Orthopädische Klinik der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Direktor: Prof. Dr. med. Rüdiger Krauspe

Prospektiv randomisierte

# Vergleichsstudie

# frühfunktioneller Ergebnisse dreier

# Kniegelenksendoprothesensysteme

bei Gonarthrose als Oberflächenersatz

**D I S S E R T A T I O N**

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

Der Medizinischen Fakultät der

Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Robert Behrendt

2002

Als Inauguraldissertation gedruckt mit der Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
gez. Univ.-Prof. Dr. med. Dr. phil. Alfons Labisch, M.A. Dekan
Referent: Univ.-Prof. Dr. Merk
Korreferent: Univ.-Prof. Dr. Mödder

Inhaltsverzeichnis Seitenzahlen


*A. Einleitung* 1

*B. Problemstellungen in der Knieendoprothetik* 2

1. Geschichtliche Entwicklung der Knieendoprothetik 2
   1.1 Anfänge 2
      1.1.1 Femorale Hemiarthroplastiken 2
      1.1.2 Tibiale Hemiarthroplastiken 3
   1.2 Alloplastische Knieendoprothesen 3
      1.2.1 Einteilung 4
      1.2.2 Scharnier- und gekoppelte Prothesen 4
      1.2.3 Unikondyläre Schlitten 5
      1.2.4 Oberflächenersatz 6
      1.2.5 Retropatellarersatz 7

2. Biomechanik des Kniegelenkes 8
   2.1 Aufbau und Funktion 8
   2.2 Statisches und dynamisches Gleichgewicht 8
   2.3 Muskel- und Sehnenapparat 8
   2.4 Biomechanik, Einwirkende Kräfte und Statik 9

3. Anforderungen an eine moderne Knieendoprothese 11
   3.1 Biologie des Patienten und Gewebereaktion 11
   3.2 Auswahl der Prothese und Biomechanik 11
   3.3 Polyethylendesign 11
   3.4 Tibeaplateau 13
   3.5 Konstruktion und Material 13
   3.6 Operativer Eingriff 14
   3.7 Fixationstechnik 14
      3.7.1 Verankerung 14
      3.7.2 Zementierung 15
   3.8 Rehabilitation 16

*C. Material und Methode* 18
1. Patientenauswahl 18
   1.1 Zuteilung 18
   1.2 Auscheidekriterien 18
2. Aufklärung und Einverständnis 18
3. Nachuntersuchungszeiträume 18

4. Untersuchungsbögen 18
5. Auswahl des Bewertungsscores 19
5.1 Knee-Society-Score 19
5.2 Röntgenologischer Score 22
6. Operationsverfahren 23
7. Auswahl des OP-Teams 23
8. Nachbehandlung 23
9. Rehabilitation 24
10. Verwendete Prothesensysteme 24
10.1.1 LCS (low-contact-stress) 24
10.1.2 NK (Natural Knee) 25
10.1.3 PFC Sigma (press-fit-condylar) 25
11. Auswertung der Daten und Statistik 27

*D. Ergebnisse* 28
1. Patientenanzahl 28
2. Altersverteilung 28
3. Geschlechterverteilung 28
4. Seitenverteilung 28
5. Aktivität 29
6. Voroperationen 29
7. Dauer der Beschwerden vor OP 29
8. Begleiterkrankungen 29
9. Übergewicht 30
10. Analgetikagebrauch prä-op und nach einem Jahr 30
11. Postoperative Komplikationen 30
12. Revisionen 30
13. Rotationsfähigkeit 31
14. Knee-Society-Score 36
14.1 Kniescore 36
14.1.1 Schmerzentwicklung 36
14.1.2 Bewegungsumfang 37
14.1.3 Flexionsdefizit 37
14.1.4 Extensionsdefizit 37
14.1.5 Stabilität 38
14.2 Funktionsscore 38
14.2.1 Gehstrecke 38
14.2.2 Treppensteigen 39
14.2.3 Gehhilfen 39
14.2.4 Beinachse 39
14.3 Gesamtscore 40
15. Röntgenologische Kontrollen 40

*E. Diskussion* 46
1. Bezug zur Fragestellung und Empfehlung 46
2. Beurteilung des Studiendesigns 46
3. Literaturvergleich 47
3.1 LCS 48
3.2 Natural Knee 50
3.3 PFC 51
4. Schlußfolgerung 53

*F. Zusammenfassung* 54

*G. Literaturverzeichnis* 55

*H. Anhang* 60
1. Untersuchungsbögen 60
2. Aufklärung und Einverständnis 65

*I. Danksagung* 66

*J. Lebenslauf* 67

## *A. Einleitung*

Die Gonarthrose ist eine der häufigsten Arthrosen des Menschen und gewinnt bei steigendem Lebensalter zunehmend an Bedeutung für die Klinik und die Gesellschaft. Ursächlich für ihre Entstehung sind vielfältige Faktoren, wie die Störung eines physiologischen Bewegungsablaufes durch Fehlbelastung und Verschleiß, Bewegungsmangel, Übergewicht und Entzündungen, um nur einige zu nennen. Dies führt zu einer Veränderung der physiologischen Biomechanik des Kniegelenks, mit zahlreichen pathophysiologischen Veränderungen. Entzündungsreaktionen und Fehlstellungen beschleunigen die Progredienz und Schwere der Erkrankung, die in einem weiteren Knorpelabbau und schließlich in der Bewegungsunfähigkeit des Kniegelenks endet. Die breitgefächerten Behandlungsmöglichkeiten der Gonarthrose unterteilen sich überordnend in konservativ und operativ. Am Ende der konservativen und operativen Verfahren steht häufig der Gelenkersatz durch eine Endoprothese, die besonderen Anforderungen entsprechen muß.

In der Knieendoprothetik werden verschiedene Oberflächenersatzsysteme verwendet. Vorliegende Langzeitstudien untersuchten die verwendeten Systeme meist zwischen fünf und zehn Jahren und beurteilten Haltbarkeit und Revisionshäufigkeit. Dabei wurde das Hauptaugenmerk meist auf den Polyethylenabrieb, also der Haltbarkeit des Kunststoffinlays, sowie der frühzeitigen Lockerung und Revision des Implantats gelegt.

In der vorliegenden Studie wurde der Frage nachgegangen, welche Prothese den Patienten den größten Vorteil in der post-operativen Frühphase und in einem anschließenden einjährigen Nachuntersuchungszeitraum bietet. Dabei stand im Vordergrund, mit welcher Prothese eine hohe Frühmobilität, ein großer Bewegungsumfang und eine hohe Schmerzreduktion zu erreichen war. Dazu wurden drei an der Orthopädischen Klinik der Heinrich-Heine-Universität gebräuchliche Endoprothesensysteme in den Jahren von 1998 bis 1999 in einer prospektiv randomisierten Studie mit fünfundfünfzig Patienten untersucht.

## *B. Problemstellungen in der Knieendoprothetik*

### 1. Geschichtliche Entwicklung der Knieendoprothetik

#### 1.1 Anfänge

Im Jahre 1861 beschrieb Ferguson wie zunächst versucht wurde, Knochenanteile zu resezieren, um eine Art bewegliche Pseudoarthrose auszubilden [28]. Dies führte oft zu einer Ankylose und man überlegte, wie man die resezierten Anteile ersetzen könne. Verneuil beschrieb 1863 das Verfahren Weichteile zu interponieren und so die resezierten Flächen zu bedecken [124,125]. Im Laufe der folgenden Jahre wurden verschiedene Präparate wie Muskelgewebe (Helfreich 1894), Faszienlappen (Murphy 1905), Haut, tierische Membranen, Fettgewebe (Mac Ausland 1933) und auch Nylon (Kuhns und Potter 1950) verwendet [50,69,76,88]. Die Ergebnisse waren schließlich nicht zufriedenstellend, da das Gelenk zwar stabil, aber nicht ausreichend beweglich, oder, zwar eine ausreichende Beweglichkeit, jedoch keine Stabilität aufwies (Albee 1928) [1]. Insbesondere Nylon zeigte eine hohe Verschleißrate und es kam zu einer hohen Rezidivquote [15,90,101].

Weitere Entwicklungen waren die Modelle von Campbell 1940, Smith und Petersen 1942, Mc Keever 1952, Mc Intosh 1958, Moeys 1954, Wallidus 1957 und 1960, die mit unterschiedlichem Erfolg noch bis Anfang der 70er Jahre eingesetzt wurden [20,78,84,85,130,131]. Bei den ersten vier genannten Modellen handelte es sich um Entwicklungen, welche isoliert die femoralen bzw. die tibialen Gelenkanteile ersetzten. Sehr gute Früherfolge konnten langfristig nicht bestätigt werden, da sich hohe Lockerungsraten ergaben. Außerdem blieb die Frage der nicht gegebenen Versorgung des korrespondierenden Gelenkanteiles ungelöst. Die einwandfreie Funktion der Prothesen machte ein präzises Alignment erforderlich, das so nicht zu leisten war. Entweder mußten entscheidende stabilisierende Strukturen entfernt werden, wie beide Kreuzbänder, oder der gegenüberliegende Knochenteil wurde nicht präzise genug angepaßt. Weitere Probleme ergaben sich durch die Verwendung nicht oder nur unzureichender biokompatibler Werkstoffe, welche zu Osteolysen, Knorpeldestruktionen und vorzeitigem Implantatverschleiß führten.

##### 1.1.1 Femorale Hemiarthroplastiken

Angeregt durch die Erfahrungen von Smith und Peterson mit Hüftendoprothesen, konzipierte Willis Campbell im Jahre 1940 ein Vitalliumimplantat für das distale Ende des Femurs. In Anbetracht schlechter Resultate trotz anfänglicher Erfolge wurde dieses Verfahren jedoch bald nicht mehr angewendet. Erst im Jahre 1952 belebte Lacheretz die Technik des prothetischen Ersatzes der distalen Femurkondylen neu [70]. Er benutzte, ebenso wie 2 Jahre später Kraft und Levinthal, eine Acrylprothese [67]. Die Ergebnisse innerhalb eines kurzen Untersuchungszeitraumes erschienen durchaus gut. Jones et al. führten Ende der 60er Jahre eine Vitalliumprothese für das distale Femur ein, welche anatomisch geformte Kondylen aufwies und mit einem intramedullären Schaft befestigt wurde [58]. Obwohl diese Prothese keine große Popularität erlangte, zeigten mehrere mittelfristige Nachuntersuchungen über 3 - 5 Jahre einen durchaus zufriedenstellenden Erfolg dieses Implantats [59,89]. Als nachteilig erwies sich hier allerdings die Prädisposition für eine gewisse Instabilität, da beide Kreuzbänder entfernt werden mußten. Als weitaus schwerwiegenderer Nachteil mußte jedoch

vor allem die Tendenz der Prothese angesehen werden, den gegenüberliegenden tibialen Knorpel und Knochen zu zerstören. Dieser Sachverhalt trat besonders dann ein, wenn die exakte physiologische Ausrichtung der Traglinie der Extremität nicht optimal wiederhergestellt werden konnte. Ferner hing die adäquate Fixation von einer engen Verbindung zwischen der Prothese und den resezierten distalen Enden des Femurs ab. Üblicherweise bildete sich hier ein Zwischenraum (bindegewebiges Interface), der oft zu Erosionen, Schmerzen und aseptischen Lockerungen führte [94]. Die große Zahl dieser Mißerfolge führte zur Entwicklung des totalen Kniegelenkersatzes.

### 1.1.2 Tibiale Hemiarthroplastiken

In den 50er Jahren wurden ebenfalls Implantate vorgestellt, die lediglich die proximale Gelenkoberfläche der Tibia ersetzten [25,85,78,122]. Diese weit verbreiteten tibialen Plateauprothesen bestanden entweder aus einer uni- oder bikondylären Vitalliumplatte. Die erzielten Ergebnisse waren in 60-80 % der Fälle gut bis sehr gut [75]. Im Gegensatz zur femoralen Kondylarprothese ermöglichte die ausschließlich tibiale Alloplastik auch eine verbesserte Ausrichtung des Kniegelenkes durch die Wahl einer geeigneten Prothesendicke und Valgus- oder Varusdeformitäten konnten in gewissem Umfang korrigiert werden. Die Prothesentypen von Mac Intosh und Mc Keever waren ursprünglich für einen ausschließlichen unikompartimentalen Ersatz entwickelt worden. Die Prothesen wurden jedoch auch mit Erfolg paarweise für den Ersatz beider Tibiaplateaus eingesetzt, wobei die Kreuzbänder zur Gewährleistung einer höheren Stabilität erhalten werden konnten [48,97]. Das Problem dieses Prothesentyps lag vor allem in einem Absinken des Implantats im Knochenlager. Zudem kam es, ähnlich wie bei der femoralen Kondylarprothese, in nicht wenigen Fällen zum Verschleiß des gegenüberliegenden femoralen Gelenkknorpels mit dann unbefriedigendem subjektivem Ergebnis. In Anbetracht dieser Komplikatonsraten wurden seit Anfang der 70er Jahre tibiale Oberflächenprothesen nur noch sehr begrenzt eingesetzt. Ihr Hauptverdienst bestand darin, das sehr viele Patienten mit hochschmerzhafter Kniegelenkdestruktion vor der sonst üblichen Arthrodese bewahrt werden konnten [81]. Insgesamt waren die Resultate der tibialen Oberflächenimplantate zwar nicht immer exzellent, jedoch in 60 % der Fälle durchaus brauchbar [104]. Heutzutage sieht Marmor den Wert einer Hemiarthroplastik noch in der Behandlung junger Patienten mit unikompartimentaler Arthrose, bei denen eine Osteotomie nicht möglich und ein Gelenkersatz für einen späteren Zeitraum vorgesehen ist [81]. Die Entwicklung heutiger Knieendoprothesen basiert auf dem kompletten Oberflächenersatz der korrespondierenden Gelenkpartner.

## 1.2 Alloplastische Knieendoprothesen

Die Geschichte der Knieendoprothetik begann mit dem Berliner Chirurgen Themistockles Gluck, welcher 1890 bei mehreren Patienten mit durch TBC bedingtem, infektiösem Gelenkverschleiß eine einfache Scharnierprothese aus Elfenbein implantierte. Die Prothese wurde mit Kolophonium, einem Harzgemisch mit Gips, im Knochen verankert. Aufgrund von auf die Gelenke übergreifenden Hautinfektionen wurde das Verfahren bald verlassen.

### 1.2.1 Einteilung

Heute gibt es eine ständig wachsende Anzahl von Prothesentypen mit individuellen Merkmalen. Zunehmend unterschiedliche Klassifikationen wurden im Laufe der Zeit entwickelt, bis man sich 1985 auf die internationale Norm ISO 7207/1 (E) einigte. Dennoch bestehen weiterhin alternative Klassifikationen, wie nach Laskin und Scott [71,107]. Die internationale Klassifiktation unterschiedet nach Totalersatz, ungekoppelten (non-constrained) Knietotalendoprothesen, teilweise gekoppelten (semiconstrained) Knietotalprothesen und vollgekoppeltem (fullconstrained) Kniegelenkersatz [95].

### 1.2.2 Scharnier- und gekoppelte Modelle (full- and semiconstrained)

Bei den Scharnierprothesen (fullconstrained) sind die beiden Prothesenelemente fest gekoppelt und das Scharnier stellt die einzige feste Achse dar, die nur einen Freiheitsgrad hat. Wallidus und Shiers entwickelten 1951 und 1953 die ersten mit relativ gutem Erfolg implantierten Modelle, welche das Kniegelenk durch ein einfaches Scharniergelenk ersetzten [113,114,130,131,132]. Weitere Modelle wurden von Young 1963, Mazas 1973 und Attenborough 1978 entwickelt [2,83,141]. Wallidus verwendete zunächst Acryl, später Metall als eine einachsige Prothese mit separaten Femur- und Tibiakomponenten, sowie einer Patellagleitrinne. Ihr maximaler Bewegungsumfang betrug 95 Grad. Die Shiers- und Youngprothese war zur Stabilisierung auf lang intramedulläre Schäfte angewiesen [114,141]. Beiden fehlte eine Artikulationsfläche für die Patella, ihr Bewegungsmaß war jedoch höher als bei Wallidus. Die Gueparprothese von Mazas wurde schon für eine Zementfixierung entwickelt. Der Extensionsstopp wurde durch eine Silastik-Dämpfung erreicht. Durch ihre Konstruktion war die Entfernung bei einer Revision äußerst schwierig. Die Scharniermodelle verzichten auf eine spezielle Berücksichtigung der besonderen Kniekinematik, und sind überwiegend nur noch bei Patienten mit schwersten Destruktionen, z.B. nach mehrfachen Wechseloperationen, mit geringem Anspruchs- und Aktivitätsniveau indiziert. Ein Beispiel hierfür ist das Modell Blauth 1972 welches heute noch mit geringen Modifikationen erfolgreich implantiert wird. Scharniermodelle weisen zwar zu 80% gute Ergebnisse auf, stellen jedoch eine "Ultimo ratio" dar. Bei aseptischen Lockerungen gestaltet sich auf Grund des größeren Substanzverlustes eine Wechseloperation schwierig, zudem steigt die Infektionsrate mit der Größe des Modells [10]. Trotzdem sind sie heute keineswegs obsolet, wie das 1992 eingeführte Modell Eska Scharnier zeigt.

Die gekoppelten Modellen (semiconstrained) besitzen zusätzlich eine mechanische Verkoppelung zwischen Femur- und Tibiakomponente unter besonderer Berücksichtigung der Kniekinematik. Hier handelt es sich um einen zentralen, zwischen die Femurkondylen ragenden tibialen Stiel. Er diente hauptsächlich dazu, posteriore Tibiadislokationen zu verhindern. Ihre Entwicklung war eine Alternative zu den vollgekoppelten Scharnierprothesen bei stark instabilen Kniegelenken, obwohl es zahlreiche Übergangsformen zwischen Scharnierprothesen, gekoppeltem und ungekoppeltem Gelenkersatz gab. Das Modell GSB (Gschwend-Scheier-Bähler) aus dem Jahr 1972, stellte einen biomechanischen Übergang zwischen Scharniergelenk und kraftschlüssiger Oberflächenprothese darstellte [42,43,44]. Es handelte sich um eine sogenannte „non-constrained-Scharnierprothese“ mit polyzentrischer Rotationsachse, bei welcher die Last über die breit angelegten Femurkondylen auf die Polyethylengleitfläche der Tibia übertragen wurde. Bei achsverbundenen Modellen bestand das Hauptproblem hinsichtlich von Schaftausbrüchen und Lockerungen in der Tatsache, daß die

Kniekinematik bei Beugung und Streckung einem kombinierten Roll-Gleitmechanismus mit wandernden Schwerpunkten entspricht. Dem versuchte man in der Vergangenheit durch die Einführung von wandernden Gelenkachsen zu entsprechen. Im Jahr 1971 wurde das Modell Sheehan ebenfalls als polyzentrisches Modell klinisch eingeführt [111,112]. Neben dem patellaren Polyethylenimplantat, welches in der Form außer den unikondylären Schlitten bei allen Implantaten gebräuchlich ist, erkennt man die femorale Führungslücke, in welche ein Polyethylensteg eingeführt wurde. Hierbei war auch gewisse Rotationsmöglichkeit der Tibia und des Femurs gegeneinander möglich. Diese Option war beim Modell Attenborough von 1973 noch stärker gegeben [2]. Die Attenborough-Prothese war ein zweiteiliges Modell, welches bei Flexion und Extension ein gewisses Gleiten ermöglichte. Sie stellte einen Kompromiß zwischen reinem Scharniergelenk und Kondylarprothese her. Durch das „ball-in-socket-Prinzip“ war sowohl eine geführte Bewegung in Richtung Beugung und Streckung als auch eine Rotationsmöglichkeit bei ausreichender Stabilität gegeben. Biomechanisch konnte jedoch gezeigt werden, daß die Rolle der Rotationsmöglichkeit, welche auch beim natürlichen Kniegelenk besteht, hierbei zunächst überschätzt wurde. Es zeigte sich, daß die komplexe Kinematik nicht ausreichend berücksichtigt wurde. Klinisch resultierten relativ hohe Lockerungsraten und universelle Verluste. Mit der prothetischen Einführung des Knochenzementes in den 60er Jahren kam es dann zu einer vorübergehenden Weiterverwendung der Scharnierprothesen. Obwohl in den 70er Jahren Scharniergelenke zunehmend kritisch beurteilt wurden [93]. Trotzdem wurde die Blauth-Scharnierprothese enwickelt und 1972 erstmals implantiert. Zur besseren Aufnahme der auftretenden Kräfte hatte sie verstärkte Verankerungselemente, welche nun auch größtenteils über die Prothesenflächen und nicht mehr über die Achse übertragen wurden. Damit bot sie eine größere Auflageflächen und ermöglichte eine weniger umfangreiche Knochenresektion durch eine geringere Implantathöhe. Die Literatur berichtet von überwiegend guten mittelfristigen Ergebnissen [10,46,47].

### 1.2.3 Unikondyläre Schlitten

Das Prinzip des unikondylären Schlitten ist der Ersatz des medialen oder des lateralen Gelenkanteils durch eine Femurkufe und einen Tibiaersatz. Diese Entwicklung setzte um 1968 ein. Einer der wichtigsten Vertreter war Leonard-Marmor-Prothese 1973, die bis heute noch implantiert wird [81]. Die Femurkufen bestanden anfangs aus Stahl, und später aus Kobalt-Chrom-Molybdän. Dieser Werkstoff stellt auch heute noch neben Titan-Aluminium-Vanadium eine häufig verwendete Legierung dar. Die Tibiakomponente bestand aus dem heute noch gebräuchlichen und weiterentwickelten high-density Polyethylen (UHWPE) ohne Metallunterlegscheibe (non-metal-backed). Die Fixierung im Knochen erfolgt durch PMMA-Zement. Dieses Modell zeigte nach zehn Jahren Überlebensraten von 80 %, und diente als Prototyp zahlreicher Modifikationen. Eine weitere Entwicklung war die Integration eines mobilen Polyethylenmeniskus zwischen der Femurkufe und der tibialen Basisplatte, wie das Modell Oxford zeigte. Eine weitere wichtige Entwicklungsstufe war der Einsatz einer tibialen Metallunterlegscheibe. Dieses Konstruktionsprinzip hat sich heute gegenüber den non-metal-backed-Typen weitgehend durchgesetzt. Grundsätzlich ist eine zementfreie Implantation möglich, wird jedoch kontrovers diskutiert [81].

### 1.2.4 Oberflächenersatz (unconstrained)

Das Prinzip des Oberflächenersatzes ist die Versorgung beider Kompartimente und fakultativ auch der Kniescheibenrückfläche. Indikation hierfür ist die deutliche degenerative Veränderung mehrerer Kniegelenksbereiche bei ausreichender Stabilität des Kapselbandapparates. Hierbei sind die Gelenkpartner wie bei der eben genannten Gruppe nicht miteinander verkoppelt, sondern gleiten aufeinander.

Die Zeit der modernen Kniealloarthroplastiken begann 1966, mit dem „polycentric knee“ von Gunston, eine halbgekoppelte zementierte Knieendoprothese [45]. Dieser Typ stellte den ersten Versuch dar, mit einer Metall-auf-Kunststoff-Artikulation und unter Erhaltung der wichtigsten Knieligamente den physiologischen Bewegungsablauf zu erhalten [63]. Das Implantat bestand aus zwei halbkreisförmigen femoralen Kufen, die mit auf der Tibia befestigten Polyethylenplattformen artikulierten. Die Prothese hatte einen festen Radius und es war keine physiologische Rotation erlaubt, da die femoralen Kufen von den Tibiakomponentenfurchen geführt wurden. Dieser Umstand führte zu zahlreichen Lockerungen [81]. Es folgten zunächst Modifikationen des Tibiaplateaus, welches breiter und besser fixierbar wurde [21,110]. Alle Modell mit diesem Konstruktionsprinzip erlaubten den Ersatz unter Erhaltung der Kreuzbänder. Dagegen war eine Kopplung mit dem patellofemoralen Gelenk nicht möglich. Nach einiger Zeit wurde erkannte, dass die Komponenten der zunächst vierteiligen Prothesen zu anfällig waren und kombinierte sie schließlich zu jeweils einer Einheit. Die „geometric“ Prothese war eine erfolgreiche Modifikation [22,115]. Beide Femurkufen waren hier durch eine Strebe gekoppelt und eine Polyethylenbrücke verband die Tibiaplateaus. Trotzdem mußte in der Praxis oft beide Kreuzbänder entfernt werden, da sonst die Flexionsachse nicht kompatibel mit dem Rollgleiten war [90]. Die „UCI-Prothese“ stellte eine weitere Modifikation dar, welche eine Rotation um die Längsachse des Beines durch eine hufeisenförmig gestaltete tibiale Artikulationsfläche ermöglichte, was einen Fortschritt darstellte [133]. Die sogenannte „ICLH-Alloplastik“ von Freeman und Swanson mit ihrem ersten Modell ab 1970 wurde femoral, neben dem Knochenzement, über einen zentralen Schaft verankert. Auch hier wurden beide Kreuzbänder entfernt. Dieses Prinzip ersetzte auch die tibial anfänglich verwendeten Klammern [32,33]. Eine korrespondierende femoralen Gleitrinne welche die Versorgung der Kniescheibenrückfläche zuließ, wurde später modifiziert und verbreitert. Damit widmete man sich erstmals dem Problem des patellaren Ersatzes. Eine parallele Entwicklung war diejenige von Grundei und Thomas 1977. Die tibiale Versorgung entsprach dem Oberflächenverankerungsprinzip des unikondylären Schlittens. Femoral wurde die Versorgung mit einer Gleitrinne realisiert. Ein Ersatz der Kniescheibenrückfläche wurde erst später eingeführt. Goodfellow und O´Connor entwickelten 1978 ein Modell mit beweglichen tibialen Kunststoffkomponenten [38]. Hier sollte der Roll-Gleit-Mechanismus bei der Flexion besser imitiert werden. Diese Prothese erforderte jedoch eine äußerste Präzision beim Implantieren. Das Konzept wurde später durch die LCS-Prothese mit ihren beweglichen tibialen Meniski wieder aufgegriffen. Weitere Entwicklungen zeigte das Modell „Insall-Burstein posterior stabilized II“ [55,56]. Bei diesem Modell existierten neben verschiedenen Implantatgrößen zur bestmöglichen Anpassung an die aktuellen Verhältnisse, anschraubbare Schaftverlängerungen zur optimierten Verankerung, sowie Unterlegscheiben zum Ausgleich von knöchernen Defekten und zur Wiederherstellung von stabilen Bandverhältnisse durch entsprechende Straffung. Eine entscheidende Rolle spielen die

Kreuzbänder, welche eine Stabilität nach vorne und hinten verschaffen. Durch den Einsatz von verschiedenen Koppelungselementen können diese bedarfsgerecht unterstützt bzw. ersetzt werden. Eine weitere wichtige Entwicklung der letzten zehn Jahre ist die Berücksichtigung des Modularitätsprinzipes. Während frühere Modelle nur in verschiedenen Einheitsgrößen existierten, kann man heute verschiedene Modellgrößen kombinieren. Schließlich bietet sich noch die Möglichkeit der zementfreien Implantation. Durch poröse Oberflächenstrukturen kann ein Einwachsen von Knochen oder Bindegewebe und damit eine Fixierung ermöglicht werden. Versorgungen dieses Gelenktyps in den zementierten oder zementfreien Versionen stellen heute den größten Teil der implantierten Modelle dar.

### 1.2.5 Retropatellarersatz

Die Bedeutung der Patella für die Kniegelenkfunktion wurde lange Zeit kontrovers diskutiert. Brooke (1937) sprach der Patella jegliche Funktion ab und empfahl sogar deren Entfernung. Diese Auffassung konnte sich glücklicherweise nicht allgemein durchsetzten. Die frühen Knieendoprothesenmodelle sahen ebenfalls keinen Ersatz der Patella vor. Erst später wurde erkannt, das bei einer Knieflexion über 90 Grad die Patella in direktem Kontakt mit den Metallkondylen des Femurs kommt. Dies führte zu einer Artikulation mit schlechter Prothesengeometrie und irregulärer Übergangszone. Die Kniescheibe verließ ihre natürliche Gleitrinne und sprang in die interkondyläre Einkerbung. Mc Keever beschrieb 1955 eine Patellaprothese aus Vitallium die anatomisch geformt war, eine Metalloberfläche aufwies und mit einer Schraube an der Kniescheibe befestigt wurde. Im Vergleich zur Patellektomie lieferte dieses Verfahren bessere Ergebnisse in Bezug auf den Bewegungsumfang [85,90]. Insall et al. beschrieben 1980 den Einsatz eines Metallknopfes auf der Patellarückseite, welcher jedoch wegen des Auftretens von Schmerzen wenig Erfolg hatte [57]. Blazina und Fox versuchten 1979 das Problem zu lösen, indem sie die gesamte Artikulationsfläche der Kniescheibe mit einer Metalloberfläche versahen. Auch hier waren die erzielten klinischen Ergebnisse unbefriedigend [11]. Schließlich wurde Ende der 70er Jahre Knieendoprothesen mit künstlichen Patellagleitflächen entwickelt. Scott et al. stellten 1978 in einer Studie signifikante Ergebnisverbesserungen nach Ersatz der Patellargelenkfläche durch ein Kunststoffimplantat fest. So wurde auch der Ersatz der Kniescheibenrückfläche zu einem festen Bestandteil der Endoprothetik [106].

## 2. Biomechanik des Kniegelenkes

### 2.1 Aufbau und Funktion

Das Kniegelenk ist das größte Gelenk des menschlichen Körpers und in seinem Bewegungsablauf komplex. Sein aktiver physiologischer Bewegungsradius reicht von -5 Grad bis 110-125 Grad, der Abduktions-/Adduktionsbereich liegt bei 15 Grad (Abduktion 7 Grad, Adduktion 8 Grad), die Rotation bei 11 Grad (3 Grad Innenrotation + 8 Grad Außenrotation). Funktionell besteht es aus dem femorotibialen und dem femoropatellaren Gelenk. Das Femorotibialgelenk besteht aus den beiden Kondylen des Femurs, die in den beiden pfannenartig geformten Plateaus der Tibia ruhen. Im Femoropatellargelenk artikuliert die Kniescheibe mit der Facies patellaris des Femurs. Die Artikulationsflächen von Tibia und Femur werden von hyalinem Knorpel bedeckt. Dieser Gelenkknorpel reduziert zusammen mit den faserknorpligen, beweglichen Menisken die Inkongruenz der Femurkondylen und des Tibiaplateaus. Unter axialer Belastung werden durch die Verformung des Knorpels die Kontaktflächen von Femur und Tibia größer als am unbelastetem Bein [127].

### 2.2 Statisches und dynamisches Gleichgewicht

Das Kniegelenk garantiert Stabilität in der Streckstellung (statisches Gleichgewicht) und stellt sich bei Bewegung auf die wechselnden Beschleunigungskräfte ein. Dabei vermittelt es bei beiden Anforderungen ausreichende Stabilität (dynamisches Gleichgewicht). Durch die biomechanisch relativ komplizierte Krafteinleitung wird beim Kniegelenk ein spezielles Stabilisatorsystem notwendig. Im Zuge der Flexion, Extension, Rotation, Varus- und Valgusbewegungen wird dies durch passive Strukturen, wie die Ligamente (mediales und laterales Kollateralband, vorderes und hinteres Kreuzband), die Gelenkkapsel, sowie aktive Strukturen (die Muskeln) und dynamische propriozeptive Strukturen (Mechanorezeptoren in Menisken, Kreuz- und Kollateralbändern) gewährleistet. Die Muskulatur stabilisiert das Knie weitgehend willkürlich, aber auch unwillkürlich gegen Schub- und Scherkräfte. Die passiven Widerstandskräfte werden von den Kapsel-Band-Strukturen übernommen. Diese können ihre Funkton nur erfüllen, wenn sie intakt sind und sich passiv in einer gewissen Vorspannung befinden [127]. Schubkräfte werden durch die besondere anatomische Anordnung der Kreuzbänder aufgenommen. Die Seitenbandstrukturen sorgen für mediolaterale Gelenkstabilität in gestrecktem Zustand und verhindern das einseitige Aufklappen des Gelenkes in der Frontalebene, indem sie in Streckstellung gespannt und in Beugestellung entspannt sind. Eine axiale Belastung des Kniegelenkes wirkt stabilisierend auf tibiofemorale Bewegungen, sie schränkt Rotations- und Translationsbewegungen ein und schützt bei äußerer Krafteinwirkung und passiven Bewegungen dadurch den Kapsel-Band-Apparat vor extremen Spannungskräften. Über propriozeptive Rezeptoren in den Menisken, Kreuz- und Kollateralbändern wird ein Regelkreis zwischen statischen und dynamischen Stabilisatoren gebildet [8].

### 2.3 Muskel- und Sehnenapparat

Der Muskel- und Sehnenapparat setzt sich aus der Kniebeugemuskulatur und dem M. quadriceps femoris zusammen. Dieser hat vier Anteile, die Mm. vastus medialis, lateralis, intermedius und den M. rectus femoris. Den größten Teil der Streckleistung überträgt die Quadricepssehne. Die Patella verbindet die proximale Quadrizepssehne mit dem distal liegenden Lig. patellae. Sie verringert die

Reibung des Streckapparates auf seiner Unterlage und erhöht das Drehmoment des Streckmuskels, indem sie den virtuellen Hebelarm der Quadrizepssehne verlängert. Die Zugrichtung des M. quadriceps femoris, der sog. Q-Winkel, ist Folge der physiologischen leichten Valgusstellung des Oberschenkels zur mechanischen Achse (Traglinie). Weiterhin verlagert der M. quadriceps femoris über die Ligg. patellomeniscalia die Menisken bei Streckung nach ventral und stellt damit einen Synergisten des hinteren Kreuzbandes dar. Zur Beugemuskulur zählen die Muskeln der ischiokruralen Gruppe, der M. biceps femoris, M. semitendinosus, M. semimenbranosus, sowie die Pes anserinus superficialis mit den Mm. gracilis, M. sartorius und M. semimembranosus. Alle Kniebeuger sind auch gleichzeitig Rotatoren des Kniegelenkes. Die Außenrotatoren sind der M. biceps femoris und M. tensor fasciae latae und setzen lateral der vertikalen Drehachse an. Durch ihre Kontraktion drehen sie die Tibia nach außen. Der M. Tensor fasciae latae ist nur Beuger und Außenrotator, wenn das Kniegelenk gebeugt ist. Die Innenrotatoren Mm. sartorius, gracilis, semimembranosus, semitendinosus und popliteus inserieren medial der vertikalen Achse des Kniegelenkes. Sie drehen das Tibiaplateau nach innen. Gleichzeitig bremsen sie die Außenrotation im gebeugten Kniegelenk und schützen so den Kapselbandapparat im Falle einer heftigen Körperdrehung nach medial vor Überlastung [60].

In Beugestellung gewährleistet das Kniegelenk, das das Femur nicht über die Tibia abrutscht, aber trotzdem eine Rotation zuläßt. Hier wird die Patella als Widerlager benutzt, die den Kondylenvorschub abbremst, das Femorotibialgelenk stabilisiert und das hintere Kreuzband entlastet. Die Patella kann wiederum ihre Aufgabe nur erfüllen kann, solange sie durch die Muskelkraft ausreichend auf Spannung gehalten wird. Sie sorgt dafür, das der Ansatzwinkel der Sehnen und Muskeln und somit das Drehmoment der Kniegelenkstrecker verbessert wird, wobei gleichzeitig ein Schleifen der Sehne des M. quadriceps femoris über die Oberflächenkondylen minimiert und die muskulären Krafteinleitung zentralisiert wird [61]. Durch diese Zentralisierung wird die Verhinderung einer Dislokation des Streckapparates unterstützt und eine gleichmäßige Spannung der Kniegelenkkapsel gewährleistet [31].

## 2.4 Biomechanik, einwirkende Kräfte und Statik

Während der Bewegungsphase kommt es nicht nur zu Beschleunigung und Verzögerung, sondern auch zu einer Winkelbeschleunigung. In der Standphase dreht sich der Unterschenkel im Uhrzeigersinn, während der Schwungphase im Gegenuhrzeigersinn. Es wirken also Beschleunigung, Verzögerung, Masse, Trägheit und Winkelbeschleunigung auf das Gelenk ein. Außerdem Scherkräfte und bei sportlicher Betätigung kommen von außen wirkende Bodenreaktionskräfte hinzu. Dem entgegengesetzt werden die Muskelkräfte, Gelenkkräfte, Bänderkräfte und die Sehnenkräfte mit ihrer Spannung. Eine wichtige Rolle übernehmen auch die Biege- und Torsionsfestigkeit des Knochens, sowie die Spannungsverteilung bei einwirkenden Kräften. All diese Werte ändern sich im Laufe des menschlichen Lebens, sei es durch Krankheit, Operationen, Alter, Unfall oder Verschleiß.

Die Muskelkraft ist abhängig von der Größe, Kraft und normaler Funktion des Muskels. Ein gutes Beispiel ist die am Gelenk anliegende Patella bei einem atrophierten M. vastus lateralis. Die Folge ist eine nicht mehr ausreichende stabilisierende Funktion und eine mechanische Reibungsbelastung der Patella, mit der Folge einer Entzündung und Gelenkknorpelabnutzung. Die Gelenkstabilität ist abhängig von einem normal funktionalen Gelenk, einer ausreichenden Kontaktkraft und

Berührungsfläche. Die Gelenkstabilität ist gegeben, wenn während des gesamten Bewegungsablauf eine adäquat funktionierende Position gewährleistet wird, die es erlaubt, laterale Translations- und Rotationsbewegungen so zu kontrollieren, das eine physiologische Bewegungsebene möglich ist. Zwischen den artikulierenden Kontaktflächen soll eine minimale, aber adäquate Kontaktkraft herrschen. Ein Kniegelenk, das wegen einer großen, anormalen posterioren Beweglichkeit der Tibia relativ zum Femur keine vollständige Bewegung ausführen kann, ist ebenso instabil, wie ein Kniegelenk, das wegen anormaler Tibiarotation nicht voll gebeugt werden kann. Dies trifft auch zu, wenn der Mittelbereich der Patella bei der Kniebeugung mit dem lateralen Randbereich der Fossa intercondylaris des Femurs artikuliert [17,21,35,80,121].

Für die meisten dieser Kräfte wurden biomechanische Werte ermittelt, so für die Masse und den Trägheitsmoment von Körperteilen [14]. Angaben zur Beschleunigung und Winkelbeschleunigung findet man in Studien aus Bewegungsanalyselaboratorien [30,118]. Bei jeder neuen klinischen Fragestellung müssen die Beschleunigung und die Winkelbeschleunigung der jeweiligen Komponente während der betreffenden Aktivität empirisch ermittelt werden. Diese Daten können für eine Sportartempfehlung nach Implantation genutzt werden. Das Gelenk stellt die Verbindung zwischen der Femur und der Tibia her. Faserknorplige Menisken sorgen für die Dämpfung der auftretenden Belastung und ermöglichen die Gelenkkongruenz. Die anliegenden Muskeln und Bänder stabilisieren das Kniegelenk in aktiver und passiver Stellung. Die Rotation kann ungehindert nur in Beugestellung, also durch Entspannung des stabilisierenden Hilfsapparates erfolgen. Die Bewegungskomplexität ergibt sich aus der Änderung der resultierenden Belastungen während der Bewegung. In Streckstellung während des Zweibeinstandes wirken vorwiegend axiale Druckkräfte, die beim Gehen um Biegekräfte ergänzt werden. Diese Kräfte nehmen durch Lasten, Beschleunigung und ein vermehrtes Körpergewicht zu. Die sich daraus ergebene Körperresultierende (Rg) setzt sich einmal aus dem Körperteilgewicht (G7) und zum anderen aus der Spannung des Tractus iliotibialis (Tr) zusammen.

Liegt eine gleichförmige Belastung vor, verlauft Rg durch den Zentralpunkt der Kniegelenkachse. Lage und Größe der Resultierenden Rg hängen vor allem von der Traktusspannung Tr ab. Der Tractus iliotibialis wird durch die Mm. glutei maximi und M. tensor fasciae latae gespannt, sowie indirekt durch den M. quadriceps femoris und seinem Anteil, dem M. vastus lateralis. Die physiologische Traglinie, als mechanische Längsachse des Beines, verläuft durch den Mittelpunkt von Hüft-, Knie- und oberem Sprunggelenk. Fehlende Muskelkraft und damit verminderte Stabilisierung des Kniegelenkes, führt zu vermehrten Belastungen. Diese wirken sich besonders seitlich zur Bewegungsebene aus. Die so aus der Achse beführte Biegekraft wirkt verstärkt auf die seitlichen Führungsbänder, welche überdehnt werden. Die dadurch hervorgerufene sogenannte Aufklappbarkeit des Gelenkes führt zur Verschmälerung des gegenüberliegenden Gelenkspaltes und damit zur Instabilität. Die Seitenbänder werden in Zugseite überdehnt und der Knorpel einseitig asymmetrisch belastet. Durch die asymmetrischen Gelenkbelastungen können Fehlstellungen der Beinachse verursacht oder verstärkt werden. Knorpelschäden entstehen und eine schmerzhafte Arthrose verursachen. Die Beintraglinien verlaufen beim Genu varum medial und beim Genu valgum lateral von der Kniegelenkmittellinie. Bei einer Abweichung von 10 bis 15 Grad konnte keine nennenswerte Auswirkung festgestellt werden [17]. Oest konnte jedoch bei Fehlstellungen von mehr als 20 Grad einen Zusammenhang zwischen Achsabweichung und Arthrosebildung herstellen [91].

## 3. Anforderungen an eine moderne Knieendoprothese

Aus der beschriebenen Geschichte der Endoprothetik und aufgrund des besseren Verständnisses über die Biomechanik und Funktion der anatomischen Strukturen des Kniegelenks, haben sich mehrere Faktoren herauskristallisiert, von denen der Erfolg eines Gelenkersatzes entscheidend abhängt.

### 3.1 Biologie des Patienten

Beim Patienten ist zunächst seine Biologie, d.h. Anatomie, Gesundheitszustand, Voroperationen usw. zu berücksichtigen. Dazu gehört die Entscheidung, was eigentlich ersetzt werden soll und was geschont werden kann, also z.B. unilaterale Versorgung, Erhaltung des hinteren Kreuzbandes usw. Eine genaue Erhebung der Patientendaten und seiner Vorgeschichte sind zur Beurteilung und Indikationsstellung unbedingt erforderlich. Dazu gehört auch die Knieuntersuchung und die radiologisch-morphologische Beurteilung. Post-operative klinische Ziele sind ein möglichst physiologischer Bewegungsspielraum von 8 - 110 Grad, eine Ab- bzw. Adduktion von etwa 11 Grad und eine Rotation von 13 Grad. Eine weitere Voraussetzung für die erfolgreiche Knie-TEP-Implantation ist eine ausreichend hohe Biokompatibilität der Prothesenwerkstoffe. Insbesondere Rheumatiker und Allergiker neigen zu einer chronischen bindegewebigen periimplantären Reaktion, die zur frühzeitigen aseptischen Lockerung führen kann [135,137,138,140].

### 3.2 Auswahl der Prothese und Biomechanik

Bei der Auswahl der geeigneten Prothese müssen die Anatomie des Patienten, die auftretenden Kräfte an den Fixierungsstellen, Gelenkflächen und innerhalb der Prothesenteile berücksichtigt werden. Dabei soll die Prothese der Biomechanik des Kniegelenkes mit seinen komplexen Anforderungen nach Stabilität, bei ausreichender Bewegungsfreiheit, ausreichender Kontaktfläche mit geringer Reibung und Materialverschleiß, sowie einer suffizienten Lastübertragung und Druckaufnahme in allen Bewegungsbereichen gerecht werden.

### 3.3 Polyethylendesign

Das Verschleißproblem, welches primär das Polyethylen betrifft, war lange Zeit der limitierende Faktor in der Knieendoprothetik. Das Design des Polyethylens und seine Haltbarkeit wurden jedoch immer weiter verbessert. Hierzu war die Berücksichtigung einiger wichtiger Tatsachen elementar. Das Kniegelenk wird selten statisch belastet. Normalerweise befindet sich das Knie bei Belastung in Bewegung. Die Kontaktflächen bewegen sich relativ zum Tibeaplateau während der Knieflexion nach posterior und während der Extension nach anterior. So verschiebt sich der Kontaktpunkt von der Mitte bei Extension, bei leichter Flexion an den anterioren Rand der Kontaktfläche und bei Flexion von 75 Grad außerhalb des Kontaktbereiches. Druck- und Zugspannung wechseln hier ab. Vergleicht man die Höhe der Spannungen in der Tibiakomponente mit den Materialeigenschaften von Polyethylen, so zeigt sich, dass die Druckspannungen in der Mitte der Kontaktregion über den linearen Bereich der Spannungs-Dehnungskurve von Polyethylen hinaus gehen. Diese hohen Spannungen können Polyethylen permanent verformen und bei ausreichend häufiger Belastung auch eine Ermüdungsschädigung verursachen. Somit gelangte man zu der Feststellung, dass die

Belastungsverhältnisse im Kniegelenk die Grenze der Leistungsfähigkeit von utrahochmolekulargewichtigem Polyethylen (UHMPE) erreichen. Die Grenzbelastung liegt bei etwa 10 MP. Um dieses Problem zu meistern, beschäftigte man sich mit der Höhe der Kontaktoberflächenspannung und den Variablen, die durch Design und Auswahl beeinflußt werden können. Wichtig werden hier vor allem vier Variablen. Die Komponentendicke, die Oberflächenkonformität, das Elastizitätsmodul von Polyethylen und der Reibungskoeffizient. Bei der Flexion tritt eine bis zu 50 % höhere Kontaktspannung auf als in Extension. Bei einer relativ dicken Komponente von 8 mm, wie sie unter biomechanischen Gesichtspunkten für UHMWPE gefordert wird, zeigen die maximalen Kontaktspannungen bei einer Belastung von 1500 Newton eine geringe Abhängigkeit von der Komponentendicke. Eine starke Erhöhung der Dicke um bis zu 50 % bewirkt nur eine geringe Änderung der Spannungshöhe von 33 auf 28 Megapascal oder 15 %. Dies steht im Gegensatz zum Verhalten des dünneren Tibiaplateaus, wobei eine Dickenänderung um 50 % von 8 auf 4 mm einen Anstieg der Kontaktspannung um 35 % bewirkt.

Das natürliche Kniegelenk weist mit 0,009 einen extrem niedrigen Reibungskoeffizienten auf [96]. Hierfür verantwortlich sind die Anatomie und Physiologie der Synovia und des Gelenkknorpels, dessen Reibungskoeffizient um ein mehrfaches niedriger ist als z.B. der von Teflon auf Teflon, die Anwesenheit der Meniski und die natürliche Schmiereigenschaften der Synovialflüssigkeit [36]. Der Reibungskoeffizient von Cobalt-Chrom-Molybdän (Co-Cr-Mo), sowie der Titanlegierungen bei Paarung mit UHMWPE-Kunststoffen liegt bei 0,1 - 0,4 [86,129]. Nach Scuderi und Insall sollen die Artikulationsflächen mit großer Flächenkonformität in mediolateraler Richtung das Risiko einer Oberflächenzerstörung minimieren können. Gleichzeitig sollte die Dicke der Polyethylenkomponente maximiert werden, um dadurch Spannungsbelastungen der Oberfläche zu verringern [108].

Die Konformität kann bei einem Kniegelenk mittels Krümmungsradien in der anteroposterioren und mediolateralen Ebene beschrieben werden. Da die Krümmung in anteroposteriorer Richtung durch die Anatomie des Kniegelenkes und durch die Forderung nach uneingeschränkter Beweglichkeit vorgegeben wird, sind die Designmöglichkeiten relativ beschränkt. Den größten Gestaltungsspielraum bietet die mediolaterale Krümmung. Je stärker die Abweichung der Krümmungen der korrespondierenden Gleitpartner (femoral versus PE-Inlay), desto höher ist die punktuelle Kontaktspannung. Die Kontaktspannung ist am niedrigsten, wenn die Krümmungsradien am stärksten übereinstimmen. Bei Kniegelenken ist die Lösung nicht praktikabel, da eine starke Konformität der Totalkondylärkomponente eine axiale Rotation verhindert, die aber ein notwendiges kinematisches Merkmal von Kniegelenkendoprothesen darstellt. Deshalb muß die Krümmung so gewählt werden, dass sie eine ausreichend jedoch eingeschränkte axiale Rotation ermöglichen und außerdem eine ausreichende Konformität und Stabilität gewährleistet, um hohe Kontaktspannungen zu verhindern. Der Rotationswiderstand ist umgekehrt proportional zum Krümmungsradius. Folglich haben flachere Oberflächen einen geringeren Rotationswiderstand. Zur Auswahl eines adäquaten Radius gibt es ein in analytischen Studien entwickeltes graphisches Verfahren, welches die Kontaktspannung bei Flexion und Extension unter Berücksichtigung der Radien der Polyethylen- und Metallkomponente wiedergibt.

Das Elastizitätsmodul ist als Materialkonstante definiert und beschreibt die Steigung der Dehnungs-Spannungskurve. Die Metallegierungen haben ein hohes Elastizitätsmodul. Demgegenüber besitzt die korrespondierende Polyethylen-Oberfläche ein weit geringes Elastizitätsmodul. Eine Kobaltlegierung hat etwa den 200 fachen Elastizitätsmodul von Polyethylen. Die verfügbaren

Polyethylenformulierungen lassen eine starken Zusammenhang zwischen Festigkeit und Elastizitätsmodul von Polyethylen erkennen. Allerdings geht die Erhöhung der Materialfestigkeit und damit des Elastizitätsmoduls mit einer Erhöhung der Kontaktspannung, der Sprödigkeit und des Verschleißes einher. Es sind also Vor- und Nachteile genau zu analysieren, welche Formulierung des Polyethylens die richtige ist. Unterschiedliche Kontaktflächengeometrien bei Knieendoprothesen sind mit verschiedenen Kontaktspannungen verbunden. Deshalb variieren die Verschleißraten von Kniegelenkprothesen je nach Design wesentlich stärker als bei Hüftendoprothesen [6,7,17].

## 3.4 Tibiaplateau

Bei der Konstruktion des Femurkondylenersatzes fand man relativ schnell eine einheitliche Form, die eine möglichst anatomisch genaue Nachbildung der natürlichen Femurkondyle war und zusätzliche eine breite Führungsrinne für die Patella erhielt. Die Frage der Gestaltung der Tibiakomponente und, ob die Tibiakomponente ganz aus Polyethylen oder „metal-backed“ gefertigt sein sollte, wird auch heute noch kontrovers diskutiert [63]. Walker et al. untersuchten zwei- und einteilige Tibiakomponenten, jeweils sowohl in Vollkunststoffausführungen als auch „metal-backed“ mit unterschiedlichen Befestigungsvorrichtungen. Alle Komponenten wurden Kompressions-, Scher- und Torsionsbelastungen mit dreifachem Körpergewicht ausgesetzt. Die geringsten Verformungen zeigten einteilige „metal-backed-Tibiakomponenten“ ohne Kreuzbandaussparung, während zweiteilige tibiale Anlagen, die größten Oberflächenveränderungen aufwiesen. Generell waren die Verformungen von „metal-backed-Komponenten“ geringer als die, der nur aus Polyethylen bestehenden Implantate [128]. In einer anderen Untersuchung kamen Lewis et al. zu dem Ergebnis, dass Tibiakomponenten mit Metallträger gegenüber reinen Kunststoffkomponenten wegen geringerer Zement- und Knochenbelastung biomechanische Vorteile zeigen. Auch sie stellten fest, dass es bei zweiteiligen tibialen Auflagen zu einer höheren Spannungs-, Scher- und Kompressionsbelastung der Knochen-Zement-Grenze kam, als bei einteiligen Komponenten. Im Vergleich zur Befestigung der Tibiakomponente mit mehreren kleinen Stiften erwies sich die Verankerung im Markkanal mit einem längeren Schaft bezüglich der auf die Knochen-Zement-Grenze wirkenden Belastungskräfte als überlegen [73]. Andere Untersuchungen belegten, dass die Tibiakomponente einen möglichst großen Teil des Plateaus bedecken sollte, um eine weitgehend physiologische Belastung zu erreichen [13,100].

## 2.5 Konstruktion und Material

Für die Planung der Konstruktion und Auswahl des Materials der Prothese muß man die Funktionsprinzipien des Gelenkersatzes und der biomechanischen Gegebenheiten berücksichtigen. Die Prothese muß auf Dauer fixiert sein, aber im Falle eines Ersatzes oder einer Revision möglichst substanzsparend wieder ausgebaut werden können. Die Biomaterialien müssen sich für die spezifischen Anforderungen einer Endoprothese eignen und die Prothese muß schließlich eine Qualitätsnorm als Produkt erfüllen. Biomaterialien die in den Körper eingebracht werden sollen, müssen biokompatibel und chemisch stabil, also korrosionsfest sein. Sie müssen über alle erforderlichen mechanischen Eigenschaften verfügen. Ein geringer Reibungskoeffizient und eine hohe Verschleißfestigkeit sind von besonderer Bedeutung für die Haltbarkeit. Ebenso die Verankerungsanteile müssen den Beanspruchungen unter Wechsellast widerstehen. Zur

Gewährleistung dieser Anforderungen gibt es heute Standardisierungen, sowie nationale und internationale Normen und (ISO, EN, CE).
Bei der Bewegung von künstlichen Gelenkkomponenten aus verschiedenen Materialien kommt es immer zu Verschleißreaktion [135-140]. Jüngere, aktive Patienten verschleißen ihr Gelenkimplantat häufiger, als ältere, körperlich wenig aktive Patienten. Durch die freigesetzten Abriebpartikel kommt es im Gewebe in Abhängigkeit von der Partikelgröße zu einer Fremdkörperreaktion mit einer Aktivierung von Makrophagen. Die Fremdkörperriesenzellen werden im Gewebe gespeichert oder abtransportiert. Fallen sehr viele Partikel an, deren Menge lymphatisch nicht mehr bewältigt werden kann, bilden sich Granulome, vor allem im Bereich der Gelenkkapsel. Sie dehnen sich aus und neigen zur Nekrose. Schließlich dekompensiert die Gewebereaktion. Eine Granulombildung erfolgt jetzt auch an anderen Stellen, z.B. an der Implantat/Knochengrenze und führt, über die Aktivierung der Knochenresorption schließlich zur aseptischen Lockerung des Implantats [29,49,72,79,126]. Das unbefriedigende Abriebverhalten der Werkstoffe führte immer wieder zu Rückschlägen in der Innovation der Endoprothetik. An konkaven Gelenkflächen zeigte der Werkstoff gute Ergebnisse. An konvexen Gelenkflächen neigt aber auch Polyethylen zu starkem Abrieb [134,139]. Konvexe Gelenkflächen von Knieendoprothesen sollten deshalb nicht mehr aus ultrahochmolekularem Polyethylen hergestellt werden. Ein weiteres Problem ergibt sich aufgrund der Beschädigungen durch die metallische Komponente des Gelenkanteils. Durch die materialspezifischen Alterungsprozeße und der Einklemmung harter Partikel, wie Knochenzement, erfolgt eine nachhaltige Beschädigung der Implantatoberflächen. Große Mengen freigesetzter Partikel können so ebenfalls zu einer Implantatlockerung führen [136].

## 3.6 Der operative Eingriff

Die Operationstechnik soll möglichst einfach sein. Der Zugang sollte so gewählt werden, das ein genügend großer Operationssitus entsteht, aber der Patient später keine Beugedefizite aufgrund der Narbenbildung hat. Modulare Konzeptionen zur Anwendung bei verschiedenen Knieproblemen sollten zur Verfügung stehen. Eine Revision sollte technisch wenig aufwendig sein. Das Operationsteam sollte über ausreichende Operationserfahrung verfügen und in der angewandten Technik, Indikationsstellung für den künstlichen Gelenkersatz, Auswahl der Implantate und Planung der Operation sicher sein.

## 3.7 Fixationstechnik

### 3.7.1 Verankerung

Bei Festlegung der Fixationstechnik sollte das Alter des Patienten und ein späterer Prothesenwechsel berücksichtigt werden. Implantate funktionieren im menschlichen Körper nur dann schmerzfrei und zufriedenstellend, wenn sie so fest am Knochen befestigt sind, dass an der Grenzfläche Implantat/Knochen keine Bewegung stattfindet. Bei der Verankerung von Endoprothesenteilen am oder im Knochen ist zwischen primär initialer und sekundär dauerhafter Fixation zu unterscheiden. Eine möglichst optimale primäre Fixation muß bereits bei Beendigung der Implantation erzielt sein. Dabei ist aber zu bedenken, das das Gewebe bei der Präperation des Implantatbettes erheblich geschädigt wird. Die Knochenmarkräume werden mechanisch eröffnet, die Knochenbälkchen frakturieren und der angrenzende Knochen und das Knochenmark werden nekrotisch. Unmittelbar

nach Implantation beginnt der Heilungsprozeß, in dessen Verlauf die nekrotischen Knochenbälkchen resorbiert und durch neuen, vitalen Knochen ersetzt werden. Dabei können vollkommen neue Knochenstrukturen entstehen und auch direkt bis an die Oberfläche des Implantats heranreichen. Dieser neu gebildete Knochen gewährleistet dann erst die sekundäre, dauerhafte Verankerung. Man bezeichnet diesen Vorgang auch als Einheilung des Implantats. Dieser Vorgang ist im Prinzip bei der Verankerung von zementierten oder unzementierten Implantaten der gleiche [135,137]. Gleichzeitig paßt sich der Knochen an die Veränderung in der Lastübertragung an, die dadurch entstanden ist, dass beim Einsetzen der Endoprothese ehemals lastübertragende Knochenteile entfernt und die Implantate an den verbliebenen Knochenabschnitten fixiert werden, die bis dahin weniger oder anders belastet wurden. An den kraftaufnehmenden Stellen der Endoprothese wird der Körper durch die Belastung zur Knochenbildung angeregt, während an nicht belasteten Stellen Knochen abgebaut wird. Dieser Vorgang stellt die Auseinandersetzung des Gewebes mit dem Fremdkörper dar. Es muß ebenfalls berücksichtigt werden, dass die Knochenanker der Primärfixation teilweise wieder abgebaut werden. Zur Knochenresorption kann es durch mechanische Überbeanspruchung kommen. Diese Gefahr ist nach der Einheilung des Implantats weiterhin gegeben. Deshalb hat man die Möglichkeit einer Zementierung gesucht. Die angewendeten Materialien und deren Applikation wurden ständig verbessert, um eine möglichst nebenwirkungsfreie Anwendung zu gewährleisten. Wählt man die zementfreie Implantation stehen heute verschiedene Strategien zur Auswahl. Die Metallkomponenten haben poröse Oberflächen die aus Kugeln oder Maschenwerk bestehen. Hier soll der Knochen in die Poren einer definierten Größe einwachsen [12,37]. Der Erfolg dieses Prinzips ist von Implantat zu Implantat unterschiedlich. Die Frage, ob die anfallenden Knochen- und Knochenmarktrümmer entfernt oder eingebettet werden sollen ist immer wieder Gegenstand zu kontroversen Diskussionen. Eine sorgfältige Reinigung des Implantatkanals ist erforderlich, um eine möglichst gutes Eindringen des Zements in die Knochenkanäle zu ermöglichen. Um die Verankerung von porösen Oberflächen zu begünstigen, bevorzugen Hoffman et al. [52] die Knochenpaste (zerstoßene Knochenfragmente) im Implantatbett zu belassen oder gezielt autologe Knochenchips einzubringen, welche eine osteokonduktive und osteoinduktive Matrix darstellen. Die Entfernung von porösen Endoprothesenteilen aus dem Knochen kann extrem schwierig sein. In großflächig porösen Implantaten kann sich eine stark ausgeprägte Atrophie entwickeln, weil die Belastung über das Implantat vom Knochen abgeleitet wird. Aus diesem Grunde sind nicht nur Größe und Form der Poren, sondern auch ihre Ausdehnung bei der Auswahl von Bedeutung. Bei der Materialauswahl ist gesichert, dass Titan und seine Legierungen über besonders günstige Eigenschaften verfügen, die eine Knochenbildung (Osteoinduktion) anregen [102,103,117]. Es wird gerne bei der Implantation von nicht zementierten Komponenten verwendet. An der Oberfläche des oxydierten Titans lagern sich Hydroxylionen an, die wiederum mit Aminosäuren reagieren und diese binden können. Auch nicht poröse, titanhaltige Oberflächen die extragrob gestrahlt sind, zeigen eine sehr gute Osteointegration [109,137].

### 3.7.2 Zementierung

Heute wird Polymethylmethacrylat (PMMA) zur Verankerung von Endoprothesen verwendet. Am Anfang verwendete man Knochenzement, der jedoch durch mechanische Belastung in kleine Partikel zerfiel. Es kam zur Beschädigung der Prothese und zu einer Fremdkörperreaktion. Durch

Desintegration des Knochenzementes hervorgerufene Osteolysen entwickelten sich teilweise weit entfernt vom eigentlichen Gelenk [52,72,138]. Die wichtigste Ursache für eine aseptische Implantatlockerung ist die biologische Reaktion auf die Freisetzung von Partikeln aus den Endoprothesenwerkstoffen („particle disease“) oder dem Zement („cement disease“) durch Verschleiß, Abrieb oder Zerfall. Deshalb ist bei der Implantation darauf zu achten, überschüssigen Zement restlos zu entfernen. Eine weitere Ursache liegt in Mikrobewegungen des Implantates, die zu einer chronischen Entzündungsreaktion und damit zur aseptischen Lockerung führen können.

## 3.8 Rehabilitation

Die Rehabilitation und die Schulung des Patienten haben eine besonders große Bedeutung für den Erfolg nach TEP-Implantation. Der Patient lernt die gezeigten Übungen konsequent umzusetzten und beizubehalten. Durch die meist jahrelang bestehende Arthrose ergeben sich Fehlbelastungen, Gangstörungen und meist eine Muskelatrophie auf der betroffenen Seite. Eingeschränkte Aktivität und das dadurch meist mit verursachte Übergewicht verschlechtern die Situation weiter. Die frühzeitige Rehabilitation hat die Aufgabe, diese Veränderungen möglichst rückgängig zu machen oder zu verbessern. Dazu gehört eine frühzeitige Mobilisation des Patienten, nicht nur zur Thromboseprophylaxe, sondern um den Knochenstoffwechsel anzuregen. Die atrophierte Muskulatur muß wieder aufgebaut werden, um das Gelenk optimal zu be- und entlasten. Das Körpergewicht sollte zur Gelenkentlastung reduziert werden. Eine Gangschulung sollte durchgeführt werden, damit der Gang sich wieder weitgehend normalisiert und Fehlhaltungen, mit den damit verbundenen Fehlbelastungen, vermieden werden. Eine sorgfältige Einweisung in den Gebrauch der Gehhilfen, der Gangart (Dreipunktegang), Möglichkeiten das operierte Bein zu entlasten, um nicht zu früh eine zu große Belastung auf das Gelenk wirksam werden zu lassen und ein gezieltes Abtrainieren der Gehhilfen ist unbedingt erforderlich. Durch die erwähnten Maßnahmen wird nicht nur der Erfolg der Operation gesichert, sondern es werden weitere Erkrankungen verhindert und damit auch Kosten gespart. Dies geschieht durch die angestrebte weitgehende Schmerzfreiheit und die Anleitung zu selbstständigen Übungen. Schmerzmittelverbrauch und Kosten für physikalisch-balneologische Maßnahmen werden verringert. Durch die wiedererlangte Mobilität kommt es zur Vermeidung von Pflegebedürftigkeit und der Verlauf, sowie Schweregrad andere Erkrankungen werden günstig beeinflußt, z.B. Herz-Kreislauf-Erkrankungen, Diabetes Mellitus, arterielle und venöse Verschlußkrankheit, Adipositas und anderes mehr. Kosten für Hilfsmittel, stationäre und ambulante Pflege können so vermieden bzw. verschoben werden. Der Patient ist unbedingt zu motivieren, die Kontrolltermine beim Arzt einzuhalten (Compliance). Immer noch werden den klinisch-radiologischen Kontrollen zu wenig Bedeutung seitens der Patienten beigemessen. Durch die frühzeitige Diagnose von Verschleiß und Lockerung können Komplikationen, wie z.B. ein Implantatbruch, verhindert werden [30,51,99]. Findeklee und Büttner ermittelten die wichtigsten Aspekte einer Rehabilitation anhand einer Studie, in der sie 1000 Knie-TEP-Rehabilitationen von 1987 bis 1997 analysierten [30]. Als Sofortziel hatten sie die möglichst rasche Schmerzlinderung, muskuläre Stabilität und ausreichende Mobilität. Das Fernziel war die möglichst lange Haltbarkeit des künstlichen Gelenkes anzustreben. Dazu entwickelten sie eine Gelenkschulung, die dem Patienten das Leben mit dem künstlichen Gelenk, als einen wichtigen Teil des Rehabilitationskonzeptes und am sichersten unter stationären Bedingungen, erlernen ließen. Sie fanden einen Einfluß durch erhöhtes Körpergewicht und

inadäquate körperliche Belastung im Hinblick auf die Haltbarkeit des implantierten Gelenkes. Die Autoren betonen die Wichtigkeit einer interdisziplinären Zusammenarbeit bei der Behandlung der zumeist multimorbiden Patienten. Nur wenn allen den Patienten in seiner Leistungsfähigkeit einschränkenden Erkrankungen Rechnung getragen wird, kann eine erfolgreiche Rehabilitation gesichert werden. Ein für Schmerz, Mobilität und Funktion ermittelter, modifizierter Knee-Society-Score ergab im Vergleich von Aufnahme und Entlassung während des durchschnittlichen vierwöchigen Aufenthaltes eine Verbesserung von 60 auf 114 Punkte (max. 175 Punkte) und sprechen für die Effektivität einer Rehabilitationsmaßnahme.

## *C. Material und Methode*

### 1. Patientenauswahl

### 1.1 Zuteilung

Die Zuteilung der Prothesen erfolgte prospektiv randomisiert nach Losverfahren, um eine möglichst hohe Objektivität der Studie zu erreichen. Die Diagnose sollte ausschließlich auf eine Gonarthrose beschränkt sein und wurde nach klinischem Erscheinungsbild, röntgenologischer Kontrolle, Laborkontrolle (z.B. Ausschluß von Rheumafaktoren) und Ausschluß der Differentialdiagnosen gesichert.
Die Auswahl der Patienten erfolgte nach den Leitlinien der Orthopädie der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Traumatologie (DGOT) [39].

### 1.2 Ausscheidekriterien

Voraussetzung für die Aufnahme in die Studie war ein allgemein guter Gesundheitszustand, der die Ergebnisse, wie z.B. Gehstrecke, Treppensteigen und Gehhilfen nicht zusätzlich beeinflussen würde. Hier standen pulmonale, kardiale oder stark einschränkende Gelenkleiden anderer Ursache im Vordergrund. Auch wurden Patienten mit potentiellen Wundheilungsstörungen, wie z.B. bei einem manifesten, schlecht eingestelltem Diabetes Mellitus nicht aufgenommen. Zur Abklärung diente hier der Hb-$A_{1c}$-Wert. Auch Rheumapatienten, bei denen sich die Gelenkerkrankung auf ihr Grundleiden zurückführen ließ, wurden nicht ausgewählt. Patienten mit geplantem Revisionseingriff, notwendigem Patellarersatz und instabilen Bandverhältnissen schieden ebenfalls aus. Es wurden nur solche Patienten aufgenommen, bei denen ein Oberflächenersatz möglich war.

### 2. Aufklärung und Einverständnis

Die Patienten wurden mit einem Merkblatt und im persönlichen Gespräch über die Studie aufgeklärt und gaben schriftlich ihr Einverständnis (s. Anhang).

### 2. Nachuntersuchungszeiträume

Prä-operativ wurde der klinisch-radiologische Ausgangsstatus durch Anamneserhebung, körperliche Untersuchung, Labordiagnostik und Röntgen erhoben. Post-operativ wurden die Patienten nach einer Woche, zwei Wochen, sechs Wochen (nach der Rehabilitation), drei Monaten (mit Röntgenkontrolle), sechs Monaten und einem Jahr nachuntersucht. Zur der Nachuntersuchung wurden die Patienten schriftlich oder telefonisch eingeladen (s. Anhang).

### 4. Untersuchungsbögen

Die Untersuchungsergebnisse wurden auf selbständig entwickelten Untersuchungsbögen dokumentiert (s. Anhang). Prä-operativ wurden erfaßt: Alter, Größe, Gewicht, Begleiterkrankungen, Medikamenteneinnahme, Voroperationen, Zustand der weiteren Gelenke, Aktivität, die Fähigkeit vom Stuhl aufzustehen, Analgetikaeinnahme wegen Knieschmerzen, Überwärmung, Quadricepskraft, Gelenkerguß, Knieumfang und Patellaverschieblichkeit. Die Größe wurde mit einer Meßvorrichtung

und das Gewicht mit Hilfe einer Personenwaage auf der Station ermittelt. Die weiteren Ergebnisse wurden durch Befragen und Untersuchung des Patienten ermittelt. Das Knie wurde nach den gängigen Untersuchungsverfahren untersucht. Der Untersuchungsgang bestand aus Inspektion (Umfangsvermehrung, Rötung usw.), Palpaption (Hyperthermieprüfung, Ergußprüfung durch Ausstreichen der Recessus und Druck auf die Kniescheibe, Meniskuszeichen durch Rotation und medialer oder lateraler Betonung, Umfangmessung mit Maßband über dem Kniegelenkspalt, Krepitation durch Flexion unter Auflage der Hand auf der Patella, Prüfung der Kniestabilität mit dem Lachmann-Test, Valgus-Varus-Test, Pivot-Shift-Test und Martens-Test und Ausmessen des Bewegungsumfangs mit einem Winkelmesser) [8]. Intra-operativ wurde erfaßt: Zementierung, Zustand der Synovialis und des Knochens, Defekte und Releases, Blutverlust und Komplikationen. Post-operativ wurden erfaßt: Wundheilungsstörungen, Empfehlungen für die post-operative Ruhigstellung und Entlastung durch den Operateur, Antibiotikagabe, Thrombosen, Embolien, Nervenläsionen und Störungen der arterielle Blutversorgung. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchungen wurden erfaßt: Implantatabhängige und unabhängige Komplikationen, Beeinträchtigung der Bewertung durch allgemeine Erkrankungen, Analgetikagebrauch wegen Knieschmerzen, subjektive Beurteilung des Behandlungserfolges und die Frage, ob der Patient sich noch einmal operieren lassen würde, Gelenkerguß, Kniegelenkumfang, Überwärmung, Rötung, Quadricepskraft, Patellaverschieblichkeit, Rotationsfähigkeit, sowie die Fähigkeit von einem Stuhl aufzustehen.

## 5. Auswahl des Bewertungsscores

Wir verwendeten den Knee-Society-Score zum Vergleich der einzelnen Prothesensysteme [54]. Dieser Score wird häufig verwendet und als zuverlässig bewertet [68]. Er wird für Studien durch die Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Traumatologie (DGOT) in den Leitlinien für Gonarthrose und Endoprothetik empfohlen [39].

### 5.1 Knee-Society-Score

Der Knee-Society-Gesamtscore setzt sich zusammen aus einem Kniescore und einem Funktionsscore, mit jeweils maximal 100 Punkten, der das Kniegelenk bewertet. Beim Kniescore werden Schmerzreduktion, Stabilität und Bewegungsausmaß mit Pluspunkten, Fehlstellung, Flexions- und Extensionsdefizit mit Minuspunkten bewertet. Die volle Punktzahl erhält der Patient bei Schmerzfreiheit, anterioposteriorer, lateraler und medialer Stabilität und einem Bewegungsumfang von 125/0/0.

Der Funktionsscore bewertet das Gehen und Treppensteigen des Patienten. Es werden Gehstrecke und Treppensteigen mit Pluspunkten und Gehhilfen mit Minuspunkten bewertet. Die volle Punktzahl gibt es bei unbegrenzter Gehstrecke, freiem Treppensteigen und dem Laufen ohne Gehhilfen.

Der Schmerzscore reicht von kein Schmerz (50 Punkte), gelegentlich leichte (45 Punkte), leichte beim Treppensteigen (40 Punkte), leichte beim Gehen und Treppensteigen (30 Punkte), gelegentlich mäßige Schmerzen (20 Punkte), ständig mäßige Schmerzen (10 Punkte) und starke Schmerzen (0 Punkte).

Das Bewegungsausmaß (ROM) wurde nach der Neutral-Null-Methode mit einem Winkelmesser ausgemessen. Ansatzpunkt war die Mitte des Kniegelenkes, die Achsen waren jeweils die Mittellinien von Tibia und Femur.

Beim Bewegungsscore gab es pro fünf Grad Beweglichkeit einen Punkt (Maximum 25 Punkte bei 125/0/0).
Die Stabilität wurde unterteilt in anterioposteriore mit <5 mm (10 Punkte), 5-10 mm (5 Punkte), 10 mm (0 Punkte) und mediolaterale <5 Grad (15 Punkte), 6-9 Grad (10 Punkte), 10-14 Grad (5 Punkte) und 15 Grad (0 Punkte). Abgezogen wurden Flexionsdefizit von 5-10 Grad (2 Punkte), 11-15 Grad (5 Punkte), 16-20 Grad (10 Punkte), >20 Grad (15 Punkte), sowie Extensionsdefizit <10 Grad (5 Punkte), 10-20 Grad (10 Punkte) und >20 Grad (15 Punkte).
Das Alignment wurde bewertet mit 5-10 Grad (0 Punkte), 0-4 Grad (3 Punkte pro Grad), 11-15 Grad (3 Punkte pro Grad) und größere Abweichung (20 Punkte).
Für den Funktionsscore wurde die Gehstrecke unterteilt in unbegrenzt (50 Punkte), >1000 m (40 Punkte), bis 1000 m (30 Punkte), <500 m (20 Punkte), an die Wohnung gebunden (10 Punkte) und gehunfähig (0 Punkte).
Das Treppensteigen wurde eingeteilt in normaler Auf- und Abstieg (50 Punkte), normaler Aufstieg, aber Abstieg mit Geländer (40 Punkte), Auf- und Abstieg mit Geländer (30 Punkte), Aufstieg mit Geländer, aber Abstieg nicht möglich (15 Punkte), sowie Treppensteigen nicht möglich (0 Punkte). Abgezogen wurden Gehhilfen wie ein Stock (5 Punkte), zwei Stöcke (10 Punkte), zwei Unterarmgehstützen oder Gebrauch eines Rollators (20 Punkte) [54].

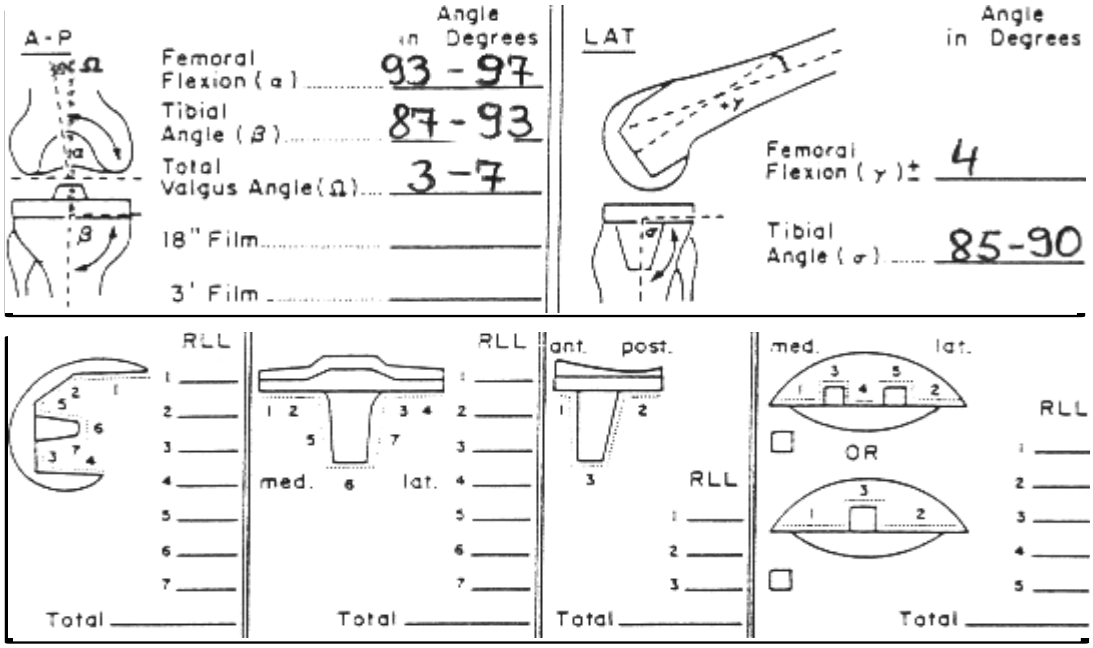
Knee Society Score

| A. Kneescore | Punkte |
|---|---|
| **Schmerzen** | |
| 1. keine | 50 |
| 2. gelegentlich leichte | 45 |
| 3. leichte beim Treppensteigen | 40 |
| 4. leichte beim Gehen und Treppensteigen | 30 |
| 5. gelegentlich mäßige Schmerzen | 20 |
| 6. ständig mäßige Schmerzen | 10 |
| 7. starke Schmerzen | 0 |
| **Bewegungumfang** | |
| je 5 Grad = 5 Punkte | 25 |
| **Schublade** | |
| 1. < 5 mm | 10 |
| 2. 5 mm bis 10 mm | 5 |
| 3. > 10 mm | 0 |
| **Aufklappbarkeit** | |
| 1. < 5 Grad | 15 |
| 2. bis 9 Grad | 10 |
| 3. bis 14 Grad | 5 |
| 4. > als 14 Grad | 0 |
| ***A B Z Ü G E*** | |
| **Beugedefizit** | |
| 1. 5 - 10 Grad | 2 |
| 2. > 10 - 15 Grad | 5 |
| 3. 16 - 20 Grad | 10 |
| 4. > 20 Grad | 15 |
| **Streckdefizit** | |
| 1. < 10 Grad | 5 |
| 2. > 10 - 20 Grad | 10 |
| 3. > 20 Grad | 15 |
| **Beinachse** | |
| 1. 5 - 10 Grad | 0 |
| 2. 0 - 4 Grad | 3 Punkte/Grad |
| 3. 11 - 15 Grad | 3 Punkte/Grad |
| 4. andere | 20 |

| B. Funktionsscore | Punkte |
|---|---|
| **Gehleistung** | |
| 1. unbegrenzt | 50 |
| 2. mehr als 1000 Meter | 40 |
| 3. bis 1000 Meter | 30 |
| 4. weniger als 500 m | 20 |
| 5. im Haus | 10 |
| 6. gehunfähig | 0 |
| **Teppensteigen** | |
| 1. normal | 50 |
| 2. Aufstieg normal/Abstieg mit Geländer | 40 |
| 3. Auf- und Abstieg mit Geländer | 30 |
| 4. Aufstieg mit Geländer/Abstieg nicht möglich | 15 |
| 5. kein Treppensteigen möglich | 0 |
| ***A B Z Ü G E*** | |
| **Gehbehelf** | |
| 1. keiner | 0 |
| 2. ein Stock/UAG | 5 |
| 3. zwei Stöcke | 10 |
| 4. zwei Unterarmgehstützen/ Gehbank | 20 |

## 5.2 Auswahl des radiologischen Scores

Prä-operativ, post-operativ und nach 3 Monaten wurde eine Röntgenkontrolle mit der Fragestellung Lockerung, Migration und Einwachsen durchgeführt. Die Anfertigung der Röntgenaufnahmen und deren Beurteilung erfolgte nach dem von der Knee Society entwickelten Verfahren [27]. Eine Ganzbeinaufnahme im Stand wurde durchgeführt, anhand derer man die mechanische und anatomische Achse durch Ausmessen mit dem Winkelmesser bestimmte. Es wurden weiter eine a.-p.-Standardaufnahme im Stand und eine laterale Aufnahme im Abstand von 101,6 cm durchgeführt. Bei der a.-p.-Aufnahme wurde das Bein so positioniert, das das Röntgenkreuz in der Gelenkmitte und auf Femur- und Tibiaschaft lag. Bei der lateralen Aufnahme wurde die Patella zur Decke hin ausgerichtet und auch hier lag das Röntgenkreuz zwischen Gelenkmitte, sowie Femur- und Tibiaschaft. Um eine Lagerungsveränderung oder Lockerungszeichen zu diagnostizieren, wurden die Tibia- und Femurkomponente in sieben Zonen eingeteilt. Die Zonen 5, 6 und 7 sind für die Beurteilung der Verankerung des Implantatzapfens des jeweiligen Prothesenteils reserviert. Die anderen Zonen sollten laut Vereinbarung mit der Knee Society für jedes Implantat von den Herstellern festgelegt werden. Desweiteren wurden auf beiden Röntgenaufnahmen das Alignment und die Knochen-Implantatwinkel erfaßt: Alpha für den Femoralwinkel, beta für den Tibialwinkel, omega für den Valguswinkel und sigma für die femorotibiale Beinachse. Das Ausmessen dieser Winkel erfolgte auf den im Stationscomputer digitalisiert vorliegenden Röntgenaufnahmen mittels des Vermessungsprogramms „Magic View“ (Fa. Siemens). Die Ganzbeinaufnahme wurde konventionell angefertigt und per Hand mit einem Lineal und Winkelmesser vermessen.



## 6. Operationsverfahren

Das Operationsverfahren erfolgte standardisiert. Prä-operativ wurden auf die Röntgenbilder Schablonen zur Auswahl der geeigneten Prothesengröße gelegt. Dabei wurde die Abmessung der Femurkomponente auf dem lateralen Bild bestimmt. Die Größe der Tibiakomponente wurde auf der a.-p.-Aufnahme bestimmt. Der Eingriff erfolgte in Blutleere mittels einer Oberschenkeldruckmanschette. Der Hautschnitt erfolgte longitudinal median von proximal in der Mitte des Oberschenkelschaftes und verlief über das mediale Patelladrittel bis zur medialen Begrenzung der Tuberositas tibiae. Das Gelenk wurde über einen medialen parapatellaren Zugang durch die Kapsel eröffnet, der sich nach proximal bis zum Unterrand des M. rectus femoris und nach distal bis zum medialen Rand der Tuberositas tibiae erstreckt. Das Bein wurde zunächst gestreckt und die Patella nach lateral evertiert. Nach Abschieben des Periostes am medialen Tibiakopf posterolateralwärts, bis auf die Höhe des M. semimembranosus Ansatzes, wurde das Knie gebeugt und die partielle Meniskotomie durchgeführt. Das vordere Kreuzband wurde reseziert, daß hintere wurde erhalten. Zur Präperation der Tibia wurde das Knie in Beugestellung gebracht und die tibiale Schnittlehre angelegt und ausgerichtet. Das Tibiaplateau wurde mit Hilfe von Resektionsblöcken angepaßt. Es erfolgte dann die Anlage zur Aufnahme des Tibiazapfens mittels Tibiaschaftstanzen. Der Knochenzement wurde eingebracht und die Tibiakomponente zementiert. Es erfolgte dann die Vorbereitung der Femurkondyle. Der Markkanal wurde mit einem 8-mm-Bohrer ca. 10 mm ventral des Ansatzes des hinteren Kreuzbandes in der Mittellinie der Femurtrochlea eröffnet und auf eine Tiefe von etwa 5-7 cm aufgebohrt. Durch einen intramedullären Führungsstab, der Femurausrichtungslehre und den Resektionsblöcken wurde dann der Resektionswinkel bestimmt und die Resektion durchgeführt. Per Schnellverschlußeinschläger wurden die Vertiefungen für die Zapfen des Femurimplantates angelegt. Das Femurimplantat wurde im sogenannten Press-Fit-Verfahren auf die Femurkondyle geschlagen. Eine Zementierung erfolgte hier nicht (Hybrid-Technik). Anschließend wurde die Inlayhöhe ausgewählt. Es folgte die Mobilisierung und Funktionsüberprüfung des Beines. Vor Einbringung der Originalprothesenteile wurden Probeprothesen benutzt. Zwei Redondrainagen wurden eingebracht. Die Wunde wurde durch Nähte verschlossen und die Haut geklammert. Releases wurden soweit notwendig durchgeführt. Die Patella wurde nicht ersetzt. Eine Synovektomie wurde bei bestehender Synovialitits durchgeführt. Abschließend wurde das Bein mit Watte und elastischen Binden umwickelt und in einer 0 Grad-Schaumstoffschiene gelagert. Perioperativ erhielten die Patienten eine Antibiotikaprophylaxe (Singel-Shot = 2mg Gramaxin i.v.). Es wurde eine post-operative Röntgenkontrolle durchgeführt.

## 7. Auswahl des OP-Teams

Die Auswahl der Operateure blieb auf vier erfahrene Operateure eingeschränkt, um interindividuelle Fehler zu reduzieren.

## 8. Nachbehandlung

Die Redondrainagen wurden nach zwei Tagen beim ersten Verbandswechsel gezogen, soweit sie kein Wundsekret mehr förderten. Die Klammern wurden nach 12 bis 14 Tagen entfernt. Schmerzmedikation (Tramal, Dipidolor, Novalgin, Voltaren) wurde bei Bedarf gegeben und in der Patientenakte erfaßt. Bei ausreichender Gehfähigkeit und Abheilung der Wundverhältnisse wurden die

Patienten nach ca. 18-21 Tagen in die Rehabilitationsklinik verlegt. Einige Patienten zogen eine ambulante Reha-Maßnahme vor.

## 9. Rehabilitation

Erstes Stehen erfolgte am ersten postoperativen Tag und es wurde mit der Mobilisation an Unterarmgehstützen begonnen. Es erfolgte die Einweisung in isometrische Quadricepsübungen und die Anwendung der Motorschiene (CPM) zur Verbesserung der passiven Beugefähigkeit, welche für zwei Wochen 3-5 x tgl. 30-45 Min. angewendet wurde. Die Krankengymnasten mobilisierten den Patienten in der ersten Woche durch immer weitere Gehstrecken. Es wurde der Drei- und Vierpunktegang mit zwei Unterarmgehstützen erlernt. In der zweiten Woche erfolgte eine weitere Mobilisation durch Treppensteigen. Die Behandlung eines Ergusses erfolgte mit physikalischen Maßnahmen ggf. durch Applikation von oralen Antiphlogistika. Es wurde empfohlen die Belastung pro Woche um 10 Kilogramm zu steigern. Ziel der stationären Krankengymnastik war zur Entlassung eine Beugung von 90 Grad und eine ausreichende Gehstrecke zu erreichen, damit eine anschließende Verlegung in eine Rehabilitationsklinik erfolgen konnte. Nach der Rehabilitationsbehandlung wurden den Patienten von den behandelnden Orthopäden krankengymnastische Übungen oder Physiotherapie rezeptiert, soweit eine weitere Anleitung des Patienten erforderlich war, oder die Patienten die Übungen nicht selber ausführen konnten.

## 10. Verwendete Prothesensysteme

In der Orthopädischen Klinik der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf wurden 1998 zwei Prothesensysteme verwendet, die PFC und die LCS Prothese. 1999 kam die NK Prothese hinzu.

### 10.1 LCS (low-contact-stress)

Das Modell LCS (low-contact-stress) der Firma DePuy Inc., Warshaw, IN, USA wurde 1977 von Buechel und Pappas, New Jersey, USA entwickelt und erstmalig implantiert. Es wird in verschiedenen Ausführungen angeboten. In der vorliegenden Studie wurde es als Oberflächenersatz mit Rotationsplateau unter Erhaltung des hinteren Kreuzbandes verwendet. Es verfügt über kongruente, bewegliche Meniskallager aus UHMW-Polyethylen, um eine Überlastung der Gelenkflächen unter 10 Mpa zu halten und eine geringstmögliche Abnutzung zu gewährleisten. Außerdem sollen durch die axiale Rotationsmöglichkeit des beweglichen Rotationsplateaus Torsionskräfte vermieden werden, die eine frühzeitige Lockerung verursachen könnten. Die Metallkomponenten bestehen aus einer hochfesten Cobalt-Chrom-Molybdän-Legierung. Die polierte Oberfläche soll den Abrieb begrenzen. Im Falle einer Nickel-, Cobalt- oder Chromallergie wird das LCS-Knie auch mit Titan-Nitrid-Oberflächenbeschichtung angeboten. Die zementierbaren Metallkomponenten besitzen auf der Rückseite eine aufgerauhte Oberfläche zur besseren Zementhaftung. Die zementfreien Metallkomponenten tragen auf der Rückfläche eine dreidimensionale Beschichtung aus Cobalt-Chrom-Molybdän-Kügelchen, die untereinander und mit dem Implantat verschmolzen sind und deren Poren ein rasches Einwachsen des Knochens gewährleisten soll. Es wurde vom Hersteller empfohlen bei älteren Patienten, Patienten mit Osteoporose oder rheumatischen Erkrankungen beide Komponenten zu zementieren. Bei Patienten im mittleren Alter und in Abhängigkeit von Aktivität und Knochenqualität des Patienten sollte nur die Tibiakomponente zementiert werden, was in der

vorliegenden Studie ausgewählt wurde. Für junge Patienten die sehr aktiv sind wurde eine zementfreie Implantation empfohlen [16].

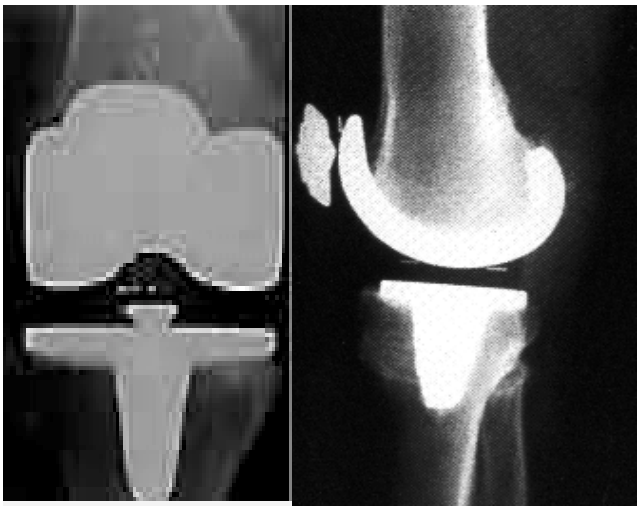
## 10.2 NK (Natural Knee)

Das Natural Knee der Firma Sulzer Orthopedics Inc., Austin, TX, USA und wurde 1985 von Hofmann entwickelt. Die Prothese wurde mit einer 1983 eingeführten porösen Beschichtung mit der Bezeichnung „Cancellous Structured Titanium (CSTi)“ versehen. Das Sinterverfahren von Sulzer Orthopedics Inc. verankert die poröse CSTi-Beschichtung auf einem Kobaltchromsubstrat (CoCr) der Femurkomponenten. SinterLock CSTi kombiniert so die günstigen Abriebeigenschaften von CoCr mit der Biokompatibilität von Titan und soll so die Werte für die statische Scher- und Zugfestigkeit in Bezug auf zyklische Beanspruchung verbessern. Das Tibiaplateau ist asymmetrisch konstruiert, um die normale Geometrie des Tibiakopfplateaus wiederherzustellen. Außerdem besitzt die Femurkomponente eine tiefe trochleare Femureinfurchung. Die proximale Tibia des Kniegelenks ist auf der lateralen Seite 4 bis 5 mm schmaler als auf der medialen Seite. Der asymmetrische Ersatz soll die proximale Tibia am Besten abdecken und ein Impingement der Weichteile verhindern. Bei symmetrischen Tibiaplateaus besteht nur die Möglichkeit, die mediale Seite nicht vollständig abzudecken oder auf der lateralen Seite einen Überhang zu schaffen. Bei asymmetrischen Tibiakomponenten kann die Anzahl der Komponenten reduziert werden, indem die Basisplatte reversibel gestaltet wird und somit im linken, wie auch im rechten Kniegelenk eingesetzt werden kann. Die Verankerung der Tibiakomponente kann zusätzlich mittels zweier Titan-Spongiosaschrauben verstärkt werden, die die vier peripher platzierten Zapfen des Tibiaimplantates und den zentralen, kreuzförmigen Schaft unterstützen sollen [52].

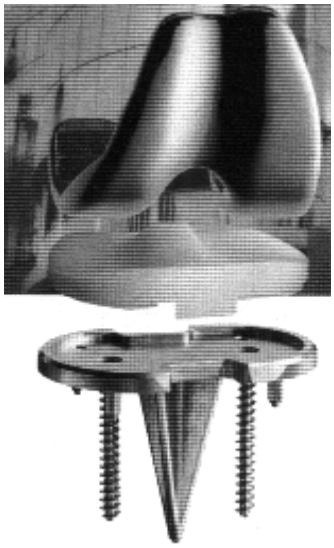
## 10.3 PFC (press-fit-condylar)

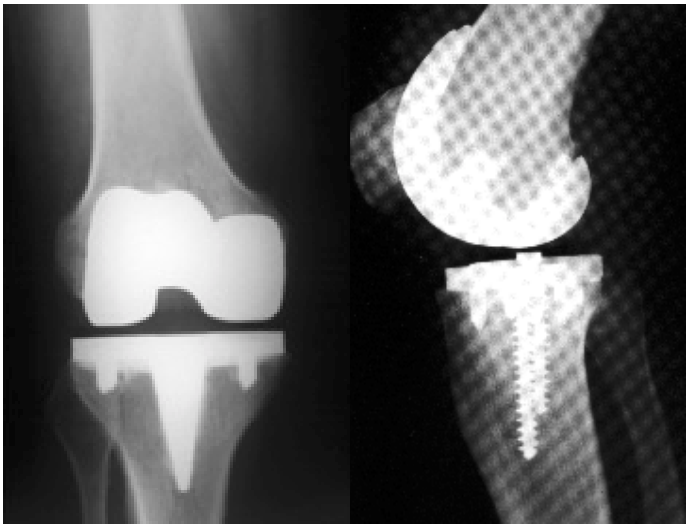
Das Modell PFC Sigma (press-fit-condylar) mit einem fixierten PE-Inlay der Firma Johnson and Johnson Orthopedics, Raynham, MA, USA wurde 1984 von Scott und Thornhill, Boston, Massachusetts, USA entwickelt und wird im „Press-Fit-Verfahren“ eingebaut. Auch dieses Modell wird in verschiedenen Varianten angeboten. Alle Komponenten sind modular und können gegen größere oder kleinere Komponenten ausgetauscht werden. Das Kunststoffinlay ist in vier verschiedenen Formschlüssigkeitsgraden erhältlich, die in sagitaler Ebene jeweils einen unterschiedlichen Konformitätsgrad zur Femurkomponente aufweisen. Das Tibiaplateau besteht aus einer Titanlegierung und die Femurkomponente aus einer Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierung mit einem geringen Nickelzusatz. Bei der Weiterentwicklung der seit 1984 eingesetzten PFC Modular Prothese wurde eine weitere Verringerung der Spitzenbelastung unter den kritischen Grenzwert für das Polyethyleninlay erreicht. So wurde die tibiofemorale Kontaktfläche durch weitere Abrundung um 35 % erhöht, sowohl bei idealer Ausrichtung als auch bei 3 Grad Varusabweichung. Die stärkere Rundung der Kondylen, sowie die Übertragung dieser Geometrie auf alle Tibiaeinsätze führten zu einer wesentlichen Erhöhung der Konformität, ohne jedoch die Führung zu beeinträchtigen [105].

1. LCS-Knieendoprothesensysten mit rotierender Plattform

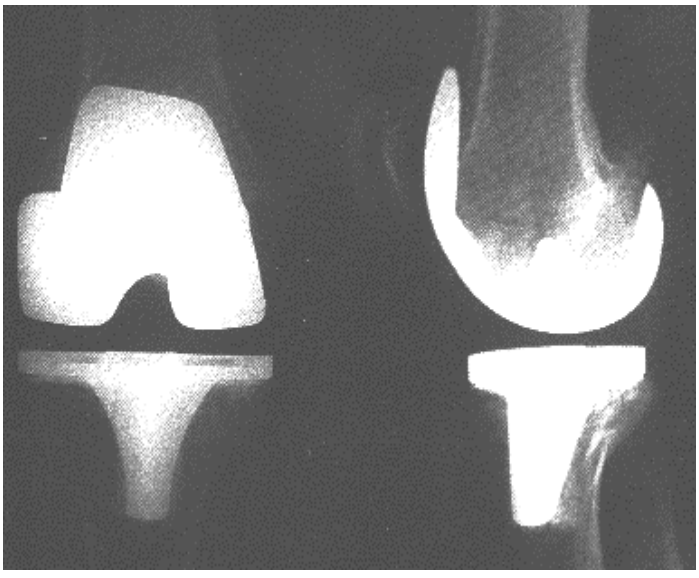


2. Natural Knee mit anatomisch geformtem Tibiaplateau





3. PFC-Sigma



## 11. Auswertung und Statistik

Die Daten wurden in den Untersuchungsbögen erfaßt und später in eine Tabelle mit Hilfe des Programmes Excel (Fa. Microsoft, USA) übertragen und ausgewertet.

Zur Textverarbeitung wurde das Programm Word (Fa. Microsoft, USA) verwendet. Die Statistik wurde mit dem Programm SPSS (Fa. SPSS Inc., Chicago, IL, USA) erstellt. Eine Normalverteilung wurde in der vorliegenden Studie mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test überprüft. Die statistische Auswertung erfolgte mit Hilfe des Wilcoxon-Testes für Paarvergleiche. Ein signifikantes Ergebnis wurde bei einem maximalen Fehler von $p<0,05$ definiert.

## *D. Ergebnisse*

### 1. Patientenanzahl

Insgesamt nahmen fünfundfünfzig Patienten an der Studie teil. Die Verteilung war in der Gruppe LCS dreißig Patienten, in der Gruppe NK zwölf Patienten und in der Gruppe PFC dreizehn Patienten. Im Laufe der Studie schieden fünf Patienten aus: Zwei Patienten nahmen nicht mehr teil, ein Patient verzog ins Ausland, zwei Patienten wurden pflegebedürftig und zogen in ein Pflegeheim. Zur Auswertung kamen abschließend in der Gruppe LCS achtundzwanzig Patienten, in der Gruppe NK zehn Patienten und in der Gruppe PFC zwölf Patienten. Bei der LCS-Jahresauswertung fiel ein Patient aus der Wertung heraus, da inzwischen die Prothese gewechselt worden war.

### 2. Altersverteilung

Das Durchschnittsalter in der Gruppe LCS war 73,1 Jahre. Die Altersverteilung lag zwischen 50-59 Jahren ein Patient (3,57 %), 60-69 Jahren zehn Patienten (35,71 %), 70-79 Jahren elf Patienten (39,29 %), 80-89 Jahren fünf Patienten (17,86 %) und 90-99 Jahren ein Patient (3,57 %). Der jüngste Patient war 55 Jahre, der älteste 91 Jahre.

In der Gruppe NK waren die Patienten durchschnittlich 70 Jahre alt. Die Altersverteilung lag zwischen 50-59 Jahren ein Patient (10 %), 60-69 Jahren drei Patienten (30 %) und 70-79 Jahren sechs Patienten (60 %). Der jüngste Patient war 54 Jahre, der älteste 78 Jahre.

In der Gruppe PFC waren die Patienten durchschnittlich 73,9 Jahre. Die Altersverteilung lag zwischen 50-59 Jahren ein Patient (8,33 %), 60-69 Jahren drei Patienten (25 %), 70-79 Jahren fünf Patienten (41,67 %) und 80-89 Jahren ein Patient (25 %). Der jüngste Patient war 53 Jahre und der älteste 89 Jahre.

### 3. Geschlechterverteilung

| | Frauen | Männer |
|---|---|---|
| LCS | 21 | 6 |
| NK | 7 | 3 |
| PFC | 9 | 3 |

### 4. Seitenverteilung

| | rechts | links |
|---|---|---|
| LCS | 15 | 13 |
| NK | 6 | 4 |
| PFC | 2 | 10 |

5. Aktivität

Die Aktivität wurde unterteilt in sehr aktiv (körperliche Arbeit, sportliche Aktivität = Gruppe 1), aktiv (Büroarbeit, Hausarbeit mit regelmäßigen Gehen = Gruppe 2), überwiegend sitzende Tätigkeit oder leichte Hausarbeit (Gruppe 3) und inaktiv (an die Wohnung gebunden = Gruppe 4).

| | LCS | NK | PFC |
|---|---|---|---|
| sehr aktiv | 7 | 2 | 1 |
| aktiv | 9 | 3 | 6 |
| leicht aktiv | 12 | 5 | 3 |
| inaktiv | 0 | 0 | 0 |

6. Voroperationen

| | LCS | NK | PFC |
|---|---|---|---|
| Keine Voroperationen | 9 | 4 | 5 |
| Synovektomie | 1 | | |
| Arthroskopie mit Synovektomie und Lavage | | | 1 |
| Diagnostische Arthroskopie | 11 | 2 | 2 |
| Umstellungsosteotomie Tibia | | 1 | |
| Umstellungsosteotomie Femur | | | 1 |

7. Dauer der Beschwerden vor OP

| LCS | NK | PFC |
|---|---|---|
| 13,29 Jahre (4 - 50 Jahre) | 14,2 Jahre (3 - 30 Jahre) | 12 Jahre (2 - 20 Jahre) |

8. Begleiterkrankungen

| | LCS | NK | PFC |
|---|---|---|---|
| keine | 9 | 3 | 3 |
| endokrin (Schilddrüsenerkrankung, Diab. Mell., Hypercholesterinämie) | 8 | 5 | 4 |
| neurologisch (Polyneuropathie) | 2 | | 1 |
| urologisch (chron. Blasenentzündung) | 1 | | |
| respiratorisch (COPD, Asthma, Bronchitis) | 3 | | 3 |
| kardiovaskulär (Z.n. Herzinfarkt, Hypertonus, KHK, Atherosklerose) | 13 | 7 | 7 |

Keine dieser Erkrankungen führte zu einer wesentlichen funktionellen Beeinflußung der Knieparameter. Die Erkrankungen waren fachärztlich therapiert und medikamentös eingestellt.

## 9. Übergewicht

Das Übergewicht wurde nach dem Body-Mass-Index (BMI) ermittelt. Dabei wird das Körpergewicht in Kilogramm geteilt durch die Körpergröße in Metern zum Quadrat (m²) genommen. Bei Normalgewicht werden 20-25 Punkte, bei Übergewicht 26-30 Punkte, bei Adipositas 31-40 Punkte und bei schwerer Adipositas 41-60 Punkte zugeteilt.

| | LCS | NK | PFC |
|---|---|---|---|
| Normalgewicht | 3 | 1 | 1 |
| Übergewicht | 14 | 7 | 5 |
| Adipositas | 11 | 2 | 5 |
| schwere Adipositas | | | 1 |

## 10. Analgetikagebrauch prä-op und nach einem Jahr

Die Beurteilung des Analgetikaverbrauchs wegen Knieschmerzen wurde unterteilt in nie, gelegentlich, ein bis drei Mal am Tag oder mehr als drei Mal am Tag. Es zeigte sich deutlich, dass der Analgetikagebrauch in allen drei Gruppen durch die Versorgung mit einer Knieendoprothese stark reduziert werden konnte. Zum Vergleich wurden die prä-operativen Werte mit den Werten nach einem Jahr verglichen. Bei allen Gruppen zeigte sich, dass eine Beendigung des Analgetikagebrauch bei über 50 % der Patienten und eine Reduktion bei den restlichen Patienten möglich war. Die detailierten Ergebnisse gehen aus der anliegenden Graphik hervor.

## 11. Postoperative Komplikationen

Unter postoperativen Komplikationen wurden erfaßt: Thrombose, Infektionen, Lungenembolien, Störungen der arteriellen Blutversorgung, neurogene Läsionen und Wundheilungsstörungen.
In der Gruppe LCS gab es bei zwei Patienten eine post-operative Komplikation. Ein Patient hatte ein persistierendes Hämatom, welches sich nur langsam zurückbildete. Ein weiterer Patient hatte eine Thrombose der V. poplitea und wurde entsprechend behandelt (Vollheparinisierung).
In der Gruppe NK gab es keine post-operativen Komplikationen.
In der Gruppe PFC fand sich eine residuales Lipom, welches weiterhin Schmerzen verursachte. Ein weiter Patient hatte eine Weichteilirritation an der Operationsnarbe, welche erfolgreich mit einer Lokalanästhetikuminfiltration behandelt wurde.

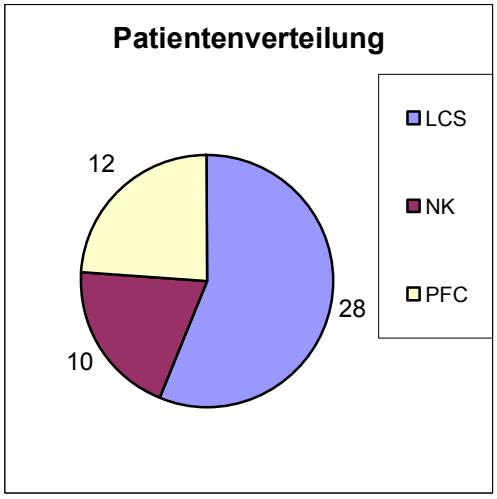
## 12. Revisionen

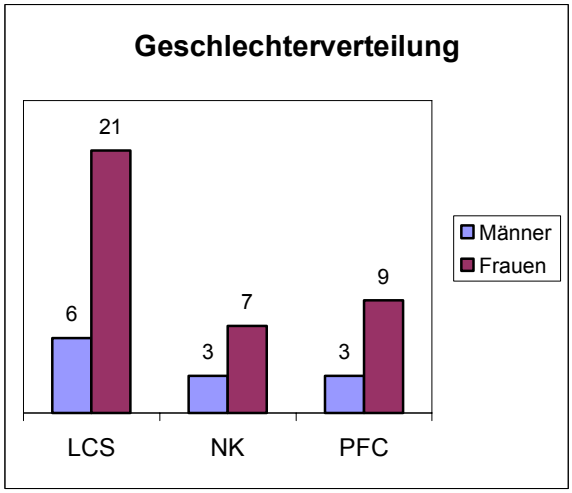
In der Gruppe LCS mußten drei Patienten revidiert werden, zwei Patienten davon nach sieben Monaten. Einer dieser Patienten erhielt einen Inlaywechsel aufgrund eines Instabilitätsgefühls mit einer Synovektomie und einen Patellaersatz aufgrund einer persistierenden Schmerzsymptomatik der Patella. Der andere Patient erhielt einen TEP-Wechsel aufgrund zunehmender Schmerzen und aseptischer Lockerung. Bei dem dritten Patienten wurde nach acht Monaten aufgrund zunehmender Schmerzen und aseptischer Lockerung die Prothese neu zementiert.
In der Gruppe NK gab es keine Revisionen.

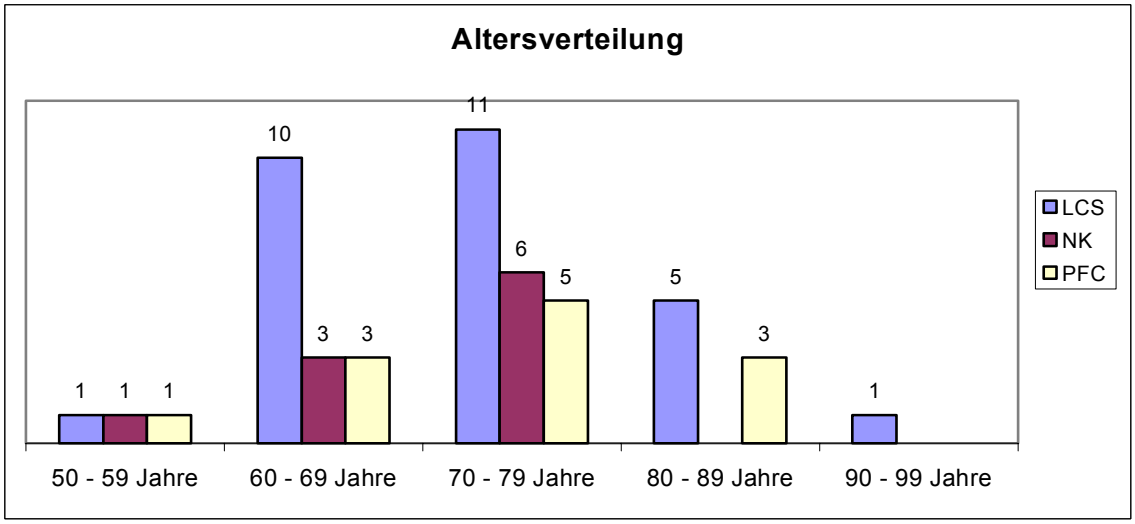
In der Gruppe PFC wurde ein Patient nach neun Monaten aufgrund zunehmender retropatellärer Schmerzen mit einem Patellarückflächenersatz versorgt. Außerdem wurde eine Synovektomie und eine Restlipomentfernung aufgrund eines nicht abklingenden Reizzustandes vorgenommen.

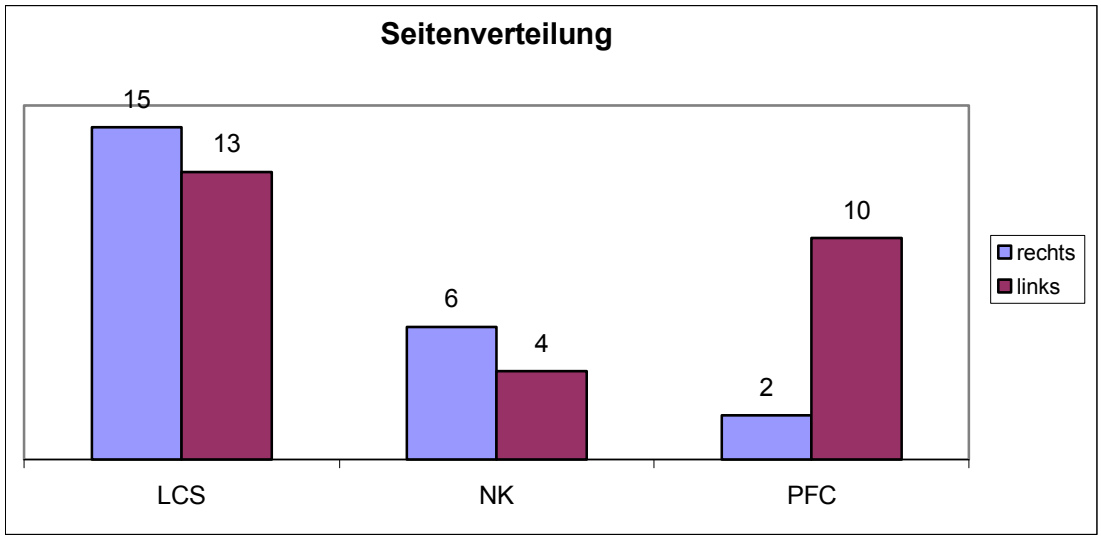
## 13. Rotationsfähigkeit

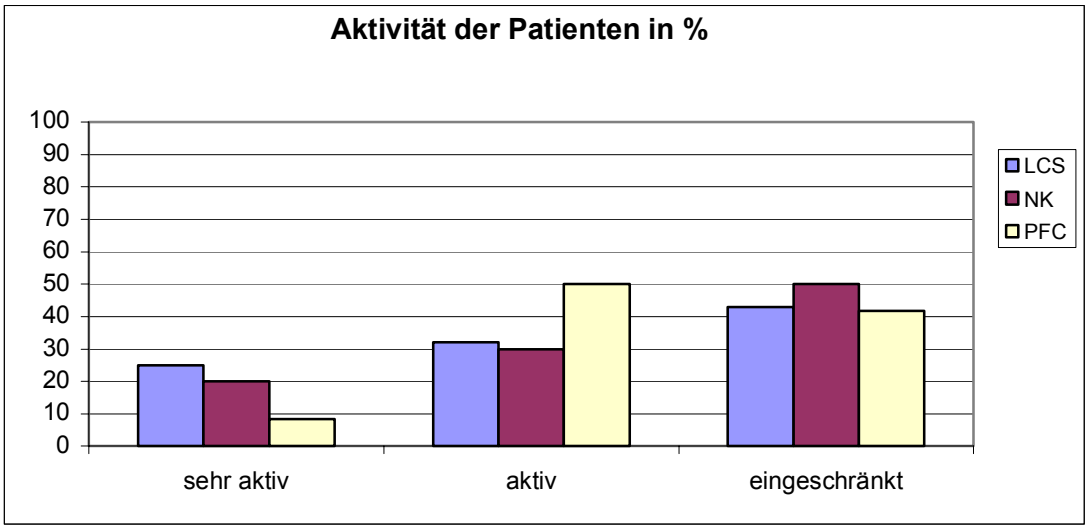
Die Rotationsfähigkeit der LCS Prothese konnte klinisch bestätigt werden. Die durchschnittliche Innenrotation betrug 8,75 Grad (Minimum 5, Maximum 20) und die Außenrotation 15,36 Grad (Minimum 5, Maximum 35). Demgegenüber fand sich bei der PFC Prothese eine Innenrotation von 3,5 Grad (Minimum 0, Maximum 5) und eine Außenrotation von 6,5 Grad (Minimum 0, Maximum 15). Für das Natural Knee wurde die Rotationsfähigkeit nicht erfaßt. Siehe auch anliegende Grafik.

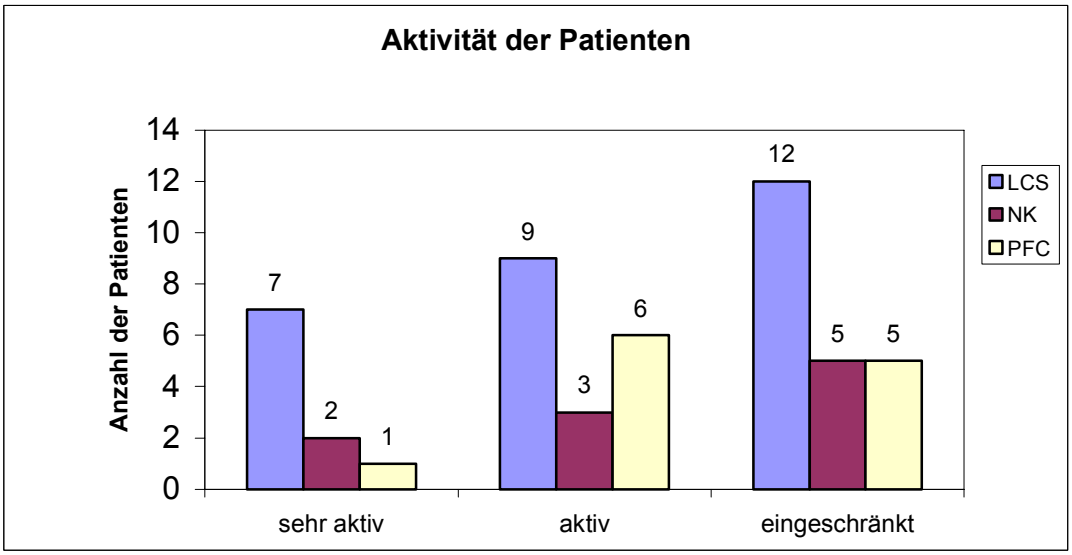

Patientenverteilung
LCS
NK
PFC
12
28
10

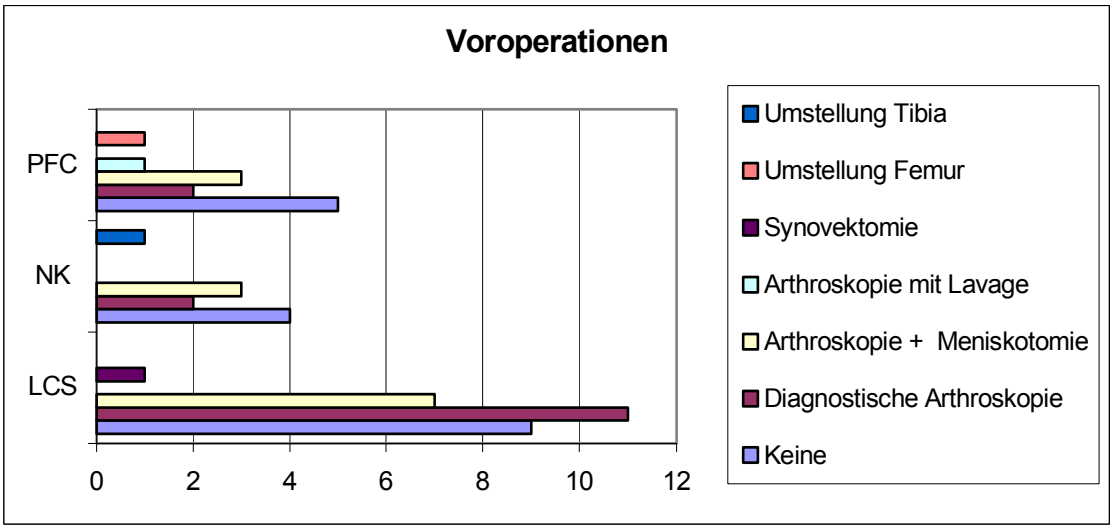

Geschlechterverteilung
Männer
Frauen
21
6
7
3
9
3
LCS
NK
PFC

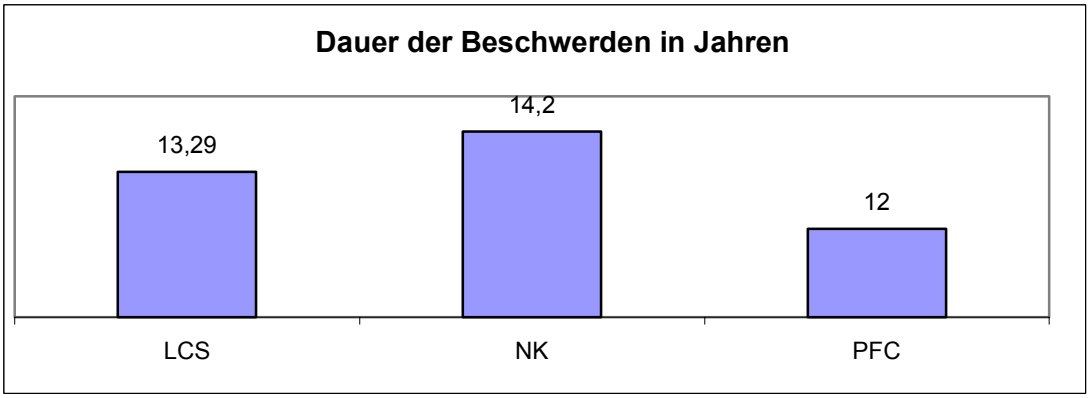

Altersverteilung
LCS
NK
PFC
1 1 1
10
3 3
11
6
5
5
3
1
50 - 59 Jahre
60 - 69 Jahre
70 - 79 Jahre
80 - 89 Jahre
90 - 99 Jahre

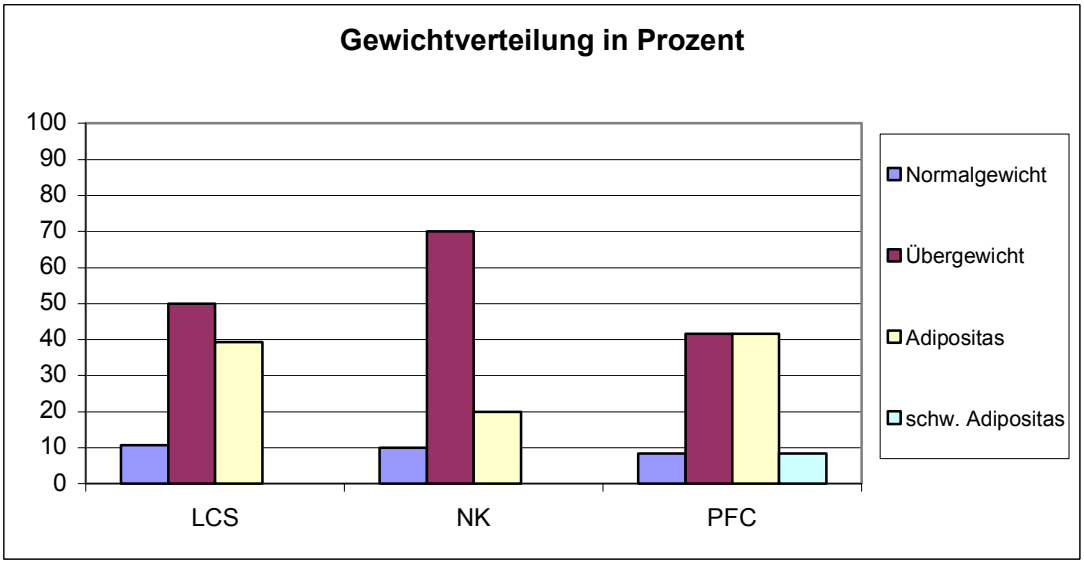

Seitenverteilung
rechts
links
15
13
6
4
2
10
LCS
NK
PFC

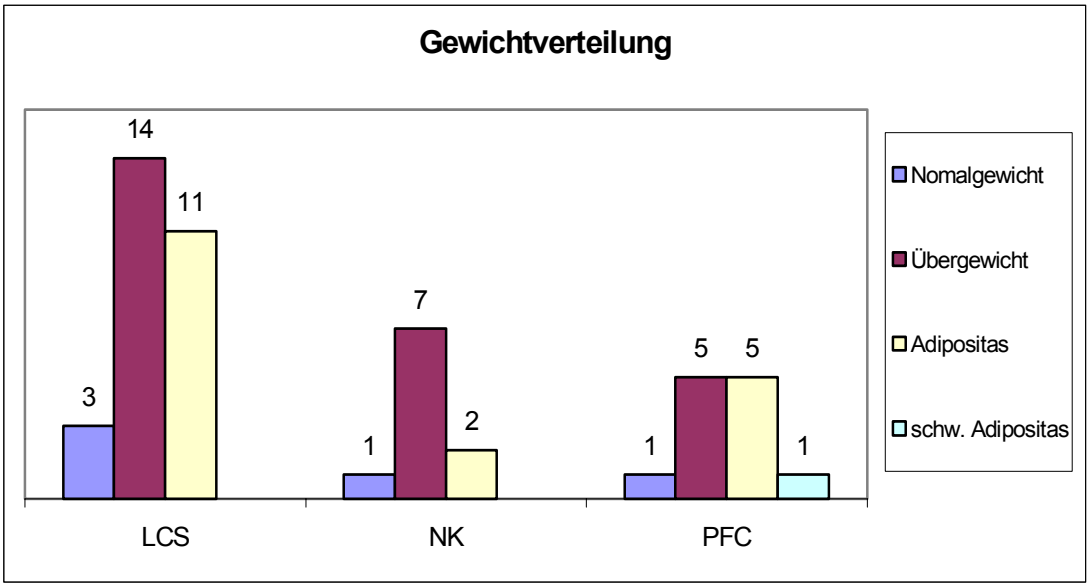

Aktivität der Patienten in %
100
90
80
70
60
50
40
30
20
10
0
sehr aktiv
aktiv
eingeschränkt
LCS
NK
PFC

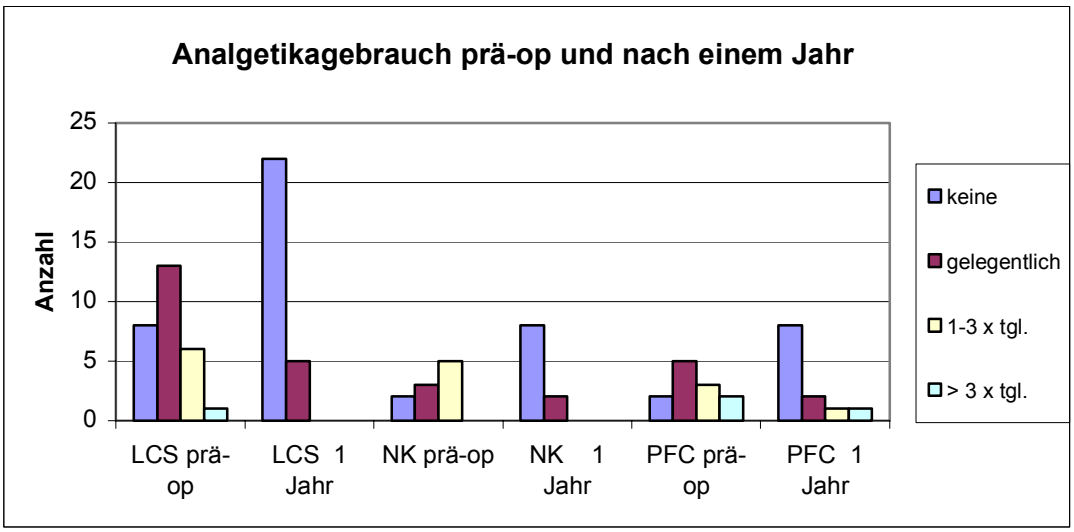

Aktivität der Patienten
Anzahl der Patienten
14
12
10
8
6
4
2
0
7
2
1
9
3
6
12
5
5
sehr aktiv
aktiv
eingeschränkt
LCS
NK
PFC

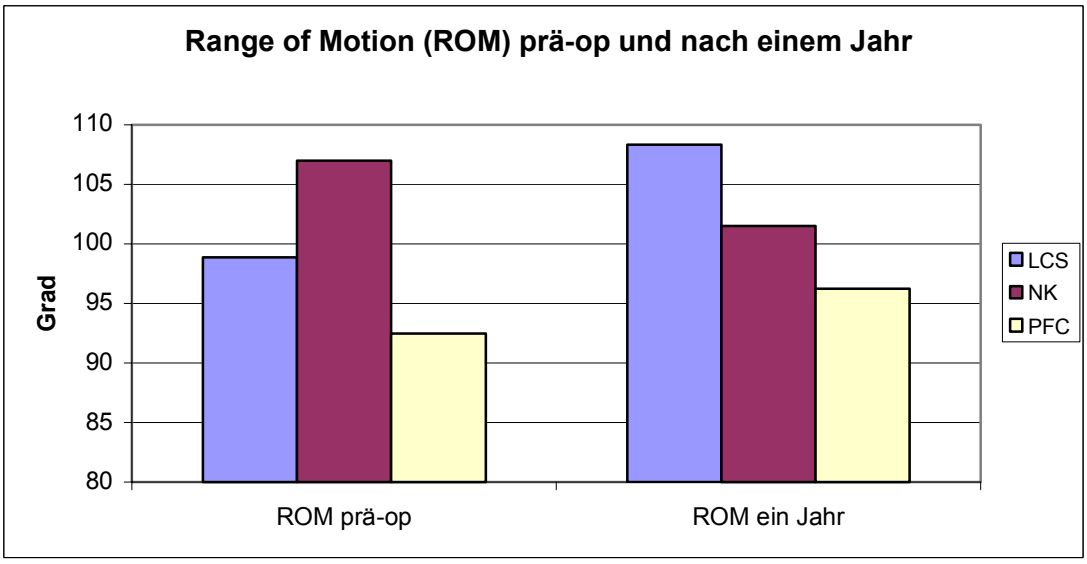

Voroperationen
PFC
NK
LCS
0
2
4
6
8
10
12
Umstellung Tibia
Umstellung Femur
Synovektomie
Arthroskopie mit Lavage
Arthroskopie + Meniskotomie
Diagnostische Arthroskopie
Keine

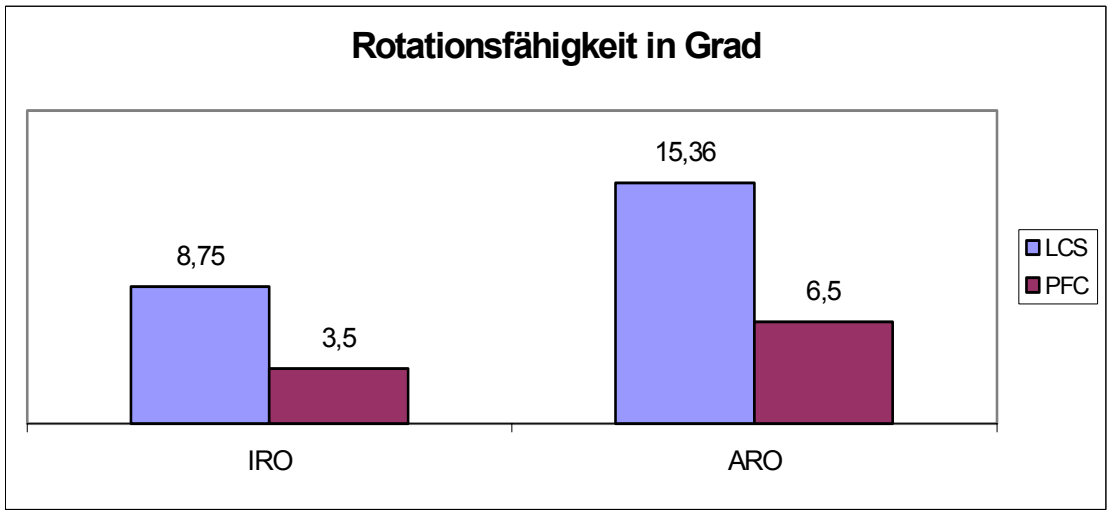

Dauer der Beschwerden in Jahren
13,29
14,2
12
LCS
NK
PFC


Gewichtverteilung in Prozent
100
90
80
70
60
50
40
30
20
10
0
LCS
NK
PFC
Normalgewicht
Übergewicht
Adipositas
schw. Adipositas


Gewichtverteilung
14
11
3
7
1
2
5
5
1
1
LCS
NK
PFC
Nomalgewicht
Übergewicht
Adipositas
schw. Adipositas


Analgetikagebrauch prä-op und nach einem Jahr
Anzahl
25
20
15
10
5
0
LCS prä-op
LCS 1 Jahr
NK prä-op
NK 1 Jahr
PFC prä-op
PFC 1 Jahr
keine
gelegentlich
1-3 x tgl.
> 3 x tgl.


Range of Motion (ROM) prä-op und nach einem Jahr
Grad
110
105
100
95
90
85
80
ROM prä-op
ROM ein Jahr
LCS
NK
PFC


Rotationsfähigkeit in Grad
8,75
3,5
15,36
6,5
IRO
ARO
LCS
PFC

## 14. Ergebnisse nach dem Knee-Society-Score

### 14.1 Kniescore

Ab der zweiten Woche unterschied sich der Kniescore deutlich in den einzelnen Gruppen. Die NK Prothese lag hier mit 64,5 Punkten an der Spitze, hauptsächlich bedingt durch den guten Schmerzscore und einem besseren Bewegungsscore. Es folgte die LCS Prothese mit 56,86 Punkten und die PFC Prothese mit 49,25 Punkten. Dieser Wert wurde hauptsächlich durch starke post-operative Schmerzen und einem größeren Extensionsdefizit hervorgerufen. Nach sechs Wochen zeigte die LCS Prothese mit 66,79 Punkten die besseren Werte. Dies lag vor allem an einem besseren Bewegungsscore und einem besseren Extensionsdefizitscore. Die Werte für die NK Prothese waren 64,9 Punkte und für die PFC Prothese 61,92 Punkte. Auch diese beiden Werte verringerten sich durch einen höheres Bewegungs- und Extensionsdefizit. Nach drei Monaten zeigte die LCS Prothese 73,93 Punkte und hatte in allen Kategorien die besseren Werte. Die PFC Prothese hatte 66,17 Punkte und die NK Prothese 69,8 Punkte. Die NK Prothese zeigte nur in der Schmerzkategorie einen besseren Wert. In allen anderen Kategorien zeigten sowohl die NK Prothese als auch die PFC Prothese schlechtere Werte. Nach sechs Monaten hatte die LCS Prothese 81,46 Punkte, die NK Prothese 74,6 Punkte und die PFC Prothese 67,42 Punkte. Auch hier lieferte die LCS Prothese bessere Werte in allen Kategorien und die beiden anderen Modelle durchgehend schlechtere Werte. Nach einem Jahr hatte die LCS Prothese 81,85 Punkte, die NK Prothese 79 Punkte und die PFC Prothese 65,5 Punkte. Die LCS Prothese lieferte die besseren Werte mit Ausnahme des Schmerzscores. Hier war die NK Prothese geringfügig (1,61 Punkte) besserer. Die schlechtesten Einzelwerte lieferte die PFC Prothese. Lediglich in der Kategorie Extensionsdefizit war sie geringfügig (1,42 Punkte) besser als die NK Prothese.

#### 14.1.1 Schmerzentwicklung

Im Verlauf zeigten sich für die Schmerzentwicklung wechselnde Ergebnisse der einzelnen Prothesentypen. Schon eine Woche post-operativ konnte eine Schmerzreduktion bei allen drei Prothesen erreicht werden. Hier hatte zunächst die PFC Prothese mit 32,08 Punkten den besseren Score, gefolgt von der NK Prothese mit 29 Punkten und der LCS Prothese mit 28,57 Punkten. In zweiten Woche war die NK Prothese mit 39,5 Punkten führend, gefolgt von der LCS Prothese mit 33,93 Punkten und der PFC Prothese mit 32,92 Punkten. Nach 6 Wochen zeigte die PFC Prothese 38,33 Punkte, die NK Prothese 38 Punkte und die LCS Prothese 37,14 Punkte. Nach drei Monaten zeigte die NK Prothese 41,5 Punkte, die LCS Prothese 40,54 Punkte und die PFC Prothese 37,92 Punkte. Nach sechs Monaten zeigte die LCS Prothese 44,46 Punkte, die NK Prothese 42,5 Punkte und die PFC Prothese 38,33 Punkte. Nach einem Jahr zeigte die NK Prothese 45,5 Punkte, die LCS Prothese 43,88 Punkte und PFC Prothese 34,58 Punkte. Im Verlauf lieferte die NK Prothese die besseren Werte, dicht gefolgt von der LCS Prothese. Die anfänglich guten Werte der PFC Prothese blieben hinter den Werten der anderen Prothesen zurück und verschlechterten sich schließlich nach einem Jahr.

### 14.1.2 Bewegungsumfang (ROM)

Beim Bewegungsumfang sanken nach der Operation zunächst alle Werte gegenüber dem prä-operativen Wert. Mit zunehmender Mobilisation stiegen die Werte ab der zweiten Woche deutlich wieder an. Hier zeigte zunächst die NK Prothese Werte von 18,2 Punkten, gefolgt von der LCS Prothese mit 16,04 Punkten und der PFC Prothese mit 14,67 Punkten. In der sechsten Woche zeigte die LCS Prothese 19,25 Punkte, die NK Prothese 19,1 Punkte und die PFC Prothese 17,25 Punkte. Nach drei Monaten zeigte die LCS Prothese 20,21 Punkte, die NK Prothese 20 Punkte und die PFC Prothese 18,67 Punkte. Nach sechs Monaten zeigte die LCS Prothese 21,39 Punkte, die NK Prothese 20,4 Punkte und PFC Prothese 18,83 Punkte. Nach einem Jahr zeigte die LCS Prothese 21,59 Punkte, die NK Prothese 20,3 Punkte und die PFC Prothese 19,42 Punkte.

Die LCS Prothese zeigte über den gesamten Nachuntersuchungszeitraum die besten Ergebnisse beim Bewegungsumfang gefolgt vom Natural Knee.

Die PFC Prothese hatte hier durchgehend die schlechtesten Werte.

Der durchschnittliche Bewegungsumfang (ROM) war von prä-operativ bis zur Nachuntersuchung nach einem Jahr für die LCS Prothese 98,89/108,33 Grad, die NK Prothese 107/101,5 Grad und die PFC Prothese 92,5/96,25 Grad.

Auch hier hatte die LCS Prothese den größten Bewegungsumfang. Sie konnte den prä-operativen Wert um 9,44 Grad verbessern. Die NK Prothese verschlechterte den prä-operativen Wert um -5,5 Grad. Die PFC Prothese verbesserte sich um 3,75 Grad, blieb beim Gesamtbewegungsumfang aber am weitesten hinter den anderen Prothesen zurück.

### 14.1.3 Flexionsdefizit (Minuspunktzahl)

Das Flexionsdefizit verringerte sich erst ab der sechsten Woche deutlich. Hier hatte die LCS Prothese das geringste Defizit mit 12,11 Punkten, die PFC Prothese mit 12,42 Punkten und die NK Prothese mit 12,7 Punkten. Nach drei Monaten zeigte die LCS Prothese 9,86 Punkte, die PFC Prothese 11,25 Punkte und die NK Prothese 11,7 Punkte. Nach sechs Monaten zeigte die LCS Prothese 7,96 Punkte, die NK Prothese 10,7 Punkte und die PFC Prothese 11,42 Punkte. Nach einem Jahr zeigte die LCS Prothese 6,96 Punkte, die NK Prothese 8,7 Punkte und die PFC Prothese 11,41 Punkte.

Auch hier zeigte die LCS Prothese durchgehend die besseren Werte, zunächst mit Abstand gefolgt von der PFC Prothese nach sechs Wochen und drei Monaten. Nach sechs Monaten wurde die LCS Prothese gefolgt von der NK Prothese und die PFC Prothese verbesserte ihre Werte kaum noch. Ihre Werte für das Flexionsdefizit waren nach einem Jahr fast doppelt so hoch wie bei der LCS Prothese.

### 14.1.4 Extensionsdefizit (Minuspunktzahl)

Das Extensionsdefizit verringerte sich bereits in der zweiten Woche deutlich. Die LCS Prothese hatte die besten Werte mit 3,57 Punkten, gefolgt von der NK Prothese mit 4,5 Punkten und mit Abstand die PFC Prothese mit 8,33 Punkten. In der sechsten Woche waren die Werte für die LCS Prothese 2,5 Punkte, für die NK Prothese unverändert 4,5 Punkte und die PFC Prothese 6,35 Punkte. Nach drei Monaten zeigte die LCS Prothese 1,96 Punkte, die PFC Prothese 4,17 Punkte und die NK Prothese 5 Punkte. Nach sechs Monaten zeigte die LCS Prothese 1,42 Punkte, die NK Prothese 3 Punkte und die PFC Prothese 3,33 Punkte. Nach einem Jahr zeigte die LCS Prothese 1,67 Punkte, die PFC Prothese 2,08 Punkte und die NK Prothese 3,5 Punkte.

Auch beim Extensionsdefizit lieferte die LCS Prothese die besten Werte. Zunächst folgte die NK Prothese, deren Werte sich jedoch im dritten Monat und nach einem Jahr verschlechterten. Die PFC Prothese hatte zu Beginn die größten Defizite, konnte jedoch ihre Werte ab dem dritten Monat wesentlich verbessern.
Mit dieser Betrachtung konnte gezeigt werden, dass die LCS Prothese in Bezug auf Bewegungsumfang, Flexions- und Extensionsdefizit die besseren Werte lieferte.

### 14.1.5 Stabilität

Die anterioposteriore Stabilität bewegte sich zwischen 0-4 mm und die mediolaterale Stabilität zwischen 0 und 5 Grad. Alle drei Prothesenmodelle gewährleisteten eine ausreichende Stabilität und erhielten die volle Punktzahl.

## 14.2 Funktionsscore

Der Funktionsscore veränderte sich ab der zweiten Woche deutlich. Die NK Prothese hatte 39 Punkte, die LCS Prothese 29,29 Punkte und die PFC Prothese 19,83 Punkte. Die besseren Werte der NK kamen durch eine weitere Gehstrecke und ein besseres Treppensteigen zustande. Nach sechs Wochen zeigte die NK Prothese 50,5 Punkte, die PFC Prothese 49,58 Punkte und die LCS Prothese 46,79 Punkte. Bei der NK Prothese ergaben sich bessere Werte für Treppensteigen und Gehhilfen. Die Gehstrecke bei der PFC Prothese war jedoch länger und wurde entsprechend höher bewertet. Die LCS Prothese zeigte gute Werte bei Treppensteigen und Gehhilfen, die Gehstrecke war jedoch geringer als bei der PFC Prothese und fast gleich mit der NK Prothese (0,64 Punkte). Nach drei Monaten hatte die LCS Prothese 65,89 Punkte, die NK Prothese 64,5 Punkte und die PFC Prothese 62,08 Punkte. Der höhere Wert bei der LCS Prothese lag überwiegend an den besseren Werten für die Gehhilfen. Der Wert bei der NK Prothese lag an den höheren Werten für die Gehstrecke. Die PFC Prothese hatte zwar bessere Werte bei den Gehhilfen und dem Treppensteigen als die NK Prothese und geringfügig bessere für das Treppensteigen als die LCS Prothese (0,59 Punkte), jedoch war die Bewertung der Gehstrecke geringer als bei den anderen beiden Prothesen. Nach sechs Monaten zeigte die LCS Prothese 73,39 Punkte, die NK Prothese 69 Punkte und die PFC Prothese 66,67 Punkte. Die besseren Werte für die LCS Prothese waren vor allem auf die reduzierte Benutzung von Gehhilfen, aber auch einer besseren Bewertung der Gehstrecke und des Treppensteigens zurückzuführen. Die beiden anderen Prothesenmodelle wurden in allen Kategorien schlechter bewertet als die LCS Prothese. Nach einem Jahr zeigte die LCS Prothese 76,85 Punkte, die NK Prothese 73 Punkte und die PFC Prothese 64,58 Punkte. Die LCS Prothese wurde bei Gehstrecke und Gehhilfen besser bewertet. Die NK Prothese hatte nur bei der Bewertung des Treppensteigens eine geringen Vorsprung (0,44 Punkte). Die PFC Prothese schnitt in allen Kategorien schlechter als die beiden anderen Modelle ab.

### 14.2.1 Gehstrecke

Bei der Gehstrecke zeigte die NK Prothese ab der ersten Woche bessere Werte mit 19 Punkten als die LCS Prothese mit 12,5 Punkten und die PFC Prothese mit 10 Punkten. In der zweiten Woche waren die Werte für die NK Prothese 29 Punkte, für die LCS Prothese 21,07 Punkte und die PFC Prothese 17,5 Punkte. Ab der sechsten Woche überstiegen die Werte aller drei Prothesen den prä-

operativen Ausgangswert. Hier zeigte die PFC Prothese bessere Werte mit 35 Punkten, die NK Prothese 31 Punkte und die LCS Prothese 30,36 Punkte. Ab dem dritten Monat zeigte wiederum die NK Prothese die besseren Werte mit 40 Punkten, gefolgt von der LCS Prothese mit 38,93 Punkten und der PFC Prothese mit 35,83 Punkten. Nach sechs Monaten lag die LCS Prothese mit 41,79 Punkten in Führung, gefolgt von der NK Prothese mit 39 Punkten und der PFC mit 38,33 Punkten. Nach einem Jahr zeigte die LCS Prothese 43,33 Punkte, die NK Prothese 40 Punkte und die PFC Prothese 38,33 Punkte. Die NK Prothese hatte am Anfang eindeutig die besseren Werte. Im Langzeitverlauf zeigte die LCS Prothese jedoch ab dem sechsten Monat die besseren Werte.

### 14.2.2 Treppensteigen

Das Treppensteigen wurde ab der zweiten Woche begonnen und zeigte zu diesem Zeitpunkt unterschiedliche Werte in den drei Gruppen. Für die NK Prothese zeigten sich 30 Punkte, für die LCS Prothese 27,14 Punkte und für die NK Prothese 19,17 Punkte. Ab der sechsten Woche überstiegen die Werte den prä-operativen Ausgangsscore bei allen drei Prothesen. Die NK Prothese zeigte 32 Punkte, die LCS Prothese 31,07 Punkte und die PFC Prothese 30,83 Punkte. Nach drei Monaten zeigte die PFC Prothese 34,17 Punkte, die LCS Prothese 33,57 Punkte und die NK Prothese 32,5 Punkte. Nach sechs Monaten zeigte die LCS Prothese 35,36 Punkte, die NK Prothese 34,5 Punkte und die PFC Prothese 33,33 Punkte. Nach einem Jahr zeigte die NK Prothese 36 Punkte, die LCS Prothese 35,6 Punkte und die PFC Prothese 32,5 Punkte.

Die NK Prothese zeigte am Anfang die besseren Ergebnisse. Nach drei Monaten zeigte die PFC Prothese jedoch bessere Werte. Nach sechs Monaten hatte die LCS Prothese die besseren Werte und die Werte für die PFC Prothese verschlechterten sich. Auch nach einem Jahr hatten sich die Werte für die PFC Prothese weiter verschlechtert. Die NK Prothese lieferte schließlich das beste Abschlußergebnis, dicht gefolgt von der LCS Prothese mit einem Abstand von lediglich 0,4 Punkten.

### 14.2.3 Gehhilfen (Minuspunktzahl)

Die Gehhilfen wurden bis nach der Rehabilitation benutzt. Deutliche Scoreunterschiede ergaben sich erst nach sechs Wochen. Die geringsten und damit besseren Werte zeigte die NK Prothese mit 12,5 Punkten, die LCS Prothese mit 14,64 Punkten und die PFC Prothese mit 17,08 Punkten. Nach drei Monaten lagen die Werte der LCS Prothese bei 6,61 Punkten, der PFC Prothese bei 7,91 Punkten und der NK Prothese bei 8 Punkten. Nach sechs Monaten unterschritten erstmals alle Werte den prä-operativen Ausgangsscore. Die LCS Prothese zeigte 3,75 Punkte, die NK Prothese 4,5 Punkte und PFC Prothese 5,83 Punkte. Nach einem Jahr zeigte die LCS Prothese 2,04 Punkte, die NK Prothese 3 Punkte und die PFC Prothese 7,08 Punkte. Die NK Prothese hatte zunächst den besten Anfangswert. Nach drei Monaten hatte die LCS Prothese durchgehend die besseren Werte bis zum Ende des Nachuntersuchungszeitraumes.

### 14.2.4 Beinachse

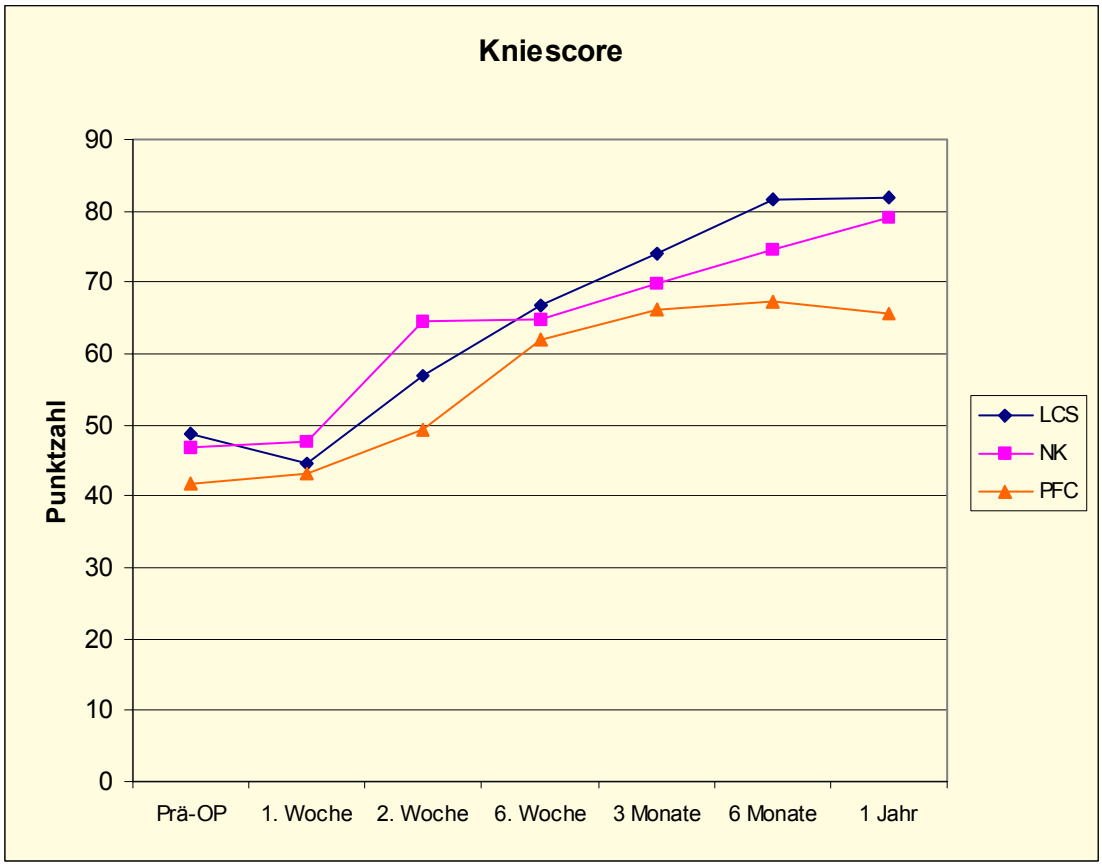
Die tibiofemorale Beinachse bewegte sich bei allen drei Prothesenmodellen zwischen 5 - 10 Grad und führte nicht zu Abzügen. Das Alignment war regelrecht und bewegte sich innerhalb der Toleranzgrenzen. Alle drei Prothesenmodelle sorgten für einen regelrechten Ausgleich der pathologischen Achsenabweichungen.

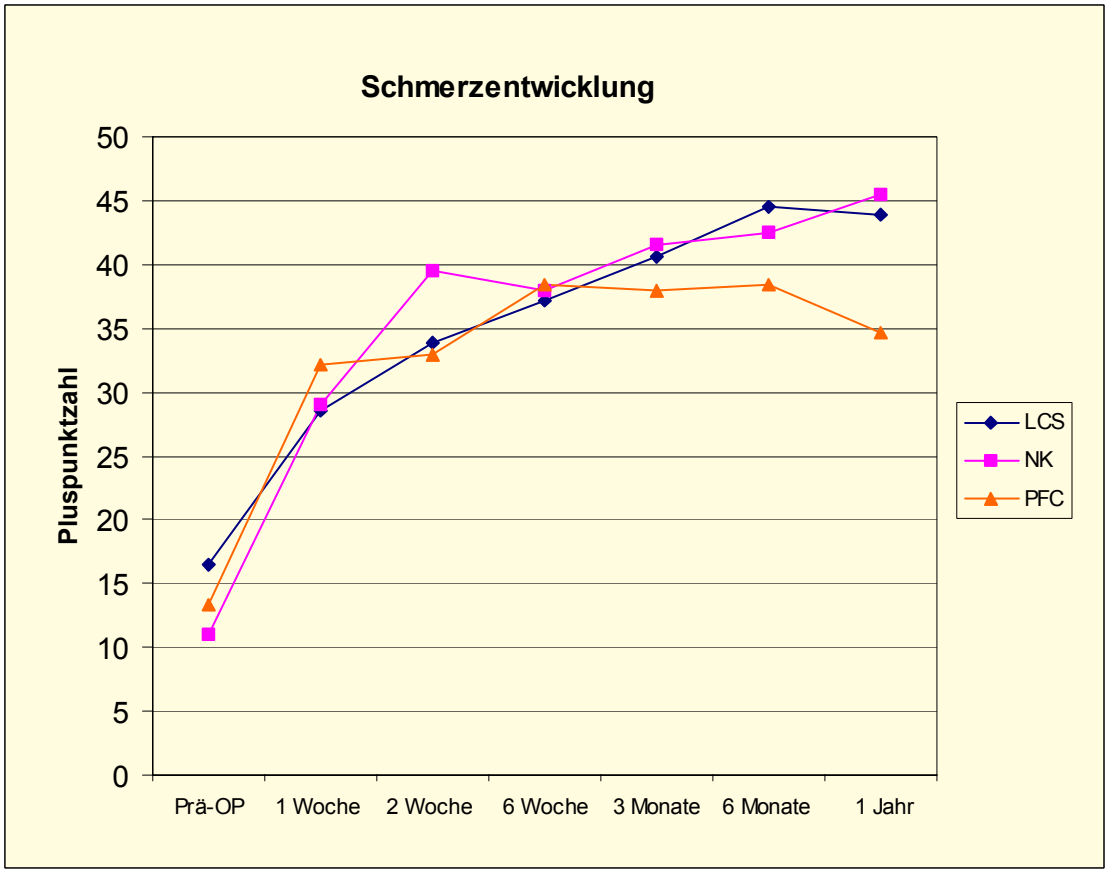
## 14.3 Gesamtscore

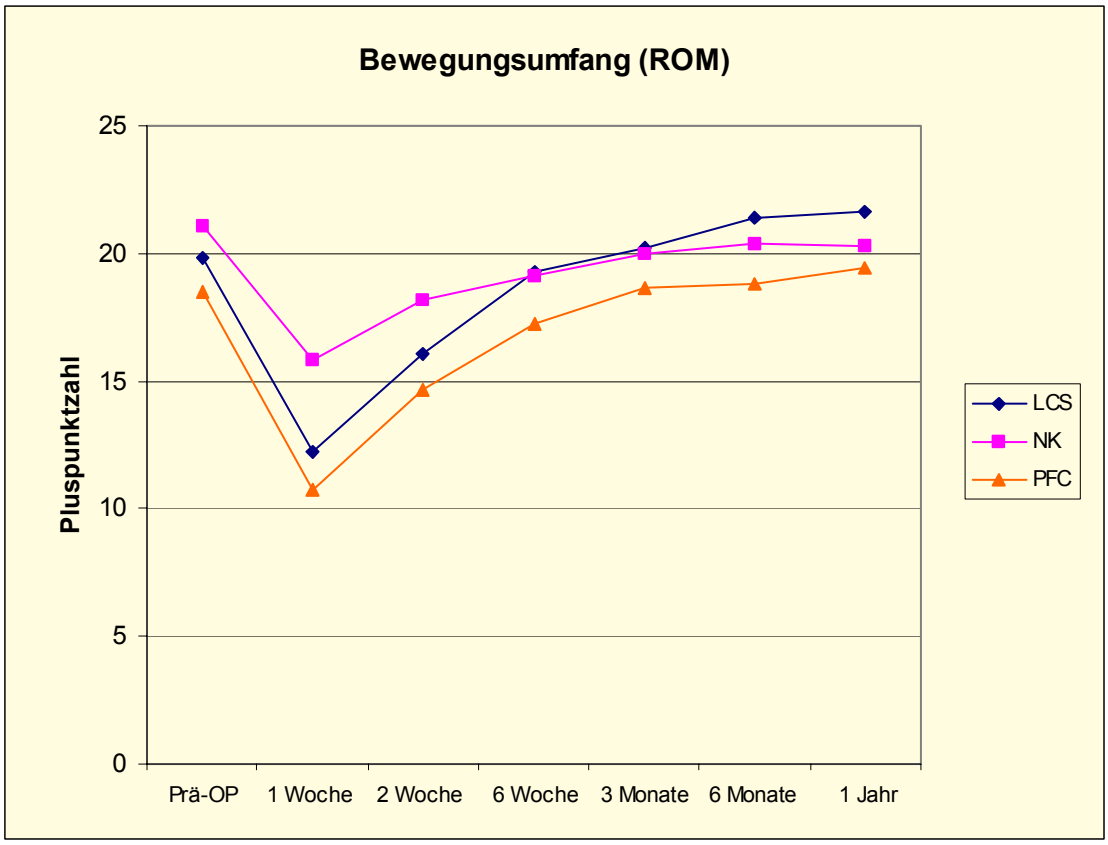
Der Gesamtscore veränderte sich ab der zweiten Woche deutlich. Die NK Prothese zeigte 103,5 Punkte, die LCS Prothese 86,14 Punkte und die PFC Prothese 69,42 Punkte. Das gute Ergebnis der NK Prothese kam durch einen guten Knie- und Funktionsscore zustande. Wesentlich war eine bessere Schmerzreduktion und ein größeres Bewegungsausmaß, sowie eine längere Gehstrecke und ein besseres Treppensteigen. Nach sechs Wochen zeigte die LCS Prothese 113,57 Punkte, die NK Prothese 113,4 Punkte und die PFC Prothese 111,5 Punkte. Zu diesem Zeitpunkt zeigten alle drei Prothesenmodelle eine ähnlich gute Bewertung und überschritten erstmalig den prä-operativen Ausgangswert. Die NK zeigte ein höheres Extensionsdefizit und wurde abgewertet. Demgegenüber waren die Werte für den Funktionsscore besser als bei den beiden anderen Prothesen. Die LCS Prothese zeigte das geringste Extensionsdefizit und annähernd gleiche Werte wie die NK Prothese. Die PFC Prothese zeigte einen geringfügig besseren Schmerzscore, ihre Bewertung des Bewegungsausmaßes und des Extensionsdefizits waren jedoch schlecht. Sie hatte den besten Wert in der Gehstrecke. Nach drei Monaten zeigte die LCS Prothese 139,82 Punkte, die NK Prothese 133,3 Punkte und die PFC Prothese 128,25 Punkte. Das gute Ergebnis der LCS Prothese gründete vor allem auf dem geringen Flexions- und Extensionsdefizit und einem kürzeren Gebrauch von Gehhilfen. Die NK Prothese hatte den besten Schmerzscore, aber die höchsten Werte für den Gebrauch von Gehhilfen, dem Flexions- und Extensionsdefizit. Nach sechs Monaten zeigte die LCS Prothese 154,32 Punkte, die NK Prothese143,6 Punkte und PFC Prothese 134,08 Punkte. Die LCS Prothese zeigte in allen Kategorien die besten Scores und die PFC Prothese die schlechtesten. Die NK Prothese hatte immer noch schlechtere Werte für ein Flexions- und Extensionsdefizit. Nach einem Jahr zeigte die LCS Prothese 158,7 Punkte, die NK Prothese 152 Punkte und die PFC Prothese 130,08 Punkte. Die LCS Prothese hatte in fast allen Kategorien die besten Scores. Lediglich beim Schmerzscore und beim Treppensteigen war die NK Prothese geringfügig besser (1,61/0,44 Punkte). Die NK Prothese behielt weiterhin die schlechteren Werte für eine geringere Gehstrecke und ein Flexions- und Extensionsdefizit.

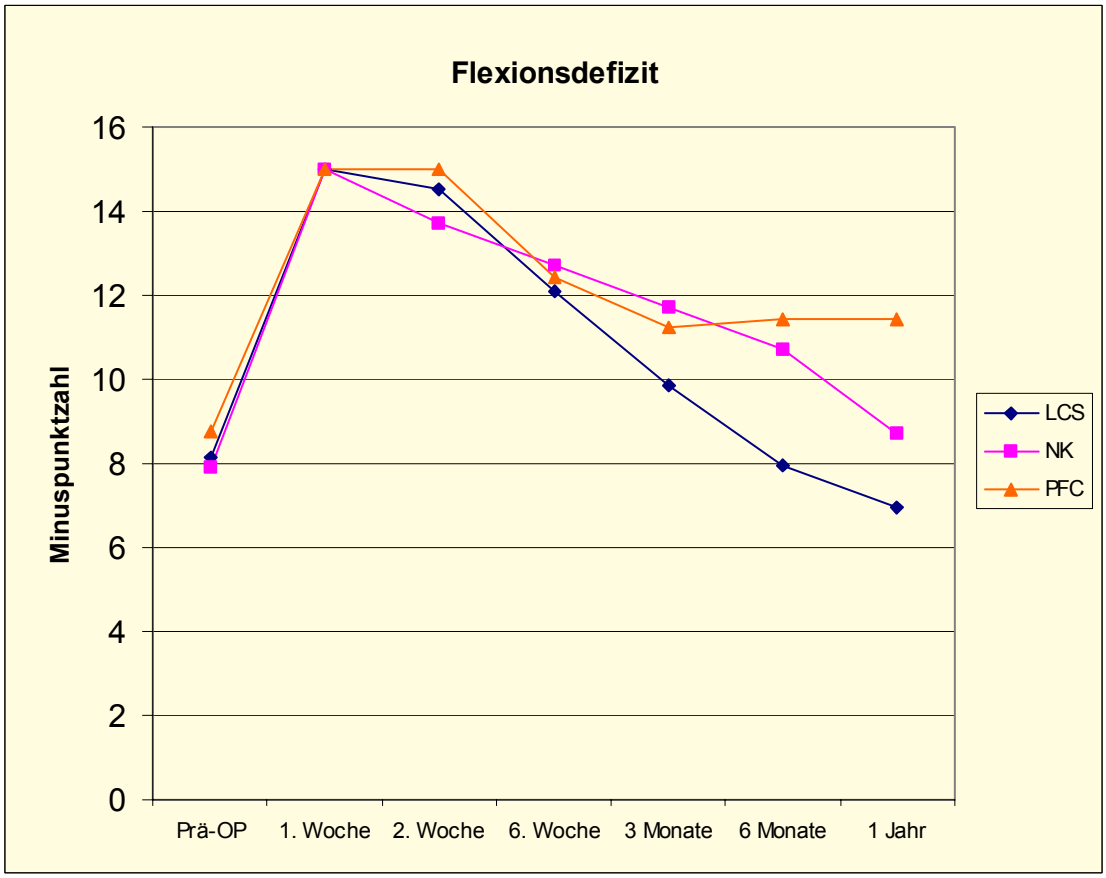
# 15. Radiologische Kontrollen

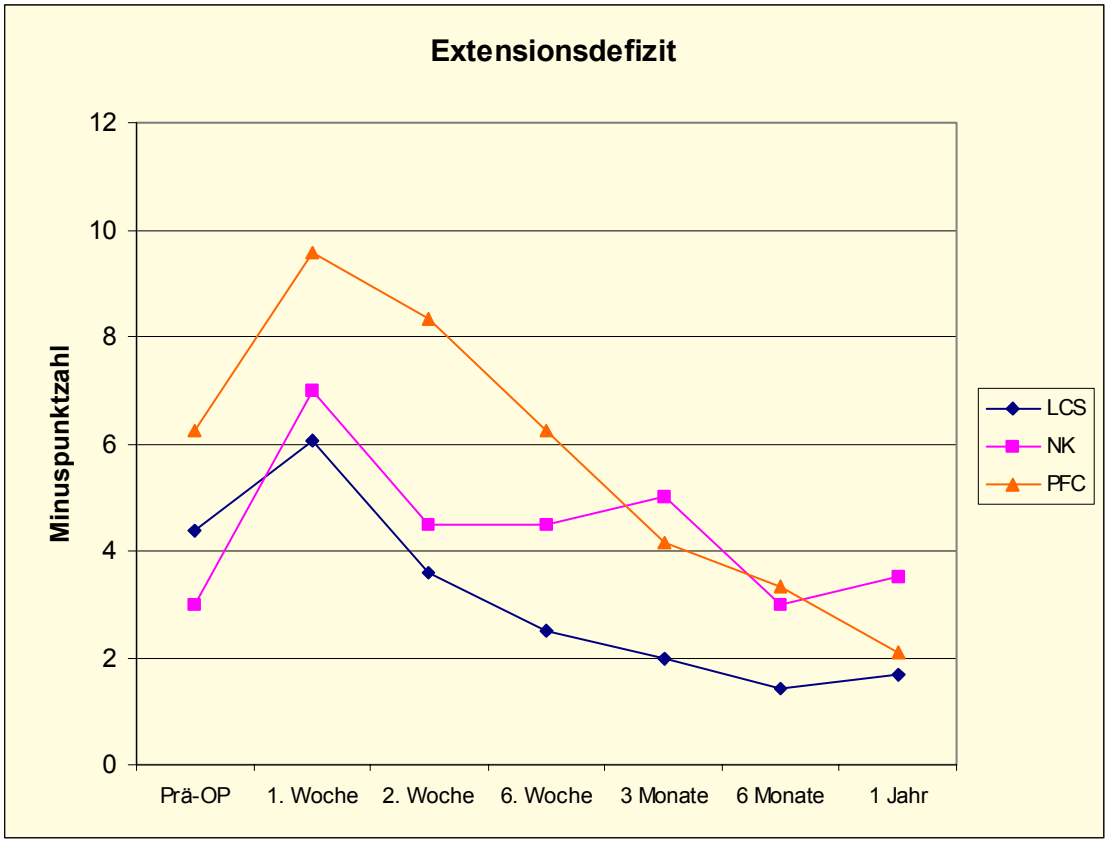
Prä-operativ wurden Röntgenaufnahmen zur Diagnostik und Bestimmung der Prothesengrößen angefertigt. Post-operativ wurden Röntgenkontrollaufnahmen zur Beurteilung des Prothesensitzes angefertigt. Nach drei Monaten wurden Kontrollaufnahmen angefertigt und mit den post-operativ angefertigten Röntgenaufnahmen verglichen, um das Einwachsen der Prothese, sowie eventuelle Zeichen einer Lockerung oder Migration zu finden. Auf den beurteilbaren Aufnahmen konnten für alle drei Gruppen keine Anzeichen für eine Lockerung oder Migration festgestellt werden. Auch die beiden Lockerungen in der Gruppe LCS konnten röntgenologisch nicht gesichert werden. Bei einem Patienten fand sich ein Knochendefekt unter dem Tibiaplateau, der jedoch im Nachuntersuchungszeitraum weder Beschwerden noch eine Lockerung verursachte. Bei den weiteren Patienten der LCS Gruppe und bei den anderen Patienten konnten keine Lockerungszeichen und keine Migration festgestellt werden.

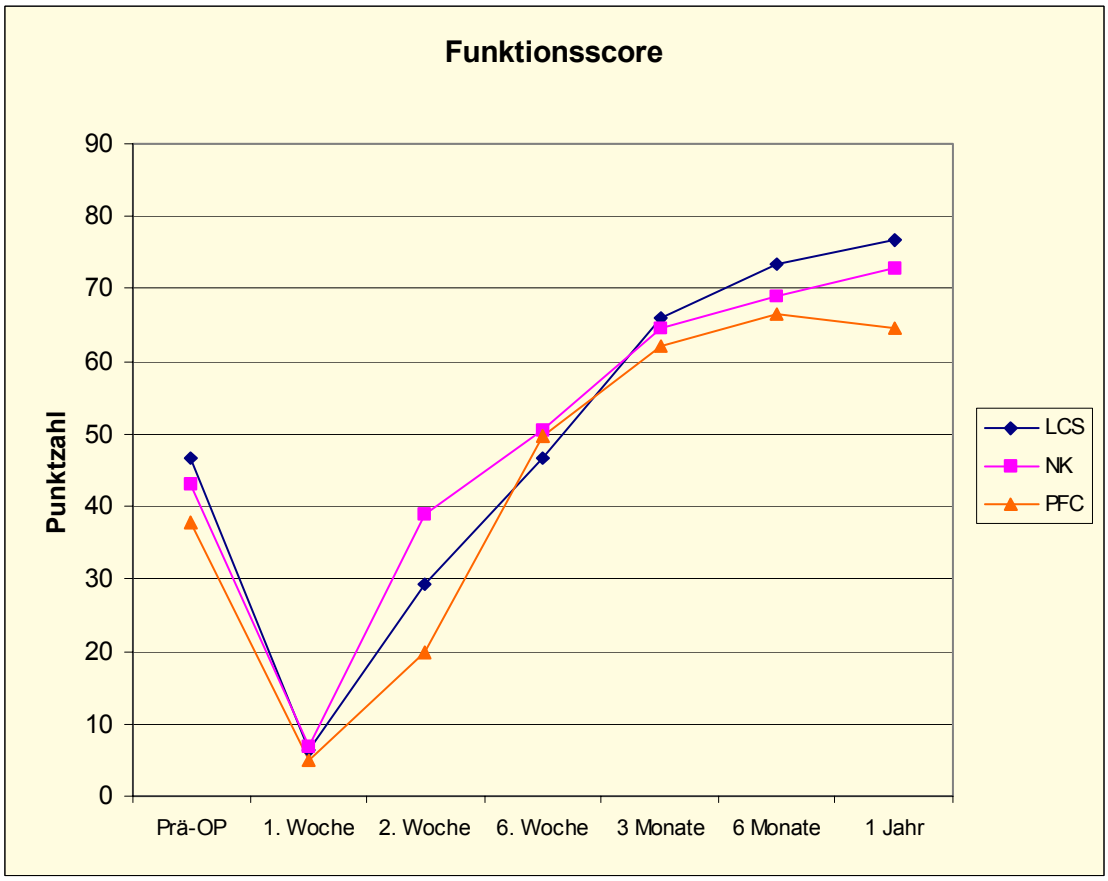

Kniescore
Punktzahl
90
80
70
60
50
40
30
20
10
0
Prä-OP
1. Woche
2. Woche
6. Woche
3 Monate
6 Monate
1 Jahr
LCS
NK
PFC

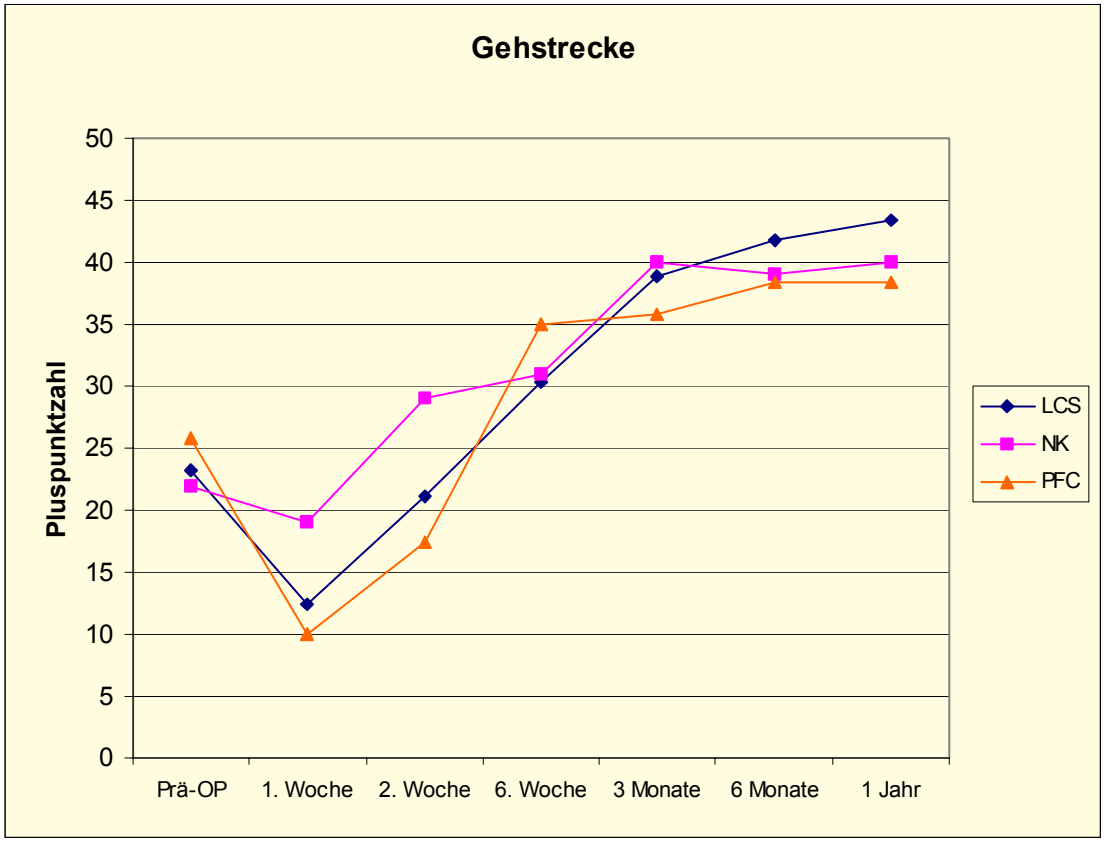

Schmerzentwicklung
Pluspunktzahl
50
45
40
35
30
25
20
15
10
5
0
Prä-OP
1 Woche
2 Woche
6 Woche
3 Monate
6 Monate
1 Jahr
LCS
NK
PFC

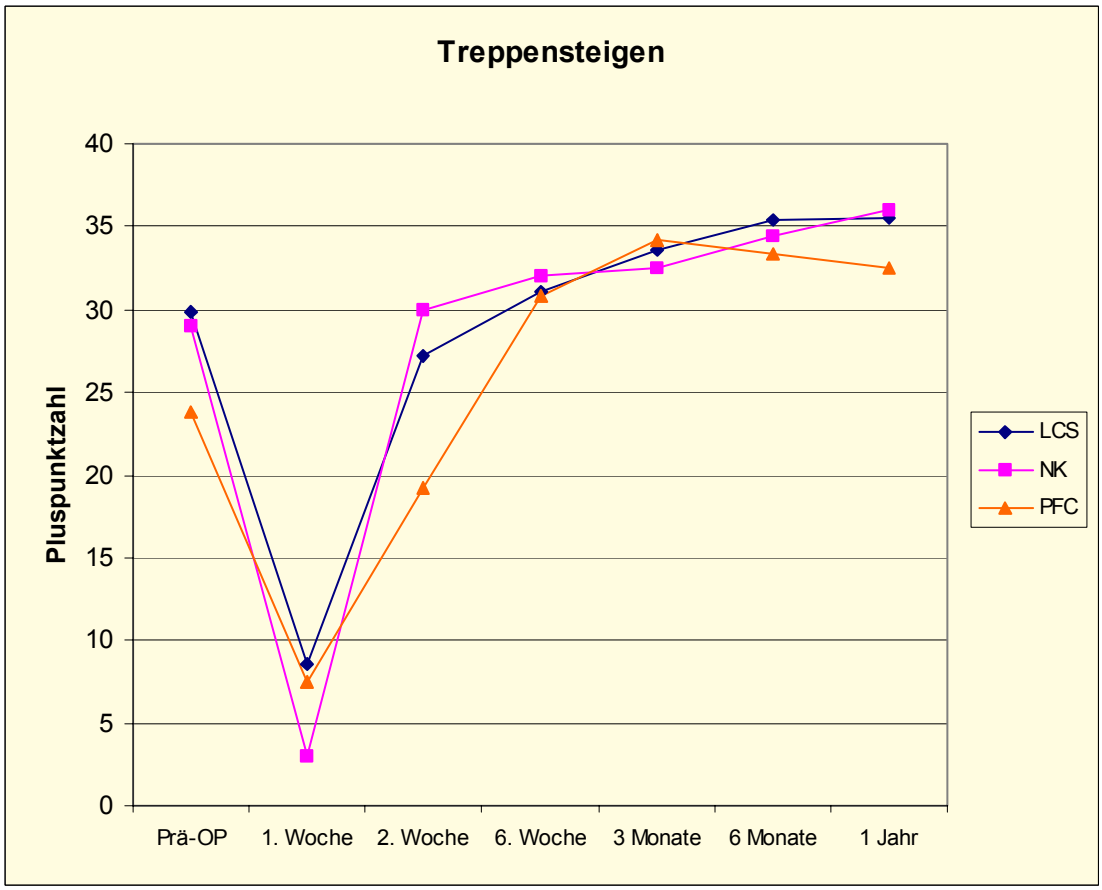

Bewegungsumfang (ROM)
Pluspunktzahl
25
20
15
10
5
0
Prä-OP
1 Woche
2 Woche
6 Woche
3 Monate
6 Monate
1 Jahr
LCS
NK
PFC

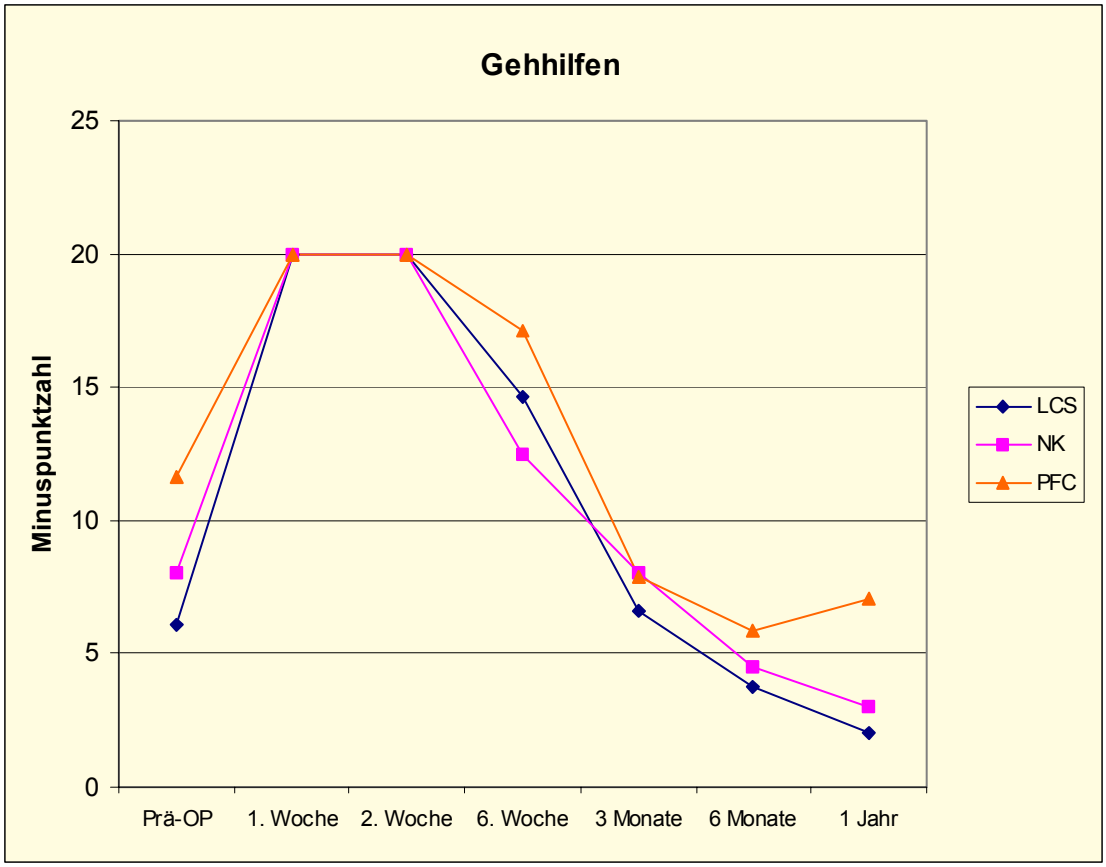

Flexionsdefizit
Minuspunktzahl
16
14
12
10
8
6
4
2
0
Prä-OP
1. Woche
2. Woche
6. Woche
3 Monate
6 Monate
1 Jahr
LCS
NK
PFC

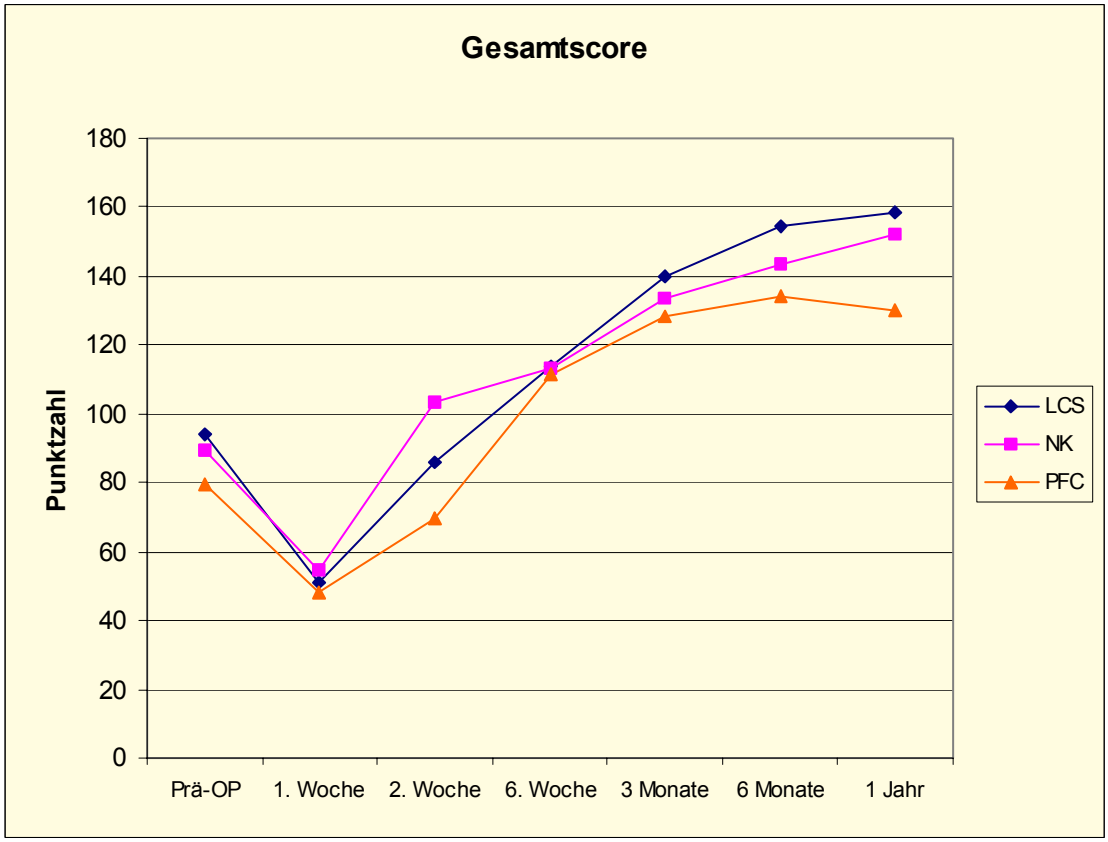

Extensionsdefizit
Minuspunktzahl
12
10
8
6
4
2
0
Prä-OP
1. Woche
2. Woche
6. Woche
3 Monate
6 Monate
1 Jahr
LCS
NK
PFC


Funktionsscore
Punktzahl
90
80
70
60
50
40
30
20
10
0
Prä-OP
1. Woche
2. Woche
6. Woche
3 Monate
6 Monate
1 Jahr
LCS
NK
PFC


Gehstrecke
Pluspunktzahl
50
45
40
35
30
25
20
15
10
5
0
Prä-OP
1. Woche
2. Woche
6. Woche
3 Monate
6 Monate
1 Jahr
LCS
NK
PFC


Treppensteigen
Pluspunktzahl
40
35
30
25
20
15
10
5
0
Prä-OP
1. Woche
2. Woche
6. Woche
3 Monate
6 Monate
1 Jahr
LCS
NK
PFC


Gehhilfen
Minuspunktzahl
25
20
15
10
5
0
Prä-OP
1. Woche
2. Woche
6. Woche
3 Monate
6 Monate
1 Jahr
LCS
NK
PFC


Gesamtscore
Punktzahl
180
160
140
120
100
80
60
40
20
0
Prä-OP
1. Woche
2. Woche
6. Woche
3 Monate
6 Monate
1 Jahr
LCS
NK
PFC

## *D. Diskussion*

### 1. Bezug zur Fragestellung und Empfehlung

Ziel in der Fragestellung war es, aus drei Knieendoprothesensystemen die Prothese herauszufinden, die dem Patienten den größten Benefit bietet und Eigenschaften wie gute Funktion, schnelle Fortschritte in der Rehabilitation, Haltbarkeit und eine einfache Operationstechnik miteinander vereint. Die NK Prothese zeigte ab der zweiten Woche insgesamt bessere Ergebnisse als die LCS Prothese und die PFC Prothese zeigte die schlechtesten Werte. In der sechsten Woche näherten sich die Werte der drei Prothese an, um dann im Laufe des Nachuntersuchungszeitraumes wieder verschiedene Werte zu liefern. Für die Zeit von sechs Wochen bis nach Abschluß der Rehabilitation konnten sowohl die NK Prothese als auch die LCS Prothese ein gutes fortschreitendes Ergebnis liefern. Die LCS Prothese hatte jedoch danach immer einen Score-Vorsprung gegenüber der NK Prothese und konnte stabile, fortschreitende Ergebnisse während des einjährigen Nachuntersuchungszeitraumes bieten. Die PFC Prothese mit fixiertem PE-Inlay verzeichnete zunächst einen langsamen Anstieg ihres Scores, zeigte jedoch ab dem dritten Monat einen immer geringeren Anstieg ihrer Punktwerte und verschlechterte zwischen dem sechsten und zwölften Monat ihr Ergebnis. Beim Jahresabschuß zeigte sie die schlechtesten Ergebnisse.

Die Verwendung der LCS Prothese mit ihrem beweglichen Plateau zeigte eindeutige Vorteile in der Frühphase der Rehabilitation, im Jahresergebnis und auch in der Prognose in Bezug auf ein stabiles Langzeitergebnis. Die NK Prothese mit ihrem fixierten Inlay auf einem anatomisch geformten Tibiaplateau lieferte in der zweiten Woche sehr gute Score-Werte, konnte aber ihre anfänglich gute Position nicht halten. Im weiteren Verlauf bot sie einen geringeren Bewegungsumfang, eine geringere Gehstrecke und ein höheres Flexions- und Extensionsdefizit als die LCS Prothese. Im Jahresergebnis zeigte sie zwar etwas bessere Werte bezüglich des Schmerzscores, in allen anderen Kategorien schloß sie jedoch schlechter ab als die LCS Prothese.

### 2. Beurteilung des Studiendesign

Trotz das randomisierte Studiendesign kam es einer ungleichen Verteilung der Gruppen. Um die statistische Signifikanz zu überprüfen, wurden jeweils elf Patienten der Gruppen LCS und PFC ausgewertet, als deren Nachuntersuchung komplett abgeschlossen war. Es zeigte sich ein Gesamtscore für LCS/PFC nach sechs Wochen von 113,45/109 Punkten (+4,45 Punkte)($p<0,05$), nach drei Monaten von 149,64/126,6 Punkten (+23,04 Punkte)($p<0,05$), nach sechs Monaten von 165,27/139,36 Punkten (+25,91 Punkte)($p<0,05$) und nach einem Jahr von 182,86/145,17 Punkten (+37,69 Punkte)($p<0,05$). Die Altersverteilung bei diesem Vergleich zeigte bei dem LCS System durchschnittlich 79 Jahre (55-91 Jahre). Beim PFC System war das Durchschnittsalter 72,55 Jahre (53-89 Jahre). Auch bei diesem Zwischenergebnis zeigte die LCS Prothese eindeutig bessere Ergebnisse als die PFC Prothese. Durch Vergleich dieses Zwischenergebnisses konnte gezeigt werden, dass die guten Ergebnisse des LCS Systems nicht auf der höheren Patientenzahl in der LCS Gruppe basieren. Die abschließend ermittelte Altersverteilung in den Gruppen lag zwischen 70 und 73,9 Jahren (LCS=73,1 Jahre, NK=70 Jahre, PFC=73,9 Jahre). Das Operationsteam wurde auf vier erfahrene Operateure eingegrenzt, um einen Einfluß durch wechselnde Teams gering zu halten.

Durch die Auswahl des Bewertungsscores der Knee-Society ließen sich die Ergebnisse der unterschiedlichen Prothesensysteme gut voneinander abgrenzen. Durch die Anwendung des röntgenologischen Scores der Knee-Society konnten wir das Operationsergebnis und die weitere Entwicklung gut beurteilen.

König et al. kam zu dem Ergebnis, dass die Anwendung dieses Scores verläßliche Ergebnisse liefert. Sie beurteilten 333 PFC Systeme in regelmäßigen Abständen und fanden, dass Randsäume und die röntgenologischen Scores nicht mit der klinischen Symptomatik korrelierten. Sie wiesen darauf hin, dass die richtige und immer gleiche Positionierung bei Aufnahme der Röntgenbilder überaus wichtig ist, um vergleichbare Ergebnisse zu erhalten [66]. Die Einhaltung von Röntgenstandards sollte eine zuverlässige Beurteilung verschiedener Aufnahmen des selben Patienten, Aufnahmen anderer Patienten, Aufnahmen verschiedener Krankenhäuser und Röntgeninstitute, sowie verschiedener Implantationssysteme ermöglichen.

Die Wichtigkeit der richtigen Positionierung und des Röntgenwinkels konnte in einer abgetrennten Untersuchung nachgewiesen werden. Die unterschiedliche Qualität der Röntgenaufnahmen machte es in einigen Fällen schwierig die Aufnahmen zu beurteilen und mit den prä-operativen Aufnahmen zu vergleichen. Anhand eines künstlichen Knieendoprothesen-Knochenmodells wurden 100 Röntgenaufnahmen durchgeführt. Jeweils 50 Aufnahmen mit einem dorsalen Abfall von 3 Grad und von 7 Grad und Aufnahme in Rotationsstellung zwischen -40 bis 50 Grad, sowie einer Flexion zwischen 0 bis 40 Grad, jeweils aufsteigend um 10 Grad. Es konnte eine Korrelation zur Rotation des Kniegelenks mit Werten zwischen 7 und 11 Grad Abweichung bei maximaler Innenrotation und Außenrotation gezeigt werden. Es ergab sich keine wesentliche Ergebnisänderung in Abhängigkeit von der Flexion oder dem dorsalen Abfall. Typische Fehler bei einer Röntgenaufnahme sind eine Falschpositionierung des Knies, falscher Abstand, falsche Filmempfindlichkeit, unterschiedliche Aufnahmetechniken in Abhängigkeit vom durchführenden Röntgenpersonal, aber auch eine mangelnde Compliance des Patienten. Somit sind eine korrekte Positionierung des Kniegelenks, des Röntgenrasters und wirklichkeitsgetreue anteroposteriore und laterale Aufnahmen unbedingt erforderlich. Sie liefern eine bessere post-operative Berurteilbarkeit, eine bessere Vergleichsmöglichkeit mit früheren Aufnahmen und sind bei der Auswertung von post-operativen Röntgenaufnahmen von gutachterlicher Bedeutung.

Thomason-HC-3$^{rd}$ et al. bevorzugte fluoroskopische Aufnahmen im Gegensatz zu nativen Röntgenaufnahmen. In der Beurteilung von 35 zementierten PFC Prothesen unter Anwendung des Knee-Society-Röntgen-Scores fanden sie in den nativen Aufnahmen nur 12 Randsäume in 9 Knien, in den fluoroskopischen Aufnahmen jedoch 25 Randsäume in 13 Knien [119].

## 3. Literaturvergleich

In der gegenwärtigen Literatur finden sich nur vereinzelt Daten in Bezug auf die prospektiv-vergleichende Erfassung von klinisch-radiologischen Parametern verschiedener Knieendoprothesensysteme. Auch die Verwendung professioneller Literaturrecherschesysteme von Bayer Orthonet, Novartis und PubMed fanden keine geeigneten Studien zum Vergleich. In Langzeitstudien, die die Haltbarkeit des Implantates, Revisionen und Komplikationen erfassen, zeigen alle drei Prothesensysteme annähernd gleich gute Ergebnisse [64]. Im folgenden sind exemplarisch

einige Studien aufgeführt, die jedoch aufgrund ihrer länger angelegten Dauer und der Verwendung anderer Scoresysteme nur bedingt vergleichbar sind.

Dhillon et al. untersuchten zwischen 1986 und 1992 frühe post-operative Ergebnisse von 100 Knieendoprothesenoperationen unter Verwendung des Knee-Society-Scores. Die Autoren trafen weder eine Unterscheidung zwischen verschiedenen Prothesenmodellen, noch grenzten sie das Patientenspektrum ausschließlich auf Gonarthrose ein. Ihnen ging es darum, die Veränderung des prä-operativen Scores, die Komplikationsraten und den Vorteil einer endoprothetischen Versorgung festzustellen. Postoperativ hatten 78 % einen ausgezeichneten Score und 22 % einen schlechteren Score. Der Funktionsscore blieb in 50 % der Fälle schlecht [26]. In der vorliegenden Studie zeigte das LCS System nach einem Jahr beim Kniescore 81,85 Punkte (62-100 Punkte) und beim Funktionsscore 76,85 Punkte (55-100 Punkte). Das NK System zeigte beim Kniescore 79 Punkte (59 - 92 Punkte) und beim Funktionsscore 73 Punkte (40-100 Punkte). Das PFC System zeigte beim Kniescore 65,5 Punkte (10-80 Punkte) und beim Funktionsscore 64,58 Punkte (0-100 Punkte). Betrachtet man die Gruppen anhand ihres Prozentranges ergeben sich für die einzelnen Prothesensysteme unterschiedliche Werte. Einen ausgezeichneten Score (Grenze 70 Punkte) hatten in der Gruppe LCS bei beiden Scores 74 % der Patienten. In der Gruppe NK beim Kniescore 70 % der Patienten und beim Funktionsscore 60 % der Patienten. In der Gruppe PFC bei beiden Scores 50 % der Patienten. Eine Beurteilung von Studienergebnissen ohne eine differenzierte Betrachtung der verwendeten Prothesensysteme ist demnach nicht aussagekräftig.

## 3.1 LCS

Huang et al. untersuchten 122 LCS Prothesen in einem zwei- bis fünfjährigen Jahreszeitraumes unter Verwendung des Hospital-for-Special-Surgery-Scoring-Systems (HSS). Der prä-operative Score betrug 42 Punkte, der post-operative betrug 85 Punkte. 71,3 % der Prothesen wurden mit ausgezeichnet, 18,9 % mit gut, 6,6 % mit ausreichend und 3,2 % mit schlecht bewertet. Die ersten beiden Kategorien zusammengefaßt zeigten 90,2 % der Prothesen ein gutes bis ausgezeichnetes Ergebnis. Die Beweglichkeit betrug durchschnittlich 112,5 Grad (65-130 Grad). In sieben Fällen traten (5,73 %) Komplikationen auf. Zwei mit oberflächlichen und zwei mit tiefen Wundinfektionen, zwei Dislokationen der beweglichen Meniski und eine gelockerte Patella. Insgesamt wurde das Ziel der Schmerzfreiheit und Wiederherstellung der Kniefunktion mit guten Ergebnissen erreicht [53]. In der vorliegenden Studie konnte der Kniescore gegenüber dem prä-operativen Score um 67,76 % gesteigert werden (von 48,79 Punkten auf 81,85 Punkte) und der Funktionsscore um 64,88 % (von 46,61 Punkten auf 76,85 Punkte). Einen ausgezeichneten Score (über 70 Punkte) hatten in der Gruppe LCS bei beiden Scores 74 % der Patienten. Die Patienten erreichten einen durchschnittlichen Bewegungsumfang (ROM) von 108,33 Grad. Es wurden drei Revisionen mit einem Inlaywechsel mit Patellaersatz, einer Zementerneuerung und einem kompletten Implantatwechsel vorgenommen. Die vorliegenden Studie zeigte wie bei Huang et al. ein ausgezeichnetes Ergebnis bei über 70 % der Patienten, eine gute Beweglichkeit und eine deutliche Schmerzreduktion.

Davenport et al. untersuchten in einer Multicenterstudie 409 zementierte und 554 unzementierte LCS Prothesen über sechs Jahre. Das Durchschnittsalter lag bei 68 Jahren (21-90 Jahre) in der zementierten Gruppe und bei 70,3 Jahren (35-91 Jahre) in der unzementierten Gruppe. Er verwendete das New-Jersey-Orthopedic-Hospital-Knee-Scoring-System. Nach einem Jahr wurden die Ergebnisse beider Patientengruppen mit gut oder exzellent bewertet. Der durchschnittliche Score für die zementierten Prothesen betrug 91,8 Punkte und für die unzementierten Prothesen 93,1 Punkte. Der Bewegungsumfang lag in der unzementierten Gruppe um 12,1 Grad höher bei 117,9 Grad als in der zementierten Gruppe mit 105,8 Grad. Die Überlebensrate lag bei den zementierten Prothese bei 78,8 % und bei den unzementierten Prothesen bei 96 %. Es ergab sich für die zementierten Prothesen eine höhere Lockerungsrate [24]. In der vorliegenden Studie lag das Durchschnittsalter höher bei 73,1 Jahren. Der Bewegungsumfang betrug 108,33 Grad. Das Ergebnis nach einem Jahr wurde bei 74 % der Patienten als ausgezeichnet bewertet. In der vorliegende Studie zeigte sich ein höheres Durchschnittsalter, einem größeren Bewegungsumfang für die zementierte Gruppe, sowie ausgezeichnete Score-Werte für die überwiegende Mehrzahl der Patienten.

Keblish et al. untersuchten 275 LCS Systeme prospektiv über einen Zeitraum von zwei bis acht Jahren unter Verwendung des NJOH-Scoring-Systems. In 95,6 % der Fälle wurden gute bis ausgezeichnete Ergebnisse erreicht. Das Durchschnittsalter lag bei 69 Jahren. In 62 % der Fälle erfolgte eine Fixierung ohne Zement. In 48 % der Fälle wurde die Patella ersetzt. Die Punktzahl stieg von 53 Punkten auf 88,1 Punkte an. Der mittlere Bewegungsbereich (ROM) betrug 114 Grad. In der zementierten Patientengruppe gab es zwei Patellafrakturen, fünf tibiale Senkungen/Lockerungen und eine Femurfraktur. In der zementfreien Gruppe gab es keine Komplikationen. Es gab keine tiefen Infektionen [62]. In der vorliegenden Studie hatten die Patienten ein höheres Durchschnittsalter (73,1 Jahre) und einem geringeren Bewegungsumfang (108,33 Grad). Bei drei Revisionen wurde ein Inlaywechsel mit Patellaersatz, eine Neuzementierung und ein Prothesenaustausch durchgeführt. Es gab keine tiefen Infektionen.

Sorrells untersuchte 665 LCS Prothesen unter Verwendung des New Jersey Orthopedic Hospital Knee Scoring System (NJOH) als Langzeitstudie. Die Ergebnisse im ersten Jahr seiner Studie zeigten einen Kniescore von 98 Punkten (85-100 Punkte) was einem ausgezeichneten Ergebnis entspricht. In der elfjährigen Beobachtung kam es zu 13 Revisionen (2%) und einer Überlebensdauer von 94,7 %. Das durchschnittliche Patientenalter betrug 70 Jahre [116]. In der vorliegenden Studie war das durchschnittliche Patientenalter höher und betrug 73,14 Jahre. Es wurden drei Revisionen mit einem Inlaywechsel mit Patellaersatz, einer Zementerneuerung und einem kompletten Implantatwechsel durchgeführt. Der vergleichsweise vermehrte Revisionsanteil von 10,71 % bezieht sich auf eine Patientenanzahl von 28 und ist statistisch nur begrenzt aussagefähig. Der Inalywechsel fand aufgrund eines subjektiven Instabilitätsgefühles statt, dass jedoch durch klinische Untersuchung nicht verifiziert werden konnte. Die Patella wurde aufgrund zunehmender Schmerzen ersetzt. Dies konnte klinisch bestätigt werden. Der Prothesenwechsel erfolgte aufgrund dauernder Schmerzen und Entzündungen. Die Zementerneuerung und der Prothesenwechsel könnten auch auf implantatunabhängigen Faktoren wie z. B. einer immunologischen oder rheumatischen Genese beruhen, die zu einer aseptischen Lockerung führen können [135, 138, 139].

Fuchs und Jerosch stellten in ihrer Umfrage unter Krankenhäusern fest, dass jede 10. Knieendoprothese revidiert wird, wobei mit zunehmend jüngerem Implantationsalter die Zahl der aseptischen Lockerungen prozentual ansteigt. Dabei waren 42 % aufgrund einer aseptischen und 17 % durch eine septische Lockerung bedingt. Patellaprobleme führten in 20 % der Fälle zu einer Revision. Die Altersverteilung bei Erstimplantation lag unter 40 Jahren bei 2 %, 40-60 Jahren bei 16 %, 60-80 Jahren bei 71 % und über 80 Jahren bei 11 %. Insgesamt waren die Oberflächenersatzsystem mit 48 % (4148 Fälle) beim Gelenkersatz vertreten. Etwa 24 % wurden unzementiert eingesetzt [34]. Demgegenüber wurden in der vorliegenden Studie drei Revisionen durchgeführt. Es fand sich eine röntgenologisch nicht zu sichernde aseptische Lockerung. Ein Patellaersatz wurde bei keiner der drei Patientengruppen standardisiert durchgeführt. Ein Patient erhielt nachträglich einen Patellaersatz aufgrund von rezidivierenden Patellabeschwerden. Die Altersverteilung lag bei 50-60 Jahren mit drei Patienten (10, 71 %), bei 61-80 Jahren mit zwanzig Patienten (71,43 %) und über 80 Jahren mit fünf Patienten (17,86 %). Insgesamt zeigte sich ein niedriger Anteil in der Patientengruppe zwischen 50-60 Jahren, ein gleichhoher Anteil in der Gruppe zwischen 60 -80 Jahren und ein höherer Anteil in der Gruppe über 80 Jahre.

Callaghan et al. untersuchte 114 zementierte Knieendoprothesen bei 82 Patienten mit einem durchschnittlichen Alter von 70 Jahren über einen Zeitraum von neun bis zwölf Jahren unter Verwendung des Knee-Society-Scores. Es wurden keine Revisionen durchgeführt und keine Dislokationen gefunden. Bei 45 Patienten fand sich eine durchschnittlicher prä-operativer Kniescore von 30 Punkten (2-70 Punkte) und ein Funktionsscore von 44 Punkten (0-80 Punkte). Bei Abschlußerhebung zeigte sich ein Kniescore von 90 Punkten (63-102 Punkte) und ein Funktionsscore von 75 Punkten (30 - 100). Die durchschnittliche aktive Beweglichkeit betrug 102 Grad. Auf den Röntgenkontrollaufnahmen wurden keine Lockerungszeichen festgestellt. In der vorliegenden Studie betrug das durchschnittliche Alter 73,1 Jahre. Der Kniescore betrug prä-operativ 48,79 Punkte und der Funktionsscore 46,61 Punkte. Post-operativ betrug der Kniescore 81,85 Punkte und der Funktionsscore 76,85 Punkte. Die durchschnittliche Beweglichkeit betrug 108,33 Grad. Es wurden drei Revisionen durchgeführt [19]. In der vorliegenden Studie hatte die Patientengruppe eine höheres Durchschnittsalter. Der prä-operativen Ausgangsscores waren höher. Bei den Abschlußscores war der Kniescore niederiger und der Funktionsscore höher. Das Bewegungsausmaß war ebenfalls höher. Bis auf den abschließend erhobenen Kniescore, zeigte die vorliegende Studie bessere Werte als bei Callaghan et al., bei besseren Ausgangswerten.

## 3.2 Natural Knee

Hofmann et al. untersuchten 200 zementfrei implantierte NK Prothesen in einem Untersuchungszeitraum von zwei bis vier Jahren. Sie verwendeten einen modifizierten HSS-Score von 100 Punkten. Die Nachuntersuchungen der Patienten wurden wie in der vorliegenden Studie terminiert. Die durchschnittliche Beweglichkeit lag bei 103 Grad. Die Werte für die Flexion lagen bei 0-35 Grad, für die Extension bei 80-140 Grad. Der prä-operative Kniescore lag bei 50 Punkten, der post-operative bei 99 Punkten (65-100 Punkte). Bis auf zwei Patienten erhielten alle Patienten die volle Punktzahl für die Beweglichkeit [52]. In der vorliegenden Studie betrug der durchschnittliche

Bewegungsumfang (ROM) nach einem Jahr 101,5 Grad und der Score für die Schmerzfreiheit stieg bis zum dritten Monat stark an (von 9 Punkten auf 39 Punkte), um sich dann kaum noch zu verändern. In der vorliegenden Studie fand sich nach einem Jahr immer noch ein Flexionsdefizit bei allen Patienten und ein größeres Extensionsdefizit als nach sechs Monaten und damit schlechtere Werte als bei Hoffmann et al.. Der durchschnittliche Bewegungsumfang von 103 Grad entspricht annähernd dem in dieser Studie gefundenen Wert von 101, 5 Grad.

Baldwin et al. untersuchte 123 unzementierte Knieendoprothesen in einem Nachuntersuchungszeitraum von zwei bis fünf Jahren unter Verwendung des HSS-Scores. Sie fanden einen Anstieg des prä-operativen Scores von 62,9 Punkten auf 92,5 Punkte um 47,06 % mit guten und ausgezeichneten Ergebnissen in 94,5 % der Fälle. Dreizehn Knieendoprothesen (12 %) zeigten röntgenologisch sichtbare partielle Randsäume. Es wurden jedoch klinisch keine Lockerungen festgestellt. Ein Implantatinlay wurde aufgrund eines Instabilitätsgefühls ausgetauscht [4]. In der vorliegenden Studie stieg der prä-operative Kniescore von 46,7 Punkten auf 79 Punkte um 69,16 % und der Funktionsscore von 46,61 Punkten auf 73 Punkte um 56,62 % nach einem Jahr. Insgesamt zeigte sich ein prozentual höherer Anstieg in der vorliegenden Studie. Gute und ausgezeichnete Ergebnisse zeigten sich nur in 60 % der Fälle.

Liebau et al. untersuchten 62 Patienten in einem zweijährigen Zeitraum unter Verwendung des Knee-Society-Scores bei einer Gruppe mit Patellaersatz und einer Gruppe ohne Patellaersatz. Bei der Gruppe ohne Patellaersatz zeigte der Kniescore bei Abschlußuntersuchung durchschnittlich 80,3 Punkte und der Funktionsscore 84,9 Punkte. Für die Patienten mit Patellaersatz zeigten sich höhere Scores (88,7 Punkte und 92,7 Punkte). In der Gruppe mit Patellaersatz zeigte sich eine Revision durch Patellaimplantatbruch. In der anderen Gruppe gab es keine Revisionen. In beiden Gruppen wurden keine Lockerungen festgestellt [74]. In der vorliegenden Studie fand sich bei Abschlußuntersuchung ein durchschnittlicher Kniescore von 79 Punkten und ein Funktionsscore von 73 Punkten. Der Kniescore war geringfügig niedriger, der Funktionsscore wich deutlicher von den von Liebau et al. erhobenen Ergebnissen ab. Die Abweichung in der Bewertung des Funktionsscores in der vorliegenden Studie lag an einer kürzeren Gehstrecke und der längeren Verwendung von Gehhilfen.

## 3.3 PFC

Billotti et al. untersuchten 72 PFC-Systeme über einen Zeitraum von vier Jahren unter Verwendung des Knee-Society-Scores. Prä-operativ war der Kniescore 52,96 Punkte und der Funktionsscore 40,41 Punkte. Post-operativ war der Kniescore 93,71 Punkte und der Funktionsscore 93,51 Punkte. Radiologisch fanden sich in 36 Fällen Randsäume größer oder gleich einem Millimeter [9]. In der vorliegenden Studie war der prä-operative Kniescore 41,83 Punkte und der Funktionsscore 37,92 Punkte. Der post-operative Kniescore nach einem Jahr war 65,5 Punkte, der Funktionsscore 64,58 Punkte und der durchschnittliche Bewegungsumfang (ROM) 96,25 Grad. Bei niedrigeren Ausgangswerten zeigten sich auch in der Abschlußuntersuchung niederigere Bewertungsscores.

König et al. untersuchten 34 PFC Prothesen bei Patienten mit rheumatoider Arthritis über einen Zeitraum von durchschnittlich 3,4 Jahren unter Verwendung des Knee-Society-Scores. Die Patienten wurden prospektiv prä-operativ, post-operativ, nach drei Monaten und in Jahresintervallen nachuntersucht. Der prä-operative Kniescore betrug 30,1 Punkte und der Funktionsscore 35 Punkte. Postoperativ betrug der Kniescore 83,8 Punkte und der Funktionsscore 74,6 Punkte. Postoperativ nahm der Kniescore rasch zu und blieb auf gleichem Niveau, während der Funktionsscore einen langsameren kontinuierlichen Anstieg bis zur 5 Jahresnachbeobachtung aufwies [65]. In der vorliegenden Studie betrug der prä-operative Kniescore 41,83 Punkte und der Funktionsscore 37,92 Punkte. Es zeigte sich ein besser prä-operativen Kniescore. Post-operativ nahm der Kniescore nur langsam zu und steigerte sich kontinuierlich, besonders zwischen der zweiten und sechsten Woche. Nach einem Jahr hatte er 65,5 Punkte erreicht. Der Funktionsscore zeigt einen stetigen Anstieg besonders zwischen der zweiten und sechsten Woche. Er betrug nach einem Jahr 64,58 Punkte. Insgesamt fanden sich niedrigere, langsam steigende Werte und geringere Maxima als in Studie von König et al..

Martin et al. untersuchten 378 PFC-Systeme nach 5 und 9 Jahren bei Patienten mit einem Durchschnittsalter von 67 Jahren unter Verwendung des Knee-Society-Scores. Der durchschnittliche prä-operative Kniescore betrug 28 Punkte und der Funktionsscore 49 Punkte. Der post-operative Kniescore betrug 88 Punkte und der Funktionsscore 72 Punkte. 95% der Patienten hatten keine Schmerzen beim Gehen und waren mit dem Ergebnis zufrieden. Der durchschnittliche Bewegungsumfang (ROM) betrug 110 Grad. Es waren keine Lockerungen festzustellen. 17 mal war eine Revision nötig (2,9 %), in 8 Fällen aufgrund von Patellarersatz [82]. In der vorliegenden Studie betrug der prä-operative Kniescore 41,83 Punkte und der Funktionsscore 37,92 Punkte. Der post-operative Kniescore nach einem Jahr betrug 65,5 Punkte, der Funktionsscore 64,58 Punkte, der durchschnittliche Bewegungsumfang (ROM) 96,25 Grad. Ein Patient erhielt nach neun Monaten einen Patellaersatz aufgrund zunehmender retropatellärer Schmerzen und bei einem anderern Patienten wurde eine Synvektomie und Restlipomentfernung aufgrund eines nicht gebesserten Reizzustandes durchgeführt. Bei geringeren prä-operativen Ausgangsscores fanden sich ebenfalls deutlich geringere Maxima gegenüber der Studie von Martin et al..

Tooma et al. untersuchten 107 PFC-Systeme als follow-up über einen Zeitraum von 2,5 Jahren unter Verwendung des Knee-Society-Score. Der durchschnittliche post-operative Kniescore betrug 96 Punkte ohne das im Beobachtungszeitraum Probleme auftraten [120]. In der vorliegenden Studie betrug der durchschnittliche post-operative Kniescore 65 Punkte und war damit deutlich geringer als in der Studie von Tooma et al..

Unnanantana untersuchte retrospektiv 506 PFC-Knieendoprothesen über einen Zeitraum von 6-67 Monaten. Das Durchschnittsalter der Patienten betrug 70 Jahre. 115 Patienten erreichten einen schmerzfreien Bewegungsumfang von 110 Grad. 335 Patienten hatten leichte, gelegentliche Schmerzen mit einem Bewegungsumfang von über 90 Grad und einer mediolateralen Instabilität unter 5 Grad. 46 Patienten hatten mittelstarke Schmerzen mit einer Instabilität kleiner 10 Grad und einem

Bewegungsumfang von über 60 Grad und 10 Patienten hatten starke Schmerzen mit einer Instabilität von mehr als 10 Grad und einem Bewegungsumfang unter 60 Grad. Es traten bei acht Patienten post-operative Komplikation auf. Dies waren drei Infektionen, drei Patellaluxationen, eine intraoperative Verletzung der A. poplitea und eine supracondyläre Fraktur. In der Studiengruppe war keine Flexionskontraktur oder Lockerung vorhanden [123]. In der vorliegenden Studie hatte die PFC Prothese bis zuletzt die höchste Minuspunktzahl für Flexionskontrakturen (11,42 von 15 Punkten). Postoperativ trat in der Gruppe PFC eine nervale Weichteilirritation auf, die erfolgreich behandelt wurde. Nach neun Monaten wurden bei einer Patientin ein Patellaersatz mit Synovektomie und Restlipomentfernung durchgeführt. Von den zwölf Patienten hatten nach einem Jahr sechs keine Schmerzen und einen Bewegungsumfang über 90 Grad, einer gelegentliche Schmerzen und einen Bewegungsumfang unter 90 Grad, drei gelegentlich mäßige Schmerzen mit einem Bewegungsumfang über 90 Grad, einer ständig mäßige Schmerzen mit einem Bewegungsumfang über 90 Grad und einer starke Schmerzen mit einem Bewegungsumfang unter 60 Grad. Das Bewegungsausmaß (ROM) betrug durchschnittlich 96,25 Grad und war geringer. Das Durchschnittsalter war mit 73,92 Jahren höher. Es fanden sich keine Lockerungen. Ingesamt fanden sich somit schlechtere Werte für Flexions- und Extensionsdefizite, Bewegungsausmaß bei einem höheren Durchschnittsalter als in der Studie von Unnanantana.

## 4. Schlußfolgerung

Durch die in der Untersuchung bestätigten Vorteile eines Implantats mit Rotationskomponente gegenüber dem fixiertem PE-Inlay und dem anatomisch geformten Tibiaplateau, ergibt sich für die Patienten durch die frühzeitigen Fortschritte in ihrem Rehabilitationsverlauf und im täglichen Leben ein großer Benefit in der frühzeitigen Wiederherstellung der Mobilität, Schmerzfreiheit und Eigenständigkeit. Im klinischen Bereich können Liegezeiten, Pflege- und Rehabilitationsaufwand verringert, Folgeerkrankungen durch die Immobilisation der Patienten vermieden und somit Kosten gespart werden.

## *E. Zusammenfassung*

In der Knieendoprothetik werden verschiedene Oberflächenersatzsysteme verwendet. Studien betrachten zumeist die Haltbarkeit, das Auftreten von Komplikationen und die Revisionshäufigkeit. Die vorliegende Arbeit vergleicht bei 55 Kniegelenkersatzoperationen ein System mit Press-Fit-Femurkondylenersatz und fixiertem PE-Inlay (PFC), ein System mit Rotationsplateau der Tibiakomponente (LCS) und ein System mit anatomisch geformten Tibiaplateau und tiefer trochlearer Femureinfurchung (NK) hinsichtlich ihrer frühfunktionellen Ergebnisse innerhalb eines Jahres.

Die prospektiv randomisierte Patientenauswahl und die Anwendung des Knee-Society-Scores erfolgte nach den Richtlinien für Gonarthrose und Endoprothetik der DGOT. Die Untersuchungen wurden prä-operativ, nach einer Woche, zwei Wochen, sechs Wochen, drei Monaten, sechs Monaten und einem Jahr durchgeführt und auf Untersuchungsbögen erfaßt. Eine Röntgenkontrolle wurde post-operativ und nach drei Monaten durchgeführt und mit dem röntgenologischen Knee-Society-Score ausgewertet. Alle klinischen und röntgenologischen Untersuchungen wurden standardisiert durchgeführt.

Nach sechs Wochen verbesserte sich der Gesamtscore aller drei Prothesen signifikant und lag über dem prä-operativen Ausgangsscore annähernd auf gleichem Niveau (LCS $p<0,001$; NK $p<0,01$; PFC $p<0,01$). Das Implantat mit Rotationsplateau zeigte nach der sechsten post-operativen Woche einen steten signifikanten Scorezuwachs gegenüber den beiden anderen Gruppen ($p<0,001$) und erreichte nach einem Jahr einen signifikant höheren Gesamtscore ($p<0,001$). Das Implantat mit dem anatomisch geformten Tibiaplateau zeigte ebenfalls einen steten signifikanten Anstieg des Gesamtscores ($p<0,01$). Das Implantat mit dem fixierten PE-Inlay zeigte gegenüber den beiden anderen Modellen einen geringeren Anstieg des Gesamtscores und nach einem Jahr einen geringeren Gesamtscore gegenüber dem Ergebnis nach sechs Monaten.

Der Gesamtscore der Prothese mit dem Rotationsplateau steigerte sich von 93,96 Punkten prä-operativ nach sechs Wochen auf 113,57 Punkte, nach drei Monaten auf 139,82 Punkte, nach sechs Monaten auf 154,32 Punkte und nach einem Jahr auf 158,70 Punkte. Der Gesamtscore der Prothese mit dem anatomisch geformten Tibiaplateau verbesserte sich von prä-operativ 89,2 Punkten nach sechs Wochen auf 113,4 Punkte, nach drei Monaten auf 133,3 Punkte, nach sechs Monaten auf 143,6 Punkte und nach einem Jahr auf 152 Punkte. Der Gesamtscore der Prothese mit dem fixierten PE-Inlay verbesserte sich von 79,75 Punkten prä-operativ nach sechs Wochen auf 111,5 Punkte, nach drei Monaten auf 128,25 Punkte, nach sechs Monaten auf 134,08 Punkte und fiel nach einem Jahr auf 130,08 Punkte.

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung zeigen, dass durch die Verwendung eines Rotationsplateaus bei der Implantation einer Kniegelenksendoprothese signifikant bessere funktionelle Ergebnisse erreicht werden können und die Rehabilitationsphase beschleunigt werden kann.

## *F. Literaturverzeichnis*


[1] Albee, F.H.. Original features in arthroplasty of the knee with improved prognosis. Surg Gyecol Obstet 47 312-328 1928

[2] Attenborough, C.G.: The Attenborough total knee replacement. J Bone Joint Surg 60 B 320-326 1978

[3] Baer, W.S.: Arthroplasty with the aid of animal membrane. Am J Orthop Surg 16 1-29 1918

[4] Baldwin, J.L., El-Saied, M.R., Rubinstein, R.A.Jr.: Uncemented total knee arthroplasty: Report of 109 titanium knees with cancellous-structured porous coating. Orthop Feb 19 2 123-130 1996

[5] Bartel, D.L., Bicknell, V.L., Wright, T.M.: The effect of conformaty, thickness, and material on stresses in utra-high molecular weight components for total joint replacement. J Bone Joint Surg 68A 1041-1051 1986

[6] Bartel, D.L., Burstein, A.H., Santavicca, E.A., Insall, J.N.: Performance of the tibial component in total knee replacement. Conventional and revison designs. J Bone Joint Surg 64A 1026-1033 1982

[7] Bartel, D.L., Burstein, A.H., Toda, M.D., Edwards, D.L.: The effect of conformity and plastic thickness on contact stresses in metallbacked plastic implants. J Biomech Eng 107 193-199 1985

[8] Baumgartl, F., Thiemel, G.: Untersuchung des Kniegelenks. Thieme Stuttgart 1993

[9] Billotti, J., Klimkiewicz, J., Bednarz, P., Alexander, N., Zimmerman, M.C.: The clinical results of the PFC prosthesis. J Orthop Rheumatol 8 3 140-145 1993

[10] Blauth, W.E., Hiss, R., Jäger, R.: Die Kniegelenktotalprothese nach Blauth. Med Orth Tech 100 134-139 1980

[11] Blazina, M.E., Fox, J.M.: Patellofemoral replacement. Clin Orthop 144 98-102 1979

[12] Bobyn, J.D., Pilliar, R.M., Cameron, H.U., Weatherly, G.C.: The optimum pore size for the fixation of porous-surfaced metal implants by the ingrowth of bone. Clin Orthop 150 263-270 1980

[13] Bourne, R.B., Finlay, J.B.: The influence of tibial component intramedullary stems and implant-cortex contact on strain distribution of the proximal tibia following total knee arthroplasty. Clin Orthop 208 95-99 1986

[14] Braune, W., Fischer, O.: Determination of the moments of inertia of the human body and it´s limbs. Springer Berlin 1988

[15] Brown, J.E., McGaw, W.H., Shaw, D.T.: Use of cutis as an interposing membrane in arthroplasty of the knee. J Bone Joint Surg 40 A 1003-1018 1958

[16] Buechel, F.F., Pappas, M.J.: New Jersey integrated total knee replacement system: biomechanical analysis and clinical evaluation of 918 cases. FDA Panel Presentation, Silver Spring Maryland July 11 1984

[17] Burstein, A.H., Wright, T.M.: Biomechanik in Orthopädie und Traumatologie. Thieme Stuttgart 1997

[18] Burstein, A.H.: Biomechanics of the knee joint. In Insall, J.N.: Surgery of the knee. Churchill Livingstone New York 21-39 1984

[19] Callaghan, J.J., Squire, M.W., Goetz, D.D., Sullivan, P.M. Johnston, R.C.: Cemented rotating-platform total knee replacement. A nine to twelve-year follow-up study. J Bone Surg Am May 82 5 705-711 2000

[20] Campbell, W.C.: Interposition of vitallium plates in arthroplasties of the knee. Preliminary report. Am J Surg 47 639-641 1940

[21] Cavendish, M.E., Wright, J.T.M.: The Liverpool mark II knee prothesis. J Bone Joint Surg 60 B 315-319 1973

[22] Coventry, M.B., Finerman, G.A.M., Riley, L.H. et al.: A new geometric knee for total knee arthroplasty. Clin Orthop 94 171-184 1972

[23] Crowninshield, R.D., Brand, R.A.: A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. J Biomech 14 513-525 1981

[24] Davenport, J.M. et al.: Multi-center clinical results of cemented and cementless mobile bearing total knee replacement - The posterior cruciate retaining LCS. In: Clinical history - The LCS Mobile Bearing Knee 1977-1994. DePuy Inc. Warsaw /IN 1995

[25] De Palma, A.E.: Diseases of the knee. J.B. Lippincott Co Philadelphia London Montreal 1954

[26] Dhillon, K.S., Jamal, A., Bhunpinderjeet, S.: Early results of total knee replacements:"a clinical and radiological evaluation". Med J Malaysia 48 4 427-435 1993

[27] Ewald, J.C.: The knee society total knee arthroplasty roentgenographic evaluation and scoring system. Clin Orthop 248 9-12 1989

[28] Fergusson, W.: Excision of the knee joint. Recovery with a false joint and a useful limb. Med Times and Gaz 1 601 1861

[29] Fiechter, T.H., Stanisic, M., Frei, W.: Granulombildung bei nicht gelockerten TEP. Orthop Praxis 6 397 1988
[30] Findeklee, R., Büttner, K., Kieß, E.: Die Wirksamkeit stationärer Rehabilitationsmaßnahmen (AHB) in der Nachbehandlung endoprothetisch versorgter Patienten. Orthop Praxis 7 442-448 1991
[31] Freehafer, A.A.: Study of the function of the patella. Clin Orthop 25 163 1962
[32] Freeman, M.A.R., Swanson, S.A.V., Todd, R.R.: Total replacement of the knee using the Freeman-Swanson knee prothesis. Clin Orthop 94 153-170 1973
[33] Freeman, M.A.R.,Todd, R.C., Barmert, P.: ICLH arthroplasty of the knee: 1968-1977. J Bone Joint Surg 60 B 339-344 1978
[34] Fuchs, S., Jerosch, J.: Knieendoprothetik - eine Standortbestimmung. Z Unfallchirurg 99 958-963 1996
[35] Fukubayashi, T., Torzilli, P.A., Sherman, M.F., Warren, R.F.: An in vitro biomechanical evaluation of the knee: tibial displacement, rotation, and torque. J Bone Joint Surg 64A 258-264 1982
[36] Fung, Y.: Bone and cartilage. In: Biomechanics: Mechanical properties of living tissues. Springer New York 383-413 1981
[37] Ganlante, J., Rostoker, W., Lueck, R., Ray, R.D.: Sintered fiber metal composites as a basis for attachments of implants to bone. J Bone Joint Surg 53 101 1971
[38] Goodfellow, J.W., O`Connor, J.: The mechanics of the knee and prosthesis design. J Bone Joint Surg 60 B 358-369 1978
[39] Grifka, J., Krämer, K.-L.: Leitlinien der Orthopädie von DGOT und BVO zur Behandlung von Gonarthrose verabschiedet 10.01.98. Deutscher Ärzte Verlag 1999
[40] Grifka, J.: Die Knieschule. 6. Aufl. Rowohlt Reinbeck 1997
[41] Grifka, J.: Kniegelenksarthrose. Epidemiologie, arthroskopische Therapie, Kernspintomographie, Knieschule. Thieme Stuttgart New York 1994
[42] Gschwend, N., Scheier, H.J., Bahler, A., Meyer, R.P.: Die GSB knee arthroplasty. Int Orthop 3 281-284 1980
[43] Gschwend, N.: GSB knee arthroplasty. Z Orthop 113 537-539 1975
[44] Gschwend, N.: Indikation zur Verwendung von Teilprothesen, Schlittenprothesen und Scharnierprothesen am Beispiel des Kniegelenkes. Orth Prax 12 924 1975
[45] Gunston, F.H.: Polycentric knee arthroplasty. J Bone Joint Surg 53 B 272-275 1971
[46] Hassenpflug, J.(Hg.): Die Blauth-Knieendoprothese. Grundlagen, gegenwärtiger Stand und Ausblick. Bern Göttingen Toronto Seattle 1992
[47] Hassenpflug, J.K., Harten, K., Hahne, H.J., Hobeck, K., Holland, C., Maronna, U.: Ist die Implantation von Kniegelenkscharnierprothesen noch vertretbar ? Z Orthop 126 398-407 1988
[48] Hastings, D.E., Hewitson, W.A.: Double hemiarthroplasty of the knee in rheumatoid arthritis. J Bone Joint Surg 55 B 112-118 1973
[49] Heilmann, K., Diezel, P.B., Rossner, J.A., Brinkmann, K.A.: Morphological studies in tissues surrounding alloarthroplastic joints. Virchows Arch A Pathol Anat Histol 366 93-106 1975
[50] Helferich, E.: Ein neues Operationsverfahren zur Heilung der knöchernen Kiefergelenksankylose. Arch Klin Chir 48 864 1894
[51] Hoffmann, J., Heisel, J.: Effizienz einer stationären Anschlußheilbehandlung nach primärem endoprothetischem Kniegelenksersatz. Orthop Praxis 3 173-178 1997
[52] Hofmann, A.A., Murdock, L.E.: Total knee arthroplasty. Clin Orthop 269 78-88 1991
[53] Huang, C.H., Lee,Y.M., Su, R.Y., Lai, J.H.: Clinical results of the New Jersey Low Contact Stress knee arthroplasty with two to five years follow-up. J Orth Surg ROC 8 295-303 1991
[54] Insall, J.N., Dorr, L.D., Scott, W.N.: Rationale of the Knee Society clinical rating system. Clin Orthop 248 13-14 1989
[55] Insall, J.N., Ranawat, C.S., Aglietti, P., Shine, J.: A comparison of four models of total knee replacement protheses. J Bone Surg 58 A 754-765 1976
[56] Insall, J.N., Scott, C.S., Ranawat, C.S.: The total condylar knee prosthesis. A report of two hundred and twenty cases. J Bone Joint Surg 61 A 173-180 1979 1979
[57] Insall, J.N., Tria, A.J., Aglietti, P.: Resurfacing the patella. J Bone Joint Surg 62 A 933-936 1980
[58] Jones, W.N., Aufranc, O.E., Kermond, W.L.: Mold arthroplasty of knee joint. J Joint Bone Surg 49 A 1022 1967
[59] Jones, W.N.: Mold arthroplasty of knee joint. Clin Orthop 66 82-89 1969
[60] Kapandij, I.A.: Funktionelle Anatomie der Gelenke - untere Extremität (Band 2). Enke Stuttgart 1985
[61] Kaufer, H.: Patellar biomechanics. Clin Orthop 144 51-54 1979
[62] Keblish, P.A, Schrei, C., Ward, M.: Evaluation of 275 Low Contact Stress (LCS) total knee replacements with 2-to 8-year follow-up. Orthop Int Ed 1 2 168-174 1993

[63] Kim, W., Rand, J.A., Chao, E.Y.S.: Biomechanics of the knee. In: Rand, J.A.(Hrsg.): Total knee arthroplasty. Raven Press, New York 9-58 1993
[64] Knutson. K., Lewold, G., Robertsson, O., Lindgren, L. : The swedish knee arthroplasty register. Acta Orthop Scan 65 375 1994
[65] König, A., Janßen, M., Scheidler, M., Gohlke, F.: Verlaufsbeobachtung nach bicondylärem Oberflächenersatz bei rheumatischen Kniegelenkdestruktionen. Z Rheumatol 56 4 200-206 1997
[66] König, A., Scheidler, M., Rader, C.,Haase, M., Eulert, J.: Ist die Verwendung des Knee Society Roentgenographic Evaluation and Scoring System zur radiologischen Kontrolle von Knieendoprothesen sinnvoll ? Z Orthop 136 1 70-76 1998
[67] Kraft, G.L., Levinthal, D.N.: Acrylic prosthesis replacing lower end of the femur for benign giant -cell-tumor. J Bone Joint Surg 36 368-374 1954
[68] Krämer, K.-L., Maichel, F.-P.: Scores, Bewertungsschemata und Klassifikationen in Orthopädie und Traumatilogie. Thieme Stuttgart New York 1993
[69] Kuhns, J.G., Potter, T.A.: Nylon arthroplasty of the knee joint in chronic arthritis. Surg Gynec Obstet 91 351-362 1950
[70] Lacheretz, M.: Traitement des ankylose. Rev Chir Orthop 39 495 1953
[71] Laskin, R.S., Denham, R.A., Apley, A.G.: Replacement of the knee. Spinger-Verlag Berlin Heidelberg New York 139-179 1984
[72] Lennox, D.W., Schofield, B.H., McDonald, D.F., Riley, L.H. jun.: A histologic comparison of aseptic loosening of cemented, press-fit, and biologic ingrowth protheses. Clin Orthop 225 171 1987
[73] Lewis, J.L., Askew, M.J., Jaycox, D.P.: A comparative evaluation of tibial component designs of total knee prosthesis. J Bone Joint Surg 64 A 129-134 1982
[74] Liebau, C., Pap, G., Nebelung, W., Merk, H., Neumann, H.W.: Comparison of functional outcome in implantation of Natural Knee knee prostheses with and without patella resurfacing. Orthop Ihre Grenzgeb Jan-Feb 136 1 65-69 1998
[75] Lowe, L.W., Kates, A., Kay, A.G.L.: MacIntosh arthroplasty in the rheumatoid knee. J Bone Joint Surg 54 B 170 1972
[76] Mac Ausland, W.R.: Knee joint arthroplasty. J Am Med Assoc 101 1699-1702 1933
[77] Mac Ausland, W.R.: Total replacement of the knee joint by a prothesis. Surg Gynec Obstet 104 579-583 1957
[78] MacIntosh, D.L.: Hemiarthroplasty of the knee using a spaceoccupying prosthesis for painful varus and valgus deformities. J Bone Joint Surg 40 A 1431 1958
[79] Maguire, J.K., Cosci, M.F., Lynch, M.H.: Foreign body reaction to polymetric debris following total hip arthroplasty. Clin Orthop 216 213 1987
[80] Markholf, K.L., Bargar, W.L., Schoemaker, S.C., Amstutz, H.C.: The role of joint load in knee stability. J Bone Joint Surg 63A 570-585 1981
[81] Marmor, L.: Unicompartimental knee replacement. In: Rand, J.A.(Hrsg.): Total knee arthroplasty. Raven Press New York 245-280 1993
[82] Martin, S.D., McManus, J.L., Scott, R.D., Thornhill, T.C.: Press-fit condylar total knee arthroplasty. 5- to 9-year follow-up evaluation. J Arthroplasty 12 6 603-614 1997
[83] Mazas, F.B.: Guepar: Guepar total knee prosthesis. Clin Orthop 94 211-221 1973
[84] McKeever, D.C., Elliot, R.B.: Tibial plateau prosthesis. Clin Orthop 18 86-95 1960
[85] McKeever, D.C.: Patellar prothesis. J Bone Joint Surg 37 A 1084 1955
[86] Mears, D.: Mechanical behaviors of real materials. In: Materials in Orthopaedic surgery. Williams & Wilkins Baltimore 92-106 1979
[87] Miehle, W.: Arthrosis or osteoarthritis: Do these terms imply theraphy with pure analgesics or non-steroidal antirheumatic drugs ? Scand J Rheumatol Suppl 65 1987
[88] Murphy, J.B.: Ankylosis. Arthroplasty, clinical and experimental. J Am Med Arthrop 44 1573 1905
[89] Murray, D.G., Barranco, S.: Femoral condylar hemiarthroplasty of the knee. Clin Orthop 101 68-73 1974
[90] Murray, D.G.: History of total knee replacement. In: Laskin, R.S.(Hrsg.): Total knee replacement. Springer London Berlin Heidelberg New York 2-16 1991
[91] Oest, O.: Röntgendiagnostik der kniegelenksnahen Achsenfehler. Orthop Praxis 11 279-282 1980
[92] Pauwels, F.: Kurzer Überblick über die mechanischen Beanspruchungen des Knochens und ihre Bedeutung für die funktionelle Anpassung. Z Orthop 111 681-705 1973
[93] Phillips, R.S.: Shiers`alloplasty of the knee. Clin Orthop 94 122-127 1973
[94] Platt, G., Pepler, C.: Mold arthroplasty of the knee. J Bone Joint Surg 54 A 1-23 1968
[95] Plitz, W.: Endoprothetik am Kniegelnk. Bestandsaufnahme und Perspektiven. Orthop 20 164-169 1991

[96] Pope, M.H., Fleming, B.C.: Knee Biomechanics and Materials. In: Laskin, R.S.(Hrsg.): Total knee replacement. London Berlin New York 25-40 1991
[97] Potter, T.A., Weinfeld, M.S., Thomas, W.H.: Arthroplasty of the knee in rheumatoid arthritis and osteoarthritis. J Bone Joint Surg 54 A 1-23 1972
[98] Potter, T.A.: Arthroplasty of the knee with tibial metallic implants of the McKeever and McIntosh design. Surg Clin North Am 49 903-910 1969
[99] Rabenseifner, L., Büttner, K., Findeklee, R.: Zehnjährige Erfahrungen einer AHB-Klinik mit Hüft- und Knie-TEP Nachbehandlung. Orhtop Praxis 11 737-738 1997
[100] Reillly, D., Walker P.S., Ben-Dovi, M., Ewald, F.C.: Effects of tibial components on load transfer in upper tibia. Clin Orthop 165 273-282 1982
[101] Samson, J.E.: Arthroplasty of the knee joint. J Bone Joint Surg 31B 50-52 1949
[102] Schmidt, M., Steinemann, S.G.: XPS studies of amino acids adsorbed on titanium dioxide surfaces. Fresenius J Anal Chem 341 412-415 1991
[103] Schmidt, M.: Spezifische Adsorption organischer Moleküle auf oxidiertem Titan: Bioaktivität auf molekularem Niveau. Ostologie 1 222-235 1992
[104] Scott, R.D., Joyce, M.J., Ewald, F.C., Thomas, W.H.: McKeever metallic hemiarthroplasty of the knee in unicompartimental degenerative arthritis; long term clinical follow-up and current indications. J Bone Joint Surg 67 A 203-205 1985
[105] Scott, R.D., Thornhill, T.S.: Press-fit condylar total knee replacement. Orthop Clin North Am 20 89-95 1989
[106] Scott, W.N., Rozbruch, J.D., Otis, J.C.: Clinical and biomechanical evaluation of patella replacement in total knee arthroplasty. Orthop Trans 2 203 1978
[107] Scott, W.N.: Constraint in total knee arthroplasty. In: Goldberg, V.M. (Hrsg.), Controversies of total knee arthroplasty. New York 19-25 1991
[108] Scuderi, G.R., Insall, J.N.: Total knee arthroplasty. Current clinical perspectives. Clin Orthop 276 26-32 1992
[109] Semlitsch, M., Willert, H.G., Streicher, R.M., Schön, R.: Joint replacement components made of hot-forged and surface-treated Ti-6-AL-7Nb alloy. Biomaterials 13 781-788 1992
[110] Shaw, N.E., Chatterlee, R.K.: Manchester knee arthroplasty. J Bone Joint Surg 60 B 310-314 1978
[111] Sheehan, J.M.: Arthroplasty of the knee. Clin Orthop 145 101-109 1979
[112] Sheehan, J.M.: Arthroplasty of the knee. J Bone Joint Surg 60 B 333-338 1978
[113] Shiers, L.G.P.: Arthroplasty of the knee, interim report of a new method. J Bone Joint Surg 42 B 31-39 1960
[114] Shiers, L.G.P.: Arthroplasty of the knee. Preliminary report of a new method. J Bone Joint Surg 36 B 553-560 1954
[115] Skolnick, M.D., Coventry, M.B., Ilstrup, D.M.: Geometric total knee arthroplasty. J Bone Joint Surg 58 A 749-753 1976
[116] Sorrells, R.B.: Long-Term Outcomes: The Rotating Platform Mobile Bearing TKA. Orthop 19 9 793-796 1996
[117] Steinemann, S.G., Mäusli, P.A.: Titanium alloys for surgical implants - biocompatibility from physiocochemical principles. In: Lacombe, P.(Hrsg.) Sixth World Conference on Titanium. Les èditions de physique Les Ulis 535-540 1988
[118] Sutherland, D.H., Olshen, R.A., Biden, E.N., Wyatt, M.P.: The development of mature walking. Mac Keith press Oxford 1988
[119] Thomason, H.C.3rd, Slater, R.R. jr, Tooma, G.S., Rosu, M.R., Kelley, S.S.: The value of serial postoperative radiographs of total knee arthroplasties. J South Orthop Assoc 7 1 27-35 1998
[120] Tooma, G.S., Kobs, J.K., Thomason, H.C.3rd, Kelley, S.S.: Results of knee arthroplasty using the cemented press-fit condylar prothesis. Based on a preliminary report. Am J Orthop 24 11 831-834 1995
[121] Torzilli, P.A., Greenberg, R.L., Insall, J.N.: An in vivo biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee. J Bone Joint Surg 63A 960-968 1981
[122] Townley, C.O.: Articular-plate replacement arthroplasty for the knee joint. Clin Orthop 36 77-85 1964
[123] Unnanantana, A.: Press-fit-condylar total knee replacement: experience in 465 Thai patients. J Med Assoc Thai 80 9 565-569 1997
[124] Verneuil, A.: Affection articular du genou. Arch Med 1863
[125] Verneuil, A.: De la creation dùne fausse articulation par section ou resection partielle de l´os maxillaire inferieur, come moyen de memedier a l´ankylose vraie ou fausse de la machoire inferieure. Arch Gen Med 5 174 284 1860

[126] Vernon-Roberts, B., Freeman, M.A.R.: Morphological and analytical studies of the tissues adjacent to joint protheses: Investigations into the causes of loosening of protheses. In: Schaldach, M.(Hrsg.): Advances in artificial hip and knee joint technology. Springer Berlin Heidelberg, New York 148-186 1976
[127] Wagner, M., Schabus, R.: Fuktionelle Anatomie des Kniegelenks. Springer Berlin Heidelberg New York 1982
[128] Walker, P.S. et al.: Fixation of tibial components of knee prosthesis. J Bone Joint Surg 63 A 258-267 1981
[129] Walker, P.S.: Friction and wear in artificial joints. In: Human joints and their artificial replacements. Thomas Illinois 368-422 368 1977
[130] Walldius, B.: Arthroplasty of the knee using an endoprosthesis. Acta Orthop Scand Suppl 24 1957
[131] Walldius, B.: Arthroplasty of the knee using an endoprosthesis. Eight years of experience. Acta Orthop Scand 39 137-148 1960
[132] Walldius, B.: Prosthetic replacement of the knee joint. J Bone Joint Surg 50 B 2211 1968
[133] Waugh, T.R., Smith, R.C., Orofino, C.F.: Total knee replacement. Clin Orthop 94 196-201 1973
[134] Weightman, B.: Friction, lubrication and wear. In: Swanson, S.A.V.(Hrsg.): The scientific basis of joint replacement. Pitman Medical Turnbridge Wells United Kingdom 46 1977
[135] Willert, H.G., Buchhorn, G.H.: Biologische Fixation und knöcherne Reaktion auf zementlose Implantate - Heilung, Integration, Irritation. In: Hipp, E., Gradinger, R., Ascherl, R.(Hrsg.): Die zementlose Hüftprothese. Demeter Gräfelfingen 49-53 1992
[136] Willert, H.G., Buchhorn, G.H.: Particle desease due to wear of ultrahigh molecular weight polyethylene. Findings from retrieval studies. In: Morrey, B.F.(Hrsg.): Biological material and mechanical considerations of joint replacement. Raven New York 87-102 1993
[137] Willert, H.G., Lintner, F.: Morphologie des Implantatlagers bei zementierten und nichtzementierten Gelenkimplantaten. Langebechs Arch Chir 372 447-455 1987
[138] Willert, H.G., Semlitsch, M., Buchhorn, G.H., Kriete, U.: Materialverschleiß und Gewebereaktion bei künstlichen Gelenken. Orthopäde 7 62 1978
[139] Willert, H.G.: Differences and similarities of osteolyses from pariculate polyethylene and PMMA-bone cement. In: Willert, H.G., Buchhorn, G.H.(Hrsg.): Utlra-high molecular weight polyethylene as biomaterial in orthopedic surgery. Hogrefe & Huber Toronto Lewiston (NY) Bern Göttingen Stuttgart 89-103 1991
[140] Willert, H.G.: Tissue reactions around joint implants and bone cement. In: Chapchal, G.(Ed.) Arthroplasty of the hip. Thieme Stuttgart New York 11-21 1973
[141] Young, H.H.: Use of a hinged vitallium prosthesis for arthroplasty of the knee. A preliminary report. J Bone Joint Surg 45 A 1627-1642 1963

[Abb.] Abbildungen der drei Knieendoprothesenmodelle entnommen aus Bläsius, Klaus: Endoprothesenatlas Knie. Thieme Stuttgart New York 1995

## *G. Anhang*

1.Untersuchungsbögen

**A.1 Patientendaten**
Name:
Anschrift:
Telefon:
Geburtsdatum:
Geschlecht:
Alter:
Gewicht:
Größe:

**A.2 Präoperativer Untersuchungsbefund**

**Betroffene Seite:**
**Symptomatik seit:**

**Voroperationen**
1. keine
2. Diagnostische Arthroskopie
3. Arthroskopie und Menisektomie
4. Sonstiger arthroskopischer Eingriff
5. Arthrotomie und Menisektomie
6. Arthrotomie zu anderem Zweck
7. Synovektomie
8. Osteosynthese Tibia
9. Osteosynthese Femur
10. Bandapparateingriff
11. Prothetische Versorgung unikondylär
12. Prothetische Versorgung bikondylär
13. Umstellungsosteotomie Tibia
14. Umstellungsosteotomie Femur
15. Sonstiges

**Zustand der Gelenke**
1. normal
2. symptomatisch - keine Beeinträchtigung
3. leicht beeinträchtigt
4. stark beeinträchtigt
5. prothetische Versorgung
6. Arthrodese
7. Amputation
8. Gelenkerguß
9. Umfang: cm

**Schulter:**
**Ellenbogen:**
**Handgelenke:**
**Finger:**
**Hüfte:**
**Knie:**
**Sprunggelenk/Fuß:**
**Zehen:**
**Wirbelsäule:**

**Begleiterkrankungen**
1. keine
2. endokrin/Stoffwechsel
3. gastrointestinal
4. cardiovaskular
5. hämatologisch
6. neurologisch
7. starkes Übergewicht
8. respiratorisch
9. urogenital
10. sonstige

**Chronische Medikation**
1. keine
2. nicht steroid, entzündungshemmend
3. steroid
4. Antikoagulantien
5. Sonstige

**Aktivität des Patienten**
1. sehr aktiv (körperliche Arbeit, sportl. Aktiv)
2. aktiv (Büroarbeit, Hausarbeit mit regelm. Gehen)
3. überwiegend sitzend/leichte Hausarbeit
4. inaktiv

**Vom Stuhl aufstehen**
1. normal
2. mit Abstützen
3. mit Hilfe
4. unmöglich

**Analgeltika wegen Knieschmerz**
1. nie
2. gelegentlich
3. 1 - 3 x tgl.
4. > 3 x tgl.
5. andere Gründe

**Überwärmung**
1. nein
2. ja

**Quadrizepskraft**
1. sehr gut (unüberwindbar)
2. gut (überwindbar)
3. mäßig (Bewegung gegen Schwerkraft)
4. schlecht (keine aktive Bewegung)

**Patellaverschieblichkeit**
**(rechts): (links):**

1. gut verschieblich
2. leicht eingeschränkt
3. stark eingeschränkt
4. nicht möglich

## A.3 Knee Society Score

**Voruntersuchung**

**Allgemeine Bewertung**

**Schmerzen**
8. keine
9. gelegentlich leichte
10. leichte beim Treppensteigen
11. leichte beim Gehen und Treppensteigen
12. gelegentlich mäßige Schmerzen
13. ständig mäßige Schmerzen
14. starke Schmerzen

**Bewegungumfang**
Flexion/Extension
aktiv
passiv

**Schublade (in 90 Grad)**

| vordere | hintere |
|---|---|
| 1. keine | 1. keine |
| 2. kleiner 5 mm | 2. kleiner 5 mm |
| 3. 5 mm bis 10 mm | 3. 5 mm bis 10 mm |
| 4. größer 10 mm | 4. größer 10 mm |

**Aufklappbarkeit**

| medial | lateral |
|---|---|
| 4. keine | 1. keine |
| 5. kleiner 5 Grad | 2. kleiner 5 Grad |
| 6. bis 9 Grad | 3. bis 9 Grad |
| 7. bis 14 Grad | 4. bis 14 Grad |
| 8. >als 14 Grad | 5. >als 14 Grad |

**Beinachse**
1. Pysiologisch
2. varisch Grad
3. valgisch Grad

**Beugedefizit**
4. keine
5. bis 10 Grad
6. bis 15 Grad
7. bis 20 Grad
8. größer als 20 Grad: Grad

**Streckdefizit**
6. bis 10 Grad
7. bis 20 Grad
8. größer als 20 Grad

**Funktionelle Bewertung**

**Gehleistung**
7. unbegrenzt
8. mehr als 1000 Meter
9. bis 1000 Meter
10. weniger als 500 m
11. im Haus
12. gehunfähig

**Teppensteigen**
5. normal
6. Aufstieg normal/Abstieg mit Geländer
7. Auf- und Abstieg mit Geländer
8. Aufstieg mit Geländer/Abstieg nicht möglich
9. kein Treppensteigen möglich

**Gehbehelf**
5. keiner
6. ein Stock
7. zwei Stöcke
8. eine Unterarmgehstütze
9. zwei Unterarmgehstützen/Gehbank

**Bemerkungen**

**B. intraoperative Erfassung**

Name:
Geburtsdatum:
Operateur:
OP-Datum:
operierte Seite:
Prothesenart:

**Zementiert:**
1. nein
2. ja, Femur
3. ja, Tibia

**Synovialis**
1. unauffällig
2. leicht entzündlich
3. stark entzündlich

**Zustand des Knochens**
1. gut
2. leichte Osteoporose
3. schwere Osteoporose
4. Knochendefekte
5. schwere Osteoporose und Knochendefekte

**Lokalisation von Knochendefekten:**

**Art des Auffüllens von Knochendefekten:**

**Patellarückflächenersatz**
1. nein
2. ja

**Komplikationen**
1. keine
2. Ruptur hinteres Kreuzband
3. Ausriß vorderes Kreuzband
4. Fraktur Femur
5. Fraktur Tibia
6. Fraktur Patella
7. Verletzung mediales Seitenband
8. Verletzung laterales Seitenband
9. Sonstiges

**Durchgeführte Releases**
1. keine
2. mediale Bandstrukturen
3. laterale Bandstrukturen
4. hinteres Kreuzband
5. laterales Retinakulum
6. Kapsel

**Sonstiges:**

**C. Postoperative Erfassung**

**Wundheilung**
1. normal
2. leichte Störung (ohne Infektion)
3. ernste Störung (mit Infektion)

**Blutverlust:** ml

**post-operative Ruhigstellung**
1. keine (ohne Schiene)
2. mit Schiene

**Sonstige Komplikationen:**

**Ursache für die Ruhigstellung**
1. Beugekontraktur
2. Weichteilrelease/-Rekonstuktion
3. Refixation Tuberiositas
4. Intraoperative Frakturen
5. Sonstiges:

**Entlastung**
1. sofortige Vollbelastung
2. 50 % Entlastung nach 6 Wochen
3. 50 % Entlastung nach 12 Wochen
4. 20 kg für 4 Wochen
5. 20 kg für 6 Wochen
6. Bodenkontakt ohne Belastung 6 Wo.
7. Bodenkontakt o. Belastung 12 Wo.
8. Vollständige Entlastung 6 Wochen
9. Vollständige Entlastung 12 Wochen
10. Sonstige:

**Antibiotika (ohne Prophylaxe)**
1. keine
2. ja, Grund:

**Thrombose (wenn nachgewiesen)**
1. nein
**2.** ja

**Lungenembolie (wenn nachgewiesen)**
1. nein
2. ja

**Nervale Probleme (Pertonealnerv)**
1. nein
2. leicht
3. deutlich

**Arterielle Blutversorung**
1. normal
**2.** gestört

**D.1. Nachuntersuchung**

**Name:**
**Geburtsdatum:**
**operiertes Knie:**
**Prothesenart:**

**Zeitpunkt**
1. erste Woche nach OP
2. zweite Woche nach OP (Entlassung)
3. nach 6 Wochen (nach der Reha)
4. nach 3 Monaten
5. nach 6 Monaten
6. nach einem Jahr

**Implantatabhängige Komplikationen**
1. keine
2. Luxation Femoropatellargelenk
3. Luxation Femorotibialgelenk
4. aseptische Lockerung Femur
5. aseptische Lockerung Tibia
6. aseptische Lockerung Patella
7. Fraktur Femur
8. Fraktur Tibia
9. Fraktur Patella
10. Schmerzen unklarer Genese
11. Luxation Meniskallager
12. Fraktur/Versagen Meniskallager
13. Bandruptur
14. septische Arthritis
15. Sonstiges:

**Behandlung der Komplikationen**
1. konservativ
2. Revision (Austausch)
3. operativ:

**Komplikationen unabhängig vom Implantat**
1. keine
2. Patient verstorben/verzogen (Studienabbruch)
3. Sonstiges:

**Beeinträchtigung der Bewertung durch allgemeine Erkrankungen**
1. nein
2. leichte Beeinträchtigung
3. erhebliche Beeinträchtigung
4. allg. Erkrankungen sind dominant

**Allgemeine Erkrankungen**
1. keine
2. Rheumatoide Arthritis
3. Cerebrale Paralyse
4. Periphere Paralyse
5. Quadricepsschwäche
6. Beeinträchtigung durch andere Gelenke derselben Extremität
7. Beeinträchtigung durch andere Gelenke der gegenseit. Extremität
8. Operation an anderen Gelenken
9. schlechter Allgemeinzustand
10. Sonstiges:

**Analgetika wegen Knieschmerz**
1. nie
2. gelegentlich
3. 1 - 3 x tgl.
4. > 3 x tgl.
5. andere Gründe:

**Subjektive Beurteilung des Behandlungserfolges**
**1. Funktion: 2. Schmerzen:**

1. wesentlich besser 3. unverändert
2. etwas besser 4. verschlimmert

**Würden Sie sich noch einmal operieren lassen ?**
1. nein
2. ja

**Überwärmung**
1. nein
2. ja

**Gelenkerguß**
1. nein
2. ja
3. ja, Reoperation erforderlich
4. Knieumfang: cm (op-Seite)
5. Knieumfang: cm (Gegenseite)

**Quadrizepskraft**
1. sehr gut (unüberwindbar)
2. gut (überwindbar)
3. mäßig (Bewegung gegen Schwerkraft)
4. schlecht (keine aktive Bewegung)

**Patellaverschieblichkeit (op-Seite)**
1. gut verschieblich
2. leicht eingeschränkt
3. stark eingeschränkt
4. nicht möglich

**Rotation möglich**
1. nein
2. ja, IRO: /ARO:

**Vom Stuhl aufstehen möglich**
1. normal
2. mit Abstützen
3. mit Hilfe
4. unmöglich

## D.2. Knee Society Score

### Nachuntersuchung

### Allgemeine Bewertung

**Schmerzen**
1. keine
2. gelegentlich leichte
3. leichte beim Treppensteigen
4. leichte beim Gehen und Treppensteigen
5. gelegentlich mäßige Schmerzen
6. ständig mäßige Schmerzen
7. starke Schmerzen

**Bewegungumfang**
Flexion/Extension
aktiv
passiv

**Schublade (in 90 Grad)**

| vordere | hintere |
|---|---|
| 1. keine | 1. keine |
| 2. kleiner 5 mm | 2. kleiner 5 mm |
| 3. 5 mm bis 10 mm | 3. 5 mm bis 10 mm |
| 4. größer 10 mm | 4. größer 10 mm |

**Aufklappbarkeit**

| medial: | lateral: |
|---|---|
| 1. keine | |
| 2. kleiner 5 Grad | |
| 3. bis 9 Grad | |
| 4. bis 14 Grad | |
| 5. als 14 Grad | |

**Beinachse**
1. Pysiologisch
2. varisch Grad
3. valgisch Grad

**Beugedefizit**
1. keine
2. bis 10 Grad
3. bis 15 Grad
4. bis 20 Grad
5. größer als 20 Grad: Grad

**Streckdefizit**
1. bis 10 Grad
2. bis 20 Grad
3. größer als 20 Grad

### Funktionelle Bewertung

**Gehleistung**
1. unbegrenzt
2. mehr als 1000 Meter
3. bis 1000 Meter
4. weniger als 500 m
5. im Haus
6. gehunfähig

**Teppensteigen**
1. normal
2. Aufstieg normal/Abstieg mit Geländer
3. Auf- und Abstieg mit Geländer
4. Aufstieg mit Geländer/Abstieg nicht möglich
5. keine Treppensteigen möglich

**Gehbehelf**
1. keiner
2. ein Stock
3. zwei Stöcke
4. eine Unterarmgehstütze
5. zwei Unterarmgehstützen/Gehbank

**Bemerkungen**

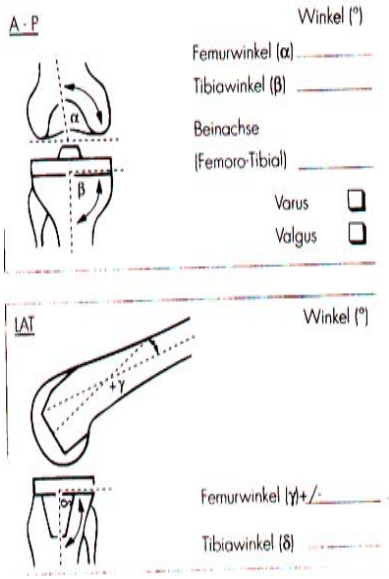
## D.3. Röntgenologische Nachuntersuchung

**Radiologische Lyseräume**
1. nein
2. ja, Lokalisation:

**Einsinken von Komponenten**
1. nein
2. ja, Lokalisation:

**Periartikuläre Verkalkung**
1. nein
2. ja, Lokalisation:

**Wanderung**
1. nein
2. ja, Lokalisation:



2. Aufklärung und Einverständnis

Sehr geehrte Patienten,

seit Juli 1998 führen wir eine wissenschaftliche Studie über Knieendoprothesen durch, welche der Qualitätskontrolle und Weiterentwicklung dient. Hierzu werden drei seit Jahren im Handel befindliche und bewährte sogenannte Oberflächenersatzsysteme miteinander verglichen. Die Patienten werden jeweils einem Prothesensystem zugeordnet. Nachfolgend erfassen wir anhand von Fragebögen Daten, die uns über die Funktionsfähigkeit ihres Knies vor der Operation und die Entwicklung nach der Operation Auskunft geben. Dazu möchten wir Sie in bestimmten Abständen zu einer Nachuntersuchung in die Ambulanz der Orthopädischen Klinik einladen. Diese Untersuchungen finden während des stationären Aufenthaltes vor der Operation und nach der Operation, sowie nach sechs Wochen, drei Monaten, sechs Monaten und einem Jahr statt. Jeweils eine Woche vor diesem Termin werden wir Sie telefonisch oder schriftlich benachrichtigen.

Für Sie ergibt sich der Vorteil einer engmaschigen und umfangreichen Kontrolle. Die Untersuchungen sind für Sie kostenlos. Sie tragen dazu bei, daß durch ständige Verbesserungen, die Zuverlässigkeit und Haltbarkeit der Knieendoprothesen weiter erhöht wird. Sie haben einen festen Ansprechpartner an den Sie sich jederzeit mit Fragen und Problemen wenden können.
Wir danken Ihnen für die Teilnahme an dieser Studie.

Dr. med. Thomas Grodzki
Orthopädische Klinik
40225 Düsseldorf

Robert Behrendt
Doktorand

---
Datum/Unterschrift

## *H. Danksagung*

Herrn Prof. Dr. med. Harry Merk danke ich für die Überlassung des Themas.

Herrn Dr. med. Thomas Grodzki danke ich für die Betreuung während des Studienverlaufs.

Herrn Dr. med. Marcus Jäger danke ich für die Betreuung während der Entstehung dieser Arbeit.

Den Krankenschwestern, Krankenpflegern und Physiotherapeuten der Orthopädischen Klinik danke ich für die Unterstützung während des Studienverlaufs.

Schließlich bedanke ich mich bei allen Patienten die an dieser Studie teilgenommen haben.

## *I. Lebenslauf*

### Persönliche Daten

Am 21.03.66 wurde ich in Willich (NRW) geboren.
Ich bin verheiratet und habe einen Sohn.

### Schulausbildung

- 8/72 - 7/76 Grundschule Krefeld-Elfrath
- 8/76 - 7/81 Hauptschule Krefeld
- 8/81 - 7/83 Fachoberschule für Handel und Wirtschaft, Krefeld
  (Abschluß: Fachoberschulreife ∅ 1,4)
- 8/93 - 12/95 Abendgymnasium des Kreises Viersen, Dependance Krefeld
  (Abschluß: Abitur ∅ 2,1)

### Berufsausbildung

- 8/83 - 7/86 Landesversicherungsanstalt Rheinprovinz, Düsseldorf
  (Abschluß: Sozialversicherungsfachangestellter)

### Wehrdienst

- 1/87 - 3/88 11. Panzergrenadierdivison, Oldenburg
  (Tätigkeit: Stabsdienstsoldat und Fahrer)

### Praktische Berufstätigkeit

- 8/86 - 1/87 Sachbearbeiter in der Versicherungs- und
- 4/88 - 4/90 Beitragsabteilung der LVA Rheinprovinz, Düsseldorf
- 5/90 - 12/94 Sachbearbeiter bei der Deutschen-Angestellten-Krankenkasse
  in Hamburg, Kempen und Krefeld

### Krankenpflegepraktikum

- 1/95 - 6/95 Pflegepraktikum am Klinikum Krefeld

### Studium

- 4/96 - 9/01 Medizinische Fakultät der Heinrich-Heine-Universität, Düsseldorf
- 10/01 - 9/02 Praktisches Jahr am Regionalkrankenhaus Bozen, Italien
  (Wahlfach: Anästhesie)

### Famulaturen

- 06.07.98 - 04.09.98 Heinrich-Heine-Universität, Orthopädische Klinik, Düsseldorf
- 14.02.00 - 14.03.00 St.Josef Hospital, Innere Medizin, Krefeld
- 15.03.00 - 31.03.00 St.Josef Hospital, Urologie, Krefeld
- 21.07.00 - 18.08.00 Praxis für Unfallchirurgie Fischer und Keulen, Krefeld
- 21.08.00 - 01.09.00 St.Franziskus Hospital, Gynäkologie u.Geburtshilfe, Bielefeld
- 11.09.00 - 29.09.00 Praxis für Allgemeinmedizin, Dr. med. Widmann, Bozen, Italien

Zusatzausbildungen

- Sonographiekurs Abdomen und Schilddrüse
- Diagnostikkurs Computertomographie
- Kurs für Tauchmedizin und hyperbare Sauerstofftherapie
- Akupunkturkurs
- Medical English

Sprachen

- Englisch
- Französisch
- Italienisch

Publikationen

T. Grodzki, H. Haak, R. Behrendt, H. Merk, R. Krauspe: „Prospektiv randomisierte Vergleichsstudie frühfunktioneller Ergebnisse zweier Kniegelenksendoprothesensysteme - Rotationsplateau versus fixiertes Polyethyleninlay“ Z Orthop Ihre Grenzgebiete 2001;139 (5):393-6