"/>		<table border="1"> <tr><th>Zone</th><td></td></tr> <tr><td>1</td><td></td></tr> <tr><td>2</td><td></td></tr> <tr><td>3</td><td></td></tr> <tr><td>4</td><td></td></tr> <tr><td>5</td><td></td></tr> <tr><td>6</td><td></td></tr> <tr><td>7</td><td></td></tr> <tr><td>Gesamt:</td><td><input type="text"/></td></tr> </table>	Zone		1		2		3		4		5		6		7		Gesamt:	<input type="text"/>
Zone																																							
1																																							
2																																							
3																																							
4																																							
5																																							
6																																							
7																																							
Gesamt:	<input type="text"/>																																						
Zone																																							
1																																							
2																																							
3																																							
4																																							
5																																							
6																																							
7																																							
Gesamt:	<input type="text"/>																																						
ant. post.		med. lat.																																					

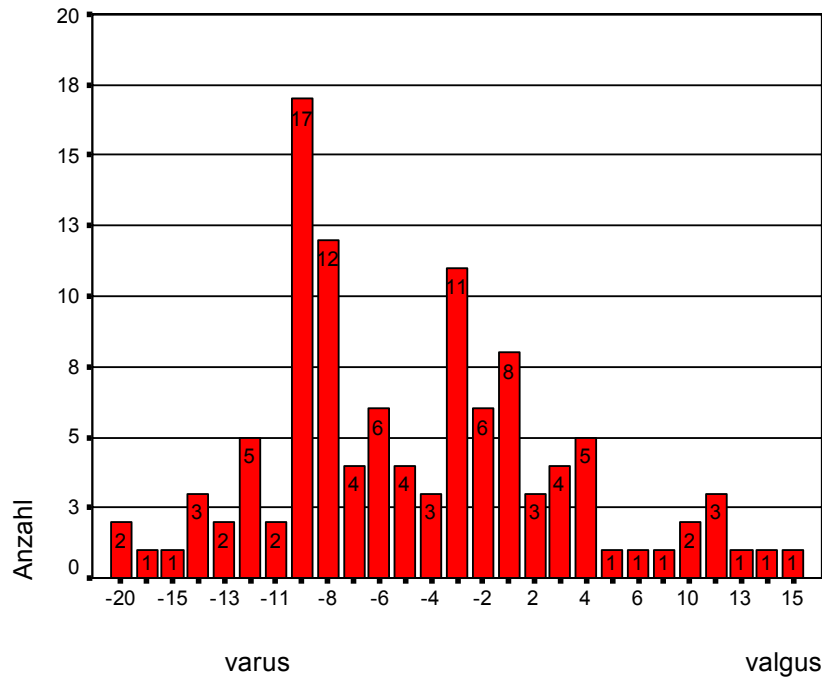
	<table border="1"> <tr><th>Zone</th><td></td></tr> <tr><td>1</td><td></td></tr> <tr><td>2</td><td></td></tr> <tr><td>3</td><td></td></tr> <tr><td>Gesamt:</td><td><input type="text"/></td></tr> </table>	Zone		1		2		3		Gesamt:	<input type="text"/>		<table border="1"> <tr><th>Zone</th><td></td></tr> <tr><td>1</td><td></td></tr> <tr><td>2</td><td></td></tr> <tr><td>3</td><td></td></tr> <tr><td>4</td><td></td></tr> <tr><td>5</td><td></td></tr> <tr><td>Gesamt:</td><td><input type="text"/></td></tr> </table>	Zone		1		2		3		4		5		Gesamt:	<input type="text"/>
Zone																											
1																											
2																											
3																											
Gesamt:	<input type="text"/>																										
Zone																											
1																											
2																											
3																											
4																											
5																											
Gesamt:	<input type="text"/>																										

Patella-Komplikationen

Subluxation	<input type="checkbox"/>
Dislokation	<input type="checkbox"/>
Position med./lat.	<input type="checkbox"/>
Position sup./inf.	<input type="checkbox"/>
Prothesenwinkel	<input type="checkbox"/>

Unterschrift: _____

Ewald, F. C. (1989). "The Knee Society total knee arthroplasty roentgenographic evaluation and scoring system." Clin Orthop(248): 9-12. (modifiziert durch C.Grim)



Tab. Z

**Präoperative
varus / valgus
Ausrichtung der
mechanischen
Beinachse**

n=110

