

Aus der Klinik für Orthopädie des Centrums für Muskuloskeletale Chirurgie  
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Einflussfaktoren auf das Outcome nach endoprothetischem  
Kniegelenkersatz

zur Erlangung des akademischen Grades

Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät

Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Herrn Jörn Adam

aus Prenzlau

Gutachter: 1. Prof. Dr. med. C. Perka  
2. Prof. Dr. med. F. Buttgereit  
3. Prof. Dr. med. M. Faensen

Datum der Promotion: 27.03.2009

# Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	
1.1 Die Gonarthrose	04
1.1.1 Formen der Gonarthrose	04
1.1.2 Behandlung der Gonarthrose	05
1.1.3 Der Retropatellarersatz	16
1.2 Funktionelle Anatomie des Kniegelenkes	16
1.3 Biomechanik des Kniegelenkes	18
1.4 Hypothesen	25
2 Patienten und Methoden	
2.1 Patientenrekrutierung und Auswahlkriterien	26
2.2 Klinische Evaluation	27
2.3 Versuchsaufbau	30
2.4 Untersuchung	32
2.5 Datenverarbeitung	33
2.6 Statistik	35
3 Ergebnisse	
3.1 Demographische und operative Daten	36
3.2 Labor chemische Daten	48
3.3 Klinische Nachuntersuchung	51
3.4 Klinische Scores	54
3.5 Radiologische Auswertung	58
4 Diskussion	64
5 Zusammenfassung	74
6 Literatur	75
7 Bildquellen	82
8 Anlagen	83

# 1. Einleitung

## 1.1 Die Gonarthrose eine Indikation zur Knieendoprothese

Ab dem 50. Lebensjahr sind bei 50 % der Bevölkerung radiologische Arthrosezeichen zu finden, ab dem 70. Lebensjahr sogar bei jedem.

Die Gonarthrose gehört zu den drei häufigsten gestellten orthopädischen Diagnosen die zu einer Rehabilitationsbehandlung führen. Sie verursacht daher große Kosten, so dass eine frühe effektive Behandlung aus wirtschaftlicher Sicht eine hohe Kostenersparnis ist (35).

Unterschieden werden der mediale Gelenkaufbruch mit in der Regel Varusfehlstellung der Extremität, der laterale Gelenkaufbruch mit in der Regel Valgusfehlstellung der Extremität und der generalisierte Gelenkaufbruch. Sämtliche Formen können mit oder ohne Beteiligung des femoropatellaren Gelenkanteils auftreten (1).

### 1.1.1 Formen der Gonarthrose

Definiert ist die Gonarthrose als Summe der degenerativen Veränderungen des Kniegelenkes, die nicht primär entzündlicher Natur sind. Die Ätiologie der primären Gonarthrose ist unbekannt (17).

Zum anderen gibt es sekundäre Gonarthrosen, sie können durch eine veränderte posttraumatischen Statik mit Achsfehlstellung nach Meniskusverletzung oder —schäden, mit Kapsel- und Bandverletzungen und Frakturen entstehen (15, 16).

Zusätzlich kommen z.B. Chondrokalzinosen oder auch Hämophilie in Frage (13, 14).

Die rheumatoide Arthritis mit ihrem stadienhaften Verlauf und arthritischen Schüben stellt eine weitere Ursache dar (2).

Nach den Diagnosekriterien des American College of Rheumatology (ACR) liegt eine Arthrose des Knies vor, wenn Knieschmerzen und radiologisch nachweisbare

arthrotische Umbauprozesse z.B. Osteophyten und Veränderungen der Synovialflüssigkeit (klar, viskös, Zellzahl unter 2000/ $\mu$ l) gemeinsam mit mindestens einem der folgenden Symptome auftreten (89):

- Der Patient ist älter als 50 Jahre
- Die Morgensteifigkeit beträgt mehr als 30 Minuten
- Krepitation bei aktiver Bewegung
- Knieschmerzen in mehr als der Hälfte der Tage des zurückliegenden Monats

### 1.1.2 Behandlung der Gonarthrose

Gonarthrosen können grundsätzlich auf unterschiedliche Weise behandelt werden.

Das ACR empfiehlt als Basismaßnahmen eine Gewichtsreduktion, Physiotherapie und Muskelaufbau zur Schmerzlinderung, Durchblutungsförderung und zum Abtransport von Stoffwechselprodukten. Orthopädie technische Hilfsmittel wie Schuheinlagen oder Gehstützen sollen die biomechanische Situation verbessern. Meist sind alle genannten Möglichkeiten nicht im Stande das Fortschreiten der Erkrankung aufzuhalten, sondern verschaffen lediglich Schmerzlinderung (18).

Der Einsatz von nicht-steroidalen Antirheumatika (NSAR) oder selektiven Cox-2-Hemmern sollte parallel zu physikalischen Maßnahmen immer bei Schmerzen erfolgen. Studien haben gezeigt, dass die Verwendung von NSAR eines der wichtigsten Standbeine der Arthrosebehandlung darstellt. Sie zeigen, dass sie effektiv in der Behandlung der primären Osteoarthrose des Knies sind. Besonders zeigt sich eine gute Wirkung von Diclofenac, Ibuprofen und Acetaminophen (3,19). Vor Einsatz dieser Medikation sollte auf erhöhte Risikofaktoren geachtet werden. In einem Alter ab 65 Jahren ist in 20 bis 30% der Fälle mit gastrointestinalen Beschwerden, besonders mit peptischen Ulcera zu rechnen. Eine zusätzliche Protektion mit Protonenpumpeninhibitoren sollte bei einer Therapie mit NSAR

erfolgen (20 - 22). Bei Acetaminophen sollte bei gleichzeitiger Behandlung mit Warfarin eine Dosisanpassung erfolgen (23, 24). Für Patienten mit terminaler Niereninsuffizienz ist Acetaminophen das Mittel der Wahl (25).

Selektive Cox-2-Hemmer sind bei entsprechender Anamnese im Bezug auf peptische Ulcera indiziert. Die Wirkung ist vergleichbar mit der von unselektiven NSAR. Eine Einschränkung betrifft Patienten mit Hypertonie, kongestiven Herzfehlern oder Niereninsuffizienz. Hier ist eine Überwachung notwendig (26, 27).

Als weitere Therapeutika sind Kortikosteroide zu sehen. Sie inhibieren die Phospholipase A2, reduzieren damit die Freisetzung der Arachidonsäure und verhindern so die Bildung von Prostaglandinen, Thromboxanen und Leukotrienen. Pharmakologisch zeigen sie antiinflammatorische, antiallergische und membranstabilisierende Eigenschaften (28). Aufgrund ihres nicht unproblematischen Verträglichkeitsprofils werden Kortikosteroide heutzutage fast nur noch bei aktivierter Arthrose mit Gelenkerguss und zur Unterstützung der physikalischen Therapie empfohlen (29). Als größtes Risiko der intraartikulären Injektion von Kortikosteroiden bleibt mit einem Risiko von 1:35000 die bakterielle Gelenkinfektion (30 - 33).

Die intraartikuläre Injektion von Hyaluronsäure ist ein weiterer Behandlungsansatz der Gonarthrose.

Der hyaline Gelenkknorpel überzieht die artikulierenden Knochenenden als eine bis zu 7mm dicke Schicht. Hauptbestandteil ist zu 70-80 % Wasser. Neben Wasser besteht die extrazelluläre Matrix hauptsächlich aus Kollagen. Mit 95 % kommt dabei dem Kollagen Typ II die größte Bedeutung zu. Kollagen Typ IX und XI machen nur einen sehr geringen Anteil aus (36). Die übrige extrazelluläre Matrix wird im wesentlichen durch Glucosaminglycan gebildet. Ein wesentliches Glucosaminglycan

ist die Hyaluronsäure. Sie tendiert zur Netzwerkbildung, besitzt eine sehr hohe Wasserbindungskapazität und ist entscheidend für die Viscoelastizität im Gelenk (37). Nach heutigem Kenntnisstand hat die in der Knorpelmatrix aber auch die in der Synovialflüssigkeit enthaltene Hyaluronsäure eine Reihe von Funktionen. Sie dient der Reduktion von Reibungs- und Scherkräften. Sie bedeckt aber auch die Nocizeptoren und verhindert somit die Schmerzentstehung, dient als zelluläres Sieb und wirkt migrationshemmend. Ihre viscoelastischen Eigenschaften sind mit entscheidend für die Funktionalität des Gelenkes (38). Die Hyaluronsäure kann aus Hahnenkamm aber auch durch Fermentation von apathogenen Staphylokokken gewonnen werden (39). Durch Spaltung von Hyaloronidasen wird die Hyaluronsäure abgebaut. Daher wird für die Arthrosebehandlung hochmolekulares Hyaloron verwendet (>1 Mio. Da). Sie bewirken einen temporären Ersatz bzw. eine Ergänzung der Synovialflüssigkeit. Es resultiert eine Verbesserung der rheologischen Eigenschaften der Synovialflüssigkeit, eine Herabsetzung der Schmerzrezeptorensensibilität, antiinflammatorische Eigenschaften aber auch reparative Effekte wie die Steigerung der endogenen Hyaluronsäure-Synthese. Somit ist die Hyaluronsäureinjektion eine mögliche weitere Behandlungsform der Arthrose (34, 37, 38). Allergische Reaktionen stellen ein Problem nicht synthetischer Präparate dar. Bei der Gewinnung auf Basis von genetisch veränderten Staphylokokken ist das Risiko einer allergischen Reaktion geringer.

Nach Ausschöpfung der konservativen Therapie stellt die operative Versorgung den nächsten Schritt dar.

Die operative Therapie der Kniegelenksarthrose wird heute grundsätzlich mit zwei verschiedenen Herangehensweisen durchgeführt, zum einen die gelenkerhaltende Therapie und zum anderen der endoprothetische Gelenkersatz. Die Entscheidung für eine der beiden Formen wird individuell getroffen. Eine Rolle spielen dabei das operative Risiko, das Alter des Patienten und eventuelle Begleiterkrankungen.

Die *gelenkerhaltenden Therapien* besteht in einer Kniegelenksarthroskopie und der Umstellungsosteotomie. Hierzu zählen die Anbohrung des subchondralen Knochens nach Pridie (40) die Spongiosierung nach Ficat (41), die arthroskopische Abrasionsarthroplastik nach Johnson (42), die Eispickelmethode nach Rodrigo (43) oder die Mikrofrakturierung nach Sprague (44). Leider zeigen Studien, dass nach primär guten Ergebnissen bereits nach fünf Jahren nur noch 48-62 % gute Ergebnisse aufweisen (45, 46). Mit der Verwendung von Periost und Perichondrium als chondrogenem Material ist erst kürzlich begonnen worden. Bruns (47) führte 1997 eine Studie mit 25 Patienten durch, bei denen 80 % gute und sehr gute Ergebnisse durch Auffüllung des Knorpeldefektes mit Perichondrium erzielt werden konnten. Lorentzen (48) führte eine Studie mit 25 Patienten durch, bei denen Patelladefekte mit Periost aufgefüllt wurden. Dabei zeigten sich 16 exzellente und 9 gute Ergebnisse, wobei 12 Patienten das gleiche sportliche Niveau wie vor der Erkrankung erreichten. Die amerikanische Literatur empfiehlt die Transplantation von Chondrozyten in der Methode nach M. Brittberg et al (49).

Die reine Lavage hat heute eine geringere Bedeutung, da nur vereinzelt positive Effekte im Sinne einer Besserung einer reaktiven Synovitis bei bestehender aktivierter Gonarthrose erreicht werden können (50). Das Knorpeldebridement ist ein wichtiger Bestandteil der Arthrotherapie. Es ist in den 80er Jahren eingeführt worden und stellt heute eine Routinemethode dar (51). Hierbei werden mittels Fräsen Auffaserungen abgetragen und der Knorpel geglättet, so dass eine



Entzündungsreaktion gebessert werden kann (52). Die Arthroskopie hat sich als diagnostisches Mittel vor Umstellungsosteotomien bewährt, um einen Überblick über den Knorpelschaden zu erhalten.

Umstellungsosteotomien sind ebenfalls in der Lage, zufriedenstellende Ergebnisse hinsichtlich der Gehstrecke und der Schmerzreduktion zu erreichen (53). Im Früh- und Intermediärstadium kann man mit der Umstellungsosteotomie eine Besserung erzielen (54). Eine Form stellt die valgusierende öffnende Umstellungsosteotomie der Tibia mit Plattenfixateur dar. Das Ziel ist die Behandlung der unikompartimentellen medialen Gonarthrose bei Varusdeformität (90, 91). Die Verlagerung der mechanischen Tragachse (Mikulicz-Linie) nach lateral zur Entlastung des medialen Kompartments ist das Ziel. Die hohe valgusierende Umstellungsosteotomie kann bei jungen und körperlich aktiven Patienten die endoprothetische Versorgung hinauszögern. Sie hat sich bewährt und führt zu guten Ergebnissen und hat sich als Behandlungsverfahren der medialen Gonarthrose etabliert (92).

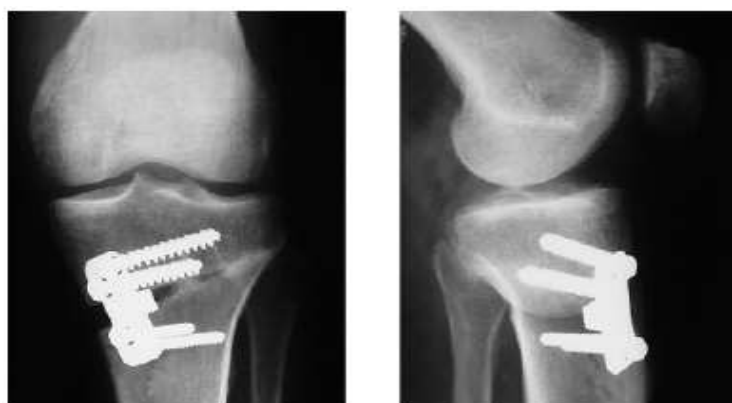


Abbildung 1: Medial öffnende Osteotomie (deut. Zeitschrift f. Sportmedizin Jahrgang 54 2003)

Der Eingriff wird häufig auch wie von Coventry (90) und Marquet (93) beschrieben, in der closed wedge Technik von lateral unter Entnahme eines Knochenkeils durchgeführt.

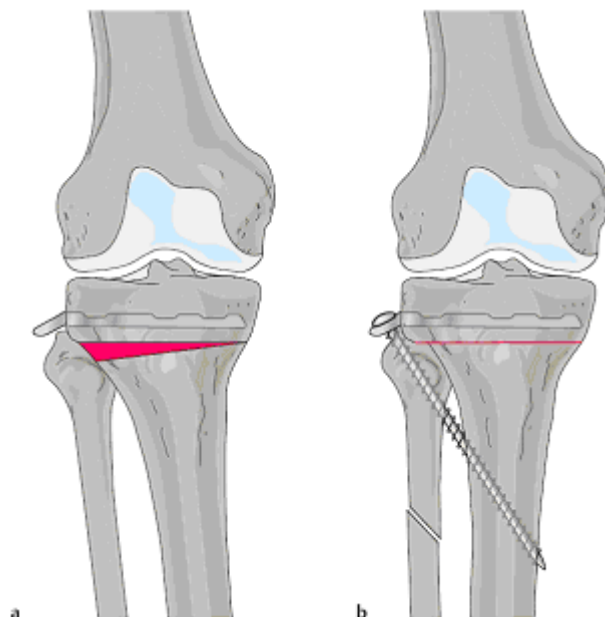


Abbildung 2: Lobenhoffer et al. Kniegelenknahe Osteotomie 2006 Georg Thieme Verlag KG

(a) Entnahme eines lateralen Knochenkeils und (b) Durchführung einer Fibulaosteotomie

Die laterale Vorgehensweise bedingt allerdings eine Fibulaosteotomie oder eine Lösung des Tibiofibulargelenkes und eine Osteosynthese am lateralen Tibiakopf. Das hierbei erforderliche Ablösen der Extensorenmuskulatur am lat. Tibiakopf birgt das Risiko einer Schädigung des N. Peroneus.

Gegenüber der lateral schließenden Technik bietet die medial öffnende Technik den Vorteil von nur einer Osteotomie, eine Fibulaosteotomie mit Präparation des N. Peroneus und die Ablösung der Extensorenmuskulatur werden vermieden und es entsteht keine Beinverkürzung. Das langsame Aufspreizen des Osteotomiespaltes ermöglicht eine intraoperative Anpassung der Achskorrektur.

Als weitere operative Methode kann der *endoprothetische* Gelenkersatz zur Therapie der Gonarthrose gezählt werden. Hierzu zählt der partielle und der komplette künstliche Gleitflächenersatz. Heute werden viele Prothesenmodelle verwendet. Im wesentlichen unterscheiden sich die verschiedenen Typen in der Art der Verankerung, der Zahl der ersetzten Gelenkflächen sowie der Zahl der

Freiheitsgrade und damit dem Stabilitätsgrad. Grob lassen sich die Prothesentypen auf vier Grundprinzipien zurückführen. Nach der international normierten Klassifizierung (ISO 7207/1) von 1985 unterscheidet man folgende Typen (7):

- 1) Teilersatz (mit weiterer genauer Differenzierung)
- 2) Ungekoppelte totale Knieendoprothese
- 3) teilweise gekoppelte Knieendoprothese
- 4) vollgekoppelter totaler Kniegelenkersatz

Außerdem wird zwischen zementierter und nicht zementierter Verankerungstechnik unterschieden (55,56). Die Auswahl des Prothesentypen hängt von verschiedenen Faktoren ab. So sind u.a. Art, Ausdehnung und Lage des Gelenkschadens, Zustand des Bandapparates und Alter des Patienten Einflussgrößen, die bei der Wahl des Prothesentypes berücksichtigt werden müssen (57).

Die *Schlittenprothese* findet ähnlich der Umstellungsosteotomie seine Indikation, wenn z.B. bei Varus- oder Valgusgonarthrose nur ein Kompartiment betroffen ist. Vorteile dieses Systems sind der geringe Knochensubstanzverlust und das geringere Operationstrauma bei der Implantation. Damit ist es in erster Linie für sehr alte und sehr junge Patienten geeignet und bietet bei Versagen Rückzugsmöglichkeiten hinsichtlich des Austausches gegen das nächst größere Standardimplantat. Mit mittleren Standzeiten von 7 Jahren für das mediale Kompartiment und 5 Jahren für das laterale Kompartiment kann der unikompartimentelle Gelenkersatz bei jüngeren Patienten möglicherweise nur eine mittelfristige Lösung sein (8, 58). Dieser Prothesentyp wird gewählt, wenn eine intakte Kooperation der aktiven und passiven Gelenkstabilisatoren erhalten ist (9).

Das *ungekoppelte totale Prothesensystem* beinhaltet immer den gesamten Ersatz der korrespondierenden femoralen und tibialen Gelenkfläche, ohne miteinander verbunden zu sein. Die Femurkondylen sind dabei meist nach medial und lateral abgeflacht. Er ist wie der unikompartimentelle Ersatz auf einen funktionierenden Kapsel-/ Bandapparat angewiesen und erfordert ebenfalls bei der Implantation wenig Knochenresektion. Der Oberflächenersatz erhält weitgehend den normalen Bewegungsablauf des Knies und stellt heute die Standardlösung dar. Die Standzeiten betragen 98,1% nach 10 Jahren bzw. 91,9% nach 20 Jahren (58, 99, 100). In operationstechnischer Hinsicht stellt diese Art des Oberflächenersatzes sehr hohe Ansprüche (10, 11). Beispiele für Oberflächenimplantate sind die in der Studie verwendeten Modelle PFC-Sigma, rotierende Plattform, kreuzbanderhaltend und das Natural Knee II (NK II), feste Plattform, kreuzbanderhaltend.



Abbildung 3: Natural Knee II (Zimmer 1985)



Abbildung 4: PFC-Sigma (DePuy 1977)

Die meisten Patienten werden mit einer sog. „Fixed-Bearing“ Knieendoprothese versorgt. Hierbei ist das Polyethyleninlay auf der tibialen Basisplatte mit einem modularen Steck-Klammer-Mechanismus fest fixiert. Eine Makrobewegung ist somit in der Übergangszone zwischen Polyethylen und Tibiaplateau nicht möglich. Die Gelenkbeweglichkeit findet ausschließlich zwischen der Polyethylen- und Femurkomponente statt. Bei einer Bewegung des Kniegelenkes gleitet die femorale

Metallkomponente über das Polyethylen der Tibia. Aus anatomischen Gegebenheiten sind die Femurkondylen nicht kreisrund und es kommt zu unterschiedlichen Belastungen, damit entstehen Spannungsspitzen im Polyethylen und es kommt zu Abrieb- und Delaminationsprozessen. Unter Delamination versteht man hierbei Ermüdungsfrakturen des Polyethylens bei Überschreitung der materialspezifisch tolerierten Grenzspannung. Die mechanische Qualität des Polyethylens hängt unter anderem vom Herstellungsprozess und dem Sterilisationsverfahren ab. Um die Wahrscheinlichkeit oberflächennaher Ermüdungsschäden zu reduzieren, wird für das Tibiaplateauinlay eine Mindestdicke von 4 mm gefordert (64). Als Folge von Alterungsprozessen wird das Polyethylen spröde, die hohen punktuellen Druck- und Zugbelastungen können mit der Zeit zur Ablösung größerer Stücke führen.

Eine der Symbiose aus Kongruenz der Kontaktflächen auf der einen Seite und Erhalt einer möglichst physiologischen Kinematik mit optimierter Funktion und verminderter Scherbelastung des Prothesenlagers auf der anderen Seite, wird mit der Verwendung von beweglichen tibialen Einsätzen angestrebt. Zwischen Einsatz und Basisplatte wird eine zusätzliche Bewegungsebene eingeschaltet, was die Vorteile eines kongruenten Oberflächendesigns unter Vermeidung der Nachteile bieten soll. Bei der rotierenden Plattform (Mobile-Bearing) kann sich der tibiale Einsatz zwar drehen aber nicht nach ventral oder dorsal gleiten. Diese Konstruktion soll eine höhere Kongruenz in der Frontalebene ermöglichen, da die Rotationsebene in einer separaten Bewegungsebene zwischen Einsatz und Basisplatte lagert. Hinsichtlich des Roll-Gleit-Mechanismus sind die Konstruktionen wie starre Plattformen anzusehen. Dieses Prinzip bewirkt bei kondylärem Design mit hohem Konformitätsgrad der tibiofemorale Artikulationspartner über eine größere Kontaktfläche, geringere Kontaktbelastungen mit reduzierter Oberflächenspannung

und führt somit zu einem geringeren Verschleiß. Knieendoprothesen mit rotierender Plattform ermöglichen eine Trennung der Kopplung von Translations- und Rotationsbewegung (65). Eine zusätzliche Trennung der Artikulationsfläche in zwei Gleitteile soll den Polyethylenverschleiß reduzieren (66).

Mobile-Bearing wurden Mitte der 70er Jahre bzw. Anfang der 80er Jahre entwickelt, als man sich mit der Ursache vorzeitiger Prothesenlockerungen beschäftigte. 1974 ließen sich John Goodfellow und John O'Connor das Konzept patentieren und es wurde 1978 der Öffentlichkeit vorgestellt. Später folgte das LCS-System (Low-Contact-Stress), welches von DePuy entwickelt wurde (67 - 69).

Zusammenfassend kann man sagen, es existieren viele Ursachen im Design für den Verschleiß der Polyethylenkomponente. Zum einen tritt der Verschleiß an den artikulierenden Oberflächen auf, zum anderen spielt sich die Abnutzung an der Unterfläche des Polyethylens ab (70). Es artikulieren die Femurkondylen mit der Oberseite des Inlays, distal artikulieren die tibiale Basisplatte und die Unterseite des Inlays. Der Vorteil der mobilen Plattform liegt in der verringerten Belastung durch die relative Verlagerung zwischen tibialer und femoraler Komponente. Dreh- und Scherbelastungen können zum Teil an das Weichgewebe übertragen werden ähnlich dem gesunden Knie. Dadurch werden Belastungen und Spannungen verringert an das Implantat-Knochen-Interface weitergegeben (71).

Bis heute gibt es keinen Beweis, dass eine rotierende Plattform einer festen Plattform überlegen ist. Mobile Komponenten benötigen immer eine mechanische Befestigung, die versagen und zu Instabilität führen kann (72,73). Für die Implantation kann eine verbesserte klinische Funktionalität sprechen. Ausreichende Belege hierfür gibt es nicht. Ebenso gibt es keine Studie welche eine geringere Versagerquote gezeigt hat. Auch das Argument jüngerer und aktiveren Patienten eine bessere Beweglichkeit zu gewährleisten ist nicht belegt (74). Das bisher

deutlichste Argument eines geringeren Verschleißes aufgrund einer erhöhten Konformität zeigt im Vergleich zu Studien mit fixierter Plattform keinen Unterschied (74).

Der Übergang von ungekoppelten Modellen zu gekoppelten Modellen ist fließend. Es gibt sogenannte „semiconstraint“ (*teilweise gekoppelten*) Modelle, welche einen Sockel in der tibialen Laufbahn haben. Dieser verhindert ein ventrales Gleiten des Femurs und gibt je nach Bauart eine gewisse Stabilität nach medial und lateral. Eine Indikation für diese Prothesen sind Varus- oder Valgusfehlstellungen mit Überdehnung des Kapselbandapparates. Ein weiterer möglicher Einsatzpunkt dieses Prothesensystemes wäre bei einem Genu recurvatum mit deutlicher Beeinträchtigung der hinteren Kapsel (12).

Der letzte Schritt geht zum *vollgekoppelten Totalersatz (achsgekoppelte Scharnierprothese)*. Er beschränkt die Freiheitsgrade des Gelenkes auf den Faktor eins. Hier kann das Femur sich nur um die Querachse drehen. Es besteht somit nicht mehr der physiologische Bewegungsablauf im Kniegelenk. Als Rückzugsprothese nach Rückschlägen mit anderen Prothesensystemen, bei Tumoren in Gelenknähe, bei Bandinstabilität, Beugekontrakturen und sogar bei Ankylosen bietet dieser Prothesentyp eine Alternative um die Funktion eines derart geschädigten Gelenkes wieder herzustellen (13, 14, 59). Den vollgekoppelten Totalersatz durch ein anderes Modell zu revidieren ist schwierig, da die starken Scherkräfte, die auf dieses starre Gelenk wirken, eine gute Befestigung im Knochen benötigen. Dies geschieht mittels relativ langer Stans, welche einen hohen Knochenverlust erfordern (58). Mit einer durchschnittlichen Standzeit von 14-20 Jahren bis zur Lockerung zeigt sich ein gutes Langzeitergebnis (59). Wegen der

entstehenden Scherkräfte sind sie allerdings am anfälligsten für Schaffbrüche. Auch treten bei diesem Modell am ehesten Patellaprobleme auf, weil das Zurückrollen des Femurs und damit die Verminderung des Anpressdrucks der Patella in der Flexion unmöglich ist (58).

### 1.1.3 Der Retropatellarersatz

Mitte der 70er Jahre wurde die Patella als Problem und Ursache von persistierenden anterioren Knieschmerzen erkannt. Sowohl eine Führungsrinne an der Femurkomponente für die Patella als auch ein Patellarückflächenersatz wurden hierauf hin entwickelt. Zunächst wurden einfache Polyethylenimplantate auf der Rückseite der Patella implantiert. Später entwickelte man sog. „metal backed“-Varianten. Diese bestehen aus einer strukturierten metallenen Basisplatte mit einem Polyethylenanteil und können zementfrei implantiert werden. Mit dieser Einführung nahm die Problematik ab. Neue Probleme bestanden in vermehrten Patellafrakturen, Lockerungen sowie Brüchen oder Abrieb des Implantates (60). Bis heute ist der Patellarückflächenersatz ein kontrovers diskutiertes Thema (61 - 63). Indikation für einen Retropatellarersatz sind z.B. eine ausgeprägte Retropatellararthrose und die rheumatoide Arthritis. Gegen einen Ersatz sprechen z.B. eine schlechte Knochenqualität sowie ein jüngeres Patientenalter mit hohem Aktivitätsniveau (61).

## 1.2 Funktionelle Anatomie des Kniegelenkes und der Patella

Die Patella ist das größte Sesambein des Körpers. Dieses Sesambein hat drei Seiten und ist in die Quadricepssehne so eingefügt, dass die Basis der Patella nach oben und die Spitze der Patella in Richtung Fußspitze zeigt. Die dorsale Seite der Patella ist mit einem Überzug aus hyalinem Knorpel versehen. Die durch einen vertikalen First geteilte Rückseite zeigt eine den Femurkondylen entsprechende nach lateral



größere und nach medial kleinere Gleitfläche. Gut tastbare Strukturen sind die seitlichen Ränder und bei entspanntem Oberschenkel die Patellaspitze. Das Ligamentum patellae zieht von der Patella zur Tuberositas tibiae und ist als gemeinsame Endsehne der Quadricepsmuskeln zu betrachten. Die Faserzüge der Mm. vasti medialis und lateralis laufen an der Randbegrenzung der Patella entlang und bilden dort das Retinaculum patellae medialis und lateralis. Sie strahlen in das Ligamentum patellae ein und sind in den Kondylen des Femurs verankert. Hauptaufgabe der Patella ist es, den Hebelarm des M. quadriceps und damit das Drehmoment zu vergrößern. Somit stellt die femoropatellare Gleitfläche die am stärksten belastete Zone des Kniegelenkes dar (75).

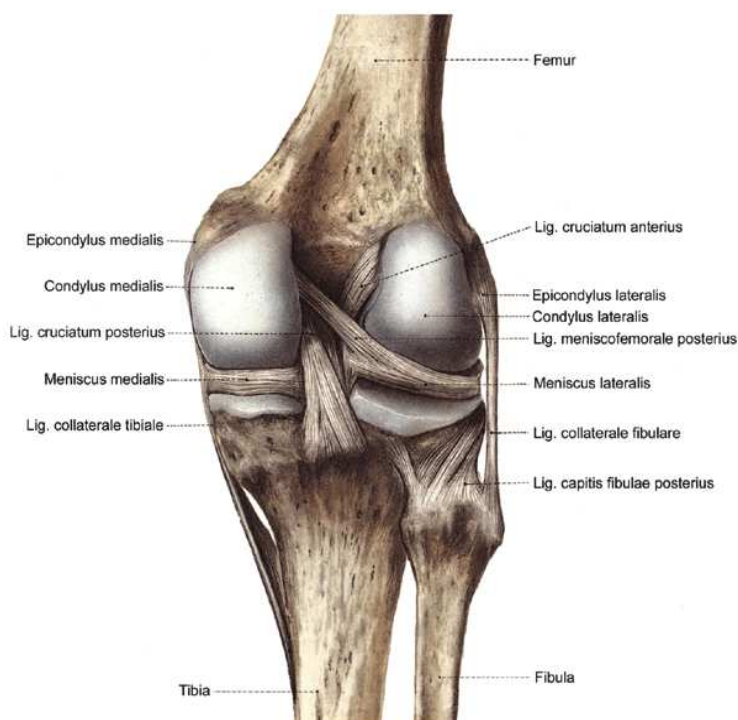


Abbildung 5: Dorsalansicht des eröffneten Kniegelenkes, aus Rauber, Kopsch 1987

### 1.3 Biomechanik des Kniegelenkes

Prinzipiell besitzt das Kniegelenk sechs Freiheitsgrade. Diese sind zur Artikulation in Form von Extension, Flexion aber auch Rotation notwendig. Man unterscheidet in dieser Hinsicht drei Rotations- und drei Translationsebenen (84).

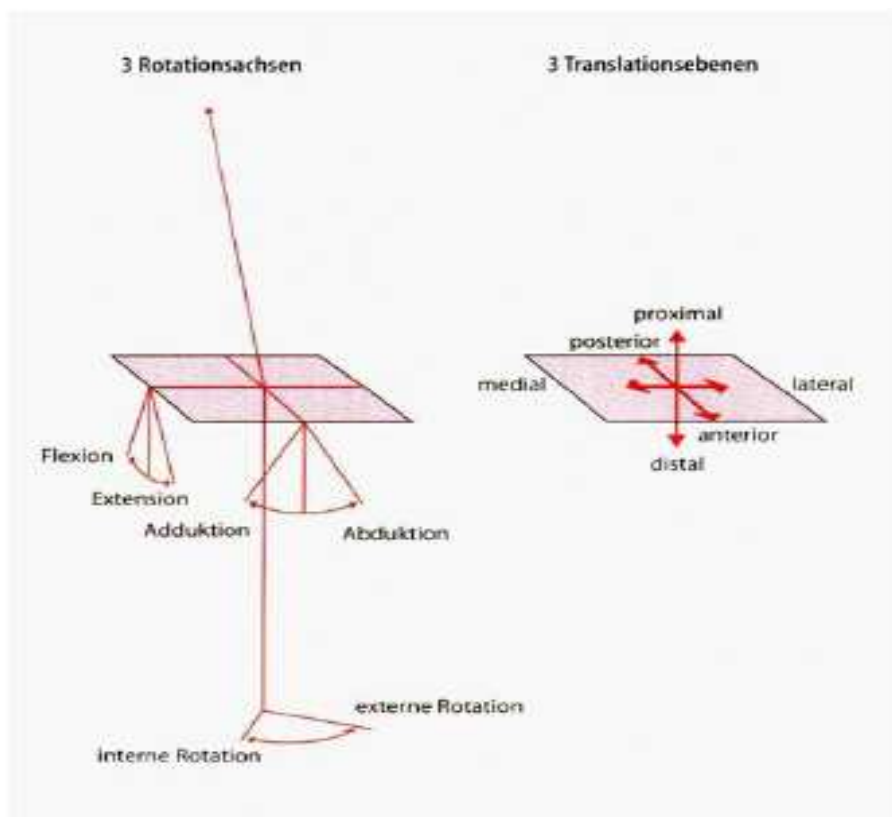


Abbildung 6: Bewegungsachsen des Kniegelenkes; aus Jerosch und Heisel 1997

Das Knie nimmt in vielerlei Hinsicht eine Sonderstellung ein. Es ist nicht nur das größte und komplizierteste Gelenk des Körpers sondern auch das anfälligste. Durch das Tragen des nahezu gesamten Körpergewichtes ist es in Verbindung mit langen Hebeln, großen Kräften ausgesetzt (76). Der Gelenkmechanismus ist durch die Form der drei beteiligten Gelenkkörper komplex. Anatomisch lässt es sich in den Abschnitt Femoropatellargelenk, Femorotibialgelenk teilen. Knochen, Knorpel, und der Bandapparat bilden miteinander eine funktionelle Einheit.

Die große Beweglichkeit wird durch die dreidimensionale Geometrie der Gelenkkörper ohne wesentliche ossäre Führung erreicht. Für die notwendige

Gelenkführung und Stabilität sind im wesentlichen zwei Faktoren verantwortlich, die *passiven* und die *aktiven* Stabilisatoren.

Zu den *passiven* Stabilisatoren zählen der Innen- und Außenmeniskus, das vordere und hintere Kreuzband, Innen- und Außenband und die Gelenkkapsel.

Die Menisken können als mobile Gelenkflächen angesehen werden. Die Aufgaben erstrecken sich über Lastverteilung, gewichttragende, energieabsorbierende und stabilisierende Funktion (76). Aufgrund ihrer Form ist es ihnen möglich teilweise Gelenkinkongruenzen auszugleichen. Der Innenmeniskus ist aufgrund seiner Verwachsung mit dem Lig. collaterale mediale weniger beweglich und daher anfälliger für Verletzungen. Die Kreuzbänder mit ihrer zentralen Lage im Kniegelenk bestimmen entscheidend den Roll-Gleit-Mechanismus. Sie werden auch als „Zentralpfeiler“ bezeichnet (76). Das vordere Kreuzband läuft von der Innenseite des lat. Femurkondylus zur Eminentia interkondylaris, während das hintere Kreuzband einen gegenläufigen Verlauf vom medialen Femurkondylus zum Schienbeinhöcker nimmt. Die Hauptfunktion des vorderen Kreuzbandes ist die Stabilisierung in der Streckstellung, als Hauptstabilisator des flektierten Knies gilt das hintere Kreuzband (5). Beide Kreuzbänder stabilisieren das Knie auch in anterioposteriorer Richtung und begrenzen ihrem Verlauf folgend die Innenrotation.

Die Seitenbänder stabilisieren das Knie im Stand und gewähren eine seitliche Führung. Bei der Flexion sind die Seitenbänder weitestgehend entspannt um eine Rotationsbewegung möglich zu machen. In Streckung sind sie gespannt und gewährleisten eine seitliche Stabilität des Standbeines.

Die zweischichtige Gelenkkapsel, insbesondere die Kapselbänder Retinaculum patellae mediale und laterale (Reservestreckapparat) übernehmen einen Teil der Kniegelenksstabilisation. Zusätzlich haben die Kapselverstärkungen im

Kniekehlenbereich einen Überstreckungsschutz und schränken die Außenrotation ein.

Von den *aktiven* Stabilisatoren hat der M. quadriceps femoris die größte Bedeutung. Er zentralisiert die divergierenden Kräfte seiner verschiedenen Anteile und überträgt sie über die Patella auf das Kniegelenk. Sein medialer Anteil (M. vastus medialis), kann auch als „Spiegel“ des Kniegelenkes bezeichnet werden, da mechanische Störungen im Kniegelenk oft mit einer Atrophie des Muskels einhergehen (76).

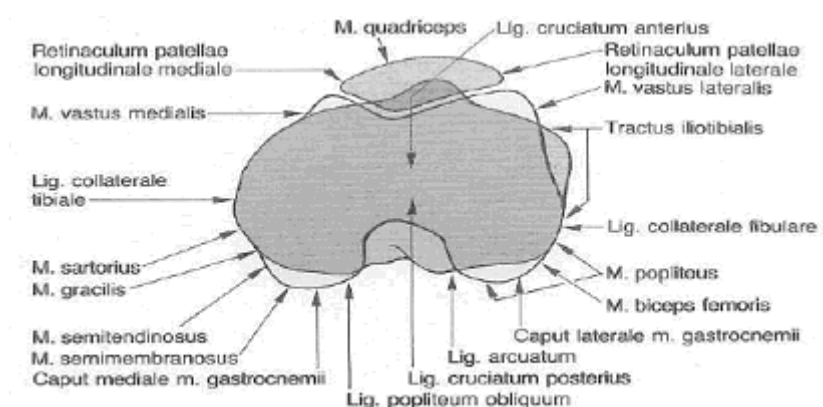


Abbildung 7: Rauber A, Kopsch F, Anatomie des Menschen Band I, Bewegungsapparat Thieme-Verlag, Stuttgart 1987 Aufsicht der artikulierenden Skelettelemente, stabilisierende Band- und Muskelkräfte

Der anatomische Aufbau des Kniegelenkes lässt funktionell eine Beugung, eine Streckung aber auch eine Rotation in Beugung zu. Es ergibt sich die Kombination aus Scharnier- und Radgelenk. Aus der Streckstellung heraus gelingt in der Frontalebene eine aktive Beugung bis  $130^\circ$ , zusätzlich kann eine weitere allerdings passive Beugung von zusätzlich  $20-30^\circ$  erzielt werden (77).

Es ist die Geometrie des Kreuzbandverlaufes, die in Verbindung mit der Kondylenform eine große Bedeutung für den Bewegungsablauf hat. Die Kreuzbänder bilden eine sogenannte „Viergelenkkette“, welche eine spezifische Bewegung der

Gelenkkörper zueinander erzwingt. Daher kommt es auch zu einer Schlussrotation, die die Außendrehung des Unterschenkels um 5-10° zum Oberschenkel in den letzten 20° der Streckung ermöglichen. Hier ist das vordere Kreuzband gespannt bevor die Seitenbänder ihre maximale Spannung erhalten. Durch den schrägen Verlauf des vorderen Kreuzbandes und der asymmetrischen Form der Femurkondylen erfolgt eine Außenrotation des Unterschenkels. Die jetzt angespannten Seitenbänder stellen das Femorotibialgelenk fest und die Kontaktfläche zwischen Kondylen, Menisken und Tibiaplateau ist am größten, da die Kondylen hier ihre geringste Krümmung aufweisen (76).

Durch die Flexion wird das Rotationsausmaß erhöht. Hierbei tritt eine Entspannung der Seitenbänder und eine Verminderung der Kontaktfläche auf. Gleichzeitig kommt es zu einer Verminderung der Stabilität und die Belastung auf die Menisken nimmt zu. Die Anordnung der Kreuzbänder als „Viergelenkkette“ mit der Spiralförmigkeit der Kondylen ergibt somit als Hauptbewegung zwischen Femur und Tibia einen Roll-Gleit-Mechanismus. Einen feststehenden Drehpunkt kann es daher nicht geben, da dieser sich stellungsabhängig verlagert (4, 6).

Der momentane Drehpunkt ergibt sich aus dem Schnittpunkt der Kreuz- und Seitenbänder. Würde es sich um eine reine Abrollbewegung handeln würde das Femur über das Kondylenplateau hinausrollen. Umgekehrt würde ein reines Gleiten auf einem Punkt zu einem Abstoßen der Femurkopfhinterkante bei ca. 130° Flexion an die Tibiakopfhinterkante führen. Es wandert somit während der Rollbewegung zunächst der Auflagepunkt nach hinten, wo dann bei weiterer Beugung durch die Beweglichkeit der Menisken eine Gleitbewegung erfolgt. Die Stabilität des Femorotibialgelenkes nimmt hierbei ab, während sie im Femoropatellargelenk zunimmt (76).

Die Funktion der Patella ist insbesondere bei Beugung von Bedeutung. Sie kann durch ihre Lage im Streckapparat den Hebelarm des M. quadriceps femoris vergrößern. Eine fehlende Patella hätte etwa eine Kraftminderung um den Faktor 30 zur Folge. In Beugung wirkt die Patella stabilisierend.

Die Beinachse unter funktionell-anatomischen Aspekten bedarf einer besonderen Berücksichtigung:

Der Kniegelenkwinkel in der Frontalebene, der sich aus Schaftlänge des Femur und der Tibialängsachse ergibt, erreicht bei Erwachsenen eine physiologische Valgusstellung von 4-7°. Bei beidbeiniger Grundstellung wird das normale Knie axial belastet. Diese Annahme trifft nur unter statischen Gesichtspunkten zu (78). Die Verbindungslinie zwischen den Zentren des Hüft- und Sprunggelenkes trifft dabei das Zentrum des Kniegelenkes. Diese Längsachse wird nach Lanz (79) als Tragelinie T bezeichnet, welche allerdings nicht als starre Konstante sondern als funktionelle Variable aufzufassen ist, da sie sich bei Verlagerung des Schwerpunktes bei jedem Schritt in der Regel auf die mediale Seite des Kniegelenkes verschiebt (80, 79). Es resultiert eine dynamische Varusbelastung im Verlauf der Standbeinphase des Ganges, welche sich durch die Hebelarmwirkung des Körpergewichtes auf das Kniegelenk erklärt (80). Insbesondere Maquet konnte zeigen, dass das Kniegelenk in der Frontalebene durch eine Kraftresultierende (R) beansprucht wird, welches sich aus der Spannung des Tractus iliotibialis (M) und dem Körpergewicht (K) zusammensetzt. Bei suffizientem Tractus iliotibialis verläuft die Kraftresultierende annähernd durch das Kniegelenkszentrum. Durch Abnahme der Kraft der lateralen Zuggurtung bzw. Zunahme des Gewichtes verschiebt sich entsprechend des Kraftparallelogrammes die Kraftresultierende (R) nach medial (81). Es resultiert eine asymmetrische Verteilung der intraartikulären Spannung mit Schäden des medialen

Gelenkknorpels. Die Degeneration führt zur Varusabweichung oder verschlimmert diese. Es kommt zur weiteren Verlagerung der Kraftresultierenden nach medial im Sinne eines Circulus vitiosus mit steigender Druckspannung im medialen Kompartiment (82).

Debrunner und Seewald (78) zitierten in Ihren Ausführungen Untersuchungen der University of California über Gangstudien (1947), wonach bereits unter physiologischen Bedingungen eine Abweichung der Belastungsachse nach medial und damit ein Biegemoment im Sinne eines „funktionellen Genu varum“ existieren (83). All diese Überlegungen machen die Bedeutung der lateralen Zuggurtung in Hinblick auf funktionell-strukturelle Konsequenzen deutlich.

Ein adäquates Gegenstück zum Tractus iliotibialis auf der medialen Seite findet sich nicht. Unter Berücksichtigung der beschriebenen funktionellen Varusstellung erscheint die asymmetrische Anlage der Zuggurtung sinnvoll (82).

Veränderungen, die wichtige Strukturen im Bereich der Biomechanik des Kniegelenkes betreffen, führen zu Veränderungen in der Kinematik und der Lastübertragungsverhältnisse im Gelenk. Dies kann zur Ausbildung einer Arthrose führen. Dieses Konzept der mechanischen Abnutzung ist akzeptiert.

Arthrotische Veränderungen führen häufig zu einem Knorpelaufbrauch im Bereich des medialen Femurkondylus und des Tibiaplateaus. Hieraus entsteht eine Varusdeformität im Knie. Als Folge kommt es zu einer Verschiebung der Schwerpunktlinie (Mikuliczlinie) nach medial. Der Krafteinfluss der iliotibialen Muskulatur wird deutlich verstärkt. Es resultiert eine Verstärkung der Belastungsverhältnisse im medialen Kompartiment, da nun eine noch größere Last auf eine noch kleinere Fläche wirkt.

Degenerationsprozesse im lateralen Kompartiment enden in ähnlichen Verhältnissen. Die Achse erhält eine zunehmende Valgusdeformität, worauf hin sich

die Belastung weiter nach lateral verteilt. Als Folge kommt es zu einer Verstärkung der arthrotischen Prozesse im lateralen Bereich des Gelenkes.

Sind die arthrotischen Veränderungen erst einmal vorhanden, so führt das zum raschen Fortschreiten des pathologisch degenerativen Prozesses.

Eine korrekt implantierte Prothese, sollte theoretisch in der Lage sein, bei achsgerechter Lage, die biomechanischen Verhältnisse bestmöglich zu korrigieren (85). Eine Rekonstruktion der komplexen physiologischen Kinematik ist unmöglich. Schon durch die Resektion des vorderen Kreuzbandes bei der Implantation einer Knieendoprothese entfällt ein „Zentralpfeiler“.



## 1.4 Hypothesen

### 1.4.1 Haupthypothese

Das Outcome nach endoprothetischen Kniegelenkersatz ist abhängig vom gewählten Prothesenmodell. Im speziellen Fall dieser Studie sollten Unterschiede zwischen den Prothesenmodellen Natural Knee II (Zimmer 1985) und PFC-SIGMA (DePuy 1977) gezeigt werden. Die Änderung der Länge des Patellabandes nach Implantation der Knieendoprothese und daraus resultierendem Patellahoch- oder tiefstand ist prothesenabhängig. Die Verwendung einer rotierenden Plattform erhöht die Inzidenz einer Schrumpfung bzw. einer Elongation des Patellabandes im Vergleich zur fixen Plattform. Der Zugangsweg subvastus vs. medial kann zu einem Patellahoch- oder tiefstand führen.

### 1.4.2 Nebenhypothesen

Es gibt Patienten-, Operateur-, Implantat- und Op-Technik assoziierte Einflussfaktoren auf das Outcome nach Implantation eines totalen Kniegelenkersatzes.

<u>Patient</u>	<u>Operateur</u>	<u>Prothese</u>
Alter	Erfahrung	Design
Geschlecht	Zugang	Implantatlage
Kniegelenkgröße	Operationsdauer	Implantatgröße
Knee Society Score (KSS)		Zementiert- Unzementiert
HB Präoperativ		Inlaygröße

Abbildung 8: potentielle Einflussfaktoren auf das Outcome bei totalem Knieendoprothesenersatz

## **2 Patienten und Methoden**

### **2.1 Patientenrekrutierung und Auswahlkriterien**

Die Patienten der Studie wurden im Zeitraum von 1998 bis 2001 in der Orthopädischen Universitätsklinik der Charité totalendoprothetisch mit einem Gelenkersatz versorgt.

Es wurden männliche und weibliche Patienten mit einer primären Gonarthrose ausgewählt. Als implantierte Prothesentypen wurden das PFC-Sigma mit rotierender Plattform, kreuzbanderhaltend und das NK II mit fester Plattform, kreuzbanderhaltend gegenüber gestellt. Der Zeitraum zwischen Implantation und Nachuntersuchung lag bei mindestens fünf Jahren. Es lagen direkt postoperativ angefertigte Röntgenbilder in zwei Ebenen und eine unterschriebene Einverständniserklärung vor. Die Untersuchung der Patienten erfolgte anhand der unmittelbar postoperativ angefertigten radiologischen Aufnahmen des Knies in zwei Ebenen und mindestens einer radiologischen Kontrollaufnahme zum Nachuntersuchungszeitpunkt.

Aus den Akten der Patienten wurden allgemeine Daten über die Person entnommen. Diese waren Alter, Gewicht, Größe und Geschlecht. Die Diagnose, welche zur Operation führte, wurde ebenfalls erfasst. Die präoperative Beinachse (varus oder valgus) und die betroffenen Seite sowie intraoperative Komplikationen wie zum Beispiel Embolien, massive Blutverluste mit Transfusion von Erythrozytenkonzentraten oder Frakturen wurden dokumentiert. Auch allgemeine Operationsdaten wie die Zeit der Blutsperre und die Operationsdauer wurden berücksichtigt und postoperative Komplikationen wie Nachblutungen, Wundheilungsstörungen, Lungenembolien, Thrombosen oder auch Infektionen der Operationswunde wurden erfasst.

## 2.2 Klinische Evaluation

Die klinische Evaluation wurde an Hand von verschiedenen Parametern, welche sich auf den Zeitpunkt vor der Operation, direkt nach der Operation und einem Zeitraum der mindestens fünf Jahre nach der Operation liegen musste, erfasst. Im präoperativen Bereich wurden hierbei Scores verwendet, welche an Hand der Aktendokumentation ermittelt wurden und in der Lage waren die klinischen Daten objektiv wiederzugeben.

Im präoperativen Bereich wurde der KSS verwendet (86). Dieser Score bietet im Vergleich zu anderen Bewertungssystemen die Möglichkeit, eine Differenzierung zwischen wirklicher prothesenabhängiger Verschlechterung oder Änderung auf Patientenebene vorzunehmen. Dies erreicht er durch eine separate Vergabe von Punkten für einen Kniescore und einen Funktionsscore. Ein hoher Punktwert im Kniescore spricht für eine gute mechanische Funktion des Kniegelenkes. Eine hohe Punktzahl im Funktionsscore steht für ein gutes Allgemeinbefinden und eine gute Leistungsfähigkeit.

Wertvoll kann diese Differenzierung zum Beispiel bei Patienten mit rheumatoider Arthritis werden, da eine Progression der Grunderkrankung durchaus zu einer Verschlechterung der Allgemeinsituation führen kann, diese aber nicht die Funktion des endoprothetisch versorgten Knies beeinflussen muss.

Die Bewertung des direkt postoperativen Bereiches erfolgte an Hand von Röntgenbildern, welche im Verlaufe des klinischen Aufenthaltes angefertigt wurden. Zur Verlaufsbeurteilung wurde als Grundlage wiederum der KSS verwendet.

Als weiteres kam der Western Ontario and McMaster University (WOMAC) Score (87) hinzu. Dieser standardisierte Arthroseindex zur Selbstbeurteilung wurde speziell

für Patienten mit Osteoarthrose der Hüft- und Kniegelenke entworfen und berücksichtigt die Schmerzen und den Funktionsstatus. Er stellt eine Vereinheitlichung dar und beinhaltet 24 Fragen, die in drei einzelnen Komplexen gegliedert sind, welche sich auf fünf Fragen zu Schmerzen, zwei Fragen zur Steifigkeit und siebzehn Fragen zur Alltagsaktivität beziehen. Für die Schmerzfragen konnten maximal 50 Punkte erreicht werden, für die Fragen zur Steifigkeit 20 Punkte und für die Fragen zu den Alltagsaktivitäten maximal 170 Punkte. Je höher der Punktwert, desto schlechter wurde die Funktion gewertet.

Der Medical Outcome Study Short Form (MOS SF – 36 Score) (88) bildete eine weitere Grundlage zur Erfassung und Bewertung. Der SF – 36 Score fasst die am häufigsten verwendeten Konzepte zur Lebensqualität in 8 Subskalen und einer Einzelfrage zusammen.

Als Erfassungsparameter werden genutzt:

- körperliche Rollenerfüllung
- emotionale Rollenerfüllung
- Schmerz
- Vitalität
- körperliche Funktion
- soziale Funktion
- psychisches Wohlbefinden
- allgemeine Gesundheitswahrnehmung

Die Beantwortung der Fragen im postoperativen Bereich erfolgte in schriftlicher Form von den Patienten selbst. Daten die keine persönliche Einschätzung seitens des Patienten benötigten wurden aus den vorhandenen Patientenakten entnommen.

An Hand von in der Nachuntersuchung erneut angefertigten Röntgenbildern konnten Aussagen über den Zustand des Knies getroffen werden.

Zusätzlich wurde die Range of Motion (ROM) erfasst und zur Auswertung genutzt.

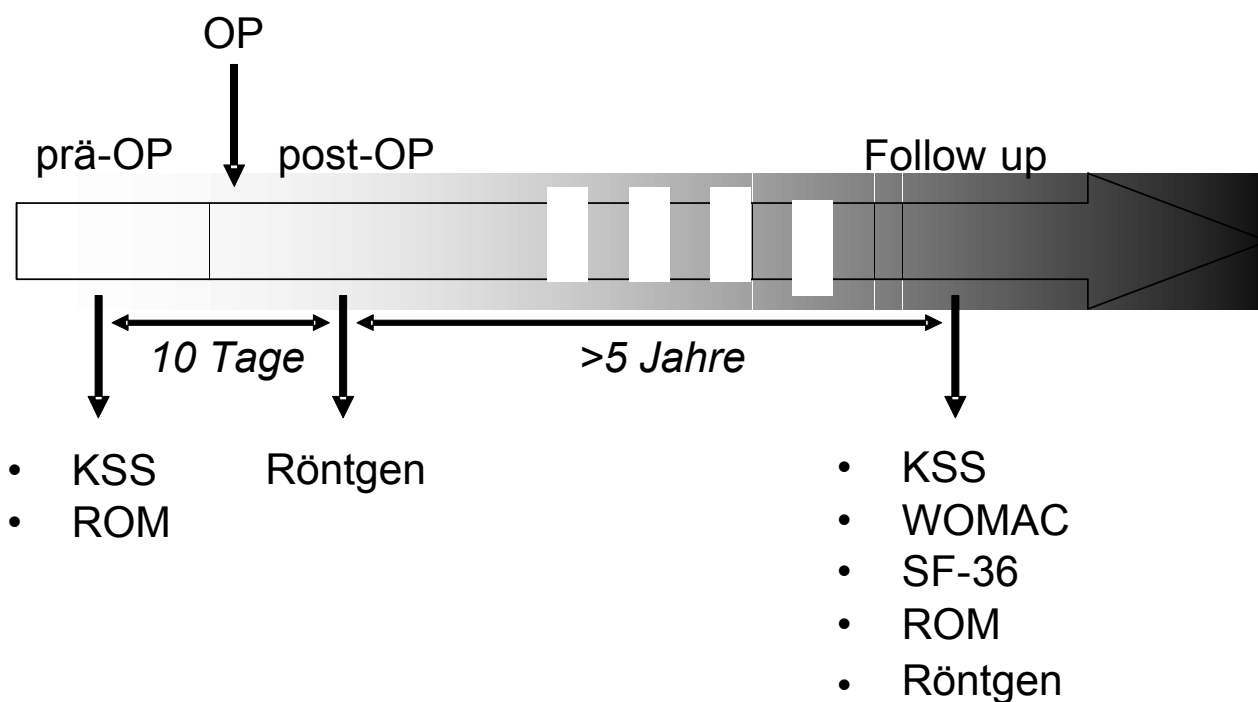


Abbildung 9: Zeitachse der verwendeten Scores im Rahmen der Studie

### 2.3 Versuchsaufbau

Vor Beginn der Datenerfassung am Patienten wurde Einsicht in die Akten genommen. Der Operationsbericht, das Anästhesieprotokoll und die klinischen Daten des Patienten zeigten den Behandlungsverlauf und den allgemeinen körperlichen Zustand des Patienten während seines Klinikaufenthaltes. Aus den Berichten wurden folgende Daten in einer Excel Tabelle erfasst: das OP-Datum, die stationäre Aufenthaltsdauer, die Art und Größe der Implantate, der Operateur, das Vorliegen eines Patellaersatzes, die Art des operativen Zuganges zum Gelenk, die Vornahme eines lateralen Release, die Blutleeredauer, die prä- und postoperative Hämoglobienkonzentration und das prä- und postoperative CrP.

Komplikationen wurden erfasst und in spezifisch orthopädische und allgemeine unterteilt. Die Allgemeinkomplikationen wurden weiter in schwere („major“) und

leichte („minor“) Komplikationen differenziert. Als schwere Komplikationen wurden potentiell lebensbedrohende Komplikationen definiert, leichte Komplikationen dagegen erforderten eine ärztliche Therapie, waren jedoch nicht lebensbedrohend.

Weiterhin wurden lokale und systemische Infektionen unterschieden. Als Infektion wurde eine Wundsekretion mit positivem Keimnachweis gewertet, lokale Ödeme und Erytheme dagegen als Wundheilungsstörungen. Systemische Infektionen wurden durch eine Körpertemperatur von über 38,5 °C definiert sowie bei operationsspezifischen Veränderungen des Lokalbefundes mit Zeichen der Sepsis.

Die Indikation zur Ultraschall-Doppler-Sonographie ergab sich nach klinischer Untersuchung mit den Zeichen einer Umfangsdifferenz > 2 cm, positiven klinischen Thrombosezeichen (Payr- und/oder Homann-Test) sowie bei Thrombosen und Embolien in der Anamnese und bei positiver Tumoranamnese.

Blutungen wurden ebenfalls in schwere und leichte unterteilt. Zur ersten Gruppe wurden Blutungen gezählt, die mit mindestens einem der folgenden Faktoren kombiniert waren: Tod, lebensbedrohliche Zustände, akuter Myokardinfarkt, Blutung im Op-Situs, retroperitoneale, intrakranielle, kreislaurelevante gastrointestinale Blutungen, postoperative Transfusionen von mehr als zwei Erythrozytenkonzentraten und ein Hb-Abfall von mehr als 1,5 mg/l. Zu den kleineren Blutungen zählten dagegen alle, die nicht unter der obigen Definition erfasst wurden.

Die Gabe einer Bluttransfusion erfolgte im Regelfall bei einem Hb-Wert < 8,0 mg/l und wurde als postoperative Bluts substitution dokumentiert. Zu Abweichungen kam es nur bei Patienten mit chronisch kompensierter Anämie (z.B. Niereninsuffizienz) oder Widerspruch des Patienten.

Nach telefonischer Rücksprache mit den Patienten wurden Termine für die Nachuntersuchungen festgelegt. Nach einer schriftlichen Bestätigung des Termins

für den Patienten erfolgte die Nachuntersuchung. Diese Termine lagen in einem Zeitraum von 2003 bis 2005. Zur Untersuchung konnten Räume in der Charité genutzt werden. Die Patienten wurden in Gruppen einbestellt und dann einzeln untersucht.

Neben den allgemeinen Untersuchungen des Knies wurden Ganzbeinkontrollaufnahmen in zwei Ebenen durchgeführt. Diese Aufnahmen ermöglichten es eventuelle Unterschiede zu erfassen. Als Vergleich wurden Aufnahmen genutzt, welche als Operationskontrolle direkt nach der Operation oder einige Tage später angefertigt wurden.

Von Interesse waren in diesem Zusammenhang die Beinachse und Änderungen im Vergleich zu der alten Aufnahme. Zu diesen Unterschieden gehörten periartikuläre Verkalkungen, Zeichen von Lockerungen oder sogar Luxationen. Hinweise auf Infektionen wurden ebenfalls dokumentiert. Von besonderem Interesse war der Stand der Patella. Hierbei wurde darauf geachtet eine Änderung des Höhenstandes genau zu dokumentieren.

## **2.4 Untersuchung**

Es erfolgte die Vermessung des allgemeinen Bewegungsausmaßes des endoprothetisch versorgten Knies. Hierbei wurde erfasst, in wie weit sich eine Beugung des Knies sowohl aktiv durch den Patienten, aber auch passiv durch den Untersucher erreichen ließ. Vermessen wurde dieser Winkel mit einem orthopädischen Winkelmesser. Zusätzlich wurden die Stabilitätsverhältnisse im Gelenk selbst erfasst. Die Untersuchung erfolgte durch Testung der hinteren Kreuzbandstabilität in Form von anteriorem Zug und posteriorem Druck zum Auslösen eines Schubladenphänomens. Des weiteren wurden ein Varus- und

Valgusstress ausgelöst. Dies diente zum einen zur Untersuchung der Bandstabilität und zum anderen um mögliche Schmerzen am medialen oder lateralen Gelenkspalt zu erfassen. Eine Instabilität konnte in Kombination mit Schmerzen auftreten, beide Faktoren konnten aber auch getrennt auftreten. Einen weiteren Punkt stellte die Untersuchung der Patella selbst da. Die Beweglichkeit wurde hierbei geprüft und in diesem Zusammenhang konnten der obere Rezessus im Bezug auf einen vorhandenen Kniegelenkergusses und Schmerzen überprüft werden. Als weiteres Zeichen eines Ergusses wurde das Phänomen der tanzenden Patella herangezogen. Krepitationen im Verlauf der Untersuchungen sowie Rötungen, Verkürzungen oder Verbreiterungen der Operationsnarbe wurden zusätzlich dokumentiert. Die grobe Kraft wurde ebenfalls dokumentiert. Die Messung erfolgte in Fünftelgraden nach Janda. Die radiologische Kontrolle in Form einer Ganzbeinaufnahme des versorgten Knies im Stand in zwei Ebenen bildete den Abschluss.

## **2.5 Datenverarbeitung**

Die Digitalisierung der Ganzbeinaufnahmen prä- und postoperativ, sowie die von den Patienten zur Verfügung gestellten Bilder, erfolgte mit Hilfe eines Durchleuchtscanners der Firma UMAX Systems GmbH, mit einer Auflösung von 300dpi und einem Graustufenfilter des Bildbearbeitungsprogrammes PhotoShop 5.0. Die Bilder wurden mit Hilfe einer Eichmarke am Scanner in einem für alle zu digitalisierenden Aufnahmen gleichen Verfahren eingelesen, um eine optimale Vermessung zu ermöglichen und die Vergleichbarkeit aller Werte untereinander zu gewährleisten. Die digitalisierten Ganzbeinaufnahmen wurden in drei gleichgroße Teile aufgeteilt. Die so entstanden drei Einzelaufnahmen wurden im Computer mit dem Programm CorelDRAW 8.0 wieder digital rekonstruiert und dann als eine zusammenhängende Aufnahme bearbeitet. Selbiges Verfahren wurde für alle



Röntgenbilder genutzt, die nicht als ein gesamtes Bild eingescannt werden konnten. Um die Scans untereinander vergleichbar zu machen, wurden sie auf dieselbe Auflösung skaliert.

Für die Vermessung wurden in jedem Bild Punkte fixiert, durch die eine Berechnung der Achsstellung und auch der mechanischen Achse möglich wurde. Für diese Achsen wurden im Bereich des oberen Sprunggelenkes (OSG) fünf Punkte herangezogen. Fibulaspitze, Malleolus medialis, Mitte oberes Sprunggelenk und zwei Punkte des Tibiaschaftes bildeten die Grundlage. Im Bereich des Kniegelenkes ergaben sich die Berechnungen aus weiteren vier Punkten, welches medialer und lateraler Tibiakopf, die Kniegelenksmitte und das Zentrum des distalen Femurkopfes waren. Im Bereich des Femurschaftes wurden weitere Markierungen festgelegt, zwei Punkte im Schaftbereich, Trochanter minor und major sowie das Zentrum des proximalen Femurkopfes.

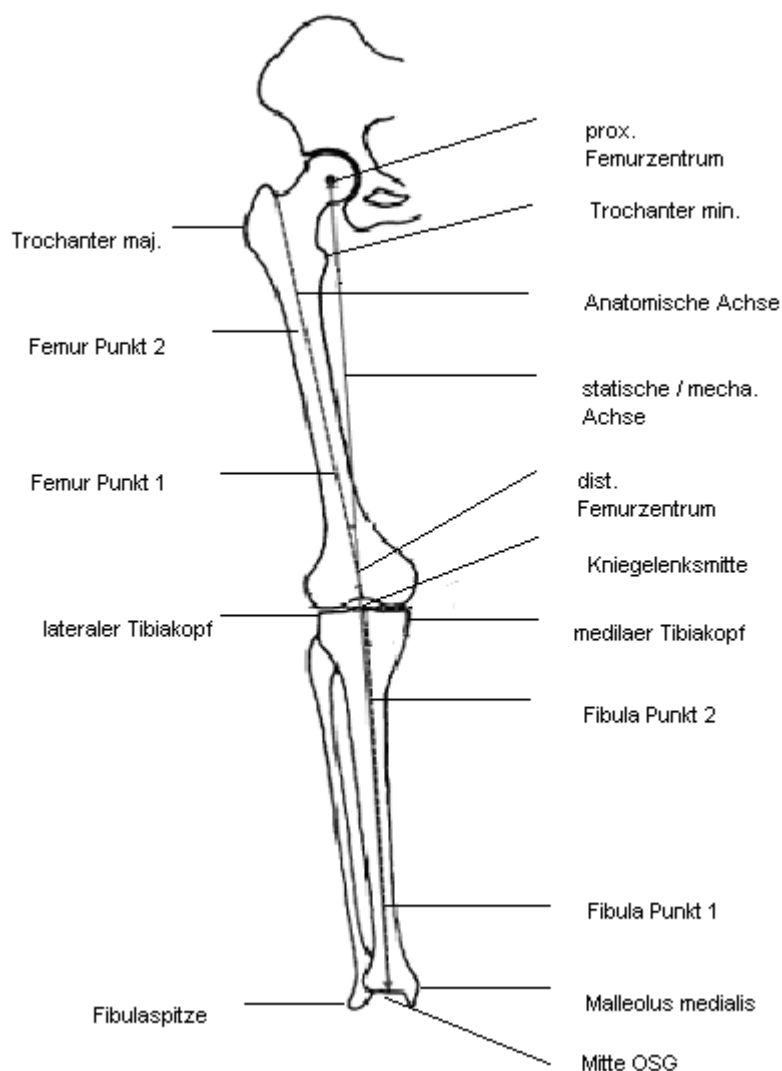


Abbildung 10: abgewandelt Laskin, Richard S MD Total Knee Arthroplasty in the Presence of large Bony Defects of Tibia and Marked Knee Instability

Die Höhe der Patella im Bezug zur Tuberositas tibiae wurde in den Seitenaufnahmen der entsprechenden Kniegelenke ermittelt. So war es möglich einen Patellahoch- oder -tiefstand zu erfassen. Dazu wurden die Ober- und Unterkante der Tuberositas tibiae sowie der Patellaober- und -unterrand bestimmt.

In der Frontalebene wurden die Achse des Tibia- und Femurteiles bestimmt. Die mechanische Achse wurde für Tibia und Femur getrennt ermittelt. Die tibiale Tragachse wurde als Verbindungslinie zwischen Sprunggelenksmittelpunkt und Kniegelenksmittelpunkt definiert. Die femorale Tragachse ergab sich als Verbindung

zwischen Kniegelenksmittelpunkt und Hüftkopfbereich. Zusätzlich wurde die anatomische Achse des Femurs als Ausgleichsgerade des distalen Drittels des femoralen Markraumes bestimmt. Aus diesen Achsen wurden folgende Winkel berechnet:

- Winkel zwischen Tibiateil und tibialer Tragachse
- Winkel zwischen Femurteil und femoraler Tragachse
- Winkel zwischen femoraler und tibialer Tragachse
- Winkel zwischen femoraler Tragachse und anatomischer Achse des Femurs

## **2.6 Statistik**

Die vorliegende Arbeit wurde als retrospektive, nicht geblindete Studie konzipiert. Die Patienten wurden zu Beginn der Studie über die vorhandenen Operationsberichte, die Patientenakten, die Einweisungsdiagnose und den verwendeten Prothesentyp ausgewählt und zu einer Nachuntersuchung einbestellt.

An Hand der Akten war eine retrospektive Analyse der präoperativen Daten möglich und konnte den aktuellen Daten gegenübergestellt werden.

Die statistische Auswertung erfolgte mit XLStat 2007 (95). Die Auswertung erfolgte in drei Schritten. Zunächst wurden die Patienten zur Überprüfung der Haupthypothese entsprechend der verwendeten Plattform in zwei Gruppen aufgeteilt und die erfassten Parameter mittels Mann-Whitney U-test (96, 97) und Spearman Korrelation (98) auf Unterschiede zwischen den Gruppen getestet. Im Anschluss wurden die Patienten entsprechend der Änderung der Länge des Patellabandes in drei neue Gruppen aufgeteilt und die erfassten Parameter erneut auf Unterschiede zwischen diesen Gruppen getestet. Abschließend wurden die möglichen Risikofaktoren für die Ligamentalteration mittels linearer Regressionsanalyse überprüft. Für alle statistischen Tests wurde das Signifikanzniveau auf 0,05 festgelegt.

### 3. Ergebnisse

#### 3.1 Demographische und operative Daten

##### 1. Patientenzahl

Insgesamt wurden 84 Patienten in die Studie eingeschlossen. Die Gruppe der PFC-Sigma Prothese bestand aus 41 Patienten, die Gruppe der NK II - Prothese setzte sich aus 43 Patienten zusammen.

##### 2. Altersverteilung

Das Durchschnittsalter der Patienten mit dem PFC-Sigma lag bei 70,9 Jahren. Das Altersmaximum betrug in dieser Gruppe 84,8 Jahre, das Mindestalter betrug 65,5 Jahre. Die Standardabweichung lag bei 7,7 Jahren.

Das Durchschnittsalter der Patienten mit der NK II – Prothese lag bei 70,5 Jahren. Das Altersmaximum betrug in dieser Gruppe 80,2 Jahre, das Mindestalter betrug 54,3 Jahre. Die Standardabweichung lag bei 6,7 Jahren.

	<b>Frauen</b>	<b>Männer</b>
<b>PFC-Sigma</b>	34	7
<b>NK II</b>	28	15

Abbildung 11: Geschlechterverteilung

Die Geschlechterverteilung der beiden Gruppen betrug 34 weibliche und 7 männliche Patienten in der Gruppe des PFC-Sigma Prothesen Systems und 28 weibliche und 15 männliche Patienten in der Gruppe für das Prothesensystem NK II.

	Links	Rechts
<b>PFC-Sigma</b>	21	20
<b>NK II</b>	20	23

Abbildung 12: Seitenverteilung der Implantate

Die Seitenverteilung zeigte das bei 21 Patienten für das PFC-Sigma und bei 20 für das NK II eine Implantation im linken Kniegelenk erfolgte. Bei 20 Patienten beim PFC-Sigma und bei 23 Patienten bei NK II erfolgte die Implantation im rechten Kniegelenk.

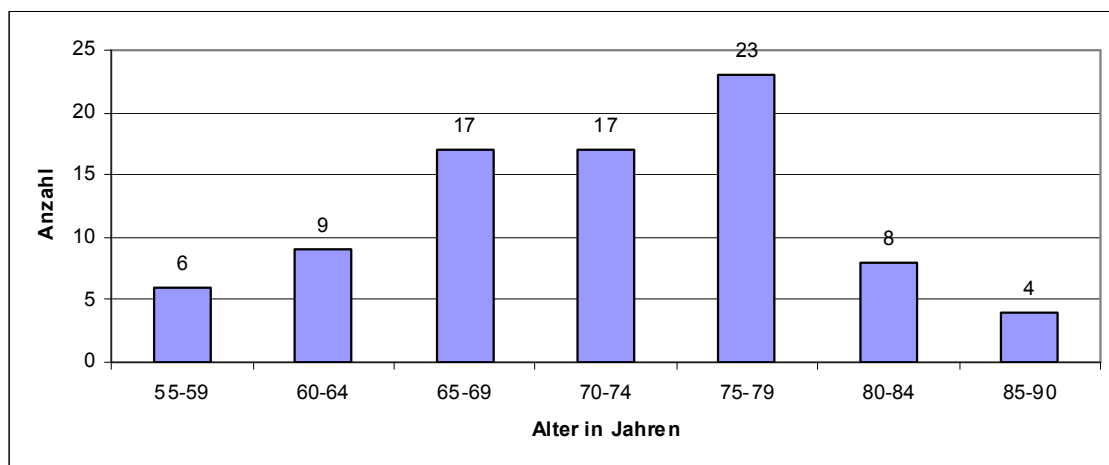


Abbildung 13: Altersverteilung beider Gruppen zum Operationszeitpunkt

Gesamtanzahl (n)	Altersmaximum (Jahre)	Altersminimum (Jahre)	Altersmittelwert (Jahre)	Standardabweichung (Jahre)
84	86,9	55,6	72,4	7,4

Abbildung 14: Zusammenfassung des Operationsalters

Es wurden 84 Patienten in die Studie eingeschlossen. Das Altersmaximum betrug 86,9 Jahre und das Altersminimum 55,6 Jahre. Der Altersdurchschnitt betrug 72,4

Jahre. Die Standardabweichung lag bei 7,4 Jahren. Ein Patient wurde im Verlauf eines Jahres auf beiden Seiten mit einer Endoprothese versorgt.

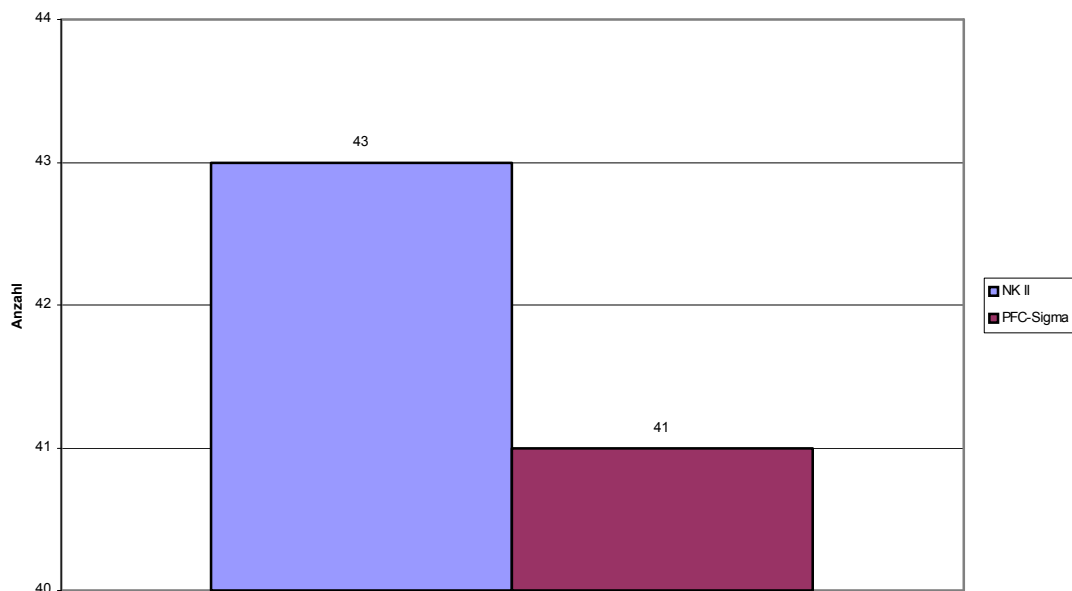


Abbildung 15: Prothesensystem und ihre Patientenverteilung

In der Studie wurden die Daten von 43 Patienten mit einem NK II Prothesen System und 41 Patienten mit eine PFC-Sigma Prothesen System ausgewertet.

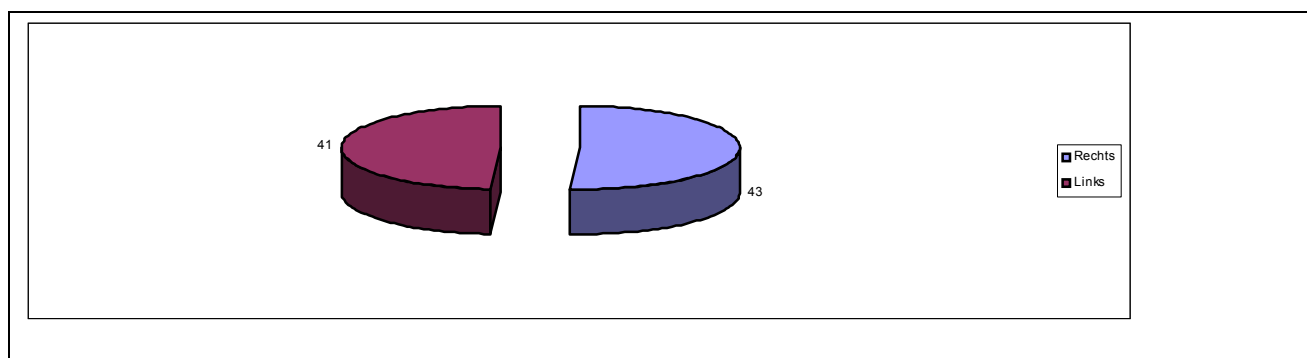


Abbildung 16: Seitenverteilung aller Prothesensysteme

Die Implantation aller Prothesensysteme erfolgte bei 41 Patienten von 84 Patienten im linken Kniegelenk und bei 43 Patienten im rechten Kniegelenk.

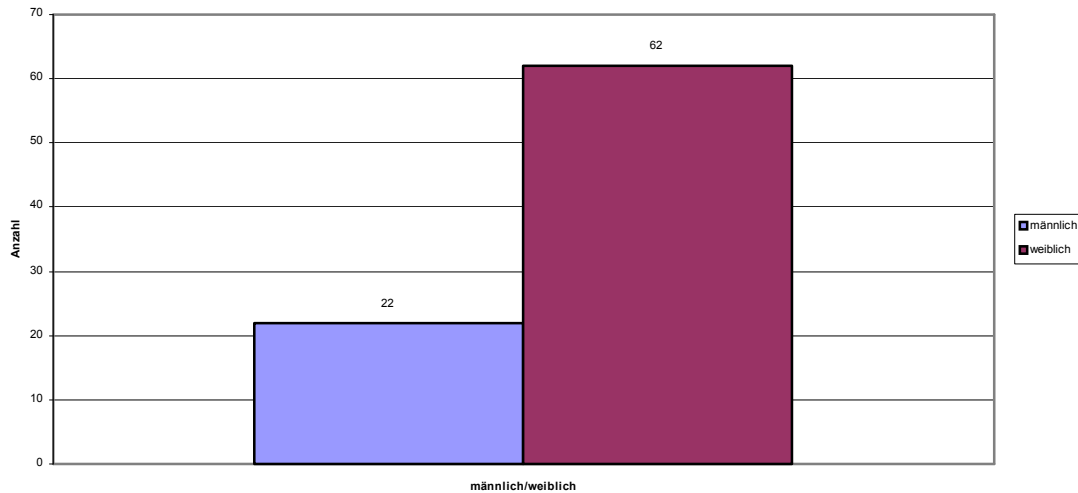


Abbildung 17: Geschlechtsverteilung aller Prothesen

Für diese Studie zeigte sich eine Geschlechterverteilung von 62 weiblichen Patienten und 22 männlichen Patienten.

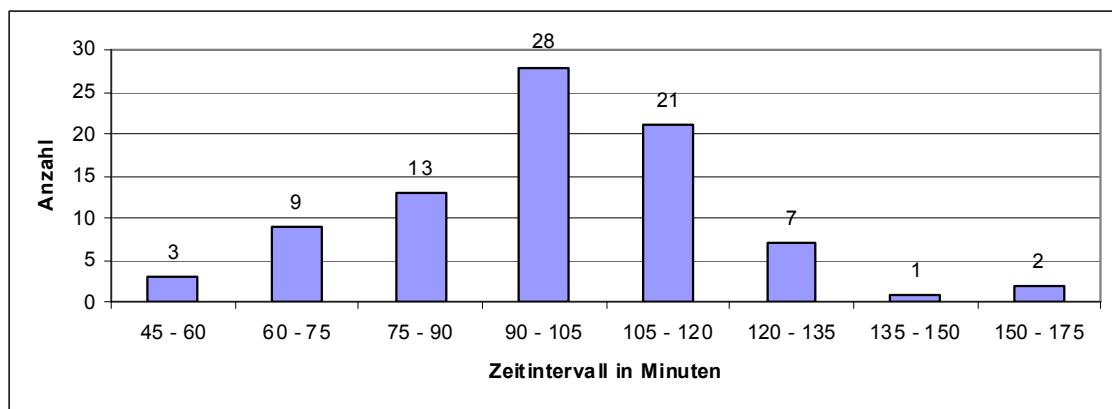


Abbildung 18: Operationsdauer

Gesamtanzahl (n)	OP-Zeit-Maximum (Minuten)	OP-Zeit- Min. (Minuten)	OP-Zeit-Mittel (Minuten)	Standardabweichung (Minuten)
84	170	45	96,6	21,2

Abbildung 19: Zusammenfassung der Operationsdauer

Bei 84 durchgeführten Operationen lag die durchschnittliche Operationsdauer bei 96,6 Minuten, das Maximum lag bei 170 und das Minimum bei 45 Minuten. Die Standardabweichung beträgt 21,2.

Je länger die Operationszeit war, desto schlechter zeigte sich die postoperative Flexion. Dies konnte mit einer Signifikanz von 0,002 belegt werden.

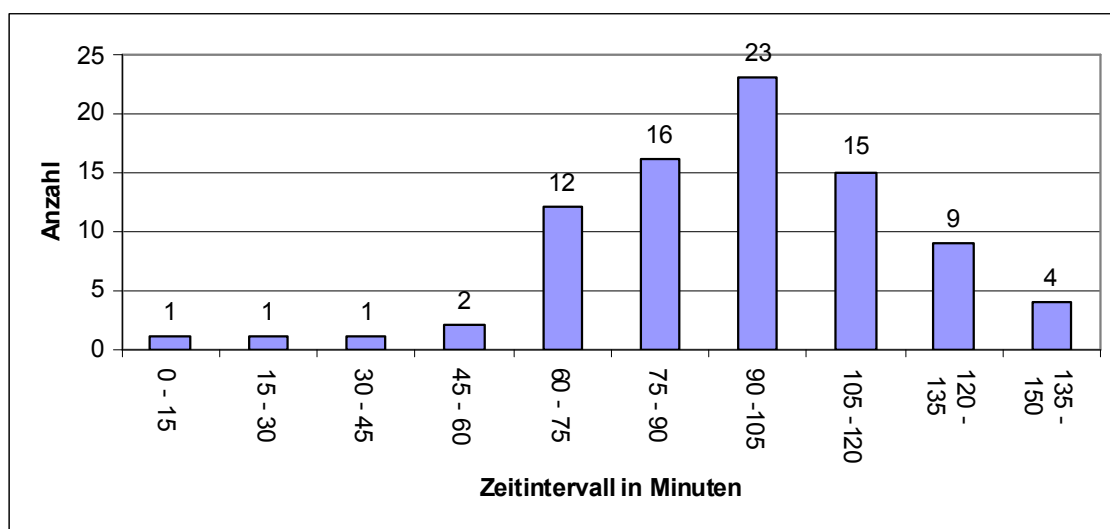


Abbildung 20: Zeitintervall der Blutleere

Gesamtanzahl (n)	Sperre-Zeit- Max. (Minuten)	Sperre-Zeit-Min. (Minuten)	Sperre-Zeit Mitt.- (Minuten)	Standardabweichung (Minuten)
84	145	10	93,9	23,8

Abbildung 21: Zusammenfassung der Zeit der Blutleere

Die bei Erstimplantation durchgeführte Blutsperre lag im Mittel bei 93,9 Minuten. Das Maximum lag bei 145 und das Minimum bei 10 Minuten. Die Standardabweichung beträgt 23,8 Minuten.



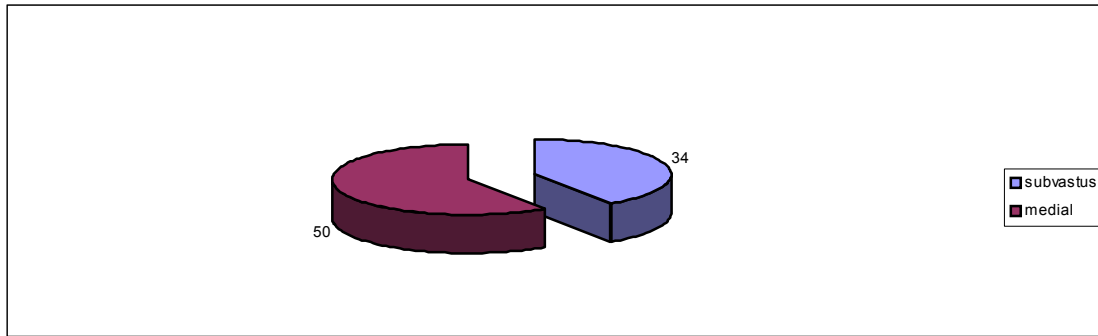


Abbildung 22: Zugangsverteilung Medialer- vs. Subvastuszugang

In 84 Operationen wurden zwei verschiedene Zugangswege verglichen. 50 Operationen erfolgten mit einem medialen Zugang und 34 Operationen über ein subvastus Zugang. Festzustellen ist, dass der Subvastuszugang während der Operation eine größere Abweichung von der gesamtmechanischen Achse zur Folge hatte. Dies zeigt ein Signifikanzniveau von 0,009.

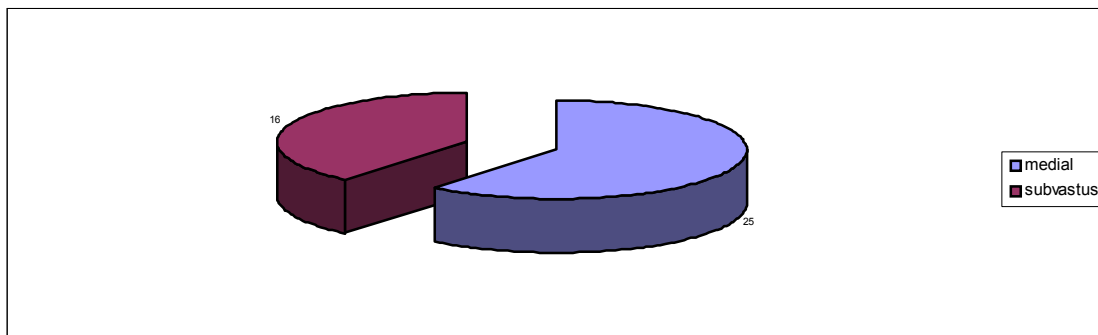


Abbildung 23: Zugangsverteilung Medialer- vs. Subvastuszugang beim Prothesensystem PFC-Sigma

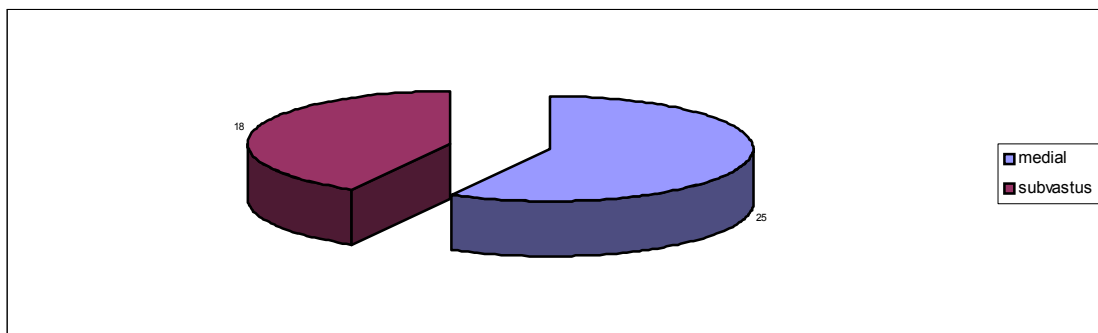


Abbildung 24: Zugangsverteilung Medialer- vs. Subvastuszugang beim Prothesensystem NK II

Im Vergleich zu den verwendeten Prothesensystemen erfolgte ein medialer Zugang bei beiden Systemen jeweils in 25 Fällen. Bei der PFC-Sigma System erfolgte in 16 Fällen die Operation über einen subvastus Zugang. Beim NK II wurde in 18 Fällen ein subvastus Zugang gewählt.

	Anzahl PFC-Sigma	Anzahl NK II
<b>Patellarückflächenersatz</b>	4	4
<b>Kein Patellarückflächeners.</b>	37	40

Abbildung 25: Erfolgte Patellarückflächenersatz PFC-Sigma vs. NK II

Es wurde erfasst in wie weit ein Patellarückflächenersatz notwendig wurde. Beim PFC-Sigma System erfolgte 4 mal die Versorgung der Patella, beim NK II wurde ebenfalls 4 mal die Indikation gestellt.

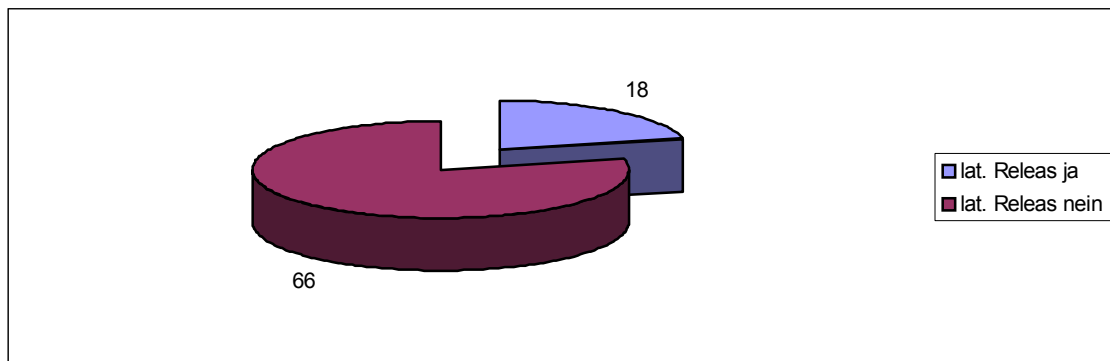


Abbildung 26: Laterales Release

Ein laterales Release erfolgte in 18 Fällen. Hierbei ergab sich kein Unterschied zwischen den beiden Prothesensystemen.

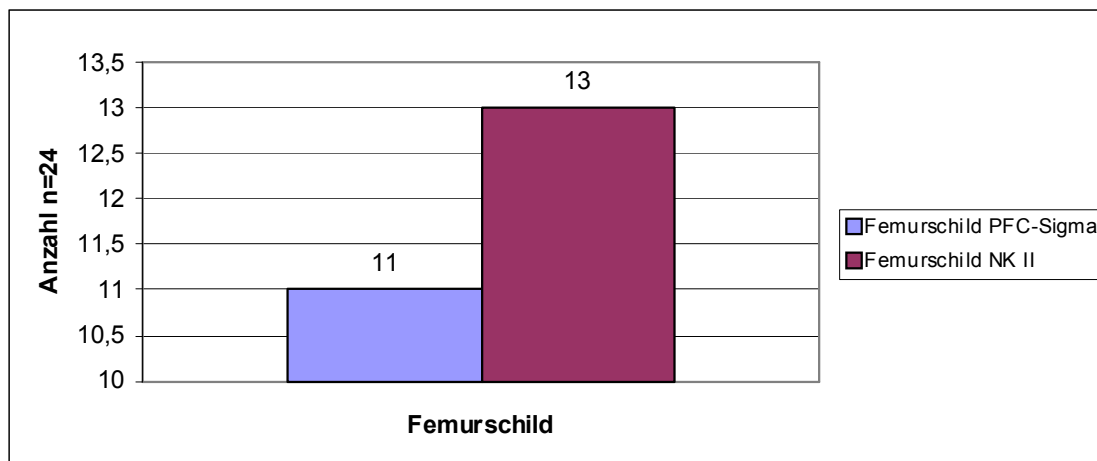


Abbildung 27: Zementierung des Femurschildes PFC-Sigma vs. NK II

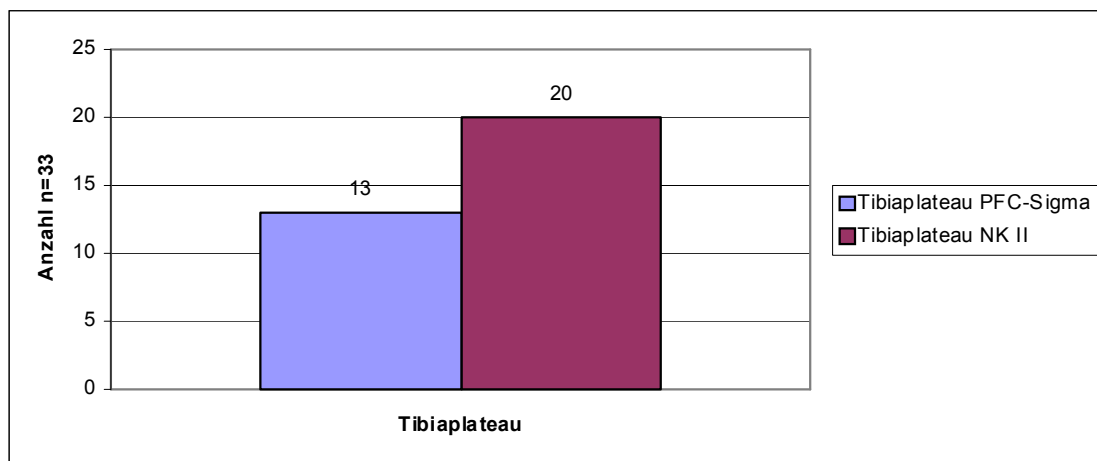


Abbildung 28: Zementierung des Tibiaplateaus

Bei 84 durchgeführten Eingriffen erfolgte in 24 Fällen (20,15%) die Zementierung der Femurkomponente. Das Tibiateil wurde bei 33 Patienten (27,72%) zementiert.

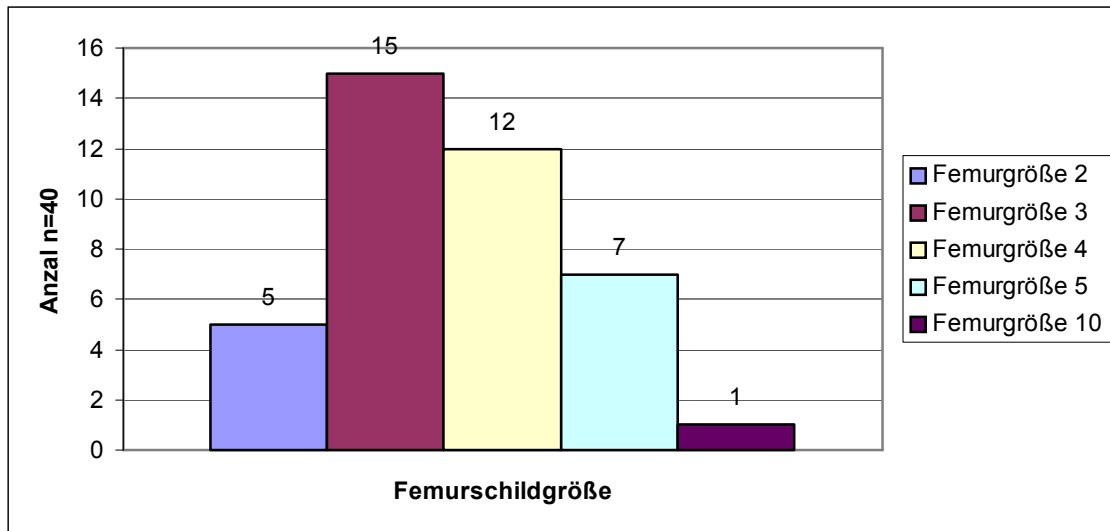


Abbildung 29: Verteilung der Femurschildgröße bei Prothesensystem PFC-Sigma

<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>2,5</b>
82,5mm	91,25 mm	97,5 mm	101,25 mm	105 mm	86,97 mm

Abbildung 30: Reale Größe des Femurschildes in mm PFC-Sigma

Beim Prothesen System PFC-Sigma wurde für das Femur fünf mal die Größe 2, fünfzehn mal die Größe 3, zwölf mal die Größe 4, sieben mal die Größe 5 und einmal die Größe 10 verwendet. Die reale Größe im Bezug auf die Gelenkoberfläche entspricht der Größe zwei 82,5 mm, Größe drei 91,25 mm, Größe vier 97,5 mm, Größe fünf 101,25 mm und Größe sechs 105 mm.

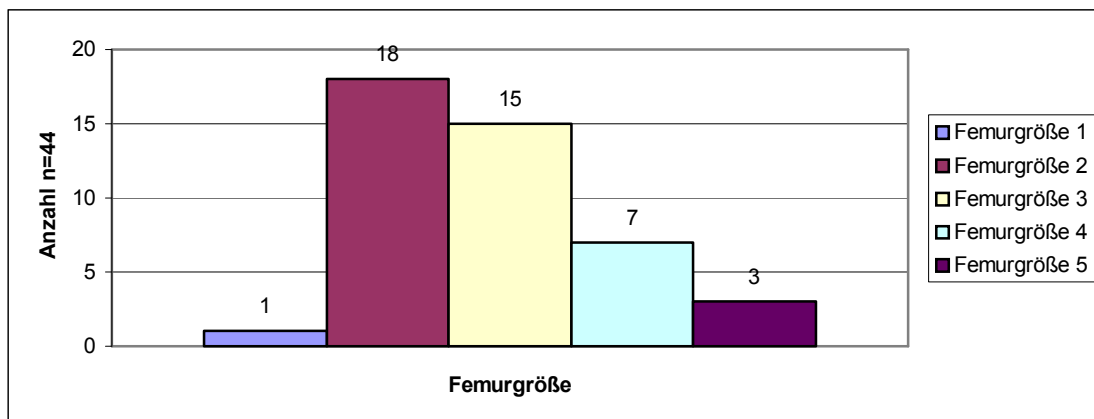


Abbildung 31: Verteilung der Femurschildgröße bei Prothesensystem NK II

<b>00</b>	<b>0</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
67,5mm	71,25mm	80mm	85mm	88,75mm	93,75mm	105mm

Abbildung 32: Reale Größe des Femurschildes in mm NK II

Für das Prothesen System NK II wurde für den Femur Größe 1 einmal, Größe 2 achtzehn, Größe 3 fünfzehn, Größe 4 sieben und Größe 5 drei mal verwendet. Für die reale Größe der Gelenkfläche entspricht Größe eins 80 mm, Größe zwei 85 mm, Größe drei 88,75 mm, Größe vier 93,75 mm und Größe fünf 105 mm.

Die Femurgröße zeigte eine direkte Beziehung zum postoperativen KSS. Mit einer Signifikanz von 0,002 konnte gezeigt werden, dass mit der Größenzunahme des Femurteiles eine höhere Punktbewertung im KSS erfolgte. Als Score mit einer separaten Einschätzung des Funktionsscores und Kniescores konnte gezeigt werden, dass auch nach subjektiver Einschätzung des Patienten eine Besserung der allgemeinen Beschwerden und die objektiv wahrgenommene Funktionsverbesserungen im Kniegelenk direkt in Korrelation mit der verwendeten Femurgröße lagen. Ein ähnlicher Zusammenhang konnte mit einer Signifikanz von 0,004 für die Größe des verwendeten Tibiateiles gezeigt werden.

Zusätzlich zeigte sich mit einer Signifikanz von 0,0003 ein direkter Zusammenhang der Femurschildgröße mit der postoperativen Transfusionsbedürftigkeit. Je größer das Femurteil war, desto größer war die intraoperative Blutung und daher die postoperative Transfusionsnotwendigkeit.

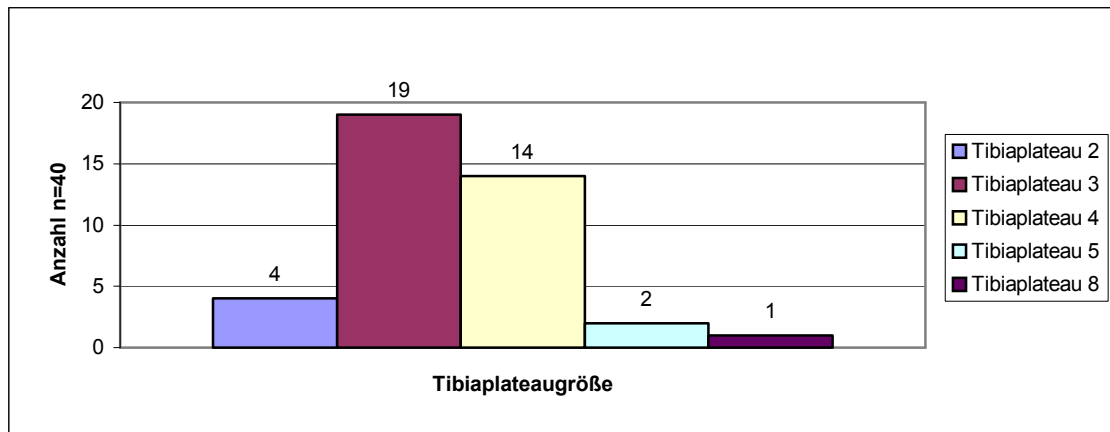


Abbildung 33: Verteilung der Tibiateilgröße bei Prothesensystem PFC-Sigma

2	3	4	5	6	2,5
87,5mm	98,125mm	105mm	114,37mm	122,5mm	91,87mm

Abbildung 34: Reale Größe des Tibiateiles in mm PFC-Sigma

Für das Prothesensystem PFC-Sigma wurde in vier Fällen die Tibiaplateaugröße 2, bei 19 Patienten die Größe 3, vierzehn mal Größe 4, in zwei Fällen Größe 5 und in einem Fall die Größe 8 verwendet. Die reale Größe im Bezug auf die Gelenkoberfläche beträgt bei Größe zwei 87,5 mm, Größe 2,5 91,87 mm, Größe drei 98,125 mm, Größe vier 105 mm, Größe fünf 114,37 mm und Größe sechs 122,5 mm.

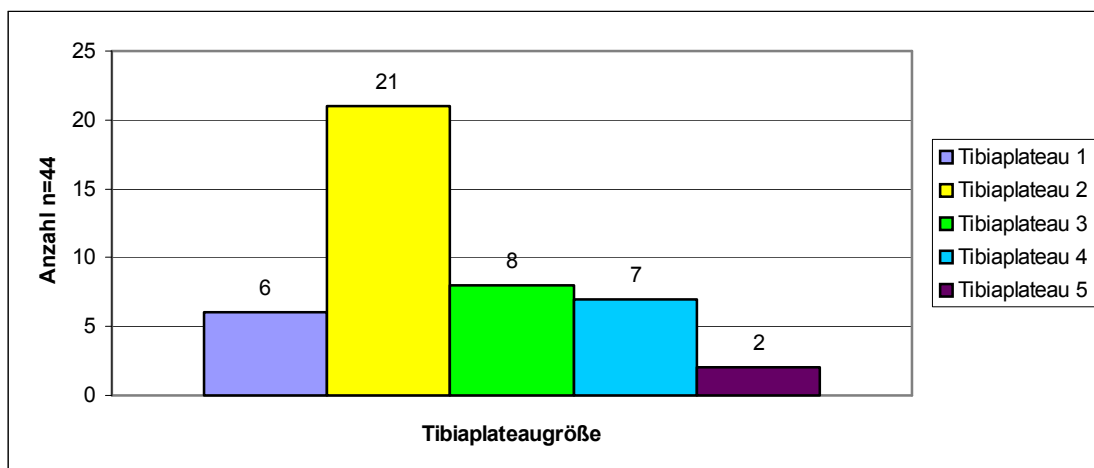


Abbildung 35: Verteilung der Tibiateilgröße beim Prothesensystem NK II

<b>00</b>	<b>0</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
73,75 mm	77,5 mm	82,5 mm	88,75	95 mm	101,25	112,5

Abbildung 36: Reale Größe des Tibiateiles in mm NK II

Für das Prothesensystem NK II wurde in 6 Fällen die Größe 1, in 21 Fällen die Größe 2, in 8 Fällen die Größe 3, in 7 Fällen die Größe 4 und in 2 Fällen die Größe 5 verwendet. Die reale Größe in Bezug auf die Gelenkoberfläche beträgt für Größe 00 73,75 mm, für Größe 0 77,5 mm, für Größe 1 82,5 mm, für Größe 2 88,75 mm, für Größe 3 95 mm, für Größe 4 101,25 mm und für Größe 5 112,5 mm.

Mit einer Signifikanz von 0,008 war die Größe des Ausmaßes der Flexion von der Tibiagröße abhängig. Je größer das Tibiateil, desto besser ist die Flexion. Eine große Tibiaplattform hatte mit einer Signifikanz von 0,0065 eine erhöhte Transfusionsbedürftigkeit zur Folge.

### 3.2 Laborchemische Daten

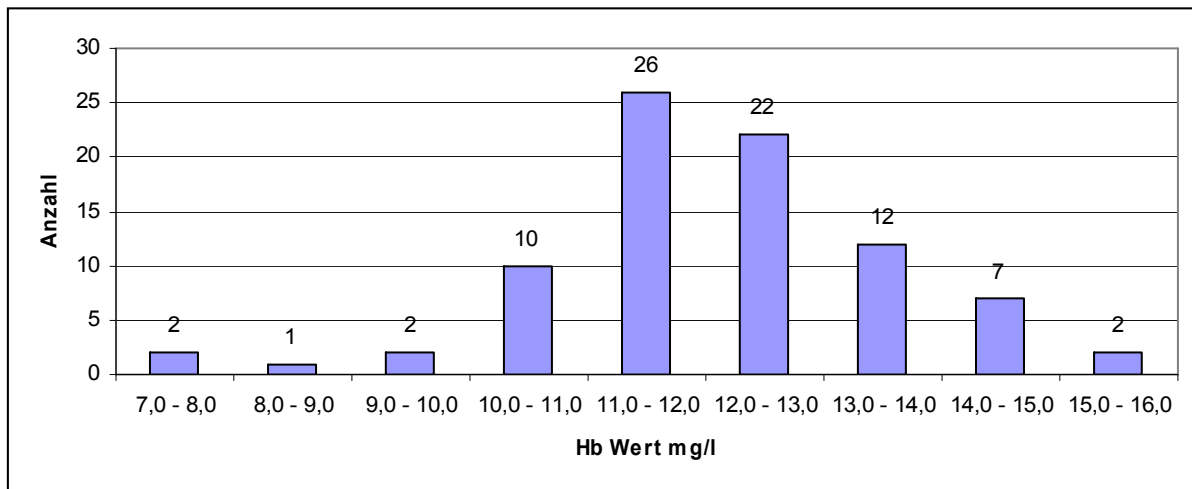


Abbildung 37: Präoperativer Hb

HB- Maximum	HB- Minimum (mg/l)	HB- Durchschnitt (mg/l)	HB- Median (mg/l)	Standardabweichung (mg/l)
15,7	7	12	12,5	1,55

Abbildung 38: Zusammenfassung präoperativer Hb

Vor Operation erfolgte die Bestimmung der Hämoglobinkonzentration. Im Median lag die Hb-Konzentration bei 12,5 mg/l. Die minimale Hb-Konzentration lag bei 7 mg/l und die Maximalkonzentration bei 15,7 mg/l. Die durchschnittliche Hb-Konzentration lag bei 12,0 mg/l. Die Standardabweichung betrug 1,55mg/l.

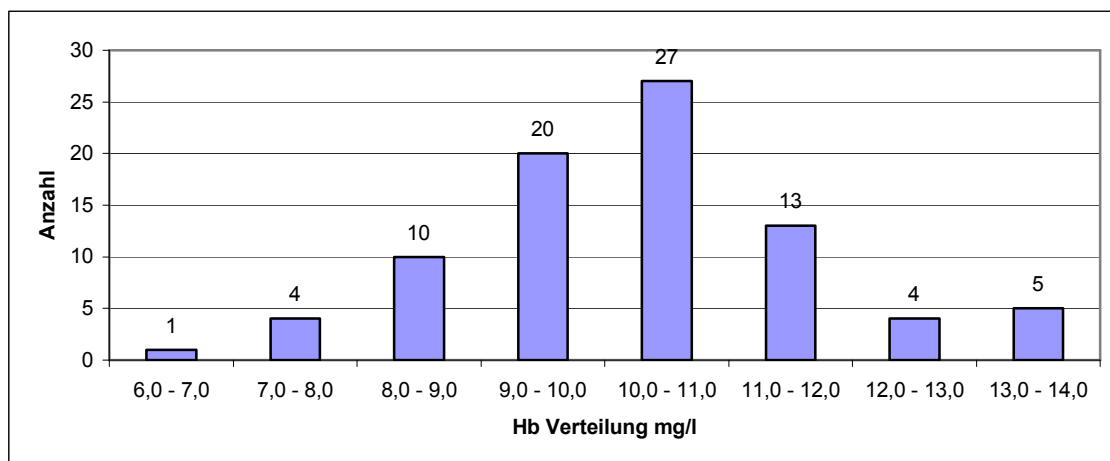


Abbildung 39: Postoperativer Hb



Hb- Maximum	Hb- Minimum (mg/l)	Hb- Durchschnitt (mg/l)	Hb- Median (mg/l)	Standardabweichung (mg/l)
13,7	6,6	10,2	10,2	1,4

Abbildung 40: Zusammenfassung postoperativer Hb

Postoperativ erfolgte eine erneute Bestimmung der Hämoglobinkonzentration. Im Median lag die Hb-Konzentration bei 10,2 mg/l. Die minimale Hb-Konzentration lag bei 6,6 mg/l und die Maximalkonzentration bei 13,7 mg/l. Die durchschnittliche Hb-Konzentration lag bei 10,2 mg/l. Die Standardabweichung betrug 1,4mg/l.

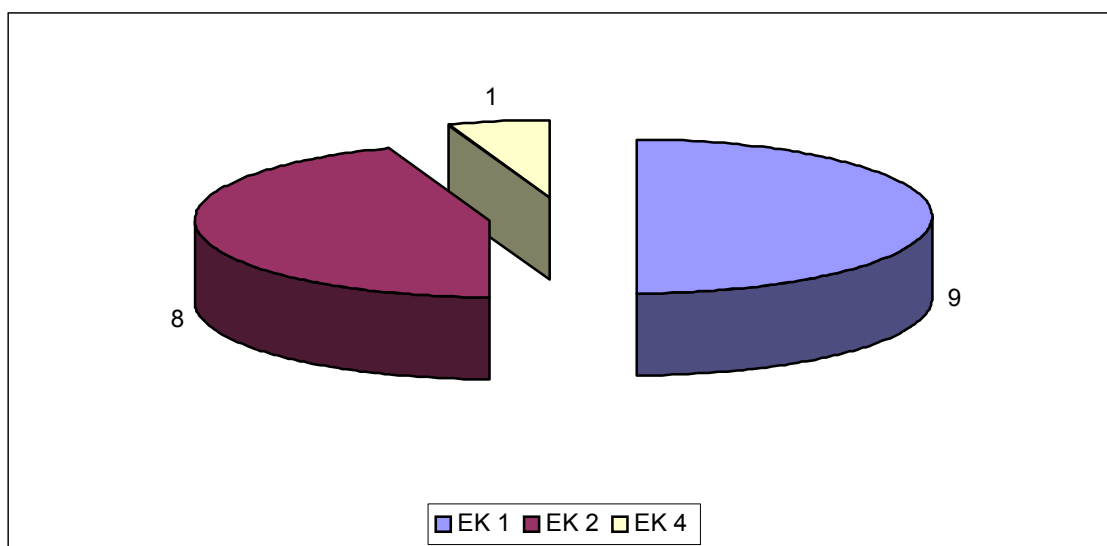


Abbildung 41: postoperativer Einsatz von Erythrozytenkonzentrat

Bei 18 Patient (15,12%) viel der operative Blutverlust so stark aus, dass eine Erythrozytentransfusion notwendig wurde.

In neun Fällen (7,56%) erfolgte eine einmalige Transfusion zur Stabilisierung der postoperativen Anämie. In acht weiteren Fällen (6,72%) wurde eine zusätzliche Transfusion notwendig. In einem Fall (0,84%) erfolgte zur Stabilisierung der Anämie die Gabe vier Transfusionen.

Die Anzahl der verabreichten Erythrozytenkonzentrate steht mit einer Signifikanz von  $p < 0,001$  mit der Größe der verwendeten Femurgröße in Verbindung. Mit einer Signifikanz von 0,007 besteht ein Zusammenhang mit der Größe der Tibiaplatzform.

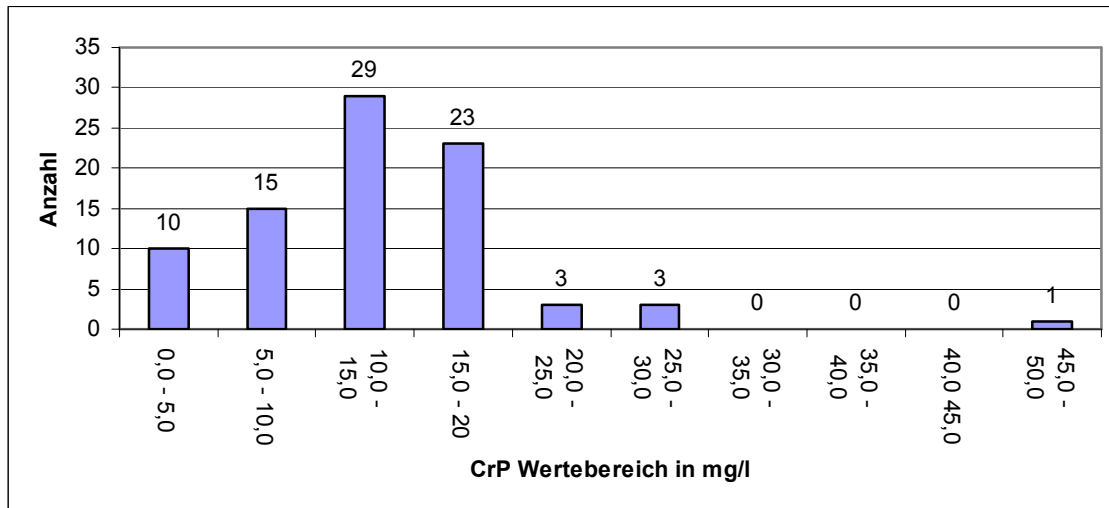


Abbildung 42: Anstieg des postoperativen CrP

CrP-Maximum (mg/l)	CrP-Minimum (mg/l)	CrP-Durchschnitt (mg/l)	CrP-Median (mg/l)	Standardabweichung (mg/l)
46	0,92	12,9	12,5	6,85

Abbildung 43: Zusammenfassung des postoperativen CrP Anstiegs

Die postoperative CrP Bestimmung zeigte einen Durchschnittswert von 12,9 mg/l. Das Minimum lag bei 0,92 mg/l und das Maximum bei 46 mg/l. Die Standardabweichung lag bei 6,85 mg/l und der Median bei 12,5 mg/l. Der Funktionsscore des KSS zeigt eine direkte Abhängigkeit vom postoperativem CrP ( $p = 0,015$ ).

### 3.3 Klinische Nachuntersuchung

#### 1. Stabilität im anterioren Zug und posterioren Druck bei 84 Patienten

Schublade < 5°	Schublade 5°<10°	Schublade > 10°
71	13	0

Abbildung 44: Patientenverteilung des Schubladenphänomens in Grad

Die anteriore und posteriore Stabilität zeigte ein Schubladenphänomen von unter 5° in 71 Fällen. Bis 10° betrug die Abweichung bei 13 Patienten. Ein Schubladenphänomen über 10° wurde nicht erfasst.

#### 2. Stabilität im Varus- / Valgusstress bei 84 Patienten

Aufklappbarkeit < 5°	Aufklappbarkeit < 10°	Aufklappbarkeit > 10°
63	20	1

Abbildung 45: Patientenverteilung bei Varus- und Valgusstress

Im Varus- bzw. Valgusstress konnte eine Aufklappbarkeit bis max. 5° in 63 Fällen dokumentiert werden. Eine Aufklappbarkeit bis 10° konnte in 20 Fällen erfasst werden. In einem Fall zeigte sich eine Aufklappbarkeit über 10°

#### 3. Kniegelenkerguss bei 84 Patienten

Kein Erguss	Geringer Erguss	Massiver Erguss
7	71	6

Abbildung 46: Zusammenfassung der Patienten mit Kniegelenkerguss

Ein Kniegelenkerguss in geringer Ausprägung zeigte sich bei 71 Patienten. Ein starker Gelenkerguss trat bei 6 Patienten auf.

#### 4. Verschieblichkeit der Patella bei 84 Patienten

<b>Verschiebbar</b>	<b>Fest</b>
59	25

Abbildung 47: Zusammenfassung der Patienten mit fixierter und fester Patella

In 59 Fällen zeigte sich eine gute Beweglichkeit der Patella. In 25 Fällen war die Patella fest und fixiert. Allgemein kann man feststellen, dass je länger die Operation dauerte, um so öfter war die Patella in der klinischen Untersuchung fest.

#### 5. Operationsnarbenverhältnisse bei 84 Patienten

<b>Reizlos</b>	<b>Gerötet</b>	<b>Breit</b>
6	77	1

Abbildung 48: Zusammenfassung der Operationsnarbenverhältnisse

Die Narbenverhältnisse zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung stellten sich bei 6 Patienten reizlos dar. In 77 Fällen zeigte sich eine Rötung. Eine sehr breite Narbe konnte bei einem Patienten festgestellt werden.

#### 6. Wärmeverhältnisse des Kniegelenkes bei 84 Patienten

<b>Unauffällig</b>	<b>Warm</b>
79	5

Abbildung 49: Zusammenfassung der Knieüberwärmung

Als weiterer Parameter wurde eine Erwärmung des operativ versorgten Kniegelenkes dokumentiert. In 79 Fällen zeigten sich keine Auffälligkeiten. In 5 Fällen war des Kniegelenk überwärmt. Das Zusammentreffen von überwärmten Kniegelenk und gleichzeitiger Rötung als Zeichen einer möglichen Infektion zeigte sich nicht.

#### 7. Krepitation bei Flexion und Extension bei 84 Patienten

<b>Keine Krepitation</b>	<b>Extension zu Flexion</b>	<b>Flexion zu Extension</b>
79	5	0

Abbildung 50: Zusammenfassung der Krepitation im Kniegelenk

Eine längere Operationsdauer geht öfter mit Krepitationen in der klinischen Untersuchung einher. Des weiteren zeigt sich, dass je niedriger der präoperative KSS ist, desto öfter treten Krepitationen auf.

### 3.4 Klinische Scores

#### Knee Society Score (KSS)

	<b>KSS objektiv preop.</b>	<b>KSS objektiv NU</b>
<b>Mittelwert</b>	48,2	81,1
<b>Maximum</b>	85	100
<b>Minimum</b>	11	44
<b>Standardabweichung</b>	15,9	14,64

Abbildung 51: Zusammenfassung des KSS präoperativ vs. postoperativ

In der Zusammenfassung für den KSS zeigt sich bei den objektiven Komponenten eine Erhöhung der Punktzahl im Mittelwert von 48,2 zur Nachuntersuchung auf 81,1. Im Maximum zeigte sich eine Steigerung von 85 auf 100 Punkte. Im Minimum lag die Steigerung von 11 auf 44 Punkte. Die Standardabweichung lag für die präoperative Beurteilung bei 15,9 und für die Nachuntersuchung bei 14,64.

	<b>KSS funktional präop.</b>	<b>KSS funktional NU</b>
<b>Mittelwert</b>	46,55	67,4
<b>Maximum</b>	80	100
<b>Minimum</b>	5	10
<b>Standardabweichung</b>	19,4	21,3

Abbildung 52: Zusammenfassung des KSS funktional präoperativ vs. postoperativ

In der Zusammenfassung für den KSS zeigt sich bei den funktionalen Komponenten eine Erhöhung der Punktzahl im Mittelwert von 46,55 zur Nachuntersuchung auf 67,4. Im Maximum zeigte sich eine Steigerung von 80 auf 100 Punkte. Im Minimum lag die Steigerung von 5 auf 10 Punkte. Die Standardabweichung lag für die präoperative Beurteilung bei 19,4 und für die Nachuntersuchung bei 21,3.

	<b>KSS Summe präop.</b>	<b>KSS Summe NU</b>
<b>Mittelwert</b>	94,8	148,5
<b>Maximum</b>	153	199
<b>Minimum</b>	21	69
<b>Standardabweichung</b>	27,1	30,9

Abbildung 53: Summation des KSS

In der Zusammenfassung für den KSS zeigte sich in der Summation der objektiven und funktionalen Komponenten eine Erhöhung der Punktzahl im Mittelwert von 94,8 zur Nachuntersuchung auf 148,5. Im Maximum zeigte sich eine Steigerung von 153 auf 199 Punkte. Im Minimum lag die Steigerung von 21 auf 69 Punkte. Die Standardabweichung lag für die präoperative Beurteilung bei 27,1 und für die Nachuntersuchung bei 30,9. Je höher der präoperative KSS war desto größer war das verwendete Femurteil. Die Signifikanz betrug hierbei 0,002. Ein ähnlicher Zusammenhang konnte für das Tibiateil gezeigt werden, die Signifikanz lag bei 0,004.

Western Ontario and McMaster University (WOMAC)

	Schmerz	Steifigkeit	Funktion	Summe	Prozent
<b>Mittelwert</b>	3,25	2	18,2	23,4	24,4
<b>Maximum</b>	20	7	62	85	89
<b>Minimum</b>	0	0	0	0	0

Abbildung 54: Zusammenfassung des postoperativen WOMAC

Eine Erfassung des WOMAC konnte nur für den Nachuntersuchungszeitraum erfolgen, da eine präoperative Erfassung aufgrund des Studienaufbaus nicht möglich war. Es zeigte sich für die Schmerzen ein Mittelwert von 3,25, ein Maximum von 20, ein Minimum von 0 Punkten. Die Standardabweichung lag bei 4,5 Punkten.

Für die Steifigkeit nach Implantation zeigte sich ein Mittelwert von 2, ein Maximum von 7, ein Minimum von 0 Punkten. Die Standardabweichung lag bei 2 Punkten.

Für die Funktion zeigte sich ein Mittelwert von 18,2, ein Maximum von 62, ein Minimum von 0 Punkten. Die Standardabweichung lag bei 18,2 Punkten.

Als Summe für den WOMAC konnte im Mittelwert eine Punktzahl von 23,4 (24,4%), ein Maximum von 85 (89%), ein Minimum von 0 (0%) erzielt werden. Die Standardabweichung lag bei 23,6%.



Medical Outcome Study Short ( MOS SF – 36 Score)

		körperl. Rolle	emot. Rolle	Schmerz	soz. Funktion	Vitalität	körperl. Funktion	psych. Wohlbe.	all. Gesund.
<b>PFC-Sigma</b>	Mittel.	19,5	4,7	5	5,1	14,8	6,1	17,9	15,4
	Stand.	4,8	1,3	3,4	1,4	1,9	1,7	3,6	3,2
<b>NK II</b>	Mittel.	18,4	4,9	6,3	5,7	16,2	5,5	18,6	17
	Stand.	5,4	1,3	3,1	1,2	2,1	1,6	3,4	2,7

Abbildung 55: Patienten mit aktivem Streckdefizit

Es zeigt sich, dass ein aktives Streckdefizit eine direkte Auswirkung auf die psychische Komponente des SF 36 hatte. Auf die mentale Komponente des SF-36, hatte das Streckdefizit weniger Einfluss.

Zwischen den physischen Faktoren des SF-36 existiert kein Zusammenhang bei Patienten mit peripatellarem Schmerz ( $p=0,04$ ). Es zeigt sich eine direkte Abhängigkeit des psychischen Wohlbefindens und dem peripatellaren Schmerz ( $p=0,006$ ). Daraus folgt, dass die Patienten mit Patellaschmerzen psychisch auffällig werden oder die psychisch Auffälligen haben vordere Knieschmerzen.

### 3.5 Radiologische Auswertung

#### 1. Mechanische Achse der Tibia

Die Abweichung des Tibiateil von der rein mechanischen Achse der Tibia wurde in Grad angegeben. Ausgegangen wurde von einer mechanischen Achse von 0°, die Abweichung wurde in plus (varus) oder minus (valgus) Grade von der Nullachse erfasst.

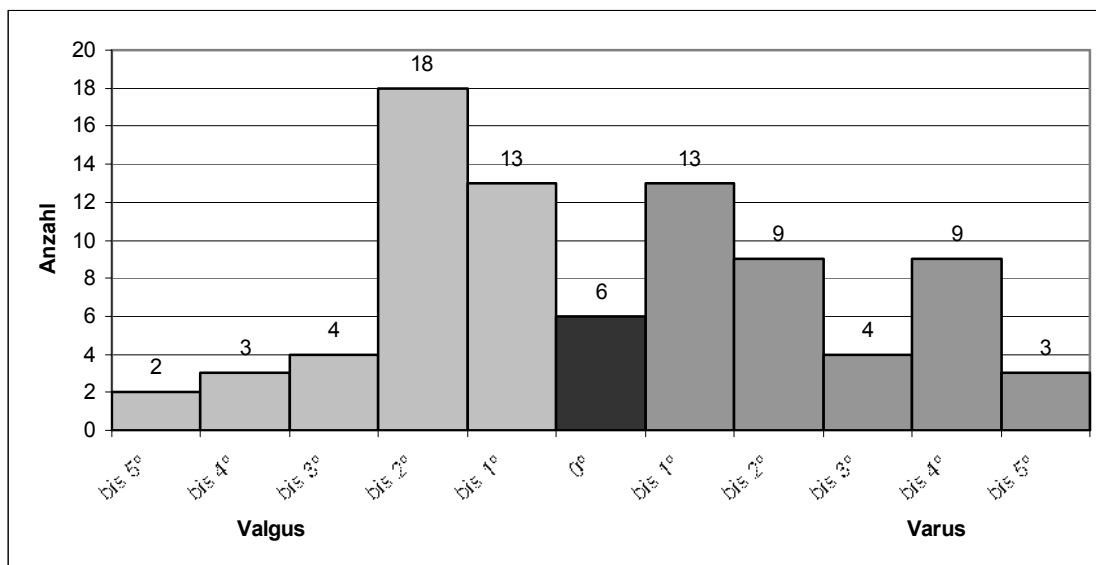


Abbildung 56: Achsabweichung des Tibiateiles

Mittelwert Varus	Maximum Varus	Maximum Valgus	Standardabw.
0,13°	4,7°	4,7°	2,15°

Abbildung 57: Zusammenfassung der Achsabweichung des Tibiateiles in Grad

In der radiologischen Vermessung der Tibiaachse zeigte sich eine Schwankung der Achsabweichung ausgehend von 0° von valgus bis 5° und varus bis 5°. In zwei Fällen lag die Abweichung bei 5° valgus, in drei Fällen bei 4° valgus, bei vier Patienten bei 3° valgus, in 18 Fällen bei 2° valgus, in 13 Fällen bei 1° valgus. Eine Implantation von 0° Achsabweichung wurde bei 6 Patienten erreicht. In dreizehn Fällen war die Abweichung bei 1° varus, in neun Fällen bei 2° varus, in vier Fällen

bei 3° varus, in neun Fällen bei 4° varus, in drei Fällen bei 5° varus. Der Mittelwert der Abweichungen betrug 0,13°. Die Standardabweichung lag bei 2,15°.

Die Achsabweichung zeigte sich direkt abhängig von der verwendeten Tibiagröße. Mit einer Signifikanz von 0,038 konnte gezeigt werden, dass je größer das Tibiateil ist, desto größer war die Abweichung von der Idealachse. Dies traf für beide Prothesensysteme gleichermaßen zu.

## 2. Mechanische Achse des Femur

Eine mechanische Achse von 0° wurde in fünf Fällen erreicht. Die Spanne der Achsabweichung von 0° erstreckte sich von mehr als 4° valgus bei einem Fall bis zu über 8° varus in zwei Fällen. Eine Abweichung von 3° valgus wurde bei vier Patienten gemessen, 2° valgus bei sechs Patienten, 1° valgus bei vier Fällen, von 1° varus bei sieben Patienten, 2° varus in 15 Fällen, von 3° varus in sieben Fällen, von 4° varus in 15 Fällen, 5° varus in sieben Fällen, 6° varus in sieben Fällen und 7° varus in vier Fällen.

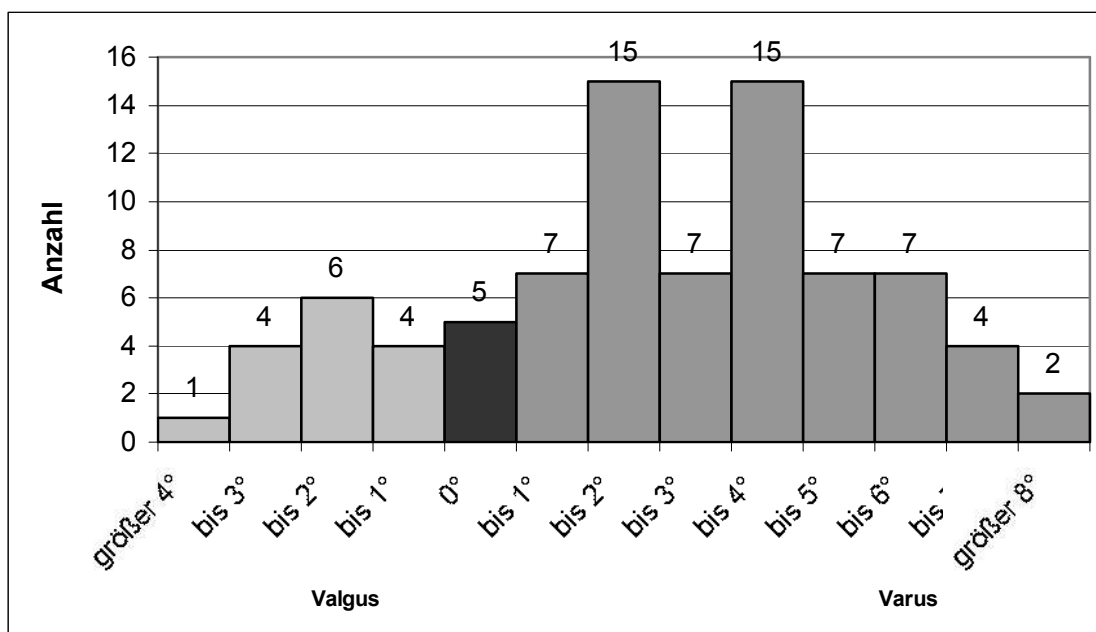


Abbildung 58: Achsabweichung des Femurteiles in Grad

Mittelwert Varus	Maximum Varus	Maximum Valgus	Standardabw.
2,2°	9,6°	6,6°	2,7°

Abbildung 59: Zusammenfassung der Achsabweichung des Femurteiles

Die mechanische Achse betrug im Mittel 2,2°. Das Maximum im varus lag bei 9,6°. Das Maximum im valgus bei 6,6°. Die Standardabweichung betrug 2,7°.

### 3. Mechanische Gesamtachse

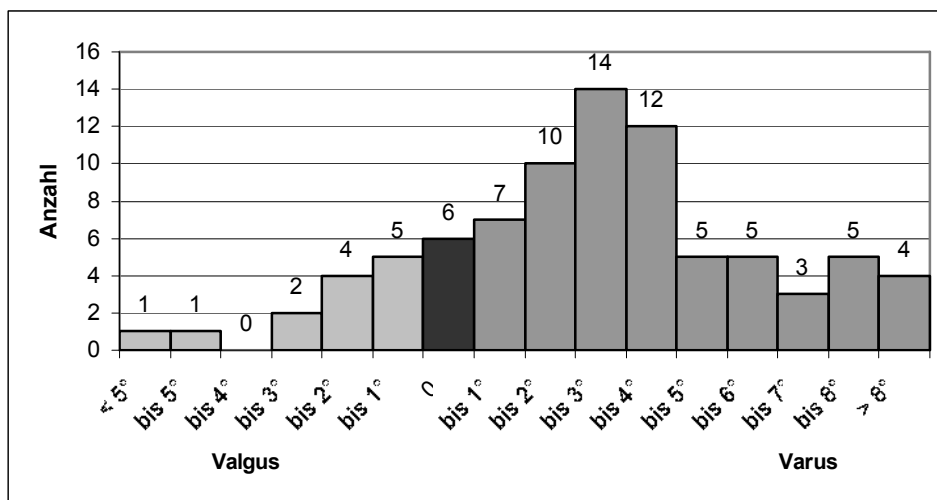


Abbildung 60: Gesamtachse von Femur- und Tibiateil

Mittelwert Varus	Maximum Varus	Maximum Valgus	Standardabw.
2,6°	10,7°	10°	3,3°

Abbildung 61: Zusammenfassung der Gesamtachse in Grad

Die Gesamtachse der Femur- und Tibiakomponente zeigte eine Abweichung im Mittel von 2,6°. Das Maximum im varus lag bei 10,7° das Maximum im valgus bei 10°. Die Standardabweichung betrug 3,3°.

Die mechanische Achse ist mit einer Signifikanz von 0,009 direkt von dem gewählten operativen Zugang abhängig. Ein Subvastuszugang führt zu einem größeren Fehler von  $3,7^\circ$  im Vergleich zum medialen Zugang mit  $1,8^\circ$ . Der Subvastuszugang führte immer zu einer varischen Abweichung, während beim medialen parapattellarem Zugang die Verteilung ausgeglichen war.

#### 4. Anatomische Achse

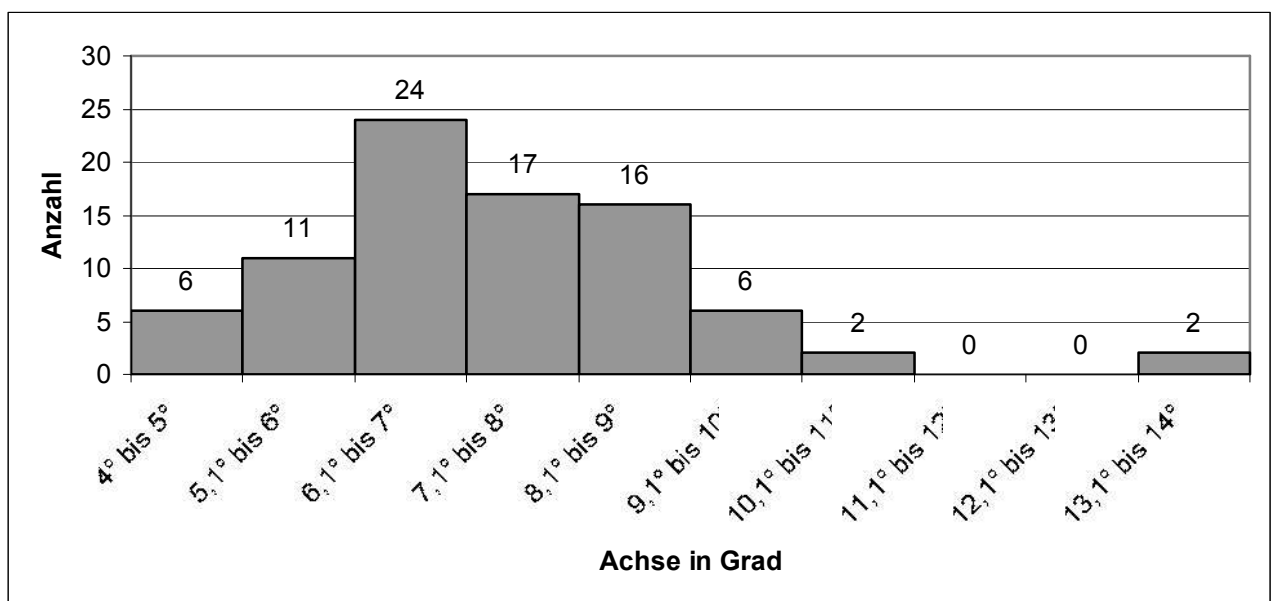


Abbildung 62: Anatomische Achse des operativ versorgten Kniegelenkes

Mittelwert	Maximum	Minimum	Standardabw.
7,2°	13,5°	4°	1,7°

Abbildung 63: Zusammenfassung der anatomischen Achsen des operativ versorgten Kniegelenkes

Die Achsabweichung der anatomischen Achse von der mechanischen Achse lag im Mittelwert bei  $7,2^\circ$ , im Maximum bei  $13,5^\circ$ , im Minimum bei  $4^\circ$ . Die Standardabweichung betrug  $1,7^\circ$ .

## 5. Insall Salvati Index

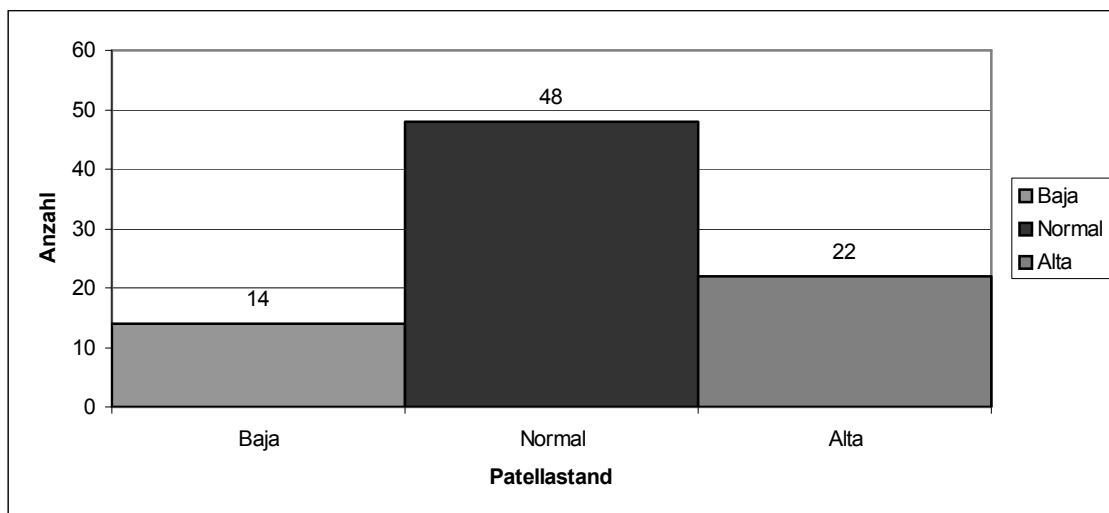


Abbildung 64: Patellastand alta et baja

Bei 14 Patienten zeigte sich nach dem Insall Salvati Index ein Patellatiefstand (Patella baja) und bei 22 Patienten ein Patellahochstand (Patella alta). Bei 48 Patienten zeigte sich postoperativ ein Normalbefund.

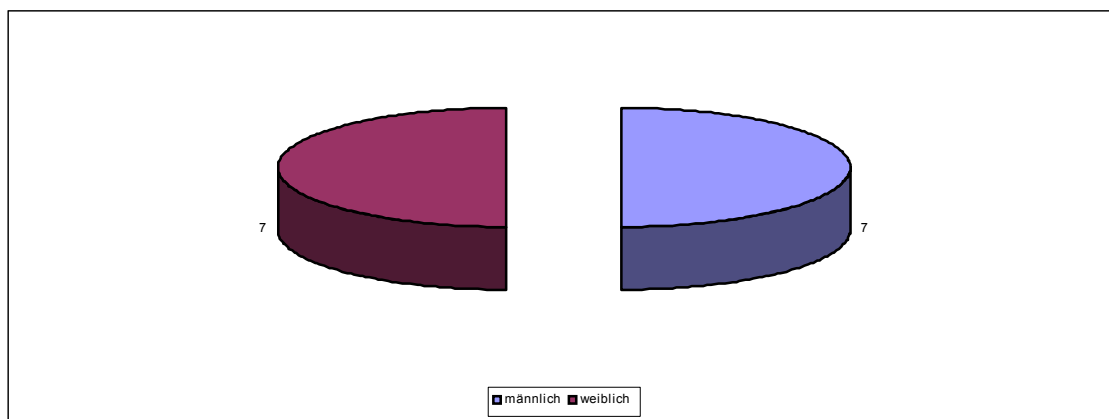


Abbildung 65: Geschlechterverteilung in der Patella baja Gruppe

In der Patientengruppe mit Patellatiefstand zeigte sich ein ausgeglichenes Verhältnis in der Geschlechterverteilung. Eine Patella baja konnte bei 7 Männern und 7 Frauen nachgewiesen werden.

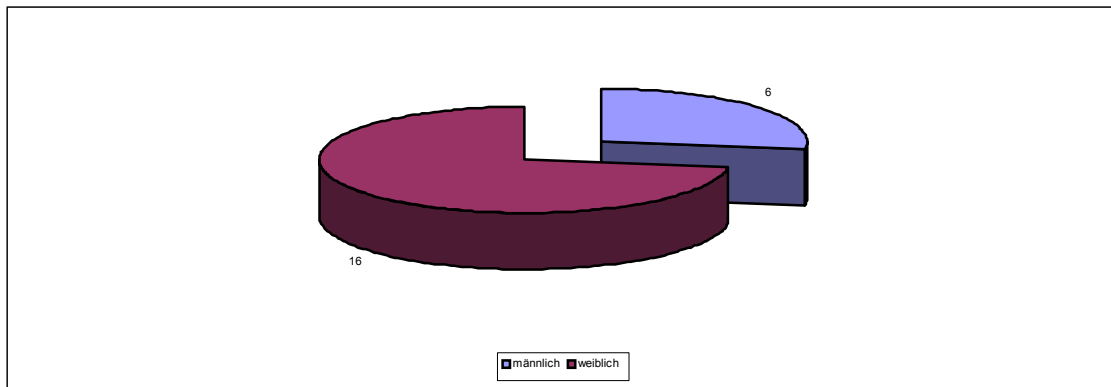


Abbildung 66: Geschlechterverteilung in der Patella alta Gruppe

Ein Patellahochstand konnte bei 6 Männern und 16 Frauen nachgewiesen werden.

Der Insall und Salvati Index als Maß für den Patella-Höhen-Index zeigte eine Abhängigkeit vom präoperativen KSS. Die Signifikanz liegt bei 0,015.

Zu bemerken ist zusätzlich, dass zwischen dem Implantatalignment und den erhobenen Scores bzw. den funktionellen Ergebnissen der präoperativen Scores und den Nachuntersuchungsscores kein Zusammenhang besteht.

## 4 Diskussion

Die Ziele der Knieendoprothetik sind die Verringerung konservativ therapierefraktärer Schmerzen sowie die Wiederherstellung einer weitgehend normalen Kniefunktion (108).

Die Primärimplantation einer Knieendoprothese ist nach Ausschöpfung bzw. bei mangelnder Erfolgsaussicht konservativer oder gelenkerhaltender Maßnahmen angezeigt (109). Mit der Knieendoprothese soll eine altersentsprechende, möglichst schmerzfreie Gelenkfunktion erreicht werden (108). Objektive Kriterien zur Indikationsstellung sind Bewegungseinschränkungen, Reduzierung der Gehstrecke, Mobilisation an Gehhilfen und Varus- bzw. Valgusfehlstellungen (109).

Trotz Verbesserung des Prothesendesigns, des Instrumentariums, der Operationstechnik und der wachsenden Erfahrungen der Operateure, stellen sich eine Reihe von Komplikationen und Problemen dar. Patellofemorale Probleme (Prothesenlockerung, Patellabruch, Patellasehnenruptur, Knieschmerz, Patella baja / alta) zählen zu den häufigsten auftretenden Problemen nach Implantation von Oberflächenersatzprothesen (110).

Der ventrale Knieschmerz stellt unabhängig vom Alter der Patienten eine große Bedeutung dar. Die Literatur misst dem ventralen Knieschmerz eine erhebliche Bedeutung bei (111). Die Ursache ist noch nicht eindeutig geklärt. Es gibt bisher noch keine Übereinstimmung in der Literatur (112).

In der vorliegenden Studie wurde das Ergebnis nach Implantation einer Total-Knie-Endoprothese und mögliche Einflussfaktoren erfasst. Es wurden zwei Gruppen anhand von zwei verschiedenen Prothesensystemen, dem PFC-Sigma mit rotierender Plattform und dem Natural Knee II mit fester Plattform, unterschieden. Die Studie beinhaltete die radiologische Auswertung, laborchemische Daten, eine klinische Nachuntersuchung und Scores. Für die radiologische Untersuchung lagen



direkt postoperative und Vergleichsaufnahmen, welche im Rahmen der Nachuntersuchung der Patienten angefertigt wurden, vor.

Die begrenzte Anzahl der Patienten limitiert die Verallgemeinerung der in dieser Studie getroffenen Schlussfolgerungen. Das Studiendesign als retrospektive Analyse mit einem festgelegten Zeitraum beschränkt die statistische Aussage im Vergleich zu Studien mit einem prospektiven Studienansatz. Auch ist die Studie nicht im randomisierten Verfahren erfolgt, so dass nicht erfassbare Faktoren das Studienergebnis beeinflussen könnten. Die Anzahl der Operateure zeigt sich beschränkt, da die Rekrutierung der Patienten nur aus dem Archiv der Charité Mitte erfolgte, so dass ein Bias durch die Operateure resultieren könnte.

Das durchschnittliche Alter der Patienten zum Zeitpunkt der Endoprothesenimplantation lag bei der PFC-Sigma Gruppe bei 70,9 Jahren und in der Gruppe des Natural Knee II bei 70,5 Jahren. Das Durchschnittsalter beider Patientengruppen zusammen betrug 72,4 Jahre. In den vorliegenden Quellen der Bundesgeschäftsstelle für Qualitätssicherung (BQS) des Jahres 2002 ergab sich ein Durchschnittsalter der Patienten von 70,2 Jahren (113). Das untersuchte Patientenkollektiv zeigt sich somit um 2,2 Jahre älter.

Mit einer Anzahl von 62 weiblichen und 22 männlichen Patienten ergab sich ein Überwiegen des weiblichen Patientenkollektivs. Die Besonderheit der Gonarthrose ist die höhere Prävalenz und häufig mehr generalisierte Verteilung bei Frauen im Vergleich zu Männern. Ungefähr 30% der Erwachsenen ab dem 30. Lebensjahr haben radiologische Zeichen der Osteoarthrose. Rund 6% der Erwachsenen in den USA haben nach Felson (114) symptomatische Gonarthrosen, wobei bei über 60 jährigen der Anteil auf bis zu 15% steigt. Bei den meisten Gelenken haben Männer

jünger als 50 Jahre eine höhere Prävalenz der Krankheit als Frauen. Als möglicher Grund sind Sport- und Berufsunfälle anzusehen. Ab einem Alter von 50 Jahren zeigen allerdings Frauen eine erhöhte Prävalenz als Männer. Die Gründe für diesen Geschlechterunterschied sind noch unklar. Ein Zusammenhang mit der Hormonumstellung bei Frauen im Klimakterium wird vermutet (114). Felson et al (1987) fand radiologische Veränderungen im Sinne einer Osteoarthrosis bei 34% der untersuchten Frauen zu 31% der untersuchten Männer. Ein signifikant höherer Anteil der Frauen zeigte eine symptomatische Osteoarthrosis (11% versus 7% der Männer).

Tellisi et al hat nach Implantation einer Knie TEP eine Rate von 16,4% für die Transfusionsnotwendigkeit von Eigenblut angegeben (101). Die BQS gibt für das Jahr 2004 eine Transfusionsbedürftigkeit von 8,3% an (102). Nach ihren eigenen Quellen existieren mehrere Einflussfaktoren für den perioperativen Blutverlust. Zu diesen zählen neben einem hohen Lebensalter, Diabetes Mellitus, chronisch obstruktive Lungenerkrankungen auch Erkrankungen aus dem rheumatischen Formenkreis (103 - 105).

In der vorliegenden Studie betrug die postoperative Transfusionsbedürftigkeit 15 %, was in Übereinstimmung mit den vorliegenden Quellen steht.

Als einziger Einflussfaktor konnte im Rahmen dieser Studie ein Zusammenhang der Femur- und Tibiagröße mit der Anzahl von verabreichten Erythrozytenkonzentrate gezeigt werden. Eine Erklärung könnte sein, dass zum Einbringen eines großen Implantates ein größeres Weichteiltrauma erforderlich ist.

Mehra A. et al (107) zeigten, dass ein Anstieg des C-reaktiven-Proteins (CrP) innerhalb der ersten fünf bis sieben Tage nach einer Total-Knie-Endoprothesen

Operation eine physiologische Reaktion ist. Dieser Anstieg zeigt bei unkomplizierten Verläufen einen Abfall auf normale Werte bis zur sechsten postoperativen Woche. Die Temperatur der lokalen Hautareale kann hingegen bis achtzehn Wochen nach der Operation noch erhöht sein.

Diese Studie konnte zeigen, dass eine Abhängigkeit des funktionellen KSS zum Nachuntersuchungszeitpunkt mit dem postoperativen CrP besteht. Je höher das postoperative CrP war, desto niedriger erfolgte die Bewertung im KSS Funktionsscore. Die Operation ist ein traumatischer Eingriff, welcher immer eine Erhöhung der Entzündungsparameter nach sich zieht. Das CrP als Akutes-Phase-Protein kann als Parameter für die Größe des intraoperativen Traumas angesehen werden, so dass erhöhte Werte auf ein größeres Trauma hinweisen.

Diese Studie zeigte eine Abhängigkeit des präoperativen KSS mit den verwendeten femoralen und tibialen Größen im Sinne eines höheren Scores bei größeren Implantaten. Pellengahr C. et al (106) zeigten, dass die verwendeten Prothesengrößen keinen Einfluss auf das postoperative Outcome haben. Auch konnte keine Abhängigkeit gezeigt werden, wenn zwei unterschiedliche Prothesengrößen miteinander kombiniert wurden. Eine Untersuchung über die Abhängigkeit des präoperativen KSS und den verwendeten Prothesengrößen liegt nicht vor. Das vorliegende Ergebnis ist in Ermangelung einer plausiblen Erklärung als statistischer Zufallsbefund aufgrund der limitierten Patientenzahl zu werten. Anouchi (1993) beschrieb, dass eine Implantation der femoralen Prothesenkomponente in leichter Außenrotation den physiologischen und biomechanischen Gegebenheiten am nächsten kommt. Hierbei lässt sich der patellofemorale Kontakt zwischen der medialen und lateralen Kontaktfläche am gleichmäßigsten verteilen. Die Innenrotation der femoralen Komponente führt bei rechtwinkliger Resektion der Tibia

zu einer unerwünschten Veränderung der Kniestabilität. Eine Neutralpositionierung führt zu ähnlichen, allerdings nicht so negativen Effekten auf die Kniestabilität und Patellakinematik. Fazit ist, dass die Außenrotation sowohl die Patellaführung als auch die Kniestabilität verbessert. Eine Abhängigkeit von der verwendeten Prothesengröße wurde nicht untersucht. Von großer Wichtigkeit sind konstruktive Vorgaben des Prothesensystems. Diese beinhaltet Prothesendesign, wobei die Problematik insbesondere in der Balance zwischen Mobilität und Stabilität des Gelenkes oder zwischen Kongruenz und Inkongruenz der Implantatkomponenten liegt. Hohe Kongruenz führt zu Stabilität und geringer Druckbelastung des Polyethylens, jedoch zu erhöhten Scherkräften am Implantatlager. Umgekehrt bringt Inkongruenz Mobilität und geringere Scherkräfte, dagegen eine hohe Druckbelastung des Polyethylenlagers (115).

Je länger die Operation dauerte, desto schlechter war die postoperative Flexion sowie Patellabeweglichkeit. Die komplexe Pathologie der Arthrose und die operative Versorgung der Weichteile können bei schweren Ausgangsbefunden die Operation komplexer und damit länger gestalten. Auch ist bei schwierigen Ausgangsbedingungen mit einem erhöhten Komplikationsrisiko zu rechnen. In der Folge eines größeren Weichteiltraumas ist die Narbenbildung verstärkt und limitiert somit die Flexionsfähigkeit. Bjorkstrom, Kayler und Scapinelli zeigten, dass die Patella durch ein extra- und intraossäres Gefäßsystem versorgt wird. Sie zeigten, dass ein standardisierter medialer parapatellarer Zugang (medialer Payr-Schnitt) die gesamte mediale Blutversorgung beeinträchtigen kann. Empfohlen wird eine Schnittführung ca. 1cm medial der Patella. Zusätzlich zeigten Cameron, Scuderi und Wetzner das eine laterale Menishektomie und eine Teilresektion des Hofferschen Fettkörpers eine Unterbrechung des lateralen Versorgungskreislaufes zur Folge

haben kann. Ein laterales Release kann zur Verletzung der A. geniculata sup. lateralis und dadurch die Versorgung der Patella weiter einschränken. Hierbei kann es insgesamt zu einer Minderperfundierung kommen welche im Verlauf nach Scott (1982) zu avaskulären Nekrosen und Stressfrakturen führen kann. Die Folgen können sich in einer Einschränkung der Kniefunktion mit verminderter Flexion zeigen (120 -126)

Ein weiteres Ergebnis der Studie ist, dass der postoperative KSS niedriger war, je weniger beweglich die Patella war. Das Patellofemoralgelenk hat nach Knie-TEP einen erheblichen mittel- und unmittelbaren Anteil am KSS. Nach Keplish ist der Führungsmechanismus der Patella eine komplexe Geometrie welche von den Femurkondylen, der Kontaktfläche, des tibiofemorale Winkels und der dynamischen Balance der medialen und lateralen Quadricepsmuskulatur abhängt (127). Diese komplexen Mechanismen können nach alloarthroplastischem Gelenkersatz mitunter eingreifende Folgeerscheinungen haben. Die Größe ist abhängig von den individuellen Voraussetzungen. Übermäßige laterale Kräfte können zu einer Subluxation oder Dislokation der Patella führen und zu einem Versagen der Prothesenkomponenten beitragen. Auf der einen Seite sind permanent Reizungszustände der peri- und intraartikulären Weichteile zu finden. Mechanische Komplikationen im femoropatellarem Gelenkanteil wie z.B. Subluxation oder Dislokation der Patella, mitunter auch Patellafrakturen, eine Lockerung oder erhöhte Abnutzung können auftreten. Nach Kim kann eine inadäquate Spannung des Streckapparates angeschuldigt werden. Eine vielfach im Rahmen des endoprothetischen Gelenkersatzes auftretende Verkleinerung der Kontaktfläche zwischen femoraler Trochlea und Patellarückfläche kann zu einer extremen Steigerung des femoropatellaren Kontaktdruckes führen. Von anderen Autoren wird

vermutet, dass diese Probleme möglicherweise durch eine reduzierte axiale Rotationsfähigkeit durch bestimmte Prothesendesigns hervorgerufen werden (128, 129).

Nach Fern et al zeigt sich die Inzidenz des vorderen Knieschmerzes in direkter Korrelation mit der Höhe der Patella oberhalb der Prothesengelenklinie (sog. joint-line) (130). Eine niedrige Patellaposition im Verhältnis zur Gelenklinie (Patella baja) ist nach Vince für keine Endoprothesenimplantation erstrebenswert. Sie kann zu einer eingeschränkten Beugefähigkeit und zu persistierenden ventralen Knieschmerzen führen (131). Fern et al gibt die Höhe der Patella sogar als einzige Variable mit einer signifikanten Korrelation mit der Schwere des postoperativen vorderen Knieschmerzes an (130). Ziel sollte es sein die ursprüngliche Höhe der Patella zu erhalten und dies möglichst durch die geeignete Auswahl und Positionierung der Prothesenkomponenten.

Die Haupthypothese einer Schrumpfung oder Elongation des Patellabandes durch die Verwendung einer mobilen Plattform konnte widerlegt werden. Es zeigte sich eine reine Abhängigkeit vom Alter der Patienten. Mit einem höheren Lebensalter zeigte sich eine Zunahme des Patellatiefstandes (Patella baja). Andere Zusammenhänge konnten in dieser Studie nicht für die Schrumpfung des Patellabandes gezeigt werden.

Yoshii verwendet in seinen Studien den Insall Salvati Index (86) als Maß für den Patella-Höhen-Index. Hierbei wird das Verhältnis zwischen Länge der Patella und der Patellasehne dargestellt. Die adäquate ligamentäre Balance und die Wiederherstellung oder auch Erhaltung der „joint-line“ stellt einen der wichtigsten Faktoren zur Erzielung einer optimalen physiologischen Kinematik dar (132).

Grace, Merkow und Moreland sehen die femorale und tibiale Positionierung im Verhältnis zueinander unter Rekonstruktion der ursprünglichen Gelenklinie als besonders erstrebenswert an (133 - 135).

Die funktionelle Länge der Patellasehne kann durch Anpassung der endoprothetischen Gelenklinie an die physiologische Kniegelenkslinie erhalten werden. Dies ist eine allgemein anerkannte Notwendigkeit (136, 137). Nach Laskin ist bei einer präoperativen Patella baja eine Anhebung der Gelenklinie durch Resektion von Femur und Tibia zu vermeiden (138).

Als mögliche Therapieoption der Patella baja wird in der Literatur eine Patelloplastie im Sinne einer Resektion der Patellarrückfläche mit Reduktion der Patellahöhe beschrieben. Nach der vorliegenden Literatur zeigt sich eine erhöhte Rate an ventralem Knieschmerz für bis zu 4 Monate, bis eine fibröse Bindegewebsschicht über die resezierte Rückfläche zur Ausbildung kommt (139).

In der vorliegenden Studie zeigte der Insall und Salvati Index (86) eine Abhängigkeit vom präoperativen KSS. Es konnte gezeigt werden, dass eine geringere Bewertung im präoperativen KSS mit einem niedrigen Insall und Salvati Index vergesellschaftet war. Hieraus lässt sich schlussfolgern, dass die präoperativen arthrosebedingten Veränderungen einen Einfluss auf das Outcome im Insall Salvati Index haben. Dies steht in Übereinstimmung mit den vorliegenden Quellen.

Bolognesi M. et al konnten in einer retrospektiven Studie zeigen, dass bereits eine Achsabweichung um drei Grad von der mechanischen Achse zu einem schlechteren Outcome führt. Er zeigte, dass nur 90% der femoralen Implantate mit einer Abweichung von weniger als 3° implantiert wurden. Bei den tibialen Komponenten wurden 92% mit einer Abweichung von weniger als 3° implantiert.

Ein ähnliches Resultat ergab die vorliegende Studie. Es konnte gezeigt werden, dass nur 90% der Gelenke eine Abweichung von weniger als  $3^\circ$  zur mechanischen Achse aufwiesen, die mechanische Achse im Mittel  $2,2^\circ$  in Varusfehlstellung abwich. Das Maximum im Varus lag bei  $9,6^\circ$ . Das Maximum im Valgus lag bei  $6,6^\circ$ . Weiterhin konnte in der vorliegenden Studie gezeigt werden, dass der Subvastuszugang während der Operation eine größere Abweichung von der gesamtmechanischen Achse zur Folge hat. Eine Erklärung ist die beschränkte Übersicht im Vergleich zum Standardzugangsweg.

Die Zementiertechnik und das Material, mit dem die zementierte Prothese fixiert wird sind ein möglicher Faktor für eine Achsabweichung. Sie unterscheiden sich in der Applikationsweise und -form und je nach Hersteller auch in der Zementzusammensetzung und -viskosität. Hier werden vakuumangemischter, manuell gemischter und zentrifugierter Zement unterschieden. Ebenso kann der Zement unter Druck appliziert werden, was zu einer verbesserten Penetration in die Knochenspongiosa führt (116). Eine tiefe Penetration führt nach Kraus et al zu einer höheren Abrissfestigkeit (117). Eine nicht plane Zementierung oder ungenügender Anpressdruck der Komponenten während der Implantation kann zu einer Achsabweichung führen.

Nicht nur die Zementierung sondern auch die Präparation der Auflagefläche kann die Fixierung und Achsstellung des tibialen Prothesenteils beeinflussen. So kann die Schnittfläche bei sklerotischen Knochen aufgrund von Sägeblattabweichungen uneben präpariert werden. Nach Rayd (1986) ist eine ebene Schnittfläche für das optimale Einwachsen der Prothese in den Knochen notwendig (118).

Van Ham et al zeigen, dass die Knochendichte bereits anhand des Vorschubes der Knochenfräse beurteilt und der Schnitt ggf. korrigiert werden kann, sodass eine achsgerechte Implantation möglich ist (119).



Auch kann ein kontraktives Gelenk eine ungenügende Übersicht über das Gelenk zur Folge haben, sodass keine optimale Vorbereitung möglich ist.

In der vorliegenden Studie konnte gezeigt werden, dass eine verlängerte Operationsdauer eine Erhöhung der postoperativen Krepitation zur Folge hat. Dies könnte durch eine verstärkte Narbenbildung bei ausgedehnter Präparation bedingt sein. Es zeigte sich weiterhin, dass die Krepitation postoperativ vom präoperativen KSS abhängig war. Der KSS als Parameter für die präoperativ noch vorhandene Gelenkbeweglichkeit stellt einen indirekten Parameter für die bereits vorhandenen ossären und kartilaginären arthrotischen Umbauprozesse dar. Zu diesen zählen Osteophyten, Zystenbildung und Sklerosierung. Diese ungünstigen Voraussetzungen seitens des Patienten können auch durch eine muskuläre oder ligamentäre Insuffizienz verursacht werden. Sie stellen eine hohe Anforderung an den Operateur, die Ausrichtung der Prothese, das Design und das verwendete Material (140). Die Knieendoprothetik hat im Wesentlichen eine Erfahrung von 3 Jahrzehnten. Obwohl noch nicht alle Fragen über verwendete Materialien, die Biomechanik, die Implantationsfixierung und auch operative Techniken gelöst sind, können gute kurz- und langfristige Ergebnisse erzielt werden (141,142).

## 5 Zusammenfassung

In der vorliegenden Studie sollte untersucht werden, ob die Verwendung einer rotierenden oder festen Plattform in der Endoprothetik des Kniegelenks einen relevanten Einfluss auf das postoperative Ergebnis hat. Dazu wurden 84 Patienten klinisch und radiologisch nachuntersucht, die zwischen 1998 und 2001 einen endoprothetischen Ersatz des Kniegelenks in der orthopädischen Klinik der Charité erhalten hatten. Potentielle weitere Einflussfaktoren auf das postoperative Ergebnis, wie der operative Zugangsweg, die Durchführung eines lateralen Releases sowie das Prothesenalignment, wurden ebenfalls erfasst. Das postoperative Ergebnis wurde mittels etablierter standardisierter klinischer Scores (Knee Society Score, WOMAC, SF-36) quantifiziert. Das Implantatalignment wurde an Ganzbeinaufnahmen im Stand ermittelt.

Die Haupthypothese einer Beeinflussung des postoperativen Ergebnisses durch die Verwendung einer rotierenden vs. fixen Plattform konnte für alle untersuchten Parameter zurückgewiesen werden. Das Patientenalter hingegen hatte einen Einfluss auf das klinische Ergebnis und die Längenänderung des Patellabandes, welche bei fast allen Patienten jedoch in unterschiedlicher Ausprägung nachgewiesen werden konnte. Nebenbefundlich wurde festgestellt, dass die Inzidenz einer Bluttransfusion mit der Implantatgröße stieg.

Die Verwendung des invasiven Subvastuszuganges war, wahrscheinlich als Folge der im Vergleich zum Standardzugang reduzierten Übersicht, mit einer erhöhten Inzidenz varischer Implantationen vergesellschaftet. Ein Zusammenhang zwischen dem Implantatalignment in der Frontalebene und dem klinischen Ergebnis konnte jedoch nicht nachgewiesen werden. Ebenfalls überraschend war, dass der präoperative klinische Score kein Prädiktor des postoperativen Ergebnisses war.

## 6 Literatur

1. **Krämer, K.L.; Stock, M.; Winter, M.**, Klinikleitfaden Orthopädie, Verlag Gustav Fischer, Ulm, 1997 3. Auflage, 584
2. **Deutsche Gesellschaft für Rheumatologie**, Julia Franz und Prof. Dr. med. Gerd-Rüdiger Burmeister, Arztnformation Oktober 2002 Rheumatoide Arthritis, Chron. Polyarthritis
3. **Altman RD**, IAP Study Group., Ibuprofen, Acetaminophen and Placebo in Osteoarthritis of the Knee: A six-day double-blind study, Arthritis Rheum 1999
4. **Mühlemann D. (1997)**, Diagnostik der Gelenkbeweglichkeit: Voraussetzung und Methodik, In: Ow, D. von/Hüni, G./Hrsg): Muskuläre Rehabilitation., Erlangen. S.30-41
5. **Benninghoff (1985), Kapandji 1984, Keidel (1985), Rohen (1987), Silbernagel (1989)**
6. **Müller W. (1982)**, Das Knie. Form, Funktion und ligamentäre Wiederherstellungschirurgie. Berlin, Heidelberg, New York
7. **Plitz, W.**, Endoprothetik am Kniegelenk, Orthopädie 20: 164-169
8. **Engelbrecht E. (1971)**, Die Schlittenprothese, eine Teilprothese bei Zerstörungen im Kniegelenk, Chirurg 52: 510-514
9. **Nieder E. (1991)**, Schlittenprothese, Rotationsknie und Scharnierprothese Modell St. Georg und ENDO-Modell, Orthopäde 20: 170-180
10. **Kienapfel, H., Griss, P., Orth J., Roloff, K., Malzer U. (1991)**, Zwei- bis Fünfjahresergebnisse mit der zementfreien einsetzbaren Kniegelenkprothese vom Typ Miller – Galante, Orthopädie 20: 189-196
11. **Blauth, W., Schuchardt, E. (1986)**, Orthopädisch- Chirurgische Operation am Knie, Thieme, Stuttgart, New York
12. **Engelbrecht E. (1981)**, Ersatz der großen Körpergelenke (außer Hüfte) Chirurg 53: 681-688
13. **Cosendai A., Gerster JC, Vischer TL, Burckhardt P, Boussina I, Fallet GH** Destructive arthropathies associated with articular chondrocalcinosis. Clinical and metabolic study of 16 cases, Schweiz Med. Wochenschr. 03.01.1976
14. **Louis Hovy, Karin Kurnik, Mario von Depka, Hämophilie und Orthopädie.** Ein interaktives Lehrbuch, Thieme Stuttgart/New York 2004
15. **Mueller EJ. Wick M. Muhr G.**, Surgical management of posttraumatic malalignments and arthroses in the ankle, Orthopäde 29.02.2000
16. **A. Kreuz, D. Kohn**, Gelenkschäden nach Sportverletzungen Abteilung für Orthopädie der Universitätsklinik Homburg-Saar, Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 2002
17. **J. Duchow, D. Kohn**, Die Behandlung der beginnenden Gonarthrose im mittleren Lebensalter, Springer Berlin / Heidelberg 19.02.2005
18. **Recommendations for the Medical Management of Osteoarthritis of the Hip and Knee**, Arthritis & Rheumatism, September 2000
19. **Pincus T. et al**, Arthrotec compared to acetaminophen: a clinical trial in patients with osteoarthritis of the hip and knee, Arthritis Rheum 1999
20. **Griffin MR, Ray WA, Schaffner W.**, Nonsteroidal anti inflammatory drug use and increased risk for peptic ulcers disease in elderly persons. Ann Intern Med 1988

21. **Griffin MR, Piper JM, Daugherty JR, Snowden M, Ray WA**, Nonsteroidal Anti-inflammatory drug use and increased risk for peptic ulcers disease in elderly persons. *Ann Intern Med* 1991
22. **Smalley WE, Griffin MR**, The risk and costs of upper gastrointestinal disease attributable to NSAIDs, *Gastroenterol Clin North Am* 1996
23. **Hyiek EM, Heiman H, Skates SJ, Sheehan MA, Singer DE**, Acetaminophen and other risk factors excessive warfarin anticoagulation, *JAMA* 1998
24. **Fitzmaurice DA, Murray**, Potentiation of anticoagulant effect of warfarin *Postgrad Med* 1997
25. **Henrich WI, Agodaoa LE, Barret B, Benett WM, Blantz RC, Buckalew VM** Analgesics and the Kidney: summary and recommendations to the Scientific Advisory Board of the National kidney Foundation from Ad Hoc Committee of the National kidney Foundation, *TAM J Kidney Dis* 1996
26. **Simon LS, Weaver AI, Graham DY, Kivitz AJ, Lipsky PE, Hubbard RC** Anti-inflammatory and upper gastrointestinal effects of celecoxib in rheumatoid arthritis: a randomised controlled trial, *JAMA* 1999
27. **Haweky C, Lain L, Simon T, Beaulieu A, Maldonado-Cocco J, Acevedo E** Comparison of the effect of rofecoxib, a cyclooxygenase 2- specific inhibitor, with that of ibuprofen on the gastroduodenal mucosa of patients with steoarthritis: a randomised, double-blind. Placebo-controlled trial, *Arthritis Rheum* 2000
28. **Morand E**, Corticosteroids in the treatment of rheumatologic diseases *Curr Opin Rheumatologie* 11997
29. **Dieppe P.**, Osteoarthritis management. Klippel JH. Dieppe : Rheumatology. Mosby, St. Louis London Toronto 1994
30. **Anders G**, Gelenkpunktion und intraartikuläre Injektion in ambulanten orthopädischen Einrichtungen, *Orthp. und Traumatologie* 1984
31. **Kaiser H. Kley HK**, Korticoide in Klinik und Praxis., Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York 1992
32. **McCarthy**, Arthritis and Allied Conditions 12<sup>th</sup> edition, Textbook of Rheumatology, Lea and Febiger 1992
33. **Klippel, Dieppe**, Rheumatology 1994
34. **Katz WA, Rothenberg R.**, *Clin Rheumatologie* 11.04.2005 Section 4: treating the patient in pain
35. **Statistisches Bundesamt** , Pressemitteilung 01. Juli 2005
36. **J. Metz**, Makroskopie, Histologie und Zellbiologie des Gelenkknorpels, in Gelenkdeffekten, C. Erggelet and M. Steinwachs, ed., Steinkopf Darmstadt 2001
37. **J. Stöve and W. Puhl**, Übersicht über klinische und experimentelle Anwendung der Hyaluronsäure bei Gonarthrose *Z Orthop* 137 (1999) 393-399
38. **K.W. Marshall**, Intra-articular hyaluronan therapy, *Urr opin Rheumatol* 12 – 2000 468-474
39. **J. Steinmayer**, Medikamentöse Therapie der Arthrose, *Orthopädie* 30 (2001) 856-865
40. **Pridie KH**, A Method of resurfacing osteoarthritic knee joints., *J Bone Joint Surgery* (1959) 618 - 619
41. **Ficat RP, Ficat C., Gedeon P., Poussaint JB**, Spongiosisation: A new treatment for disease patellae clinic *Ortop* (1979) 74-83
42. **Johnson LL**, Arthroscopic surgery. Mosby, St. Louis 1986

43. **Rodrigo JJ, Steadman JR, Sillimann JF, Fulstone HA**, Improvement of fullthickness chondral defect healing in the human knee after debridement and microfracture using continuous passive motion., *Am J Knee Surg* 7 1994 109-116
44. **Sprague NF III**, Arthroscopic debridement for degenerative knee joint disease. *Clin Orthop* 160 1991 118-123
45. **Hangody L, Kish G, Karpati Z, Udvarhelyi I, Imre Z, Toth J, Diczfalusy Z, Kendik Z**, Autogenous osteochondral graft technique for replacing knee cartilage defects in dogs. *Orthopedics Int* 5 (1997) 175-181
46. **Hangody L, Kish G, Karpati Z, Szerb I, Udvarhelyi I**, Arthroscopic autogenous osteochondral mosaicplasty for the treatment of femoral condylar articular defects. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 5 1997 262-267
47. **Bruns J, Berens P**, Perichondriumtransplantation bei Gelenkschäden. *TW Sport und Medizin* 9 1997 90-94
48. **Lorentz R**, Treatment of cartilage defects of the patella with periosteum transplantation. *Proceedings of the 2<sup>nd</sup> Freiburg International Symposium of cartilage repair* 1997
49. **Repair Registry Periodic Report: Registry Report.**, Cartilage Vol 4. Cambridge, MA, Genzyme Tissue Repair, Febr 1998
50. **Jungmichel, D., H. Weber, et al 1988**, Gelenkwaschung eine Behandlung der aktivierten Arthrose., *Beitr. Orthop. Traumatol.* 35 pp511-517
51. **Grifka J., M. Moraldo, et al 1990**, Apparative und technische Voraussetzung für die arthroskopische Therapie am Kniegelenk., *Der Orthopäde* 19: pp 60-68
52. **Metcalfe R.W. 1984**, Arthroscopic knee surgery. *Adv. Surg.* 17. pp 197-240
53. **Schulz W. 1999**, Kniegelenksnahe Osteotomie. Indikation, Durchführung Resultate., *Arthroskopie*, Springer Verlag 12: pp 22-28
54. **Schwägerl W., und C. Pospisil 1995**, Die orthopädische Behandlung von Arthrosen großer Gelenke., *Wien med. Wochenschau* 145: pp 122-128
55. **Berger RA, Lyon JH, Jacobs JJ, Barden RM, Berkson EM, Sheinkop MB, Rosenberg AG, Galant JO**, Problems with cementless Total Knee Arthroplasty at 11 Years Followup, *Klin Orthop* 392, 196-207(2001)
56. **Rand JA, Trousdale RT, Ilstrup DM, Harmsen WS**, Factors Affecting the Durability of primary Knee Prostheses, *J Bone Joint* 2003 259-265
57. **Blömer W**, Knieprothetik herstellerische Probleme und technologische Entwicklung, *Orthopädie* 29, 688-699 (2000)
58. **Jerosch J, Fuchs S, Heiseler J**, Knieendoprothetik- eine Standortbestimmung, *Jerosch J(Hrsg) Knie- TEP Revisionseingriffe* 1. Auflage, 1-13, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1997
59. **Zichner L, Hofmann R, Marx A**, Scharnier – Knie – Endoprothese- Die besondere Indikationsstellung, *Orthopäde* 29, 52-53 (2000)
60. **Schroeder-Boersch H**, Der Patellarrückflächenersatz in der Knieendoprothetik *Orthopäde* 27, 642-650 (1998)a
61. **Rader CP, Löhr J, Wittmann R, Eulert J**, Results of total knee Arthroplasty with metal-backed patellar component, *J Arthroplasty* 11, 923-930 (1996)
62. **Kim BS, Reitmann RD, Schai PA, Scott RD**, Selective patellar nonresurfacing in total knee arthroplasty, *Clin Orthop* 367, 81-88 (1999)
63. **Lindstrand A, Robertsson O, Lewold S, Toksvig-Larsen S**, The patella in total knee arthroplasty: resurfacing or nonresurfacing of patella, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 9, 21-23 (2001)
64. **Bartel D**, 1995 *Advances in Orthopedics*, Vol 3 11-34
65. **Aglietti P**, 1997 *Effort*: 15-24

66. **Buechel FF, Pappas MJ (1989)**, New Jersey low contact stress knee replacement system. Ten Year evaluation of miniscal bearings, Orthop Clin North Am. 20.04.1989 147-77
67. **Goodfellow JW, O'Connor JJ, Shrive N.G (1974)**, Britisch Patent Application No. 49794/74
68. **Goodfellow JW, O'Connor JJ (1978)**, The mechanics of the knee and prosthesis design., J. Bone an Joint Surg. 60-b (3) 358-369
69. **Rose RM, Goldfarb HV, Ellis E, Crungnola AM (1983)**, On the pressure-dependence of the wear of ultra high molecular-weight polyethylene. Wear 92: 99-111
70. **Parks NL, Engh GA, TopoleskinLD, Emperado J (1989)**, The Coventry Award. Modular tibial insert micromotion. A concern with contemporary knee implants, Clin Orthop (united States), Nov., 356: 10-15
71. **Food an Drug Administration (1984)**, Premarket Application LCS meniscal Bearing Knee Sinulator Studies, July 1984
72. **Weaver JK, Derkash RS, Greenwald AS (1993)**, Difficultis with bering dislocation and breakage using movable bearing total knee replacement system. Clini. Orthop 290: 244-252
73. **Bert JM (1990)**, Dislocation/subluxation of meniscal bearing elements after New Jersey, Low-Contact Stress total knee Arthroplastyc. Clin Orthop 254: 211-215
74. **Callaghan J, Insall JN, Greenwald AS, Dennis DA, Komistek RD, Murray DW, Bourn RB, Rorabeck CH, Dorr LD (2000)**, Mobile-Bearing Knee Replacement. 82-A 7. July: 1020-1041
75. **Schiebler TH, Schmidt W, Zilles**, 9. Auflage Anatomie Springerverlag September 1999
76. **Niemeyer O, Hierholzer G**, Anatomie und Biomechanik des Kniegelenkes. OP Journal, 2/1995, 136-141
77. **Merz KE**, Indikation, Technik und Ergebnisse nach Implantation des einachsigen Kniescharniergelenkes vom Typ St. Georg. Medizinische Dissertation, Universität Mainz 1982
78. **Debrunner Am, Seewald K**, Die Belastung des Kniegelenkes in der Frontalebene, Z. Orthop. 98 (1964) S. 508
79. **von Lanz T, Wachsmuth W**, praktische Anatomie I/4, Bein Statik 2 Auflage Springer Berlin 1972 S. 12
80. **Oest O.**, Die Achsfehlstellung als präarthrotische Deformität für das Kniegelenk und die röntgennologische Beiachsenbeurteilung, Unfallheilkunde 81 1978 629-633
81. **Marquet P, Simonet J de Marchin P**, Les gonarthroses d'origines statiques Symposium. Rev Chir Orthop. 53, No2 1967
82. **Frey Mathias**, Ergebnisse der interligamentären additiven Korrekturosteotomie am Tibiakopf, Inaugural-Dissertation, Eberhard-Karls-Universität zu Tübingen 1984
83. **University of California**, Fundamental studies of Human Locomotion Cal 1947, zit. Bei Debrunner Am, Seewald K: Die Belastung des Kniegelenkes in der Frontalebene., Orthop 58 1973 641-656
84. **Jakob RP, Stäubli HU**, The Knee and the Cruciate Ligaments, Berlin Springer-Verlag 1992
85. **Laskin, Richard S MD**, Total Knee Arthroplastiy in the Presence of large Bony Defects of Tibia and Marked Knee Instability. Section I Clinic Orthop November 1989

86. **Insall J, Salvati E**, Patella Position in normal knee joint, Radiology 101 1971 101-104
87. **Stucki S, G. Meier, Michel, B.A., Thyndall, A.G. Elke, R., Threiler, R.** Evaluation einer deutschen Version des WOMAC (Western Ontario und McMaster Universität) Arthroseindex 1996b Z. Rheumatologie 55: 40-49
88. **Ware, Sherbourn**, MOS-36 Item Short Form Health Survey 1985-1992
89. **Altman R. et al**, Development of criteria for the classification and reporting of osteoarthritis. Classification of osteoarthritis of the knee. Diagnostic and Therapeutic Criteria Committee of the American Rheumatism Association (1989)
90. **Coventry, M.B.**, Upper tibial Osteotomie for gonarthrosis. The evolution of the operation in the last 18 Years and long term results., Orthop clin North Am 10, 191-210, 1079
91. **Lobenhoffer, P et al**, Opening wedge high-tibial osteotomy with rigid plate fixation , Tech Knee surg 1, 93-105, 2002
92. **Coventry, M.B.**, Upper tibial osteotomy. Clin Orthop 182, 46-52. 1984
93. **Maquet, P.**, Valgus osteotomy for osteoarthrosis of the Knee Clin. Orthop 129, 143-148. 1976
94. **M.Galla, Ph. Lobenhoffer, A.E. Staubli**, Die valgusierende öffnende Umstellungsosteotomie der proximalen Tibia mit Plattenfixateur Georg Thieme Verlag KG 2003
95. **Addinsoft 1995-2007**, Datenanalyse für MS Excel
96. **Mann und Whitney (1947), Wilcoxon (1945)**, Mann-Whitney-Wilcoxon (MWW Test)
97. **Sidney Siegel**, *Nichtparametrische statistische Methoden*. Fachbuchhandlung für Psychologie, Eschborn bei Frankfurt am Main, 2. Ausgabe, 1985
98. **Williams, R. H., Zimmerman, D. W., Zumbo, B. D. & Ross, D. (2003)**. Charles Spearman: British Behavioral Scientist. Human Nature Review
99. **Vessely MB, Whaley AL, Harmsen WS, Schleck CD, Berry DJ.** The Chitranjan Ranawat Award: Long-term survivorship and failure modes of 1000 cemented condylar total knee arthroplasties. 2006
100. **Tang CB, Ma JM, Tong X, Ding C, Li L. (2007)**, A clinical evaluation of implant dentures over 10 years
101. **Tellisi N, Kakwani R, Hulse N, Abusitta G, Ashammakhi N, Wahab KA.** Autologous blood transfusion following total knee arthroplasty: is it always necessary? 2006
102. **Bundesinstitut für Qualitätssicherung 2004**, Knie - Totalendoprothesen - Erstimplantation
103. **Ayers DC, Dennis DA, Johanson NA, Pellegrini VD jr.**, Common Complications of Total Knee Arthroplasty., J Bone Joint Surg Am 1997; 79 (2): 278-311.
104. **Callaghan JJ (ed.)**, Orthopaedic knowledge update hip and knee reconstruction, developed by the Hip Society and the Knee Society. 1st ed. Philadelphia: Lippincott, Williams & Wilkins; 1995
105. **Lazzarini L, Pellizzer G, Stecca C, Viola R, de Lalla F.**, Postoperative infections following total knee replacement: an epidemiological study. J Chemother 2001; 13 (2): 182-187
106. **Pellengahr C, Müller PE, Dürr HR, Maier M, Birkenmaier C, Mazoochian F, Pfahler M, Troillier H, Lienemann A, Jansson V.**, The influence of the implant size on the outcome of unconstrained total knee arthroplasty. Sep2005

107. **Mehra A., Langkamer VG, Day A, Harris S, Spencer RF.**, C reactive protein and skin temperature post total knee replacement. Aug. 2005
108. **Hugerford, D.S, Krackow, K.A., Lennox, D.W. (1978)**, Heutige Kenntnisse und Zukunftsperspektiven der zementlosen Endoprothetik, Orthopädie 16: 220-224
109. **Schwitalle, M., Echhardt, A., Heine, J., (2001)**, Ergebnisse der PFC-Sigma Prothese, Praxis der Knieendoprothetik J. Euler, J. Hassenpflug, Springer Verlag, Berlin Heidelberg New York
110. **Martucci, E., Verni, E., Del Prete, G., Stulberg, S.D. (1996)**, CKS knee prosthesis: biomechanics and clinical results in 42 cases Chir. Organi Mov LXXXI. 247-256
111. **Wolf, T., Breitenfelder, J., (1998)**, Patellaprobleme bei der GSB-Kniegelenksalloarthroplastik ohne primären Patellarückflächenersatz L. Rabenseifner, Knieendoprothetik, Steinkopff Verlag, Darmstadt
112. **Cutbill (1997)**, Anterior Knee Pain: A Review Klinical journal of Sport Medicine, Jan, 7: 40-45
113. **BQS Qualitätsrepot 2002**
114. **Felson DT.**, An update on the pathogenesis and epidemiology of osteoarthritis., Radiol Clin North Am 42(1): 1-9 (2004)
115. **Ruf M., Wenniger A., Stoltz D.**, Materialbedingtes Implantatversagen nach zementfrei implantiertem Knieoberflächenersatz – Problem der Diagnostik und Therapie In: Rabenseifner L. (Hrsg.): Probleme der Knieendoprothetik Thieme Verlag. 93-96 (1997)
116. **Walker, P.S., R. Emerson, et al 1982**, The kinematic rotating hinge. Biomechanics and clinical application Orth Clin North Am 13(1): 187-99
117. **Krause, W. R., Krug, et al 1982**, Strength of the cement-bone interface Clin. Orthop(163): 290-9
118. **Ryd, L. (1986)**, Micromotion in knee arthroplastiy, A roentgen stereophotogrammetric analysis of tibial component fixation. Acta Orthop Scand 57 (Suppl 220): 1-80
119. **Van Ham, G., K. Denis, et al (1998)**, Maching and accuracy studies for a tibial knee implant using a force-controlled robot., Comput Aided Surg 3 (3): 123-33
120. **Bjorkstrom S., Goldie IF**, A study of the arterial supply of the patella in the normal state, in Chondromalacia patella and osteoarthritis, Acta Orthop Scand 51: 63-70 (1980)
121. **Cameron HU, Fedorkow DM**, The patella in total knee arthroplasty Clin Orthop 165: 187-199 (1982)
122. **Kayler DE, Lyttle DM**, Surgical interruption of patella blood supply by total knee arthroplasty, Clin Orthop 229: 221-227 (1988)
123. **Scapinelli R**, Blood supply of the human patella, J Bone Joint Surg (Br) 49: 563-570 (1967)
124. **Scott RD, Turoff N, Ewald FC**, Stress fracture of the Patella following duopatellar total knee Arthroplasty with patellar resurfacing, Clin Orthop 170: 147-151 (1982)
125. **Scuderi G, et al**, The relationship of lateral release to patella viability in total knee arthroplasty, J Arthroplasty 2: 209-214 (1987)
126. **Wetzner SM, et al**, Bone scanning in the assessment of patellar viability following knee replacement, Clin Orthop 199: 215-219 (1985)
127. **Keblich PA., Verma AK, Greenwald AS**, Patellar resurfacing or retention in total knee arthroplasty, Bone Joint Surg (BR); 76-B: 930-937 (1994)



128. **Kim W, Rand JA, Chao EYS**, Biomechanics of the knee In: Rand JA (Hrsg.): Total knee arthroplasty. Raven Press, New York: 9-58(1993)
129. **Banks SA, Markovich GD, Hodge WA**, In vivo kinematics of cruciate-retaining and – substituting knee arthroplasty, J Arthroplasty 12 (3): 297-304 (1997)
130. **Fern ED, Winson IG, Getty CJ**, Anterior knee pain in rheumatoid patients after total knee replacement. Possible selection criteria for patellar resurfacing J bone Joint Surg (Br) 74 (5): 745-148 (1992)
131. **Vince KG, McPherson EJ**, The patella in total knee arthroplasty, Orth Clin North Am 23: 675-686 (1992)
132. **Yoshii I, Whiteside LA, White SE, Milliano MT**, Influence of prosthetic joint line position on knee kinematics and patellar Position, J Arthroplasty 6 (2): 169-177 (1991)
133. **Grace JN, Rand JA**, Patella instability after total knee arthroplasty, Clin Orthop 237: 184 (1988)
134. **Merkow RL, Soudry M, Insall JN**, Patellar dislocation following total knee replacement, J Bone Joint Surg (Am) 61: 1321-1327 (1985)
135. **Moreland JR**, Mechanisms of failure in total knee arthroplasty, Clin Orthop 226: 49-64 (1988)
136. **Goldberg VM., Figgie HE, Figgie MP**, Technical considerations in total knee surgery. Management of patella Problemsm, Orthop Clin North Am 20 (2): 189-199 (1989)
137. **Scheller G, Schroeder-Boersch H, Arnold P, Jani L**, Einfluss der Komponentenpositionierung auf Patella-Probleme beim totalen Kniegelenkersatz, Orthopäde 27: 625-628 (1898)
138. **Laskin RS, Reiger MA**, The surgical technique for performing a total knee arthroplasty, Orthop Clin North Am 20 (1): 31-48 (1989)
139. **Rabenseifer L**, Komplikationen bei Knieendoprothesen, Ortopädische Praxis 34,2: 103-108 (1998)
140. **Stukenborg-Colsmann, C., Wirth, C.- J.**, Knieendoprothetik – Klinische Aspekte, Orthopäde, 29: 762-738
141. **Cutbill (1997)**, Anterior knee pain: A Review, Clinical Journal of sport medicin, Jan, 7: 40-45
- 142- **Schroeder-Boersch, H., Jani, L.(1998)**, Bestimmt die morphologische Ausgangssituation den Erfolg des Patellarückflächenersatzes bei der Knieendoprothese? L. Rabenseifner, Knieendoprothetik, Steinkopf Verlag, Darmstadt
143. **Streicher, R. M. (1998)**, Möglichkeiten der Reduktion von verschleißbedingten Problemen bei Knieendoprothesen, L. Rabenseifer, Knieendoprothetik, Steinkopf Verlag, Darmstadt
144. **Gerber, B. E., Maenza, F. (1998)**, Shift und Tilt der ossären Patella in der Knieendtotalprothese, Orthopäde 27: 629-636

## 7 Bildquellen

1. Medial öffnende Osteotomie (Deutsche Zeitschrift f. Sportmedizin Jahrgang 54 2003)
2. **Lobenhoffer et al.**, Kniegelenknahe Osteotomie 2006 Georg Thieme Verlag KG
3. **Naturl Knee II (Zimmer 1985)**
4. **PFC-Sigma (DePuy 1977)**
5. **Raube A, Kopsch F**, Anatomie des Menschen. Band I, Bewegungsapparat Thieme-Verlag, Stuttgart 1987
6. **Jerosch und Heisel 1997** , Bewegungsachsen des Kniegelenkes; aus
7. **Rauber A, Kopsch F**, Anatomie des Menschen Band I, Bewegungsapparat Thieme-Verlag, Stuttgart 1987 Aufsicht der artikulierenden Skelettelemente, stabilisierende Band- und Muskelkräfte

## 8 Anlagen

---

### KSS

---

#### 1. Wie viel Schmerzen haben Sie beim Gehen?

- keine
- geringe
- mäßige
- schwere

#### 2. Wie viel Schmerzen haben Sie beim Treppen auf- und absteigen?

- keine
- geringe
- mäßige
- schwere

#### 3. Wie viel Schmerzen haben Sie in Ruhe?

- keine
- geringe
- mäßige
- schwere

#### 4. Wieweit können Sie gehen?

- unbegrenzt
- >500m
- 250 – 500m
- 
- im Haus
- gar nicht
- <250m

#### 5. Wie gehen Sie die Treppe hinauf?

- normal (einen Schritt nach dem anderen)
- ich nutze ein Geländer um zu balancieren
- ich nutze ein Geländer zum Raufziehen
- ich kann keine Treppen steigen

**6. Wie gehen Sie die Treppe hinab?**

- normal (einen Schritt nach dem anderen)
- ich nutze ein Geländer zum Balancieren
- ich nutze ein Geländer zum Heraufziehen
- ich kann keine Treppen hinabgehen

**7. Wie stehen Sie vom Stuhl auf?**

- normal (ohne Hilfe)
- ich nutze eine Armlehne zum Balancieren
- ich nutze eine Armlehne zum Abstoßen
- ich kann nicht ohne fremde Hilfe vom Stuhl aufstehen

**8. Was nutzen sie für eine Gehhilfe?**

- keine
- einen Stock
- zwei Stöcke
- Unterarmgehstützen
- Rollator

---

## WOMAC

---

### Fragen zu Schmerzen

Die folgenden Fragen beziehen sich auf die Stärke der Schmerzen, die Sie in ihrem Kniegelenk haben. Bitte geben Sie für jede Frage die Stärke der Schmerzen an, die Sie in den letzten 2 Tagen verspürt haben.

### Wie starke Schmerzen haben sie

1. Gehen auf ebenen Boden

keine Schmerzen - - - - - - - - - extreme Schm. 2.

Treppen hinauf- oder hinunter gehen

keine Schmerzen - - - - - - - - - extreme Schm.

3. Nachts im Bett

keine Schmerzen - - - - - - - - - extreme Schm.

4. Sitzen oder liegen

keine Schmerzen - - - - - - - - - extreme Schm.

5. Auftreten und stehen

keine Schmerzen - - - - - - - - - -- extreme Schm.

### Fragen zur Steifigkeit

Die folgenden Fragen beziehen sich auf die Steifigkeit in ihrem Kniegelenk. Bitte geben Sie für jede Frage die Stärke der Steifigkeit an, die sie in den letzten 3 Tagen verspürt haben.

1. Wie stark ist die Steifigkeit gerade nach dem Erwachen am Morgen?

keine Steif.    -    -    -    -    -    -    -    -    -    -    - extreme Steif.

2. Wie stark ist die Steifigkeit nach sitzen, liegen oder ausruhen im späteren Verlauf?

keine Steif.    -    -    -    -    -    -    -    -    -    -    - extreme Steif.

### Körperliche Tätigkeit

Die folgenden Fragen beziehen sich auf die körperliche Tätigkeit. Damit ist Ihre Fähigkeit gemeint, sich im Alltag zu bewegen und sich selbst zu kümmern. Bitte geben Sie für die folgenden Aktivitäten den Schwierigkeitsgrad an, den sie in den letzten 2 Tagen wegen Beschwerden in Ihrem Kniegelenk gespürt haben.

#### Wie groß sind die Schwierigkeiten beim...

1. Treppen hinuntersteigen

keine Schw.    -    -    -    -    -    -    -    -    -    -    - extreme Schw.

2. Treppen hinaufsteigen

keine Schw.    -    -    -    -    -    -    -    -    -    -    - extreme Schw.

3. Aufstehen und Sitzen

keine Schw.                    -    -    -    -    -    -    -    -    -    -    - extreme Schw.

4. Stehen

keine Schw.                    -   -   -   -   -   -   -   -   -   -   -extreme  
 Schw.

5. Sich zum Boden bücken

keine Schw.                    -   -   -   -   -   -   -   -   -   -   -extreme  
 Schw.

6. Gehen auf dem Boden

keine Schw.                    -   -   -   -   -   -   -   -   -   -   -extreme  
 Schw.

7. Einsteigen ins Auto/Aussteigen aus dem Auto

keine Schw.                    -   -   -   -   -   -   -   -   -   -   -extreme  
 Schw.

8. Einkaufen gehen

keine Schw.                    -   -   -   -   -   -   -   -   -   -   -extreme  
 Schw.

9. Socken / Strümpfe an-/ausziehen

keine Schw.                    -   -   -   -   -   -   -   -   -   -   -extreme  
 Schw.

10. Aufstehen aus dem Bett

keine Schw.                    -   -   -   -   -   -   -   -   -   -   -extreme  
 Schw.

11. Socken / Stümpfe ausziehen

keine Schw.                    -   -   -   -   -   -   -   -   -   -   -extreme  
 Schw.

12. liegen im Bett

keine Schw.                    -   -   -   -   -   -   -   -   -   -   -extreme  
 Schw.

13. In die Badewanne ein- bzw. aussteigen

keine Schw.                    -   -   -   -   -   -   -   -   -   -   -extreme  
 Schw.

14. Sitzen

keine Schw.                    -   -   -   -   -   -   -   -   -   -   -extreme  
 Schw.

15. Sich auf die Toilette setzen / aufstehen von der Toilette

keine Schw.                    -   -   -   -   -   -   -   -   -   -   -extreme  
 Schw.

16. Anstrengende Hausarbeit

keine Schw.                    -   -   -   -   -   -   -   -   -   -   -extreme  
 Schw.

17. Leichte Hausarbeit

keine Schw.                    -   -   -   -   -   -   -   -   -   -   -extreme  
 Schw.



---

**SF-36**


---

**1. Wie würden Sie ihren Gesundheitszustand im Allgemeinen beschreiben?**

- Ausgezeichnet
- Sehr Gut
- Gut
- Weniger Gut
- Schlecht

**2. Im Vergleich zum vergangenen Jahr, wie würden sie Ihren derzeitigen Gesundheitszustand beschreiben?**

- Derzeit viel besser als vor einem Jahr
- Derzeit etwas besser als vor einem Jahr
- Etwa so wie vor einem Jahr
- Derzeit etwas schlechter als vor einem Jahr
- Derzeit viel schlechter als vor einem Jahr

**Im folgenden sind einige Tätigkeiten beschrieben, die Sie vielleicht an einem normalen Tag ausüben. Sind Sie durch Ihren derzeitigen Gesundheitszustand bei diesen Tätigkeiten eingeschränkt? Wenn ja, wie stark?**

- |  |         |         |             |
|--|---------|---------|-------------|
| <b>3. anstrengende Tätigkeiten</b> , z.B. schnell laufen, schwere Gegenstände heben, anstrengenden Sport | - stark | - etwas | - gar nicht |
| <b>4. mittelschwere Tätigkeiten</b> , z.B. einen Tisch verschieben, Staubsaugen, Kegeln, Golf            | - stark | - etwas | - gar nicht |
| <b>5. Einkaufstaschen heben oder tragen</b>  | - stark | - etwas | - gar nicht |
| <b>6. mehrere Treppenabsätze steigen</b>   | - stark | - etwas | - gar nicht |
| <b>7. einen Treppenabsatz steigen</b>  | - stark | - etwas | - gar nicht |
| <b>8. sich beugen, knien, bücken</b>   | - stark | - etwas | - gar nicht |
| <b>9. mehr als einen Kilometer zu Fuß gehen</b>  | - stark | - etwas | - gar nicht |

**10. mehrere Straßenkreuzungen zu Fuß**

**gehen** - stark - etwas - gar nicht

**11. eine Straßenkreuzung zu Fuß gehen** - stark - etwas - gar nicht

**12. sich baden oder anziehen** - stark - etwas - gar nicht

**Hatten sie in den vergangenen 4 Wochen aufgrund Ihrer körperlichen Gesundheit Schwierigkeiten bei der Arbeit oder Alltäglichkeit im Beruf bzw. zu Hause?**

13. Ich **konnte nicht so lange** wie üblich tätig sein - ja - nein

14. Ich habe **weniger geschafft** als ich wollte - ja - nein

15. Ich konnte **nur bestimmte Dinge** tun - ja - nein

16. Ich hatte **Schwierigkeiten** bei der Ausführung - ja - nein

(z. B. ich musste mich besonders anstrengen)

**Hatten Sie in den vergangenen 4 Wochen aufgrund seelischer Probleme irgendwelche Schwierigkeiten bei der Arbeit oder anderen alltäglichen Tätigkeiten in Beruf bzw. zu Hause (z. B. weil Sie sich niedergeschlagen oder ängstlich gefühlt haben)**

17. Ich konnte **nicht so lange** wie üblich tätig sein - ja - nein

18. Ich habe **weniger geschafft** als ich wollte - ja - nein

19. Ich konnte **nicht so sorgfältig** wie üblich arbeiten - ja - nein

**20. Wie sehr haben Ihre körperlichen oder seelischen Probleme in den vergangenen 4 Wochen Ihre normalen Kontakte zu Familienangehörigen, Nachbarn oder zum Bekanntenkreis beeinträchtigt?**

- überhaupt nicht - etwas -mäßig - ziemlich -sehr

**21. Wie stark waren ihre Schmerzen in den vergangenen 4 Wochen?**

Keine Schmerzen - - - - - extreme Schmerzen

**22. Inwieweit haben die Schmerzen Sie in den vergangenen 4 Wochen bei der Ausübung Ihrer Alltäglichkeit zu Hause und im Beruf behindert?**

Überhaupt nicht - - - - - Sehr

**Wie oft waren sie in den vergangenen 4 Wochen**

		immer selten	meist nie	ziemlich	manch- mal	oft	mal
23. voller Schwung?	-	-	-	-	-	-	-
24. sehr nervös?	-	-	-	-	-	-	-
25. so niedergeschlagen, dass sie nichts aufheitern konnte?	-	-	-	-	-	-	-
26. ruhig und gelassen?	-	-	-	-	-	-	-
27. voller Energie?	-	-	-	-	-	-	-
28. entmutigt und traurig?	-	-	-	-	-	-	-
29. erschöpft?	-	-	-	-	-	-	-
30. glücklich?	-	-	-	-	-	-	-
31. müde?	-	-	-	-	-	-	-

**32. Wie oft haben Ihre körperliche Gesundheit oder seelischen Probleme in den vergangenen 4 Wochen Ihren Kontakt zu anderen Menschen (Besuch bei Freunden, Verwandten usw.) beeinträchtigt?**

- immer          - meistens          - manchmal          - selten          - nie

**Inwieweit trifft jede der folgenden Aussagen auf Sie zu?**

**Ganz weitgehend    weiß nicht    weitgehend nicht    nicht**

33. Ich scheine leichter                      -                      -                      -                      -                      -  
krank zu werden als andere

34. Ich bin so gesund  
wie andere                      -                      -                      -                      -                      -

35. Ich erwarte, dass meine                      -                      -                      -                      -                      -  
Gesundheit nachlässt

36. Ich erfreue mich sehr guter                      -                      -                      -                      -                      -  
Gesundheit

---

## Klinischer Untersuchungsbogen

---

**Seite** rechts

Links

**E / F** aktiv \_\_\_ / \_\_\_ / \_\_\_

Passiv \_\_\_ / \_\_\_ / \_\_\_

**Stabilität AP** \_\_\_ <5mm  
 \_\_\_ 5 – 10 mm  
 \_\_\_ >10 mm

**Gesamtes Knie** \_\_\_ überwärmt  
 \_\_\_ gerötet

**Stabilität varus / valgus**

\_\_\_ <5°  
 \_\_\_ 6 – 9°  
 \_\_\_ 10 – 14°  
 \_\_\_ >15

**Krepitation** EX >> FLEX  
 FLEX >> EX

**Druckschmerz** \_\_\_ infrapatellar  
 \_\_\_ oberer Rezes.  
 \_\_\_ medialer GS  
 \_\_\_ lateraler GS  
 \_\_\_ Kniekehle  
 \_\_\_ Tuberositas  
 \_\_\_\_\_

**Erguss** \_\_\_ keiner  
 \_\_\_ gering  
 \_\_\_ massiv

**Patella** \_\_\_ verschieblich  
 \_\_\_ fest

**Kraft n. Janda** \_\_\_\_\_ Extension  
 \_\_\_\_\_ Flexion

**Narbe** \_\_\_ reizlos      \_\_\_ gerötet      \_\_\_ verbreitert

---

## Erklärung

Ich, Jörn Adam, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema: „Einflussfaktoren auf das Outcome nach endoprothetischem Kniegelenkersatz“ selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.

08.10.2008

Datum

Unterschrift

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.