

Aus der Orthopädischen Klinik,
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar
Direktor: Prof. Dr. med. D. Kohn

Vergleich von Mobile-bearing-Knieendoprothesen mit Fixed-bearing-Knieendoprothesen vom Typ Interax. Sind Mobile-bearing-Prothesen den Fixed-bearing-Prothesen überlegen?

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät
der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES

2015

vorgelegt von: Sandra Hagedorn

geb. am: 28.05.1978 in Saarbrücken

Für meine Eltern

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1. Zusammenfassung	5
2. Einleitung	6
2.1 Geschichte der Knieendoprothetik	6
2.2 Knieendoprothesen	8
2.2.1 Einteilung der Prothesensysteme	8
2.2.2 Prothesendesign	9
2.2.3 Indikationen zur Knieendoprothetik	11
2.2.4 Mobile-bearing Knieendoprothesen	11
2.3 Fragestellung	13
3. Material und Methodik	14
3.1 Patientenkollektiv	14
3.1.1 Allgemein	14
3.1.2 Ein-/Ausschlusskriterien	14
3.2 OP-Technik	15
3.3 Methodik	15
3.3.1 Patientenakte	15
3.3.2 Fragebögen	16
3.3.3 Visuelle Analogskala	17
3.3.4 BMI	17
3.3.5 Klinische Untersuchung	17
3.4 Beschreibung des Interax Knieprothesensystems	18
3.5 Radiologische Untersuchungsparameter	23
3.5.1 Beinachse	23
3.5.2 Ausrichtung der Femurkomponente in der frontalen Ebene	23
3.5.3 Ausrichtung der Femurkomponente in der sagittalen Ebene	24
3.5.4 Tibiaachse in der frontalen Ebene	25
3.5.5 Tibiaachse in der sagittalen Ebene	25
3.5.6 Tibiakantendistanz medial-lateral	26
3.5.7 Lysesäume	26
3.5.8 Femorales Notching	28
3.5.9 Patellaposition	28
3.6 Statistische Auswertung	29

4.	Ergebnisse	30
4.1	Alter und Nachuntersuchungszeitraum	30
4.2	Geschlecht	30
4.3	Body Mass Index	31
4.4	Schmerzausmaß, präoperativ-postoperativ	32
4.5	Bewegungsspielraum, präoperativ-postoperativ	33
4.6	Knee Score	35
4.7	Function Score	35
4.8	Knee questionnaire	36
4.9	Patella Score	37
4.10	Auswertung der radiologischen Untersuchungsparameter	37
4.10.1	Postoperative Beinachse	37
4.10.2	Ausrichtung der Femurkomponente in der frontalen Ebene	38
4.10.3	Ausrichtung der Femurkomponente in der sagittalen Ebene	39
4.10.4	Tibiaachse in der frontalen Ebene	40
4.10.5	Tibiaachse in der sagittalen Ebene	40
4.10.6	Tibiakantendistanz medial-lateral	41
4.10.7	Lysesäume	43
4.10.8	Femorales Notching	44
4.10.9	Patellaposition	44
4.11	Komplikationen	45
4.12	SF 36	46
5.	Diskussion	47
6.	Literaturverzeichnis	58
7.	Dank	63
8.	Lebenslauf	64
9.	Anhang	65

1. Zusammenfassung

Retrospektiv wurden die klinischen und radiologischen Ergebnisse von 35 Patienten mit Knieendoprothesen vom Typ Interax Mobile-bearing mit 35 Patienten, die eine Fixed-bearing-Endoprothese vom Typ Interax erhalten haben, verglichen. Der durchschnittliche Nachuntersuchungszeitraum lag bei 31 Monaten in der Fixed-bearing-Gruppe und bei 30 Monaten in der Mobile-bearing-Gruppe. Es zeigte sich ein signifikant besseres Ergebnis im Knee Score bei den Patienten, die eine Fixed-bearing-Prothese erhalten haben. Im Function Score, im Patella Score, sowie im Knee questionnaire fanden sich keine signifikanten Unterschiede. Ebenso zeigte sich in den übrigen Vergleichsparametern postoperatives Schmerzausmaß, postoperativer Bewegungsspielraum, postoperative Komplikationen, Lysetsaumentwicklung und SF 36 kein signifikanter Unterschied.

Summary- Comparison of Interax mobile-bearing with Interax fixed-bearing total knee prosthesis. Are mobile-bearing prosthesis superior to fixed-bearing prosthesis?

The clinical and radiological results of Interax mobile-bearing total knee replacements in 35 patients were retrospectively compared with Interax fixed-bearing total knee replacements in 35 patients. The average follow-up period was 31 months in the fixed-bearing group and 30 months in the mobile-bearing group. The fixed-bearing group showed significantly better results in the Knee Score. There was no significant difference between the two groups with regard to the Function Score, Patella Score and the Knee questionnaire. Equally, there was no significant difference in the other parameters investigated: postoperative pain, postoperative range of motion, postoperative complications, development of radiolucent lines and SF 36.

2. Einleitung

2.1 Geschichte der Knieendoprothetik

Der Grundstein der Knieprothetik wurde von Themistocles Gluck (1853-1942) gelegt. Bereits 1885 setzte er in der Frakturbehandlung Platten und Schrauben aus Metall, sowie Elfenbeinzylinder ein und erkannte den positiven Effekt auf die Knochenregeneration und -stabilisation. Diese Erkenntnisse verhalfen ihm 1890 zur Entwicklung der ersten Knieprothese, einer Scharnierprothese aus Elfenbein (WESSINGHAGE 1995).

Gluck versuchte das Problem der Fixierung seiner Prothesen unter Verwendung von Zement, den er aus Kolophonium (Harzgemisch), Bimsstein und Gips herstellte, zu lösen (RILEY 1976). Nach einiger Zeit der Funktion mussten jedoch alle Prothesen wieder entfernt werden, der Grund lag in der falschen Indikation. Gluck hatte die Prothesen nur bei Gelenktuberkulose implantiert und unterschätzte die Reinfektionswahrscheinlichkeit des neuen Gelenks, so dass der erhoffte Erfolg ausblieb (WESSINGHAGE 1995).

Es folgten zu Beginn des 20. Jahrhunderts bis in die 30er Jahre hinein Versuche von anderen Chirurgen, Femur und Tibia mit unterschiedlichen Interpositionsmaterialien zu verbinden. 1913 benutzte Murphy Fett und Oberschenkelfaszie, Putti benutzte 1920 Oberschenkelfaszie, Campbell verwand 1921 präpatellares Bursagewebe. Das erste körperfremde Interpositionsmaterial bestand aus einer Schweineblase und wurde 1918 von Baer eingesetzt. Erste Gelenkflächenersatzprothesen aus Vitallium für das distale Femur benutzte Campbell 1940. In den späten 50er Jahren wurden von McKeever und 1966 von McIntosh Oberflächenersatzprothesen aus Metall für die Tibia eingesetzt (RILEY 1976).

Die erste Scharnierendoprothese aus Acryl kam 1947 durch Judet, Judet und Crepin zum Einsatz. Im weiteren Verlauf entwickelte Walldius 1958 Metallscharnierendoprothesen, die sich in den 60er Jahren zum gängigen Prothesenmodell etablierten. Die weiteren Fortschritte in der Knieendoprothetik sind zurückzuführen auf die Erkenntnisse, die in der Hüftendoprothetik in den 60er Jahren in Europa gewonnen wurden. So konnte das Problem der stabilen Verankerung durch Verwendung von Knochenzement gelöst werden und es kamen neue Materialien, wie Polyethylen und Chrom-Kobalt-Legierungen in der Knieprothetik zum Einsatz. 1968 entwickelte Gunston die erste Gleitprothese (polycentric) (Riley 1976). Sein Ziel war es, den Bewegungsumfang zu vergrößern und möglichst wenig Prothesenmaterial zu verwenden, um die operativen Komplikationen zu reduzieren. Die Kollateral- und Kreuzbänder blieben dabei erhalten. Die polyzentrische Prothese wurde bei zahlreichen Patienten mit guten

Ergebnissen eingesetzt und war Ausgangspunkt für die nachfolgend entwickelten Prothesenmodelle. Ein Jahr später entwickelte Engelbrecht die St. Georg Prothese, ein aus vier Komponenten bestehendes Modell, bei dem jeweils der mediale und laterale Femurkondylus durch eine Metallkomponente ersetzt wurde und die mediale und laterale Gelenkfläche der Tibia einen Polyethylenaufsatz erhielten. Durch die Verbindung der beiden femoralen und tibialen Komponenten 1971 durch Freeman und Swanson entstand der bikondyläre Oberflächenersatz (RILEY 1976). 1974 entwickelte Insall die Total-Condylar-Prothese, bei der zusätzlich zur femoralen und tibialen Oberfläche auch die Patellarückfläche ersetzt wurde. Instabilität und die begrenzte Flexionsmöglichkeit von 90° auf Grund des reserzierten hinteren Kreuzbandes veranlassten Insall zur Weiterentwicklung. Anstelle des hinteren Kreuzbandes trat ein zentraler tibialer Zapfen. Er bezeichnete dieses Modell als Total-Condylar-Prothese II. Nach anfänglich erfolgreichen Ergebnissen ließen sich jedoch nach einiger Zeit eine große Anzahl von Implantatlockerungen feststellen. Burstein entdeckte, dass die Ursache des Scheiterns nicht wie angenommen im tibialen Zapfendesign lag, sondern vielmehr in der Positionierung des Zapfens. Infolgedessen wurde er vom Zentrum der tibialen Komponente nach posterior verlagert und es entstand die Insall-Burstein-posterior-stabilisierte Knieprothese, die erstmals 1978 implantiert wurde. Sie bildete den Vorläufer für einige Knieendoprothesen, die in den nachfolgenden Jahren auf den Markt kamen (ROBINSON 2005).

Parallel zu diesen Entwicklungen wurde in Oxford an einem Knieprothesenmodell gearbeitet, welches den Polyethylenabrieb und den Kraftfluss auf das Implantat-Knochen-Interface verringern soll. Goodfellow und O'Connor entwarfen 1976 das unikompartimentelle „Mobile-bearing-Knee“. Dabei wurden zwischen die durch Metallkomponenten ersetzten Femur- und Tibiaoberflächen bewegliche Meniskallager aus Polyethylen eingebracht (GOODFELLOW und O'CONNOR 1986, ROBINSON 2005). Ein Jahr später entwickelten Buechel und Pappas die erste Total-Condylar-Prothese mit mobile bearings und die erste rotierende Polyethylenplattform. Daraus wurde die Low-Contact-Stress-Knieprothese (LCS-Prothese). Dieses Prothesenmodell vereint geringe Scherkräfte mit niedrigen Kontaktspitzen drücken und erlaubt eine nahezu normale Gelenkartikulation. Mittlerweile gibt es drei Versionen: ein Modell, bei dem beide Kreuzbänder erhalten bleiben; ein Modell, bei dem das hintere Kreuzband erhalten bleibt und ein Modell mit rotierender Plattform, bei dem beide Kreuzbänder geopfert werden. Die verschiedenen Prothesenkomponenten und das bewegliche Polyethylenplateau gibt es in unterschiedlichen Größen (BUECHEL und PAPPAS 1986, ROBINSON 2005). Die heutigen Prothesensysteme bieten zudem die Möglichkeit,

intraoperativ zwischen den verschiedenen Komponentendesigns auszuwählen und sie zu kombinieren (AGNESKIRCHNER und LOBENHOFFER 2003).

2.2 Knieendoprothesen

2.2.1 Einteilung der Prothesensysteme

Das Ziel eines alloplastischen Kniegelenkersatzes ist die Schmerzfreiheit oder Schmerzlinderung für den Patienten und die Wiederherstellung einer weitestgehend normalen Funktion und Stabilität sowie die Korrektur von Deformitäten.

Es stehen heutzutage eine Vielzahl unterschiedlicher Prothesensysteme zur Verfügung, die durch die ISO-Norm 7207-1 eingeteilt werden können in:

- | | |
|---|---------------|
| • unikompartimenteller Oberflächenersatz | ungekoppelt |
| • bi-/ trikompartimenteller Oberflächenersatz | ungekoppelt |
| • Gleitachsgelenke mit mehreren Freiheitsgraden | teilgekoppelt |
| • achsgeführte Gelenkimplantate/ Scharniergelenke | gekoppelt |

Dabei nimmt die Eigenstabilität der Prothese mit dem Kopplungsgrad zu. Gegenläufig dazu verhält sich der Mobilitätsgrad. Um das für den betreffenden Patienten am besten geeignete Prothesensystem zu finden, werden Art, Ausdehnung und Lage des Gelenkschadens sowie das Ausmaß der notwendigen Knochenresektion, der Zustand des Bandapparates und das Alter des Patienten berücksichtigt (BLÖMER 2000).

2.2.2 Prothesendesign

Beim unikompartimentellen Oberflächenersatz werden die mediale oder laterale Oberfläche eines Femurkondylus und das korrespondierende Tibiaplateau ersetzt. Das femoropatellare Gleitlager wird nicht mitersetzt. Nach AGNESKIRCHNER und LOBENHOFFER (2003) ist die Indikation zur unikondylären Prothese bei isolierter Zerstörung eines tibiofemorales Kompartimentes, bei gleichzeitig intaktem Bandapparat und weitgehend physiologischen Beinachsen gegeben. Das Patientenalter sollte in der Regel nicht unter 60 bis 65 Jahren liegen. Der Grund hierfür liegt darin, dass bei Versagen von unikondylären Prothesen meistens eine totalendoprothetische Versorgung notwendig ist und diese wegen der notwendigen Knochenresektion bei der Primärimplantation Probleme bereiten kann (AGNESKIRCHNER und LOBENHOFFER 2003).

Bei der bikompartimentellen, ungekoppelten Totalendoprothese werden die Oberflächen an Femur und Tibia, einschließlich des femoropatellaren Gleitlagers ersetzt. Wird zusätzlich noch die Patellarückfläche prothetisch versorgt, spricht man von einem trikompartimentellen Oberflächenersatz. Voraussetzung für einen reinen Oberflächenersatz ist die intakte Funktionsfähigkeit der Kollateralbänder. Das vordere Kreuzband ist nicht erforderlich, das hintere Kreuzband kann, muss aber nicht erhalten bleiben. Zwischen Femur- und Tibiakomponente wird als Gleitfläche ein Polyethyleninlay auf der Tibia fixiert. Der bi-/trikompartimentelle Oberflächenersatz erlaubt eine annähernd physiologische Kinematik und zielt auf eine möglichst normale Beuge-, Streck- und Rotationsfähigkeit des Knies ab. Die Gelenkführung erfolgt über den erhaltenen, intakten Bandapparat. Bei den einzelnen Modellen gibt es Unterschiede in der Oberflächengeometrie, in der Beweglichkeit und Form der Inlays sowie in der Verankerung. Zur Verfügung stehen hierbei zementierte, zementfreie und Hybridmodelle. Die zementfreie Verankerung, bei der eine spezielle Oberflächenbeschichtung zum schnellen und stabilen Metall-Knochen-Kontakt verhelfen soll, hat zu höheren Lockerungsraten am Tibiaplateau geführt (AGNESKIRCHNER und LOBENHOFFER 2003). Dies hatte die Entwicklung der Hybridmodelle zur Folge, bei denen das Femur zementfrei bleibt und die tibiale Komponente zementiert wird (BLÖMER 2000).

Beim Oberflächendesign gibt es unterschiedliche Kongruenzgrade zwischen femoraler und tibialer Gleitfläche. Der Vorteil einer hohen Kongruenz ist, dass eine große Kontaktfläche zwischen Femur und Tibia besteht und sich somit der Druck homogen auf der Kontaktfläche verteilen kann, was zu einem geringen Polyethylenabrieb führt. Der Nachteil besteht darin, dass

durch die große Kongruenz die Bewegungsfreiheit eingeschränkt wird und sich die Scherkräfte erhöhen, was zu einer Zunahme des Lockerungsrisikos führt. In der Sagittalebene wird dies durch das Round-on-round-Prinzip, in der Frontalebene durch das Curved-on-curved-Prinzip erreicht, die eine konkave Polyethyleninlayoberfläche und eine konvex geformte Oberfläche der Femurkomponente aufweisen. Bei weniger kongruenten Modellen kehren sich die Vor- und Nachteile um, es verbessert sich die Bewegungsfreiheit und der Roll-Gleit-Mechanismus, der Polyethylenverschleiß ist jedoch höher. Dies ist in der sagittalen Ebene beim Round-on-flat-Prinzip (konvexe Femuroberfläche, flache Oberfläche des Inlays) und in der frontalen Ebene beim Flat-on-flat-Prinzip (flache Oberfläche der Femur- und Tibiakomponente) der Fall. Um eine möglichst hohe Kongruenz der Kontaktflächen und gleichzeitig eine möglichst physiologische Gelenkkinematik herzustellen, werden bewegliche tibiale Einsätze (mobile bearings) verwendet. Dabei wird zwischen der Tibiabasisplatte und dem Polyethyleneinsatz eine zusätzliche Bewegungsebene kreiert (KOHN und RUPP 1999).

Teilgekoppelte Totalendoprothesen unterscheiden sich von den ungekoppelten Totalendoprothesen darin, dass ihr tibiales Inlay einen Zapfen besitzt, der in eine Aussparung der Femurkomponente greift. Dadurch wird ein Weggleiten des Tibiakopfes nach dorsal in Beugstellung verhindert. Ihr Einsatz ist bei unzureichender Bandstabilität erforderlich. Es werden posterior stabilisierende von interkondylären Prothesen unterschieden. Letztere weisen einen größeren Zapfen und eine größere kastenförmige Aussparung der Femurkomponente auf, in der der Zapfen auch seitlich geführt werden kann, wodurch Instabilitäten auf Grund von teilweise insuffizienten Seitenbändern bis zu einem gewissen Grad kompensiert werden können. Die posterior stabilisierende Prothese wird bei insuffizientem hinteren Kreuzband und ansonsten intaktem Bandapparat eingesetzt (KOHN und RUPP 1999).

Bei vollgekoppelten Totalendoprothesen sind die Femur- und Tibiakomponente über eine gemeinsame Achse miteinander verbunden. Die anfänglichen Modelle besaßen eine starre Achse, die nur eine Scharnierbewegung zuließ. Die Lastübertragung erfolgte über das Scharniersystem, was zu einer starken Belastung der Prothesenverankerung führte und hohe Lockerungsraten mit sich brachte. Mittlerweile gibt es Modelle mit wandernden Drehachsen und solche, die eine Rotation der Tibia gegenüber dem Femur ermöglichen. Die Last wird zum größten Teil über die Gelenkflächen übertragen. Die Verankerung erfolgt über langstielige, zementierte Femur- und Tibiakomponenten, damit der erhöhte Druck, der auf die Grenzfläche wirkt, auf eine ausreichend große Knochenfläche übertragen werden kann, was Lockerungen

entgegenwirkt. Vollgekoppelte Endoprothesen werden bei schweren Bandinstabilitäten, sowie bei Achsabweichungen $>20-25^\circ$ eingesetzt (KOHN und RUPP 1999; AGNESKIRCHNER und LOBENHOFFER 2003).

2.2.3 Indikationen zur Knieendoprothetik

Die Implantation einer Knieprothese ist indiziert, wenn eine Destruktion der Gelenkflächen vorliegt und konservative oder gelenkerhaltende operative Maßnahmen geringe Erfolgsaussichten versprechen. Es gibt eine Reihe unterschiedlicher Ursachen, in der die primäre Gonarthrose an erster Stelle steht. Weitere Ursachen der Gelenkzerstörung sind: rheumatoide Arthritis, posttraumatische Gonarthrose, Osteonekrosen, hämophile oder neurogene Arthropathien, Morbus Paget und pigmentierte villonoduläre Synovialitis (KOHN und RUPP 1999).

In Übersichtsarbeiten verteilen sich die Indikationen wie folgt: zu 80% lagen die Ursachen bei primärer Gonarthrose, zu 14% bei rheumatoider Arthritis, zu 5% bei posttraumatischen Erkrankungen und zu 3% bei sonstigen Erkrankungen (FUCHS 2000).

Des Weiteren führen ausgeprägte Achsfehlstellungen (Varus-Valgus $> 20^\circ$) und komplexe Kniebandinstabilitäten zum Einsatz von Prothesen (FUCHS 2000).

2.2.4 Mobile-bearing-Knieendoprothesen

Die Einführung von beweglichen Polyethyleninlays erfolgte Ende der 70er Jahre. Zu Beginn gab es sie in getrennter Form, als bewegliche Meniskallager, anschließend als eine Einheit, der beweglichen Polyethylenplattform (KREUSCH-BRINKER 2000).

Ziel der Mobile-bearing-Knieprothesen ist, den Kraftfluss auf das Implantat-Knochen-Interface zu reduzieren, um damit einer Prothesenlockerung entgegenzuwirken, eine möglichst physiologische Gelenkkinematik herzustellen und die Polyethylenabnutzung zu minimieren (HANSSON 2004). Erreicht wird dies durch eine erhöhte Kongruenz der artikulierenden Gelenkflächen, da sich dabei der Kontaktdruck auf eine größere Fläche des Polyethylenplateaus verteilt und die mechanische Belastung somit verringert wird. Der Vorteil der Mobile-bearing-Prothesen ist, dass auch bei erhöhter Kongruenz durch die zusätzliche Bewegungsebene translatorische und/oder rotatorische Bewegungen durchgeführt werden können. Dadurch kann

der Kraftfluss auf das Implantat-Knochen-Interface reduziert und die Nachteile einer hohen Kongruenz vermieden werden.

Die Mobile-bearing-Knieendoprothesensysteme lassen sich je nach möglicher Bewegung des tibialen Polyethylenplateaus in 4 Gruppen einteilen:

- isolierte Rotation
- Innen-und Außenrotation um eine medial gelegene Achse (entspricht der physiologischen Rotation um die Kniegelenkslängsachse)
- Innen-und Außenrotation sowie a.-p.-Translation (die Rotations-und Translationsausrichtung wird durch das Kniegelenk selbst bestimmt)
- Innen-und Außenrotation sowie geführte a.-p.-Translation (die Translationsbewegung wird durch eine posterior stabilisierte oder eine interkondyläre sattelähnliche Form geführt) (SCHUNCK und JEROSCH 2003)

2.3 Fragestellung

Ziel der Studie ist herauszufinden, ob Mobile-bearing-Endoprothesen den Fixed-bearing-Endoprothesen überlegen sind.

Hier soll insbesondere untersucht werden, ob Patienten mit einer Mobile-bearing-Prothese bessere Ergebnisse im Hinblick auf Knee- und Function Score aufweisen und ob sich signifikante Unterschiede bei radiologischen Parametern in Bezug auf die Implantatverankerung nachweisen lassen. Darüber hinaus sollen potentiell mit dem Prothesendesign verbundene Komplikationen erfasst und verglichen werden.

3. Material und Methodik

3.1 Patientenkollektiv

3.1.1 Allgemein

In der orthopädischen Klinik des Universitätsklinikums des Saarlandes wurde im Zeitraum von 2000 bis einschließlich 2002 bei 239 Patienten ein ungekoppelter, bikompartimenteller Oberflächenersatz ohne Patellarückflächenersatz implantiert. Davon erhielten 165 Patienten eine Prothese mit fixem Plateau und 74 Patienten ein mobiles Plateau.

In dieser retrospektiven Studie werden die Ergebnisse von 35 Knieendoprothesen vom Typ INTERAX® (Fa. Stryker Howmedica, Duisburg/USA Mahway, New Jersey) Mobile-bearing mit 35 Fixed-bearing-Endoprothesen vom Typ Interax verglichen. Alle Patienten wurden mit komplett zementierten Prothesenkomponenten versorgt. Der Operationszeitraum erstreckt sich von 2000 bis einschließlich 2002. Der Nachuntersuchungszeitraum beträgt mindestens 2 Jahre postoperativ. Die standardisierten Operationen wurden von 8 verschiedenen Ärzten durchgeführt. Die klinische Nachuntersuchung sowie die Auswertung der postoperativen Röntgenbilder erfolgten durch die Autorin.

Die Auswahl der Patienten erfolgte nach matched pairs nach folgenden Kriterien: Alter, Geschlecht, Nachuntersuchungszeitraum, Bewegungsumfang und Stabilität des Bandapparates. Die Patienten der FB-Gruppe wurden konsekutiv nach den jeweiligen Matching-Partnern der MB-Gruppe in die Studie eingeschlossen. Bei beiden Patientengruppen erfolgte die Prothesenimplantation wegen einer primären Gonarthrose.

3.1.2 Ein-/ Ausschlusskriterien

Einschlusskriterien waren die Implantation einer Fixed-bearing- oder Mobile-bearing-Endoprothese auf Grund einer primären Gonarthrose. Die Operationen erfolgten zwischen 2000 und 2002. Der Nachuntersuchungszeitraum betrug mindestens 2 Jahre postoperativ.

Alle Patienten, bei denen schon Revisionseingriffe durchgeführt wurden, die eine posterior stabilisierte Prothese oder einen Patellarückflächenersatz erhalten haben, wurden ausgeschlossen.

3.2 OP-Technik

Die Operation erfolgte in Rückenlage in Spinalanästhesie oder Intubationsnarkose. Zu Beginn der Operation erhielt der Patient eine einmalige intravenöse Antibiotikungabe. Nach ausreichender Einwirkzeit wurde die Oberschenkelblutsperre angelegt. Danach erfolgte der Zugang zum Gelenk durch einen medialen parapatellaren Schnitt. Nach Anlegen und Ausrichtung der Sägelehren zuerst femoral, dann tibial, wurden vorhandene Osteophyten, insbesondere im Bereich der dorsalen Femurkondylen, abgetragen. Der Kontrolle der Seitenbandspannung unter Verwendung des Balancers folgte, falls notwendig, eine Korrektur der Weichteilbalance. Danach erfolgte das Einsetzen der Probeimplantate. Bei regelrechtem Sitz, regelrechtem Bewegungsausmaß und balancierter Weichteilspannung wurden die endgültigen Prothesenkomponenten mit Refobacin-Palacos implantiert. Ein Patellarückflächenersatz wurde in diesem Kollektiv nicht durchgeführt. Nach Tamponade des Kniegelenkes erfolgte die Öffnung der Blutsperre, die Wundspülung und die Blutstillung. Nach erneuter Kontrolle des Patellaufes wurden bei Bedarf Korrekturen zur Zentrierung der Patella durchgeführt. Im Anschluss erfolgte die Einlage von 2 Drainagen und der schichtweise Wundverschluss.

3.3 Methodik

3.3.1 Patientenakte

Die anamnestischen Daten wurden den Patientenakten entnommen und beim Nachuntersuchungstermin erfragt und bestätigt. Die präoperativen Daten des Fragebogens umfassen die Genese der Gonarthrose und die Beschwerdesituation des Patienten hinsichtlich der Stärke seiner Schmerzen. Des Weiteren wurden intra- oder postoperative Komplikationen erfasst (Frühinfekte, Thrombosen, Wundheilungsstörungen, Nervenläsionen, Nachblutungen, Patellarsehnenrupturen, Tuberositasabrisse, Fissuren).

3.3.2 Fragebögen

Bei der klinischen Untersuchung der Kniegelenke wurden der Knee Score (INSALL, DORR, SCOTT und SCOTT 1989), der Patella Score (FELLER, BARTLETT und LANG 1996) und der Knee questionnaire Score (WERNER, ARVIDSSON et al 1993) verwendet.

Der Knee Score (Abb. 1) bezieht sich auf subjektive Parameter wie Schmerz und auf objektive Parameter wie Bewegungsausmaß, maximal mögliche Gehstrecke, Fähigkeit zum Treppensteigen mit oder ohne Gehhilfen, laterale Aufklappbarkeit, vordere Schublade, Beugekontraktur/Streckdefizit und Alignment. In dieser Studie wurden die Parameter „Gehstrecke“, „Treppensteigen“ und „Verwendung von Gehhilfen“ als Function Score zusammengefasst (Abb. 2).

Der Patella Score (Abb. 3) erfasst eventuell vorhandene Probleme beim Aufstehen aus dem Sitzen und beim Treppensteigen, sowie den Kraftgrad der Quadricepsmuskulatur. Darüber hinaus wurde nach dem Vorhandensein eines vorderen Knieschmerzes gefragt. Zusätzlich zu den Faktoren in Bezug auf das endoprothetisch versorgte Knie wurde vermerkt, ob eine Limitierung der Mobilität durch andere organische Erkrankungen, durch eine Gonarthrose des kontralateralen Kniegelenkes oder durch andere Veränderungen der unteren Extremität, wie z.B. Coxarthrose, Arthrodeese vorliegt.

Mit Hilfe des Knee questionnaire Scores (Abb. 4) wurden ergänzende Fragen zum Auftreten von Schmerz gestellt und Parameter wie Hinken, Fähigkeit zum Hocken, Blockierung im Gelenk, Gelenkinstabilität und Schwellung im Bereich des Kniegelenkes erfasst. In der vorliegenden Studie wurden beim Knee questionnaire die Schmerzkategorisierung „leicht, selten“ und „während Treppensteigen“ nicht erfasst, da diese Parameter durch den Knee Score erfasst wurden.

Der allgemeine Gesundheitszustand wurde mit dem Selbstbeurteilungsbogen SF 36 erfasst (BULLINGER und KIRCHBERGER 1998). Die Fragen in diesem Bogen beziehen sich auf Fähigkeiten des Patienten alltägliche Tätigkeiten auszuüben, auf die psychische und allgemein körperliche Verfassung des Patienten sowie auf die subjektive Einschätzung seines Gesundheitszustandes (Abb. 5).

3.3.3 Visuelle Analogskala

Zur Erfassung der Stärke des Knieschmerzes vor der Operation und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung wurde eine visuelle Analogskala verwendet. Die Skala reichte von 0 bis 10, wobei die Zahl 0 völlige Schmerzfreiheit und die 10 stärkste Schmerzen symbolisierten.

3.3.4 BMI

Die Klassifizierung des BMI erfolgte nach Garrow und Webster in 5 Gruppen. Hierbei steht ein Wert kleiner als 18,5 für Untergewicht. Ein normales Gewicht liegt vor, wenn der BMI von 18,5 bis 24,9 reicht. Leichtes Übergewicht (Grad 1) besteht bei Werten von 25 bis 29,9. Grad 2 mit mittlerem Übergewicht liegt vor, wenn der BMI Werte von 30 bis 39,9 annimmt und schweres Übergewicht (Grad 3) ist bei einem BMI von 40 und darüber vorhanden (GARROW und WEBSTER 1985).

3.3.5 Klinische Untersuchung

Die klinische Untersuchung erfolgte am stehenden, gehenden und liegenden Patienten und wurde anhand der Parameter Inspektion, Palpation und Funktion durchgeführt.

Bei der Inspektion wurde zunächst durch Prüfung des Gangbildes ermittelt, ob eine Gangstörung in Form eines Hinkens vorliegt. Des Weiteren wurde am liegenden Patienten darauf geachtet, ob eine Schwellung oder Rötung des Kniegelenkes vorhanden ist.

Folgende Parameter wurden palpatorisch ermittelt: Überwärmung, Druckschmerz, Sensibilität und Erguss. Um festzustellen, ob ein Patellakompressionsschmerz vorhanden ist, wurde das Bein des Patienten passiv zwischen 0° und 90° Flexion durchbewegt und gleichzeitig auf die Patella manuell Druck mit der flachen Hand ausgeübt.

Zur Beurteilung der Funktion des Kniegelenkes wurde zunächst das Bewegungsausmaß (range of motion) ermittelt. Der Patient wurde gebeten, das Kniegelenk maximal zu beugen und zu strecken. Wenn der Patient nicht in der Lage war, aktiv eine vollständige Streckung durchzuführen, wurde durch passive Bewegung untersucht, ob ein aktives Streckdefizit oder eine Beugekontraktur vorlag. Um die Stabilität der Kollateralbänder zu beurteilen, wurde das Knie vom Untersucher in 20° Flexion in Varus- und Valgusstress untersucht und die mediale

und laterale Aufklappbarkeit beurteilt. Die Beinmuskulatur sollte dabei entspannt sein. Die Angabe der medialen und lateralen Aufklappbarkeit erfolgte in Winkelgraden. Die Stabilität des hinteren Kreuzbandes wurde mittels hintere Schublade bestimmt. Der Patient wurde gebeten, sein Knie um 90° anzuwinkeln. Der Untersucher setzte sich auf den entsprechenden Patientenfuß, um eine gewisse Fixation zu erreichen, umschloss mit beiden Händen den proximalen Unterschenkel des Patienten und drückte den Tibiakopf nach hinten. Das Ausmaß der Tibiaverschiebung bis zum Anschlag wurde in mm angegeben. Zur Prüfung der vorderen Schublade wurde Zug auf den Tibiakopf ausgeübt und der Weg bis zum vorderen Anschlag in mm bestimmt.

Um eine Aussage über den Quadricepskraftgrad machen zu können, versuchte der Patient eine Kniestreckung unter Gegendruck des Untersuchers durchzuführen. Der Kraftgrad wurde nach der Einteilung von 0/5 bis 5/5 bestimmt.

Nach der Untersuchung wurde bei allen Patienten, von denen postoperativ noch keine Ganzbeinaufnahme vorlag, eine Ganzbeinaufnahme erstellt. Des Weiteren wurde bei jedem Patienten eine Aufnahme des Kniegelenkes in 2 Ebenen und eine Patellatangentialaufnahme in 45° Flexion (Merchant View) (MERCHANT et al 1974) durchgeführt, sofern dies nicht in den letzten 6 Monaten bereits erfolgt ist.

3.4 Beschreibung des Interax Knieprothesensystems

In der Studie wurde das modulare kondyläre Knieprothesensystem Typ INTERAX[®] (Fa. Stryker Howmedica, Duisburg/USA Mahway, New Jersey) verwendet. Es wird unterschieden zwischen dem Modell mit fixiertem Polyethylenplateau (fixed bearing) und dem mit mobilem Plateau (mobile bearing).

Das Fixed-bearing-Prothesensystem verfügt über zwei Polyethylenplateaus mit unterschiedlicher Geometrie. Ein Standardpolyethylenplateau (mit Standardkonformität) und ein Polyethylenplateau, das eine hohe Konformität mit der femoralen Komponente aufweist. Letzteres wurde in der Studie verwandt. Beim Fixed-bearing-Prothesensystem besteht das Polyethylenplateau aus einem separaten medialen und lateralen Plateau. Der Vorteil der hohen Konformität besteht darin, dass Kontaktbelastungen dadurch reduziert werden.



Abb. 6 Interax Fixed-bearing-Modell
(Produktinformation Interax ISA, Fa. Stryker 2000)

Das in der Studie verwendete Mobile-bearing-System vom Typ Interax ISA besitzt konkav geformte Polyethylenplateaus, die sich der konvexen Femurkomponente anpassen, wodurch eine vergrößerte Kontaktfläche erreicht wird. Allerdings erhöhen sich hierdurch die Scherkräfte (MARTELLI et al 1998; STRYKER HOWMEDICA OSTEONICS 2000).

Das Polyethylenplateau besteht aus einer Einheit und ist in der Lage, eine Innen- und Außenrotation sowie eine a.-p.-Translation auf der Tibiabasisplatte durchzuführen, wodurch die Scherkräfte reduziert werden sollen. Unterschiedlich tiefe Führungsrinnen und zwei Zapfen ermöglichen eine Rotations- und Translationsbewegung auf der Tibiabasisplatte.



Abb. 7 Polyethylenplateau, Ansicht von unten

Das laterale Kompartiment hat eine kleinere Vertiefung als das mediale, um ein Übergleiten nach dorsal zu vermeiden. Das mediale Kompartiment hat eine größere Vertiefung, um eine zusätzliche Stabilität zu gewährleisten.



Abb. 8 Polyethylenplateau, Ansicht von oben

Die Tibiabasisplatte besteht aus Vitallium, einer Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung. In der Abbildung 9 sind zwei Zapfen dargestellt, ein vorderer und ein zentraler. Der vordere Zapfen hat an der Spitze eine scheibenförmige Erweiterung. Diese scheibenförmige Erweiterung dient der Befestigung auf der Tibiabasisplatte und verhindert Dislokation sowie übermäßige Bewegungen des Polyethylenplateaus nach dorsal.

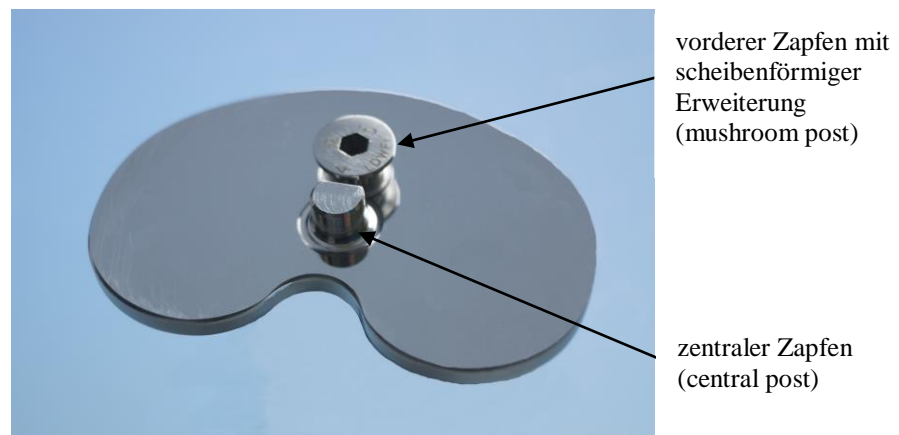


Abb. 9 Tibiabasisplatte, Ansicht von oben

Die Sagittalansicht der tibialen Komponente und des Polyethylenplateaus in der Abbildung 10 zeigt die unterschiedlich tiefen Führungsrinnen. Der Übergang zwischen ihnen bietet Schutz vor Dislokation.

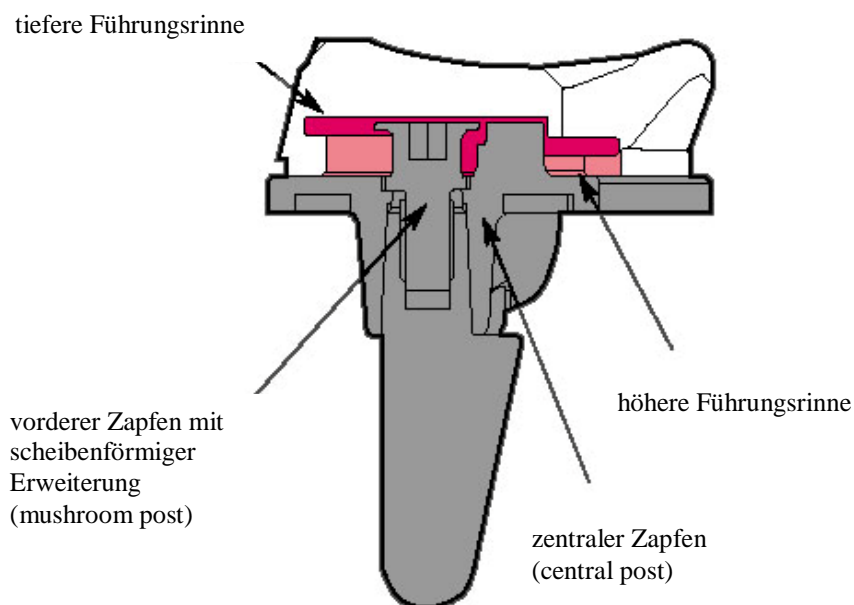


Abb. 10 Tibiale Komponente und Polyethylenplateau, Sagittalansicht
(Produktinformation Interax ISA, Fa. Stryker 2000)

In der Abbildung 11 ist das Bewegungsschema der Innen- und Außenrotation, sowie a.-p.-Translation des Polyethylenplateaus dargestellt. Der mediale und laterale Teil des Polyethylenplateaus bewegen sich asymmetrisch. Bei Flexion findet nur ein Zurückrollen der lateralen Femurkondyle statt, die mediale Femurkondyle bewegt sich kaum. Das Zentrum der Rotationsachse liegt in der Mitte des medialen Kompartiments (MARTELLI et al 1998; STRYKER HOWMEDICA OSTEONICS 2000).

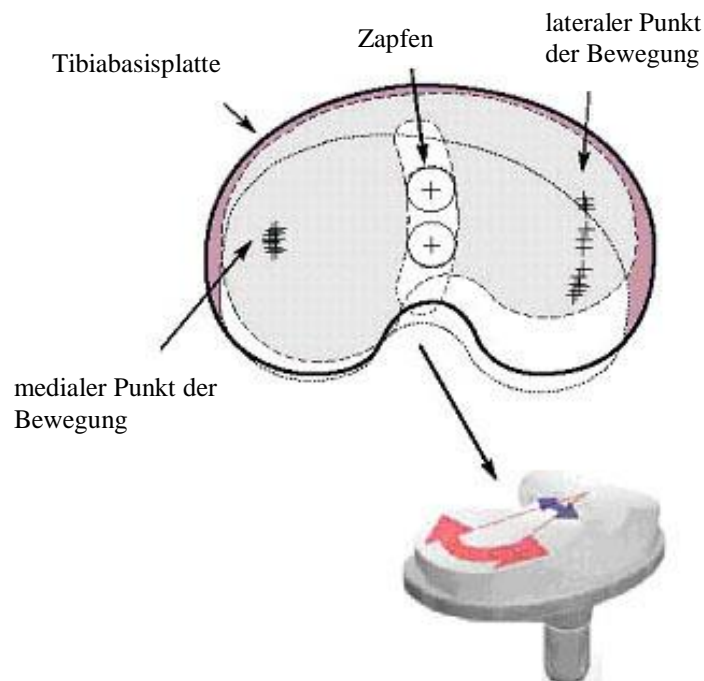


Abb. 11 Bewegungsschema der Innen- und Außenrotation, sowie a.-p.-Translation des Polyethylenplateaus
(Produktinformation Interax ISA, Fa. Stryker 2000)

3.5 Radiologische Untersuchungsparameter

3.5.1 Beinachse

Die Beurteilung der postoperativen Beinachse erfolgte anhand der Ganzbeinaufnahme. Zur Bestimmung nimmt man die Mikulicz-Linie und die Femurtragachse zu Hilfe. Die Mikulicz-Linie verbindet das Hüftkopfbereich mit dem Sprunggelenkszentrum. Wenn sie durch den Kniegelenksmittelpunkt verläuft, gilt die Beinachse als physiologisch. Verläuft die Mikulicz-Linie medial davon, liegt eine Varusachsabweichung vor, verläuft sie lateral davon spricht man von einer Valgusachsabweichung (RÖSSLER und RÜTHER 1997). Das Sprunggelenkszentrum wurde durch Bestimmung des Mittelpunktes der Talusrolle in der a.p.-Ansicht festgelegt. Die Femurtragachse entspricht der Verbindungslinie vom Hüftkopfbereich zum Kniegelenkszentrum. Der präoperativ festgestellte Winkel zwischen der Femurtragachse und der Femurschaftachse wurde als physiologisch postuliert. Postoperative Abweichungen davon wurden als Varusstellung (bei Verkleinerung des Winkels) oder Valgusstellung (bei Vergrößerung des Winkels) definiert.

Die Achsabweichungen der postoperativen Beinachsen wurden unabhängig davon, ob eine Varus- oder Valgusachsabweichung vorlag, in Kategorien zusammengefasst. Es erfolgte eine Unterteilung in 3 Kategorien. In der ersten Kategorie befanden sich die Patienten mit einer Achsabweichung von 0° bis 2° Varus oder Valgus, in der zweiten Kategorie die Patienten mit einer Varus- oder Valgusachsabweichung von 3° bis 5° und die dritte Kategorie wurde von den Patienten gebildet, die $> 5^\circ$ Varus oder Valgus abwichen.

3.5.2 Ausrichtung der Femurkomponente in der frontalen Ebene

Die Beurteilung der Ausrichtung der Femurkomponente anhand der Ganzbeinaufnahme diente der Feststellung, ob eine Varus- oder Valgusachsabweichung zur Femurtragachse vorliegt. Zur Orientierung diente die Gelenklinie, welche tangential an den distalen Punkten der Femurprothesenkondylen liegt. Gemessen wurde der laterale Winkel zwischen der Gelenklinie und der Femurtragachse (diese ist in der Abbildung mit „F“ gekennzeichnet), welcher physiologisch 90° beträgt. Bei einem kleineren Winkel als 90° liegt ein Genu valgum vor, bei einem größeren ein Genu varum.

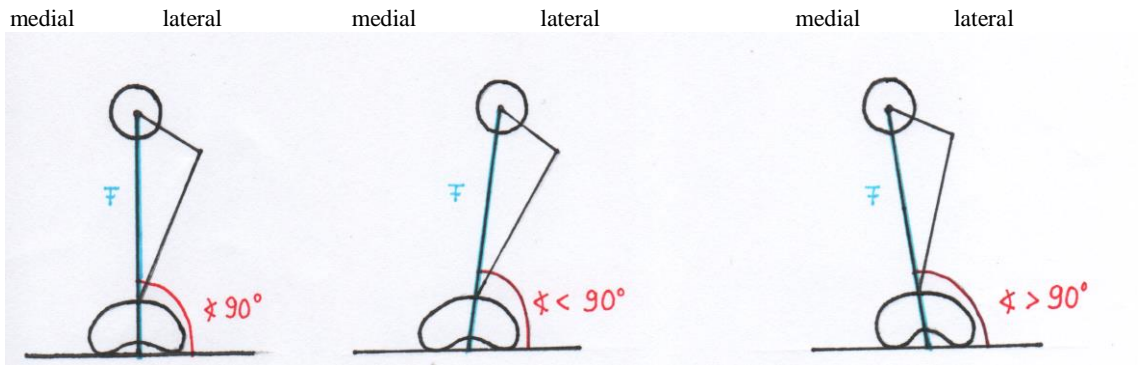


Abb. 12 physiologisch **Abb. 13** Genu valgum **Abb. 14** Genu varum

3.5.3 Ausrichtung der Femurkomponente in der sagittalen Ebene

In der seitlichen Zielaufnahme des Kniegelenkes wurde ermittelt, ob eine Flexions- oder Extensionsfehlstellung der femoralen Prothesenkomponente vorhanden ist. Wenn keine Fehlstellung vorliegt, befindet sich die Schaftachse des Femurs parallel zur Stemaachse der femoralen Prothesenkomponente. Bei einer Flexionsfehlstellung weicht die Stemaachse nach ventral ab und bei Extensionsfehlstellung weicht sie nach dorsal ab. Der jeweils entstehende Winkel zur Schaftachse des Femurs wurde vermessen.

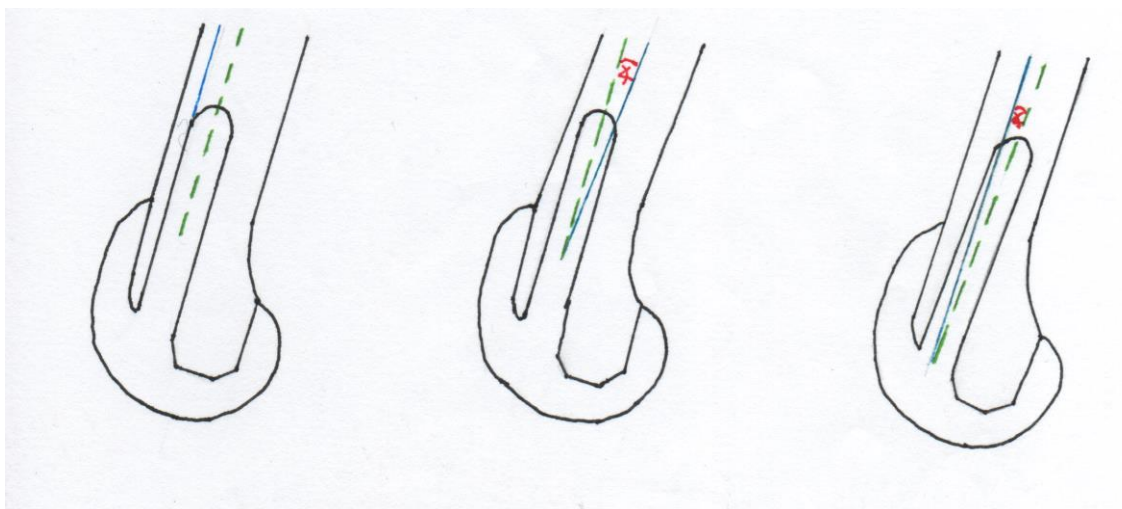


Abb. 15 physiologisch **Abb. 16** Flexionsfehlstellung **Abb. 17** Extensionsfehlstellung

3.5.4 Tibiaachse in der frontalen Ebene

Die Feststellung einer eventuellen Abweichung des Tibiaplateaus in Varus- oder Valgusstellung zur Beinachse erfolgte anhand der Ganzbeinaufnahme. Als Orientierungslinie diente die Auflagefläche der Tibiakomponente. Der laterale Winkel zwischen dieser Linie und der Schaftachse der Tibia gibt an, ob eine Achsenfehlstellung der Tibia vorhanden ist. Physiologisch beträgt der Winkel 90° , bei einer Valgusfehlstellung ist der laterale Winkel kleiner als 90° und bei einer Varusfehlstellung liegt er über 90° .

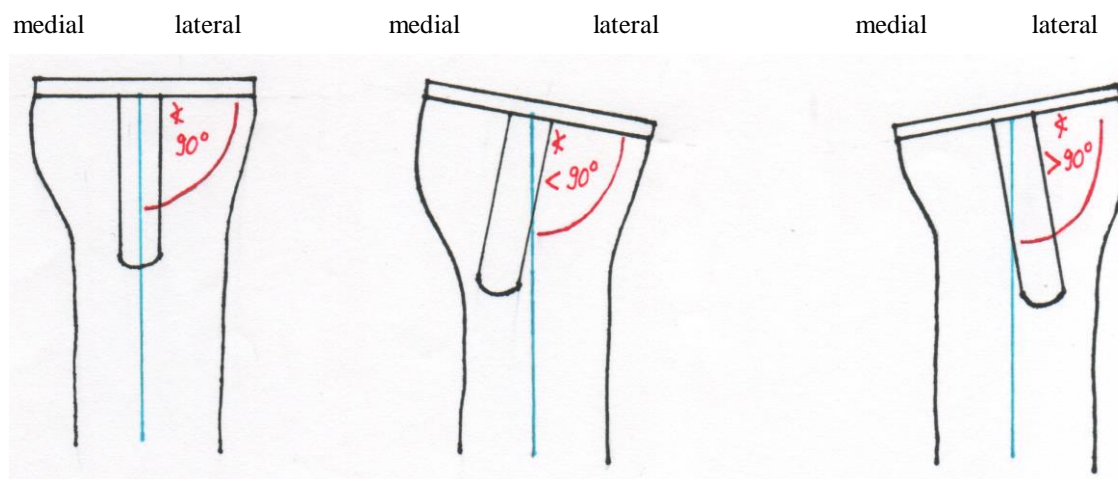


Abb. 18 physiologisch

Abb. 19 Valgusfehlstellung

Abb. 20 Varusfehlstellung

3.5.5 Tibiaachse in der sagittalen Ebene

In der seitlichen Zielaufnahme des Kniegelenkes wurde der Winkel zwischen der Schaftachse der Tibia und der Stenachse der tibialen Prothesenkomponente bestimmt. Dies diente der Feststellung eines anterioren oder posterioren slopes des Tibiaplateaus. Unter einem anterioren slope versteht man eine Neigung des Tibiaplateaus nach ventral, bei einem posterioren slope liegt eine Neigung nach dorsal vor. Beim anterioren und beim posterioren slope wurde der jeweilige Neigungswinkel zwischen der Tibiaschaftachse und der Stenachse der tibialen Prothesenkomponente gemessen. Wenn kein slope vorhanden ist, beträgt der Winkel 0° .

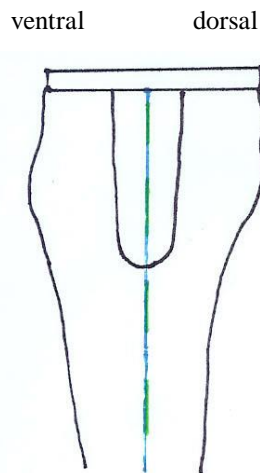


Abb. 21 kein slope

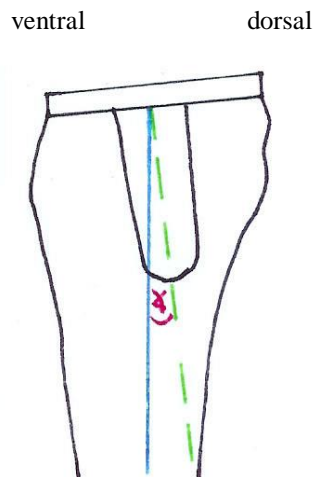


Abb. 22 anterior slope

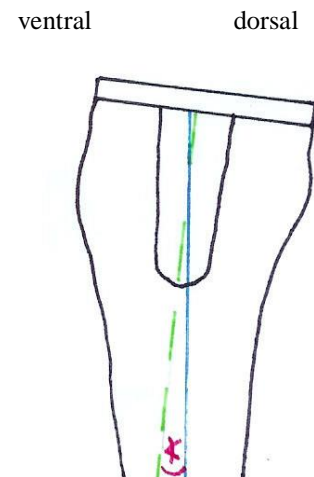


Abb. 23 posterior slope

3.5.6 Tibiakantendistanz medial-lateral

In der frontalen Zielaufnahme des Kniegelenkes wurde der passgerechte Sitz des Tibiaplateaus in medialer-lateraler Ausrichtung untersucht. Ziel ist ein medial und lateral bündiges Tibiaplateau oder ein geringer Überstand lateral. Wenn das Tibiaplateau nicht exakt mit der Corticalis der tibialen Resektionsfläche abschloss, wurde der Über- oder Unterstand in mm vermerkt.

3.5.7 Lysesäume

Lysesäume sind linienförmige Aufhellungen im Röntgenbild an der Implantat- Knochengrenze (KATZER und LÖHR 2003). In der Studie wurden Lysesäume im Bereich der tibialen Auflagefläche, des tibialen und femoralen Prothesensystems sowie im Bereich der Auflagefläche der Femurkomponente in Anlehnung an das Roentgenographic Evaluation and Scoring System von EWALD (EWALD 1989) evaluiert. Hierzu erfolgte eine Einteilung der Fläche unter der femoralen und tibialen Prothesenkomponente in 7 Zonen. In jeder Zone wird die Breite der Lockerungssäume in mm notiert und die Angaben der einzelnen Zonen addiert. Dadurch kann anhand des nachstehenden Scores für die jeweilige Prothesenkomponente folgende Aussage gemacht werden:

- $\leq 4\text{mm}$ und keine Zunahme im Laufe der Zeit bedeutet keine signifikante Lockerung
- 5-9mm bedeutet eine mögliche Lockerung, die engmaschiger Kontrolle bedarf
- $\geq 10\text{mm}$ bedeutet eine Lockerung unabhängig von der Klinik (EWALD 1989)

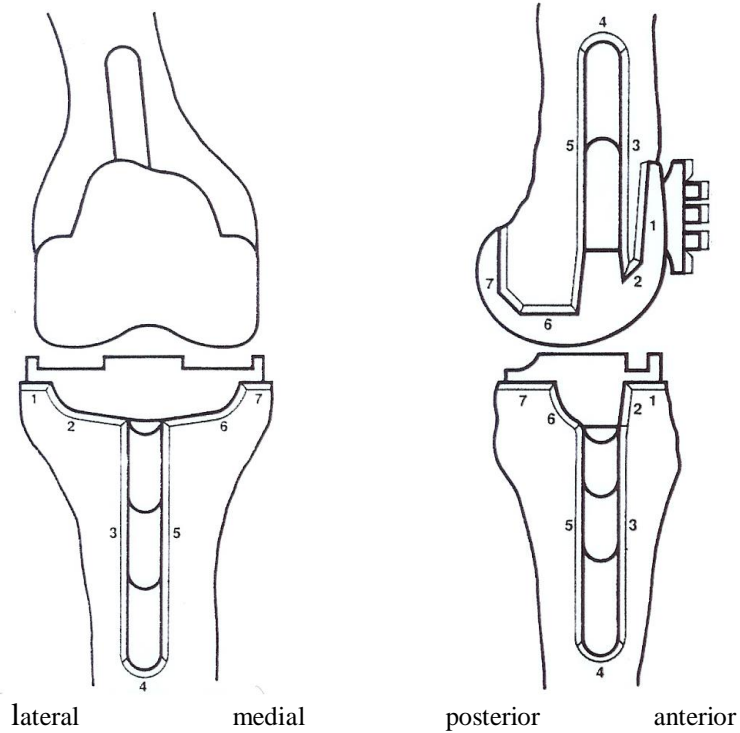


Abb. 24 Zoneneinteilung, a.-p.-Ansicht

Abb. 25 Zoneneinteilung, laterale Ansicht

(Zoneneinteilung in Anlehnung an das Roentgenographic Evaluation and Scoring System von EWALD 1989)

3.5.8 Femorales Notching

Das Vorhandensein eines femoralen Notchings wurde in der seitlichen Zielaufnahme des Kniegelenkes überprüft. Als femorales Notching wird eine Einkerbung des anterioren femoralen Sägeschnittes in die ventrale Femurcorticalis bezeichnet. Die Tiefe der Einkerbung wurde bestimmt und in mm angegeben. Das femorale Notching stellt einen möglichen Risikofaktor für eine periprothetische Fraktur dar.

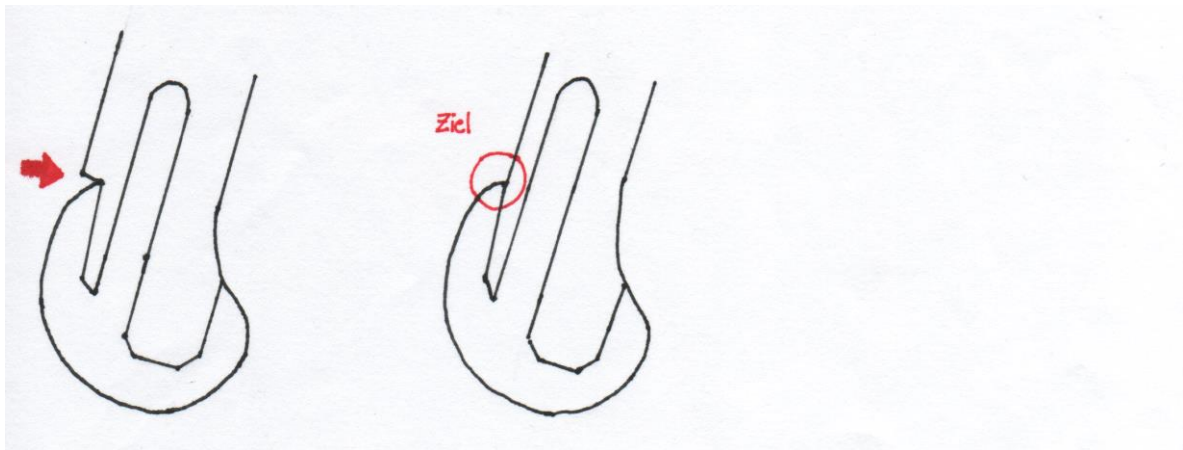


Abb. 26 Femorales Notching

3.5.9 Patellaposition

Die Patellastellung wurde anhand einer Patella Tangentialaufnahme (Merchant View) ermittelt. Eine Unterscheidung zwischen einer zentrierten Position im Patellagleitlager, einem patellaren Shift und einem patellaren Tilt wurde durchgeführt. Unter einem patellaren Tilt versteht man eine Abkippung der Patella, so dass die Patellaebene nicht mehr parallel zur Ebene des Patellagleitlagers ist. Bei einem patellaren Shift kommt es zu einer seitlichen Verschiebung der Patella aus dem Gleitlager. In der vorliegenden Studie wurde ab einer Verschiebung von 1mm ein Shift postuliert. Der Shift wurde nur qualitativ erfasst und nicht quantitativ.

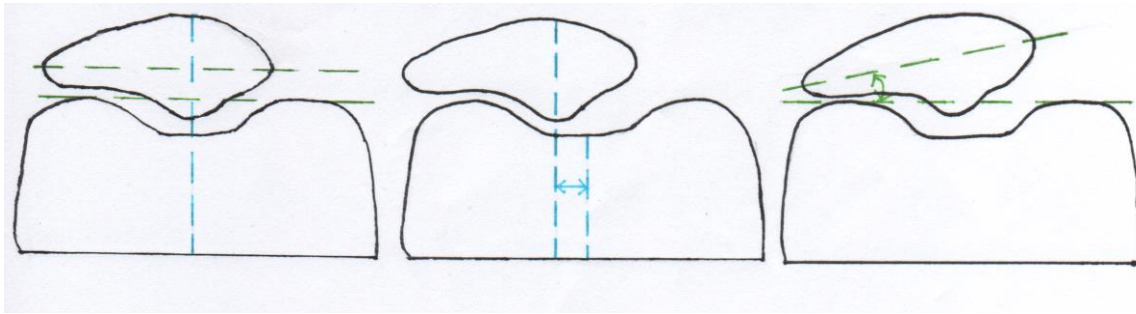


Abb. 27 phys. Patellaposition

Abb. 28 Patella-Shift

Abb. 29 Patella-Tilt

3.6 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit Hilfe des SPSS®-Programms, Version 11.5 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Zur Prüfung, ob eine Normalverteilung vorliegt, wurde der Kolmogorov-Smirnov-Test angewandt. Bei Normalverteilung wurde für den Vergleich der beiden Patientengruppen der t-Test für unverbundene Stichproben durchgeführt und Mittelwert mit Standardabweichung angegeben. Falls keine Normalverteilung vorlag, wurde der Mann-Whitney-U-Test eingesetzt und Mittel- und Medianwert bestimmt. Bei kategorialen und metrischen Ergebniswerten, die in Gruppen gegliedert wurden, erfolgte die Auswertung mittels Mantel-Haenszel-Test. Die nominalen, nicht demographischen Daten wurden mit Hilfe des exakten Fisher-Tests ermittelt, bei den nominalen demographischen Daten wurde die Häufigkeit mit dem Mittelwert dargestellt. Die bildliche Darstellung der Ergebnisse erfolgte mit Balkendiagrammen und Boxplots. Eine statistische Signifikanz liegt vor, wenn $p \leq 0,05$ ist.

4. Ergebnisse

4.1 Alter und Nachuntersuchungszeitraum

In der FB-Gruppe reichte das Alter der Patienten zum Zeitpunkt der Operation von 55 bis 78 Jahren. Das Durchschnittsalter betrug 68,6 Jahre. In der MB-Gruppe waren Patienten mit einem Alter von 52 bis 83 Jahren vertreten. Das Durchschnittsalter lag bei 67,9 Jahren.

Der durchschnittliche Nachuntersuchungszeitraum betrug bei den Patienten mit einer Fixed-bearing-Endoprothese 31 Monate postoperativ. Bei den Patienten mit einer Mobile-bearing-Endoprothese lag er bei 30 Monaten.

Der Unterschied in Bezug auf die Altersverteilung ist nicht signifikant ($p=0,639$).

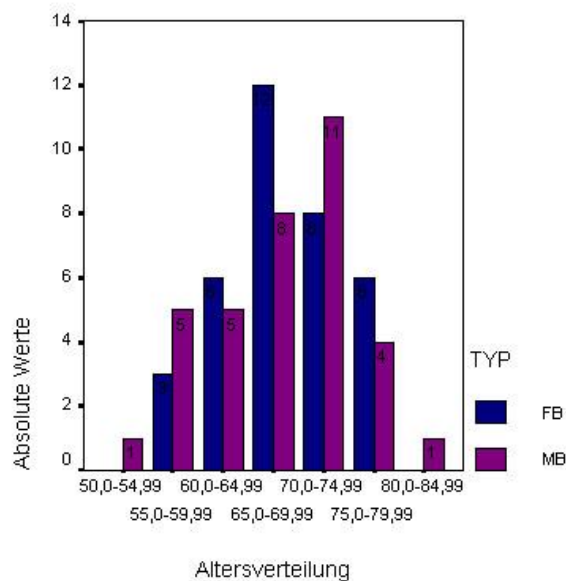


Abb. 30 Altersverteilung

4.2 Geschlecht

Die Geschlechterverteilung war in beiden Gruppen nahezu gleich. In beiden überwog der weibliche Anteil der untersuchten Patienten. In der FB-Gruppe wurden 23 Frauen (= 66%), in der MB-Gruppe 21 Frauen (= 60%) untersucht. Die Anzahl der untersuchten männlichen Patienten lag in der FB-Gruppe bei 12 (= 34%), in der MB-Gruppe bei 14 (= 40%).

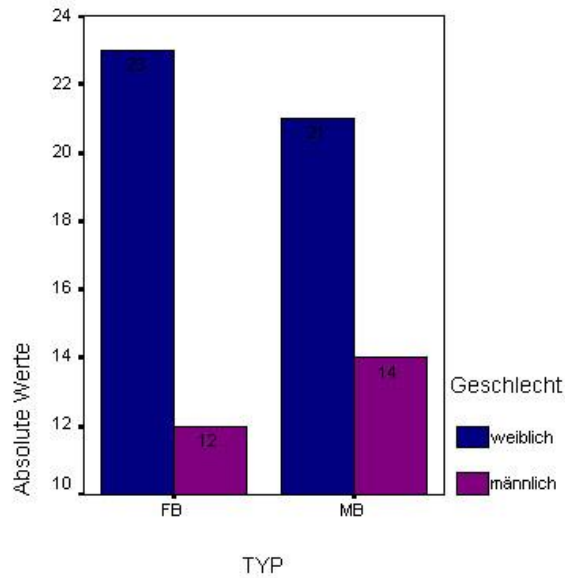


Abb. 31 Geschlechterverteilung

4.3 Body Mass Index

Der Mittelwert lag in der FB-Gruppe bei 31 (24,8-46,9). In der MB-Gruppe betrug der Mittelwert 29,9 (18,8-38,3). Der Mittelwert lag in der FB-Gruppe im mittleren Übergewichtsbereich (Grad 2) und in der MB-Gruppe im leichten Übergewichtsbereich (Grad 1). Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen ($p=0,296$).

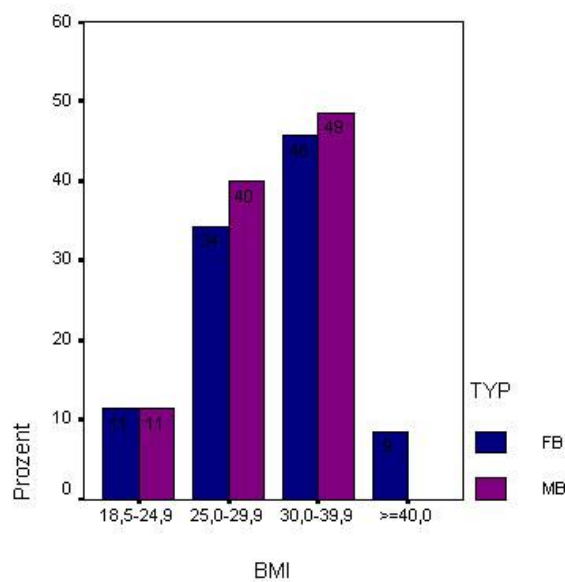


Abb. 32 Body Mass Index

4.4 Schmerzausmaß, präoperativ- postoperativ

In der FB-Gruppe betrug der Mittelwert der präoperativen Schmerzstärke 8, bei einer visuellen Analogskala von 0 bis 10. Die Standardabweichung betrug 1,4. 17% der FB-Patienten gaben an, präoperativ an stärkstmöglichen Schmerzen gelitten zu haben, die restlichen berichteten über mäßig bis starke Schmerzen. In der MB-Gruppe lag der Mittelwert der präoperativen Schmerzstärke bei 7,7 mit einer Standardabweichung von 1,8. 11% der Patienten, die eine Mobile-bearing-Endoprothese erhalten haben, klagten über präoperativ stärkstmögliche Schmerzen. 3% gaben an, präoperativ schmerzfrei gewesen zu sein und bei den übrigen waren mäßig bis starke Schmerzen vorhanden. Es gab keinen signifikanten Unterschied im präoperativen Schmerzausmaß ($p=0,5$).

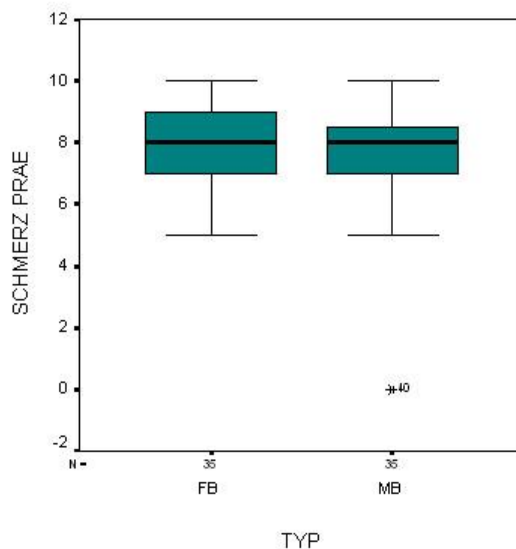


Abb. 33 Präoperatives Schmerzausmaß

Postoperativ ergab sich in der FB-Gruppe ein durchschnittliches Schmerzausmaß von 1,5. In dieser Gruppe waren zum Nachuntersuchungszeitpunkt 63% ohne Schmerzen, lediglich 6% gaben an, noch mehr als nur mäßigstarke Schmerzen zu haben. In der MB-Gruppe betrug das Schmerzausmaß im Mittel 2,4. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung waren 37% der MB-Patienten völlig schmerzfrei. Die Anzahl der Patienten, die weiter an Schmerzen litten mit einem VAS-Wert über 5, entsprach der gleichen Anzahl wie in der FB-Gruppe. Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen ($p=0,069$).

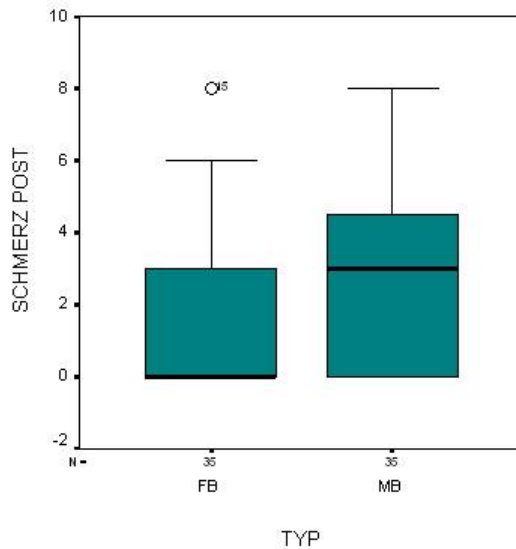


Abb. 34 Postoperatives Schmerzausmaß

4.5 Bewegungsspielraum, präoperativ-postoperativ

Der Bewegungsspielraum oder „range of motion“ (ROM) lag in der FB-Gruppe präoperativ im Mittel bei 109° (60°-150°). In der Vergleichsgruppe betrug der Mittelwert präoperativ 110° (30°-140°). Das präoperative Streckdefizit betrug in der FB-Gruppe im Mittel 9° (5°-30°). In der MB-Gruppe lag der Mittelwert auch bei 9° (5°-45°). Es findet sich kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen ($p=0,884$).

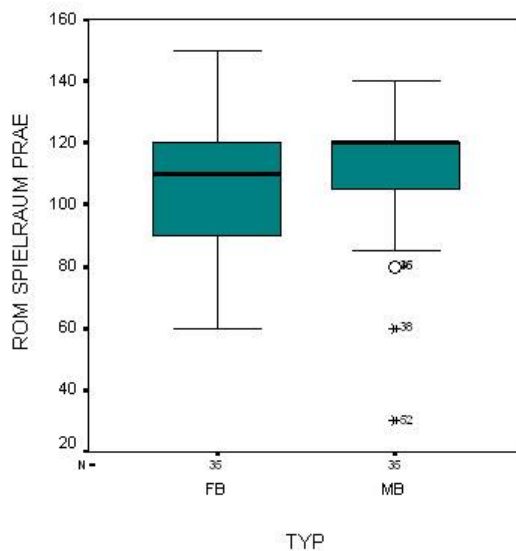


Abb. 35 ROM präoperativ

Postoperativ zeigte sich bei den Patienten, die eine Fixed-bearing-Prothese erhalten haben, im Mittel ein Bewegungsspielraum von 107° (90° - 120°). Die Patienten mit implantierter Mobile-bearing-Prothese verzeichneten auch im Mittel einen ROM von 107° (85° - 125°). Das postoperative Streckdefizit lag in der FB-Gruppe im Mittel bei 5° (5° - 10°). In der Vergleichsgruppe wurde ein postoperativer Mittelwert von 6° (5° - 10°) Streckdefizit erreicht. Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied im postoperativen Bewegungsspielraum zwischen beiden Gruppen ($p=0,525$).

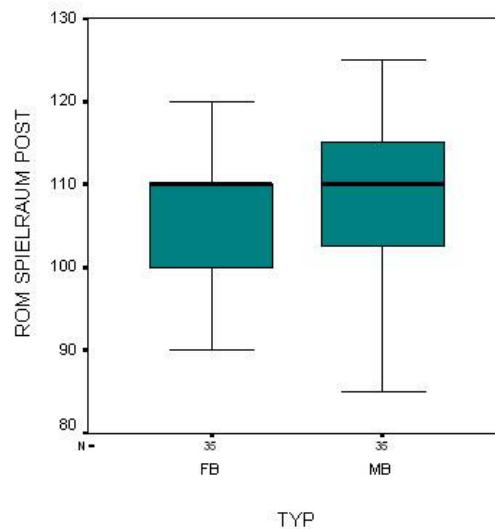


Abb. 36 ROM postoperativ

In beiden Gruppen reduzierte sich postoperativ der Bewegungsspielraum. Der Mittelwert lag in beiden Gruppen bei -3 . Die Standardabweichung betrug in der FB-Gruppe 18 und in der MB-Gruppe 22. Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied ($p=1,0$) in der postoperativen ROM Änderung zwischen beiden Gruppen.

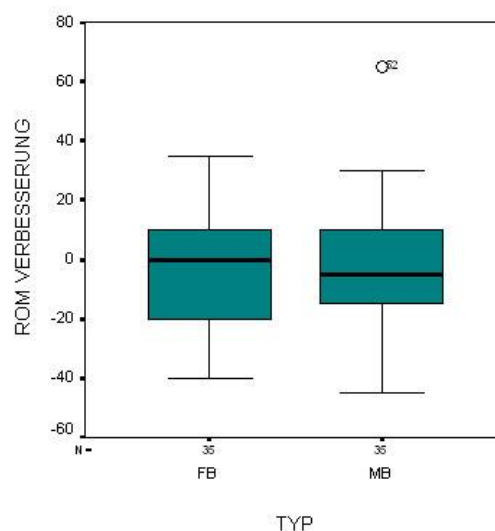


Abb. 37 ROM Verbesserung

4.6 Knee Score

Die Patienten der FB-Gruppe erreichten im Durchschnitt einen Knee Score Wert von 85 (45-99) Punkten. In der Vergleichsgruppe wurde ein Durchschnittswert von 77 (32-98) Punkten erreicht. Es zeigte sich ein signifikant besseres Ergebnis bei den Patienten der FB-Gruppe ($p=0,013$). Dies resultiert hauptsächlich aus dem besseren Ergebnis, das die Patienten der FB-Gruppe in Bezug auf den Parameter „vordere Schublade“ erzielten. Unter Auslassung des Parameters „vordere Schublade“ zeigte sich kein signifikanter Unterschied mehr zwischen beiden Gruppen ($p=0,072$).

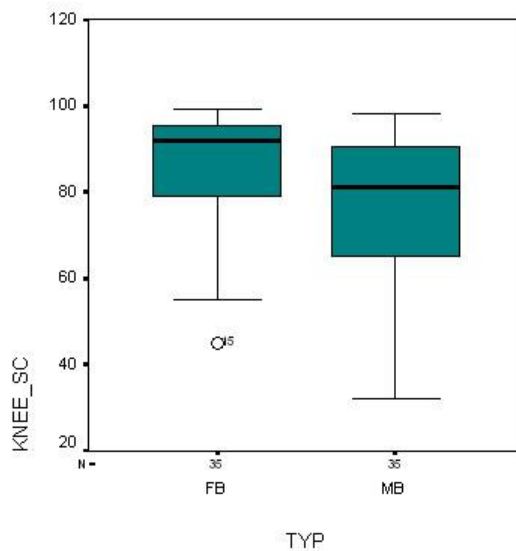


Abb. 38 Knee Score

4.7 Function Score

In der FB-Gruppe wurde ein Mittelwert von 73 (45-100) Punkten erreicht. In der MB-Gruppe betrug der Mittelwert 75 (50-100) Punkte. Es stellt sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Patienten mit einer FB-Prothese und denen mit einer MB-Prothese im Function Score dar ($p=0,643$).

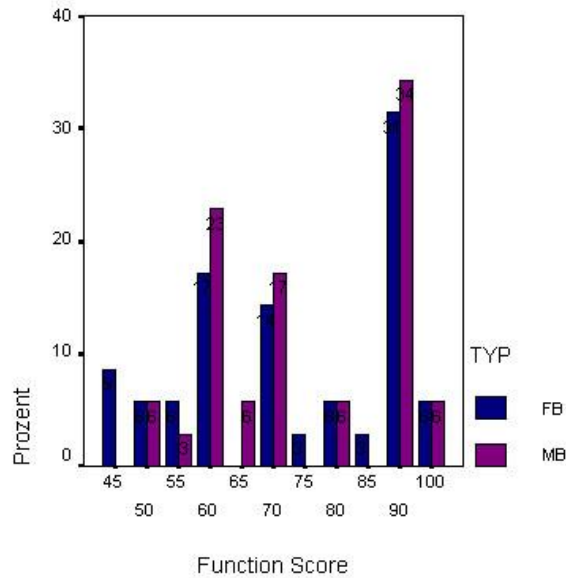


Abb. 39 Function Score

4.8 Knee questionnaire

Die Patienten der FB-Gruppe erreichten einen Mittelwert von 39 (23-50) Punkten. Bei den Patienten der MB-Gruppe war ein Mittelwert von 37 (18-50) Punkten zu verzeichnen. Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen ($p=0,438$).

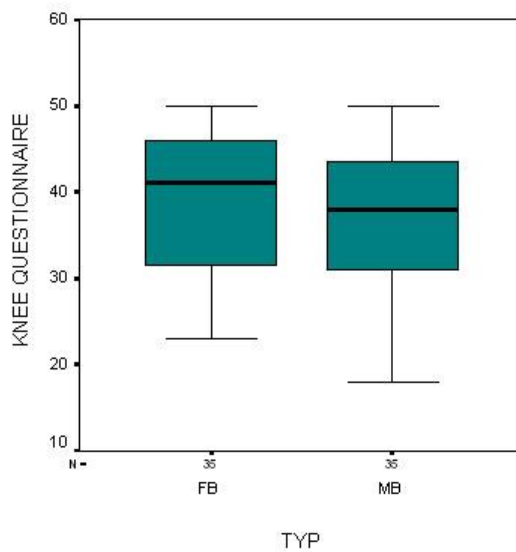


Abb. 40 Knee questionnaire

4.9 Patella Score

Bei der Auswertung dieses Scores wurden nur 41 der insgesamt 70 Patienten miteinbezogen, da bei den übrigen Patienten die Mobilität durch prothesenunabhängige Ursachen limitiert wurde und dies das Ergebnis des Scores beeinflusst hätte. Von den 41 Patienten gehörten 18 zur FB-Gruppe und 23 Patienten zur MB-Gruppe.

In der FB-Gruppe konnte ein Mittelwert von 27 (13-30) Punkten erreicht werden, in der MB-Gruppe wurde ebenfalls ein Mittelwert von 27 (19-30) Punkten erzielt bei einer bestmöglichen Punktzahl von 30. Es konnte zwischen der FB-Gruppe und der MB-Gruppe kein signifikanter Unterschied festgestellt werden ($p=0,538$).

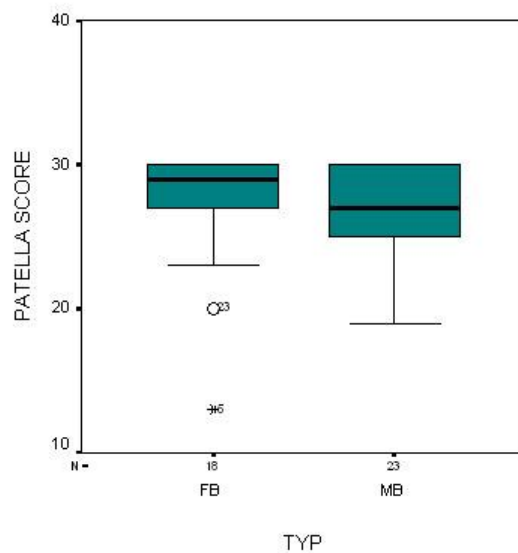
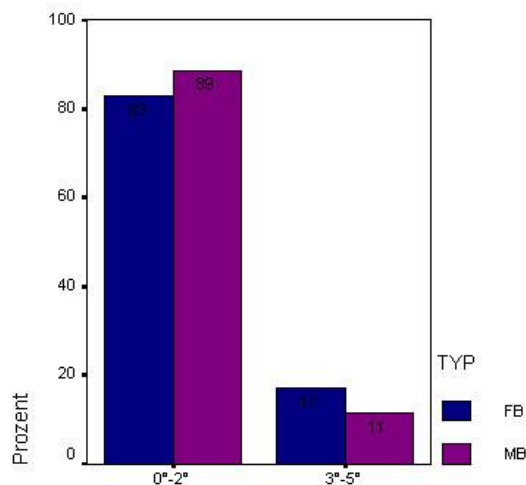


Abb. 41 Patella Score

4.10 Auswertung der radiologischen Untersuchungsparameter

4.10.1 Postoperative Beinachse

In der FB-Gruppe zeigten 83% der Patienten eine Achsabweichung von 0° bis 2° und 17% eine Varus- oder Valgusachsabweichung von 3° bis 5° . In der Vergleichsgruppe lagen 89% der Patienten in dem Achsabweichungsbereich von 0° bis 2° und 11% zeigten eine Abweichung von 3° bis 5° Varus oder Valgus. Es befanden sich weder in der FB-Gruppe noch in der MB-Gruppe Patienten mit einer Varus- oder Valgusachsabweichung von mehr als 5° . Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen ($p=0,498$).

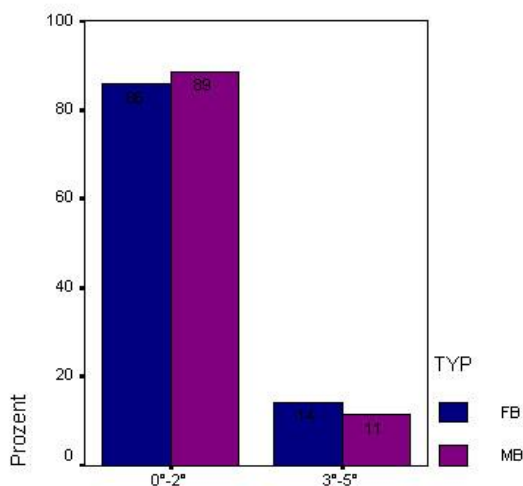


Postoperative Beinachse, Varus-Valgusachsabweichung

Abb. 42 Postoperative Beinachse

4.10.2 Ausrichtung der Femurkomponente in der frontalen Ebene

Es erfolgte die gleiche Kategorieneinteilung wie bei der Auswertung der postoperativen Beinachse. Bei den Patienten, die eine Fixed-bearing-Endoprothese erhalten haben, wurden 86% mit einer Varus- oder Valgusachsabweichung der Femurkomponente von 0° bis 2° und 14% mit einer Abweichung von 3° bis 5° ermittelt. In der Mobile-bearing-Gruppe zeigten 89% eine Achsabweichung von 0° bis 2° Varus- oder Valgus und 11% von 3° bis 5°. In beiden Gruppen war kein Patient mit einer Achsabweichung größer als 5° vorhanden. Es stellte sich kein signifikanter Unterschied dar ($p=0,723$).



Femurachse a.p., Varus-Valgusachsabweichung

Abb. 43 Femurachse a.p.

4.10.3 Ausrichtung der Femurkomponente in der sagittalen Ebene

Die Ergebnisse der Ausrichtung der Femurkomponente in der sagittalen Ebene wurden nach dem Winkel der Extensions- oder Flexionsfehlstellung klassifiziert. Es erfolgte eine Klassifizierung in 0° bis 2°, 3° bis 5°, 6° bis 10° und >10°. In der FB-Gruppe zeigten 69% der Patienten eine Abweichung in Flexion oder Extension um 0° bis 2°, 14% um 3° bis 5°, 17% um 6° bis 10°. Kein Patient wies eine Abweichung größer als 10° auf. In der MB-Gruppe wurden 80% der Patienten mit 0° bis 2° Abweichung, 11% mit 3° bis 5° Abweichung, 6% mit 6° bis 10° Abweichung und 3% mit >10° Abweichung beobachtet. Hier zeigte sich eine geringere Tendenz zu einer größeren Achsabweichung als in der FB-Gruppe. Bei 17% der Patienten der FB-Gruppe konnte eine Extensions- oder Flexionsabweichung um mehr als 6° festgestellt werden, hingegen nur bei 9% der MB-Gruppe. Insgesamt gab es jedoch keinen signifikanten Unterschied zwischen beiden Gruppen ($p=0,339$).

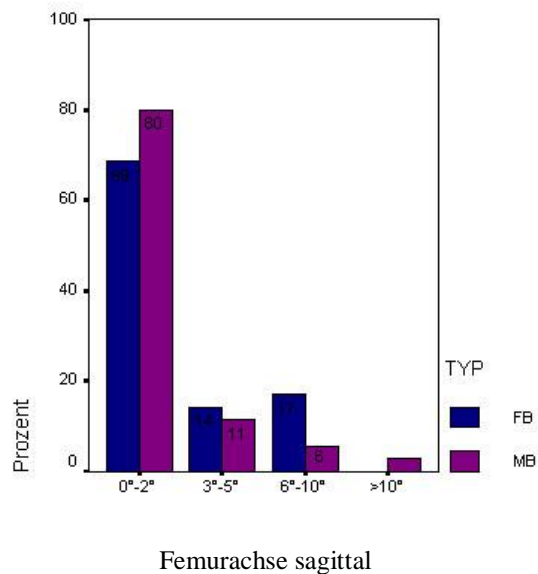


Abb. 44 Femurachse sagittal

4.10.4 Tibiaachse in der frontalen Ebene

Alle Patienten mit einer Mobile-bearing-Endoprothese wiesen höchstens eine Achsabweichung um 2° auf. In diesem Achsabweichungsbereich befanden sich auch 97% der Patienten, die eine Fixed-bearing-Endoprothese erhalten haben. Es waren in der Fixed-bearing-Gruppe lediglich 3% mit einer Achsabweichung von 3° bis 5° vorhanden. Es zeigte sich eine fast identische Varus- Valgusachsabweichung der tibialen Komponente in der frontalen Ebene in beiden Gruppen ($p=0,317$).

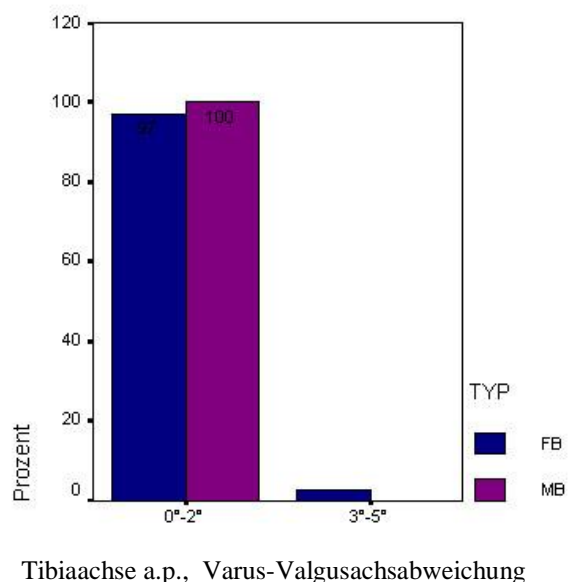
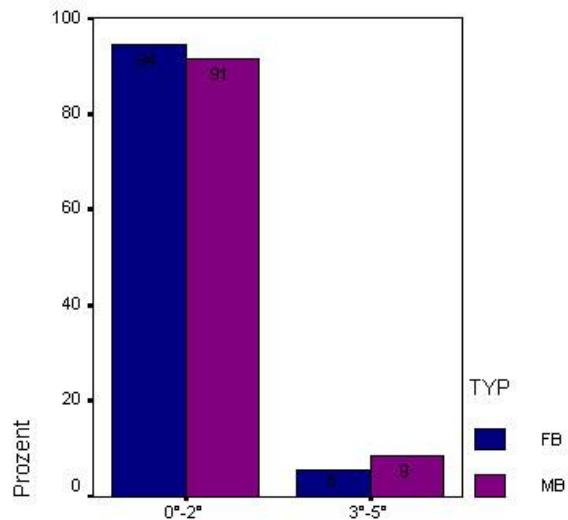


Abb. 45 Tibiaachse a.p.

4.10.5 Tibiaachse in der sagittalen Ebene

Die Ergebnisse des anterioren oder posterioren slopes wurden in Kategorien zusammengefasst. Die Kategorisierung erfolgte in 0° bis 2° anteriorer oder posteriorer slope und in 3° bis 5°. In der FB-Gruppe lag bei 94% der Patienten die Abweichung im Bereich von 0° bis 2° und bei 6% im Bereich von 3° bis 5°. In der Vergleichsgruppe betrug bei 91% der Patienten die Abweichung 0° bis 2° und bei 9% der Patienten 3° bis 5°. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Gruppen ($p=0,645$).



Tibiaachse sagittal, anteriorer- posteriorer slope

Abb. 46 Tibiaachse sagittal

4.10.6 Tibiakantendistanz medial-lateral

a) Tibiakantendistanz medial

Die Ergebnisse des medialen tibialen Über- oder Unterstands der implantierten Tibiakomponente wurden jeweils klassifiziert in 0 mm, in -2 mm bis 1 mm außer 0 mm und in <-2 mm oder >1 mm. In der FB-Gruppe schloss bei 71% der Patienten das Tibiaplateau medial exakt an den Tibiacortex ab. Bei 26% der FB- Patienten lag das Tibiaplateau im Bereich von 2 mm medialem Unterstand bis 1 mm medialem Überstand und bei 3% der FB-Patienten wies es einen medialen Unterstand von mehr als 2 mm oder einen medialen Überstand von mehr als 1 mm auf. In der MB-Gruppe war bei 74% der Patienten das Tibiaplateau medial exakt an den Cortex ausgerichtet, bei 11% lag es im Bereich von 2 mm medialem Unterstand bis 1 mm medialem Überstand und bei 14% der MB-Patienten wurde ein Unterstand größer als 2 mm oder ein Überstand größer als 1 mm festgestellt. Der Unterschied zwischen beiden Gruppen war nicht signifikant ($p=0,574$).

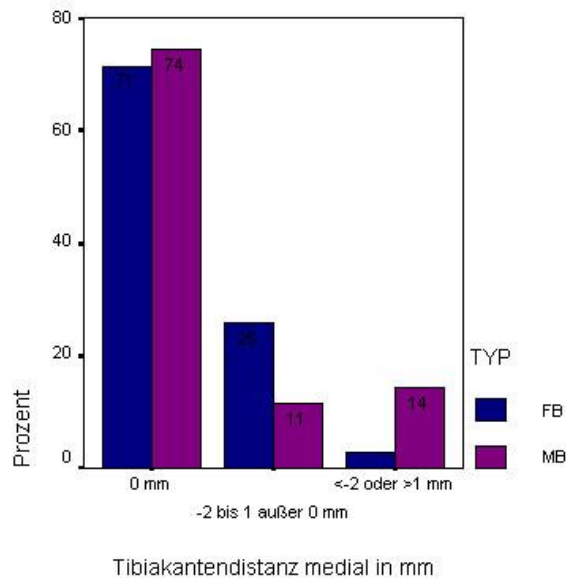


Abb. 47 Tibiakantendistanz medial

b) Tibiakantendistanz lateral

Die Ergebnisse des lateralen tibialen Über- oder Unterstands der implantierten Tibiakomponente wurden jeweils klassifiziert in 0 mm, in -2 mm bis 4 mm außer 0 mm und in <-2 mm oder >4 mm. Bei 54% der Patienten mit einer Fixed-bearing-Endoprothese zeigte das Tibiaplateau lateral weder einen Über- noch einen Unterstand, bei 43% befand es sich im Bereich von 2 mm lateralem Unterstand bis 4 mm lateralem Überstand und bei 3% war ein lateraler Unterstand von mehr als 2 mm oder ein lateraler Überstand von mehr als 4 mm zu erkennen. In der MB-Gruppe schloss bei 74% der Patienten das Tibiaplateau lateral exakt an den Tibiacortex ab und bei 26% lag es lateral im Bereich von 2 mm Unterstand bis 4 mm Überstand. Größere laterale Abweichungen des Tibiaplateaus waren in der MB-Gruppe nicht vorhanden. Der Unterschied war nicht signifikant ($p=0,064$).

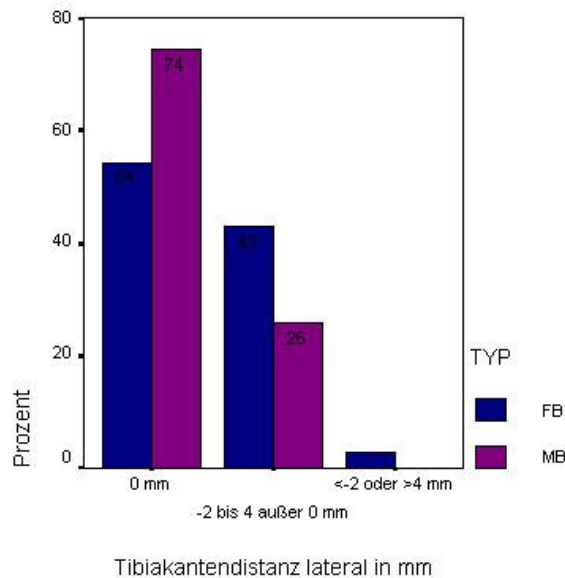


Abb. 48 Tibiakantendistanz lateral

4.10.7 Lysesäume

Es wurden in der FB-Gruppe bei 7 Patienten radiologisch Lysesäume nachgewiesen, wobei 2 Patienten in zwei verschiedenen Zonen Lysesäume aufwiesen, bei den übrigen 5 Patienten traten die Lysesäume jeweils nur in einer Zone auf. In der MB-Gruppe gab es 4 Patienten mit einem Lysesaum, der jeweils eine Zone betraf. In beiden Gruppen traten die Lysesäume im Bereich der Auflageflächen der Femur- und Tibiakomponente auf. Weder in der FB-Gruppe noch in der MB-Gruppe gab es Lysesäume im Bereich des tibialen oder femoralen Prothesenstems. Die Breite der Lysesäume nahm in beiden Gruppen Werte von 1mm oder 2mm an, wobei die Breite von 2mm jeweils nur einmal in jeder Gruppe vorkam. Alle Patienten mit Lysesäumen zeigten klinisch keine Zeichen einer Lockerung.

In der FB-Gruppe traten etwas mehr als doppelt so viele Lysesäume auf als in der MB-Gruppe. Der maximale Scorewert nach EWALD (1989) in „mm“ betrug in der FB-Gruppe 2mm und in der MB-Gruppe auch 2mm. Dies bedeutet, dass bei beiden Prothesenmodellen die Lysesaubreite in einer Zone maximal 2mm betrug beziehungsweise dass bei beiden Prothesenmodellen maximal in 2 Zonen Lysesäume mit einer Breite von 1 mm auftraten. Dies bedeutet nach dem Scoring System von EWALD (1989), dass es bei einer Lysesaubreite von ≤ 4 mm radiologisch keinen Hinweis für eine signifikante Lockerung gibt.

Lysesäume	Tibia a.p. in mm	Häufigkeit	Femur lat. in mm	Häufigkeit
Zone 1	1mm	1	2mm	1
Zone 2				
Zone 3				
Zone 4				
Zone 5				
Zone 6			1mm	1
Zone 7	1mm	2	1mm	4

Abb. 49 Lysesäume in der FB-Gruppe

Lysesäume	Tibia a.p. in mm	Häufigkeit	Femur lat. in mm	Häufigkeit
Zone 1				
Zone 2				
Zone 3				
Zone 4				
Zone 5				
Zone 6				
Zone 7	1mm	1	1mm	2
	2mm	1		

Abb. 50 Lysesäume in der MB-Gruppe

4.10.8 Femorales Notching

Von allen untersuchten Patienten wies nur 1 Patient aus der MB-Gruppe ein femorales Notching auf. Es betrug 2 mm. Es traten keine Sekundärkomplikationen auf, die funktionellen Ergebnisse lagen im Durchschnitt. Der Unterschied zwischen beiden Gruppen war nicht signifikant.

4.10.9 Patellaposition

Von den Patienten, die eine Fixed-bearing-Endoprothese erhalten haben, wiesen 4 Patienten eine Verschiebung der Patella nach lateral auf (lateraler Shift), bei den übrigen 31 Patienten dieser Gruppe war die Patella zentriert positioniert. In der Gruppe der Patienten mit einer Mobile-bearing-Endoprothese wurde bei 2 Patienten ein lateraler Shift der Patella beobachtet und bei 33 Patienten eine zentrierte Patella. Von den Patienten mit Patella-Shift wies 1 Patient aus der MB-Gruppe eine entsprechende Klinik wie leichter vorderer Knieschmerz auf.

Weder in der FB-Gruppe noch in der MB-Gruppe zeigte sich ein Tilt der Patella. Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen festgestellt werden ($p=0,673$).

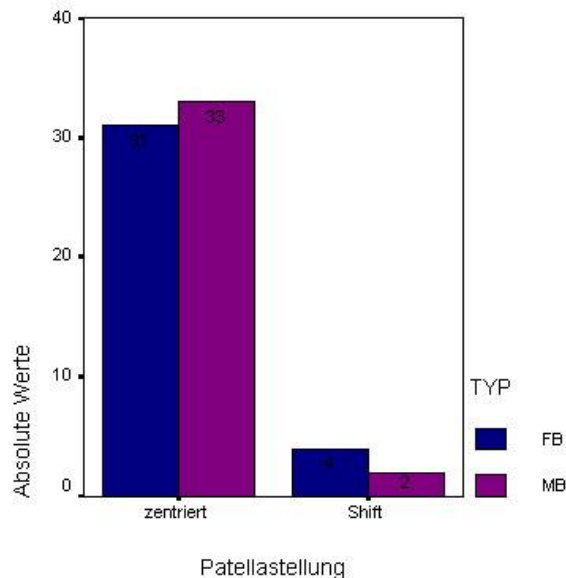


Abb. 51 Patellastellung

4.11 Komplikationen

In der FB-Gruppe entwickelte 1 Patient postoperativ ein Hämatom, welches operativ revidiert werden musste. Darauf folgend zeigte sich eine Wundheilungsstörung mit Ausbildung einer Hautnekrose. Es erfolgte eine operative Entfernung des nekrotischen Hautareals und eine Abdeckung mittels Meshgraft. Die sekundäre Wundheilung war nach 5 Monaten abgeschlossen. Sonstige Komplikationen traten in der FB-Gruppe nicht auf.

In der MB-Gruppe ergab sich intraoperativ bei 1 Patient eine kleine Fissur am dorsalen Tibiaplateau. Nach 8-wöchiger postoperativer Entlastungsphase zeigte sich radiologisch eine regelrechte Prothesenlage, die Fissur war nicht mehr nachweisbar. Bei 1 Patient entwickelte sich eine tiefe Unterschenkelthrombose auf der operierten Seite, die mit einem niedermolekularen Heparin unter Vollbelastung des Beins therapiert wurde.

Langfristige Einschränkungen waren durch die genannten Komplikationen weder in der FB-Gruppe noch in der MB-Gruppe zu verzeichnen.

4.12 SF 36

Zur Darstellung der Ergebnisse des SF 36 wurde die Antwortpunktzahl jeder Frage so umcodiert, dass eine hohe Punktzahl das bestmögliche Ergebnis einer Frage widerspiegelte (Abb. 52). Dann wurde die Summe aus den umcodierten Punktzahlwerten von allen Antworten gebildet. Daraus resultierte eine mögliche Gesamtergebnispunktzahl von 0 Punkten (= schlechtmögliches Ergebnis) bis 113 Punkten (= bestmögliches Ergebnis).

In der FB-Gruppe konnte ein Mittelwert von 66 Punkten (35-96 Punkte) erreicht werden. Die Standardabweichung betrug 18. Der Mittelwert in der MB-Gruppe betrug 67 Punkte (17-109 Punkte) und es zeigte sich eine Standardabweichung von 21. Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen ($p=0,784$).

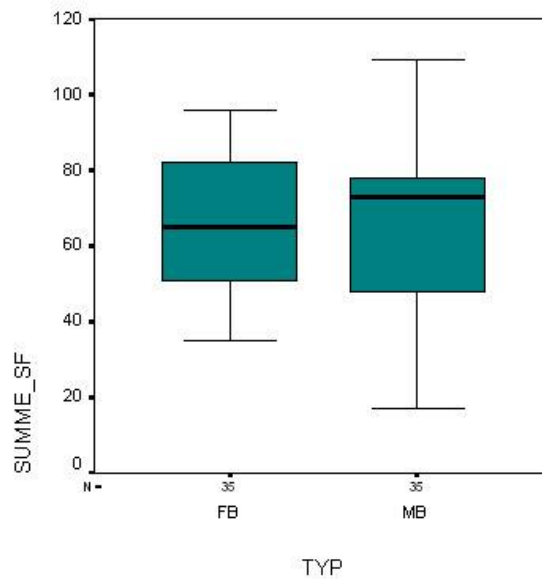


Abb. 53 Summe SF 36

5. Diskussion

Die vorliegende retrospektive Studie vergleicht FB- und MB-Prothesen vom gleichen Design im Hinblick auf klinische und radiologische Ergebnisse unter Berücksichtigung der modifizierten Kinematik durch das MB-Design. Patienten mit bilateralem Ersatz von jeweils einer FB- und einer MB-Prothese wurden nicht in die Studie miteinbezogen. Hinsichtlich der Alters- und Geschlechterverteilung, des Nachuntersuchungszeitraums, der Genese der Gonarthrose, des Body Mass Indexes sowie der präoperativen Parameter Schmerz und Bewegungsspielraum bestehen keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Gruppen.

Die FB- und MB-Prothesen wurden in einheitlicher Operationstechnik implantiert.

Bei der Untersuchung, ob Mobile-bearing-Endoprothesen den Fixed-bearing-Endoprothesen überlegen sind, wurde unter anderem der Frage nachgegangen, ob das mobile Plateau positive Auswirkungen auf das funktionelle Ergebnis hat. Anhand der ermittelten Daten zeigte sich im Function Score, der die Parameter „Gehstrecke“, „Treppensteigen“ und „Verwendung von Gehhilfen“ enthält, kein signifikant besseres Ergebnis in der MB-Gruppe gegenüber der FB-Gruppe. Auch die postoperativen radiologischen Untersuchungsparameter zeigten keine signifikanten Unterschiede.

Ebenso ließen sich im Knee questionnaire und Patella Score keine signifikant besseren Resultate bei den Patienten der MB-Gruppe nachweisen.

Beim Knee Score zeigte sich ein signifikant besseres Ergebnis bei den Patienten der FB-Gruppe. Dies resultiert hauptsächlich aus dem besseren Ergebnis, das die Patienten der FB-Gruppe in Bezug auf den Parameter „vordere Schublade“ erzielten. Unter Auslassung dieses Parameters war kein signifikanter Unterschied mehr im Knee Score zwischen beiden Gruppen vorhanden. Eine Beeinflussung dieses Parameters durch den mechanischen Unterschied der beiden Prothesenmodelle bei der Flexion wäre denkbar. Da die mobile Plattform bei der Flexion nicht nur eine Rotationsbewegung, sondern auch eine a.-p.-Translation ausführt, könnte dadurch eine größere vordere Schublade entstehen als bei der FB-Prothese mit fixem Plateau. Die tatsächliche Mobilität des mobilen Plateaus zum Untersuchungszeitpunkt (z.B. durch fluoroskopische Diagnostik) wurde im Rahmen dieser Studie nicht evaluiert. Insofern können die Unterschiede in Bezug auf den Parameter „vordere Schublade“ nicht eindeutig auf das unterschiedliche Prothesendesign zurückgeführt werden. Die restlichen Parameter des Knee Scores wiesen keine signifikanten Unterschiede auf.

In beiden Gruppen wurde durch die Implantation der Endoprothese eine Reduktion der Schmerzsymptomatik im Vergleich zum präoperativen Befund erzielt, wobei der Unterschied im postoperativen Schmerzausmaß zwischen beiden Gruppen nicht signifikant war.

Insgesamt lassen sich durch die in dieser Studie gewonnenen Daten keine Vorteile von MB-Prothesen gegenüber FB-Prothesen erkennen.

Fixed-bearing (FB) Knieprothesen zeigen Langzeitüberlebensraten von 95% bis 97% über einen Zeitraum von 10 bis 15 Jahren (BUGBEE, AMMEEN, PARKS et al 1998; MALKANI, RAND, BRYAN et al 1995; SCHAI, THORNHILL und SCOTT 1998). Ein relevanter Faktor für die Standzeit von Knieendoprothesen ist die Art und das Ausmaß des im Verlauf auftretenden Polyethylenabriebs. Dieser führt zum Auftreten von Osteolysen und sekundär zur Prothesenlockerung (COLIZZA, INSALL und SCUDERI 1995; MARTIN, McMANUS, SCOTT und THORNHILL 1997; WRIGHT, EWALD, WALKER et al 1990). Mobile-bearing (MB) Prothesen wurden unter anderem entwickelt, um den Polyethylenabrieb zu verringern. Weitere Ziele sind die Herstellung einer besseren Gelenkbeweglichkeit und eine Reduktion des Kraftflusses auf das Implantat-Knochen-Interface (HANSSON 2004). Bei Verwendung dieser Prothesen seit mittlerweile über 30 Jahren haben sich Nachteile wie Dislokation des Polyethyleninlays (CALLAGHAN 2001), höhere Kosten sowie eine erhöhte Abnutzung in Simulatorstudien gezeigt (WALKER und SATHASIVAM 1999).

Es wurden bisher in einigen Studien die Fixed-bearing Prothesen mit den Mobile-bearing Prothesen verglichen. Dabei ging es um die Frage, ob die MB- Prothesen den FB- Prothesen in unterschiedlichen Parametern wie Funktion, Beweglichkeit, Standzeit, postoperative Komplikationen und Schmerzen überlegen sind. Einige Autoren verglichen FB- und MB-Prothesen mit unterschiedlichem Design (AGLIETTI et al 2005; CHIU et al 2001; PRICE et al 2003), andere Autoren verglichen Prothesen des gleichen Modells, deren einziger Unterschied in der mobilen Komponente bei den MB-Prothesen bestand (HANSSON et al 2005; GIOE et al 2009; BIAU et al 2006). In manchen Studien wurden FB- und MB-Prothesen nach bilateralem Ersatz verglichen (WATANABE et al 2005; BHAN et al 2005; KIM et al 2001). Ein Nachteil dieser Studien ist, dass Parameter, die an zweibeinige Aktivitäten gebunden sind, wie z.B. Fähigkeit zum Treppensteigen, postoperative Wegstrecke nicht zum Vergleich herangezogen werden können bzw. bei Verwendung keine valide Aussagekraft besitzen. Ein weiterer Nachteil ist, dass Patienten, bei denen ein bilateraler Ersatz von jeweils einer FB- und einer MB-Prothese durchgeführt wurde, möglicherweise voreingenommen gegenüber einer

Prothesenart sind. Ein anderer Nachteil sind die kleinen Patientenzahlen in einigen Studien (WATANABE et al 2005; BHAN et al 2005; CHIU et al 2001).

Kim et al (KIM et al 2001) fanden bei der Nachuntersuchung ihrer Patienten sechs bis acht Jahre nach Implantation der FB- beziehungsweise MB-Prothesen keinen signifikanten Unterschied im postoperativen Schmerzausmaß zwischen beiden Gruppen. Die Patienten der FB-Gruppe erreichten 48,1 Punkte bezüglich des Parameters Schmerz im Knee Society Knee Score im Vergleich zu 46,6 Punkte in der MB-Gruppe.

Ebenso sahen Kim et al (KIM et al 2006) fünf bis sechs Jahre postoperativ keinen signifikanten Unterschied im Schmerzausmaß zwischen beiden Gruppen. Die Patienten der FB-Gruppe erzielten 49 Punkte und die Patienten der MB-Gruppe 48 Punkte bezüglich des Parameters Schmerz im Knee Society Score.

Wohlrab et al (WOHLRAB et al 2005) berichten über 27,4 Punkte in der FB-Gruppe und über 29,3 Punkte in der MB-Gruppe in Bezug auf den Parameter Schmerz im Hospital for Special Surgery Score (HSS Score) drei Jahre nach Prothesenimplantation. Dieser Unterschied war nicht signifikant.

Lediglich Price et al (PRICE et al 2003) stellten ein Jahr postoperativ ein signifikant besseres Ergebnis im Schmerzausmaß in der MB-Gruppe fest. Die Patienten der FB-Gruppe erzielten im Oxford Knee Score 2,9 Punkte und im American Knee Society Score 41,5 Punkte im Vergleich zur MB-Gruppe mit 3,4 Punkten im Oxford Knee Score und 46,4 Punkten im American Knee Society Score.

In der vorliegenden Studie zeigte sich im postoperativen Schmerzausmaß kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen.

Bezüglich des postoperativen Bewegungsspielraums zeigte sich in der Studie von Geiger et al (GEIGER et al 2008) kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen. Der durchschnittliche Bewegungsspielraum lag in der FB-Gruppe bei 113° und in der MB-Gruppe bei 119°.

Chiu et al (CHIU et al 2001) berichten von einem durchschnittlichen postoperativen Bewegungsspielraum von 95° in der FB-Gruppe und von 96° in der MB-Gruppe. Der Unterschied war nicht signifikant.

Ebenso zeigte sich in der Studie von Biau et al (BIAU et al 2006) kein signifikanter Unterschied im ROM zwischen beiden Gruppen. In der FB-Gruppe lag der ROM durchschnittlich bei 116°, in der MB-Gruppe bei 121°.

Nur Aglietti et al (AGLIETTI et al 2005) berichten über eine signifikant bessere Flexion bei den Patienten, die eine FB-Prothese erhielten.

In unserer Studie konnte kein signifikanter Unterschied im postoperativen Bewegungsspielraum zwischen beiden Gruppen festgestellt werden.

In allen Studien führte die Implantation der Endoprothese, unabhängig ob mit fixem oder mobilem Plateau, zu einer besseren Funktion im Kniegelenk im Vergleich zur präoperativen Ausgangssituation. Es wurden in den Studien jedoch keine Angaben gemacht, ob die Funktion signifikant besser war.

Hansson et al (HANSSON et al 2005) fanden im HSS Knee Score zwei Jahre postoperativ keinen signifikanten Unterschied zwischen FB- und MB-Prothesen. Die Patienten der FB-Gruppe erreichten durchschnittlich 87 Punkte und die Patienten der MB-Gruppe erreichten einen durchschnittlichen Wert von 91 Punkten.

In der Studie von Gioe et al (GIOE et al 2009) erzielten die Patienten der FB-Gruppe zwei Jahre postoperativ durchschnittlich 90 Punkte im Knee Society Score, die Patienten der MB-Gruppe erreichten durchschnittlich 88 Punkte. Es ließ sich kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen feststellen.

Kim et al (KIM et al 2007) verglichen FB- und MB-Prothesen mit Hilfe des Knee Society Scores und des HSS Knee Scores und sahen keinen signifikanten Unterschied zwischen beiden Prothesen. Im Knee Society Score wurden in der FB-Gruppe im Durchschnitt 91 Punkte erreicht, im Vergleich zu 90 Punkten in der MB-Gruppe. Im HSS Knee Score erreichten die Patienten der FB-Gruppe durchschnittlich 89 Punkte, bei den Patienten der MB-Gruppe lag der Scorewert im Durchschnitt bei 88 Punkten.

Bei Biau et al (BIAU et al 2006) erzielten die Patienten der FB-Gruppe zwei Jahre postoperativ durchschnittlich 90 Punkte im Knee Society Score. In der Vergleichsgruppe wurden durchschnittlich 95 Punkte erreicht. Der Unterschied war nicht signifikant.

In diesen Studien wurden, wie in der vorliegenden Studie, Prothesen des gleichen Modells verglichen.

Woolson und Northrop, Wohlrab et al und Chiu et al (WOOLSON und NORTHROP 2004; WOHLRAB et al 2005; CHIU et al 2001) verglichen FB- und MB-Prothesen mit unterschiedlichem Design.

Woolson und Northrop (WOOLSON und NORTHROP 2004) berichten von einem durchschnittlichen Wert von 90 Punkten im Knee Society Score in der FB-Gruppe und von durchschnittlich 92 Punkten in der MB-Gruppe.

Bei Wohlrab et al (WOHLRAB et al 2005) erreichten die Patienten der FB-Gruppe drei Jahre postoperativ im Durchschnitt 82 Punkte im HSS Score und die Patienten der MB-Gruppe durchschnittlich 89 Punkte.

Bei Chiu et al (CHIU et al 2001) wurden zwei Jahre postoperativ in der FB-Gruppe durchschnittlich 88 Punkte im Knee Society Score erreicht. In der MB-Gruppe wurden durchschnittlich 85 Punkte erzielt. Es zeigte sich in diesen drei Studien kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Prothesengruppen bezüglich des Knee Scores.

Lediglich Price et al (PRICE et al 2003) berichten von einem signifikant besseren Knee Score Ergebnis ein Jahr postoperativ bei den Patienten, die eine MB-Prothese erhalten haben. Die Patienten der MB-Gruppe erreichten im American Knee Society Score im Durchschnitt 90 Punkte und im Oxford Knee Score im Durchschnitt 39 Punkte. Die Vergleichsgruppe erzielte im American Knee Society Score durchschnittlich 85 Punkte und im Oxford Knee Score durchschnittlich 38 Punkte. Eine mögliche Ursache hierfür könnte in der unterschiedlichen Qualifikation der Operateure liegen, da bei mehr als einem Drittel der Patienten die MB-Prothese vom „consultant“ implantiert wurde und die FB-Prothese vom „trainee“.

Bo et al (BO et al 2014) werteten in ihrer Metaanalyse zum Vergleich von FB-Prothesen mit MB-Prothesen 12 Studien mit insgesamt 1614 Knieendoprothesen, davon 807 FB-Prothesen und 807 MB-Prothesen, aus. In den untersuchten Studien erfolgte eine bilaterale Prothesenimplantation mit jeweils einer FB- und einer MB-Prothese. Der Nachuntersuchungszeitraum in den Studien reichte von 2 bis 16,8 Jahren. Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied in Bezug auf Knee Score, Schmerzausmaß, Bewegungsspielraum, Reoperation, Patientenzufriedenheit, Komplikationen und Lysesäumen.

Ebenso fanden Kim et al (KIM et al 2014) nach einer durchschnittlichen Nachuntersuchungszeit von 12,1 Jahren beim Vergleich von 444 FB-Prothesen mit 444 MB-Prothesen (jeweils bilateraler Ersatz) keinen signifikanten Unterschied im klinischen Outcome zwischen beiden Gruppen.

In der vorliegenden Studie zeigte sich im postoperativen Knee Score ein signifikant besseres Ergebnis bei den Patienten der FB-Gruppe. Im postoperativen Knee questionnaire zeigte sich zwar ein höherer Scorewert bei der FB-Gruppe, dieser Unterschied zur MB-Gruppe war jedoch nicht signifikant.

In den Studien von Biau et al (BIAU et al 2006), Aglietti et al (AGLIETTI et al 2005), Geiger et al (GEIGER et al 2008) und Steven et al (STEVEN et al 2004) lagen die postoperativen Function Scorewerte der FB-Gruppe in einem Bereich von 75 bis 85 Punkten. Die Function

Scorewerte der MB-Gruppe befanden sich in einem Bereich von 77 bis 91 Punkten. In der vorliegenden Studie nehmen die Function Scorewerte ähnliche Werte an (73 Punkte in der FB-Gruppe und 75 Punkte in der MB-Gruppe).

Post et al (POST et al 2010) untersuchten in ihrer Metaanalyse 7 Studien, die insgesamt 5013 FB-Prothesen (=86%) mit 847 MB-Prothesen (=14%) in Bezug auf Function Score und Standzeit verglichen. Der Nachuntersuchungszeitraum in diesen Studien lag bei 12 bis 23 Jahren. Es zeigte sich keine Überlegenheit eines Prothesenmodells gegenüber des anderen in Bezug auf Function Score und Standzeit.

Somit konnte sowohl in den obengenannten Studien als auch in der vorliegenden Studie kein signifikanter Unterschied im Function Score zwischen beiden Gruppen ermittelt werden.

Beim Vergleich des Patella Scores zeigte sich in der Studie von Aglietti et al (AGLIETTI et al 2005) nach einem durchschnittlichen Nachuntersuchungszeitraum von 3 Jahren in der FB-Gruppe und in der MB-Gruppe jeweils ein Scorewert von durchschnittlich 27 Punkten. 9 % der FB-Patienten und 9% der MB-Patienten gaben leichten vorderen Knieschmerz an. Bei den übrigen Patienten beider Gruppen war kein vorderer Knieschmerz vorhanden. Es ließ sich kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen erkennen.

Von den Patienten der vorliegenden Studie, die in den Patella Score miteinbezogen wurden, gaben 6% der FB-Patienten an, leichten vorderen Knieschmerz zu haben, in der Vergleichsgruppe waren es 17%. Über mäßigen vorderen Knieschmerz klagten 11% der FB-Patienten und 9% der MB-Patienten. 83% der FB-Patienten hatten nie vorderen Knieschmerz, in der MB-Gruppe war bei 74% kein vorderer Knieschmerz vorhanden. In der FB-Gruppe gaben 61% der Patienten an, dass ihnen das Aufstehen aus dem Sitzen leicht fällt, in der MB-Gruppe berichteten 78% über ein leichtes Aufstehen aus dem Sitzen. Die übrigen Patienten beider Gruppen empfanden das Aufstehen aus dem Sitzen mühsam beziehungsweise schwer. Die FB-Patienten erreichten durchschnittlich 27 Punkte im Patella Score, in der Vergleichsgruppe wurden ebenfalls 27 Punkte erreicht. Der Unterschied war nicht signifikant.

Beim Vergleich der Parameter postoperative Beinachsabweichung, Ausrichtung der Femurkomponente in der frontalen und sagittalen Ebene und Tibiaachsausrichtungen in der frontalen und sagittalen Ebene zeigten sich zwischen der FB-Gruppe und der MB-Gruppe in der vorliegenden Studie keine signifikanten Unterschiede. Ebenso wurden in der Literatur keine signifikanten Unterschiede beschrieben (AGLIETTI et al 2005; KIM et al 2007).

Bezüglich des medialen und lateralen tibialen Über- oder Unterstands der implantierten Tibiakomponente zeigte sich zwischen der FB-Gruppe und der MB-Gruppe in der vorliegenden Studie kein signifikanter Unterschied. Ein medialer Überstand kann zur schmerzhaften Reizung des Pes anserinus und ein Überstand dorsolateral kann zur mechanischen Irritation der Popliteussehne führen (WESTRICH et al 1994). Ein medialer Unterstand, bei der die Kortikalis nicht erreicht wird, kann nach Mazoochian et al (MAZOOCHIAN et al 2006) zu einer schlechten Anbindung der Prothese mit einem erhöhten Risiko der Prothesenlockerung führen, wohingegen jedoch die maximal erreichbare Abdeckung der Resektionsfläche bei ca. 85% liegt (KOHN, RUPP 2000).

In der vorliegenden Studie kam es weder bei den FB- noch MB-Patienten mit medialem oder lateralem tibialen Überstand zum vermehrten Schmerzaufreten. Ebenso konnte während des Nachuntersuchungszeitraums in beiden Gruppen weder eine Prothesenlockerung noch eine Sinterung festgestellt werden. Desgleichen waren in beiden Gruppen keine größeren lateralen Abweichungen des Tibiaplateaus vorhanden. Hierzu ließen sich in der Literatur keine Angaben finden.

In der vorliegenden Studie wiesen 11% der FB-Patienten und 6% der MB-Patienten einen lateralen Shift der Patella auf. Ein Tilt der Patella wurde nicht gesehen.

Die Ergebnisse der Literatur (KIM et al 2007; BHAN et al 2005; AGLIETTI et al 2005) wie auch die der vorliegenden Studie lassen keinen signifikanten Unterschied zwischen FB- und MB-Prothesen bezüglich der Patellaposition erkennen.

Bezüglich des radiologischen Nachweises von Lysesäumen zeigten sich in der Studie von Kim et al (KIM et al 2007) nach einem durchschnittlichen Nachuntersuchungszeitraum von 5,6 Jahren in der FB-Gruppe bei 30 Knieprothesen (17%) und in der MB-Gruppe bei 21 Knieprothesen (12%) Lysesäume. Dieser Unterschied war nicht signifikant. Diese Lysesäume waren weniger als 1mm breit. Eine Prothesenlockerung wurde in beiden Gruppen nicht beschrieben.

Aglietti et al (AGLIETTI et al 2005) berichten in ihrer Studie von Lysesäumen bei 29% der FB-Patienten (= 31 Patienten) und bei 27% der MB-Patienten (= 28 Patienten). Davon zeigten 21,5% der FB-Patienten Lysesäume in 1 Zone und 5,5% zeigten Lysesäume in 2 Zonen im tibialen Bereich, im femoralen Bereich wiesen 2,1% der FB-Patienten mit Lysesäumen diese in 1 Zone auf und 1% in 2 Zonen. Von den Lysesäumen der MB-Patienten befanden sich 23,5% in 1 Zone und 4,1% in 2 Zonen im tibialen Bereich. 3,1% der Lysesäume der MB-Patienten

befanden sich in 1 Zone und 1% in 2 Zonen im femoralen Bereich. Der Unterschied war nicht signifikant. Der durchschnittliche Nachuntersuchungszeitraum lag bei 3 Jahren.

In der Studie von Kim et al (KIM et al 2001) wurden innerhalb eines durchschnittlichen Nachuntersuchungszeitraums von 7,4 Jahren bei 39 FB-Prothesen und bei 29 MB-Prothesen, von insgesamt jeweils 116 Prothesen, Lysesäume beobachtet. Die Lysesäume der FB-Prothesen zeigten sich bei 35 Prothesen im medialen Bereich des Tibiaplateaus und bei 4 Prothesen im anterioren Bereich der femoralen Komponente. Die Lysesäume der MB-Prothesen lokalisierten sich bei 20 Prothesen im medialen und bei 1 Prothese im lateralen Bereich des Tibiaplateaus. 8 MB-Prothesen hatten Lysesäume im anterioren Bereich der femoralen Komponente. Es gab keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen. Die Breite der Lysesäume maß in beiden Gruppen weniger als 1mm.

In den Studien von Watanabe et al (WATANABE et al 2005), Woolson und Northrop (WOOLSON und NORTHROP 2004) und Bhan et al (BHAN et al 2005) traten in der FB- und MB-Gruppe Lysesäume auf, wobei der Unterschied zwischen beiden Gruppen nicht signifikant war. Der durchschnittliche Nachuntersuchungszeitraum lag bei Watanabe et al bei 8 Jahren, bei Woolson und Northrop bei 3 Jahren und bei Bhan et al bei 6 Jahren. Bhan et al beschrieben bei 1 MB-Prothese eine Zunahme der Lysesäume bis zur Prothesenlockerung. In den beiden anderen genannten Studien traten keine Prothesenlockerungen auf.

In der Studie von Geiger et al (GEIGER et al 2008) fand sich nur bei 1 FB-Patienten ein Lysesaum unter der tibialen Auflagefläche. Der Nachuntersuchungszeitraum betrug in dieser Studie 2 Jahre.

Zeng et al (ZENG et al 2013) erfassten in ihrer Metaanalyse 4754 Patienten (6861 Knieprothesen). Sie verglichen FB-Prothesen mit MB-Prothesen hinsichtlich Polyethylenabrieb und Standzeit. Es ließ sich kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Prothesenmodellen im Auftreten von Lysesäumen, Osteolysen, aseptischer Lockerung und in der Standzeit erkennen.

In der vorliegenden Studie wurden bei 7 FB-Patienten und bei 4 MB-Patienten radiologisch Lysesäume nachgewiesen. Die Breite der Lysesäume maß in beiden Gruppen maximal 2mm. Zusammenfassend kann im Hinblick auf die Ergebnisse in der Literatur und in der vorliegenden Studie kein signifikanter Unterschied zwischen FB- und MB-Prothesen in der Entwicklung von Lysesäumen hinsichtlich deren Häufigkeit, Lokalisation, Breite und klinischen Auswirkungen festgestellt werden. Somit kann für kurzfristige Nachuntersuchungsräume insbesondere keine Angabe gemacht werden, ob sich aus den verschiedenen mechanischen Konzepten der

Fixierung des Tibiaplateaus unterschiedliche Standzeiten beziehungsweise Lockerungsraten ergeben.

Ein femorales Notching wurde in der vorliegenden Studie bei 1 Patienten aus der MB-Gruppe nachgewiesen. Zu diesem Aspekt ließen sich keine Angaben in der Literatur finden.

Kim et al (KIM et al 2001) beobachteten in ihrer Studie bei 2 FB-Patienten einen nahezu vollständigen Polyethylenabrieb des tibialen Polyethylenplateaus. Infolge wurden bei beiden Prothesen Revisionseingriffe mit Komponentenwechsel durchgeführt. In der Vergleichsgruppe kam es bei einer MB-Prothese zu einem nahezu vollständigen Polyethylenabrieb des medialen Teils des mobilen Polyethylenplateaus. Bei einer anderen MB-Prothese trat eine Dislokation des mobile bearings auf. Es erfolgte in beiden Fällen ein Revisionseingriff mit Komponentenwechsel. Prothesenspezifische Komplikationen sahen auch Woolson und Northrop (WOOLSON und NORTHROP 2004), sowie Bhan et al (BHAN et al 2005) bei jeweils einem Patienten der MB-Gruppe. Woolson und Northrop berichten von einer Dislokation des tibialen Polyethylenplateaus bei einem Patienten, bei dem eine rheumatoide Arthritis vorlag. Bhan et al (BHAN et al 2005) beobachteten eine Dislokation des mobile bearings. Dieser Patient wies jedoch präoperativ eine Fehlstellung von 26° Varus und 20° Flexion auf. Im Rahmen der Revisionseingriffe wurde auf eine tibiale FB-Komponente gewechselt.

Namba et al (NAMBA et al 2014) verglichen in ihrer Metaanalyse 258190 FB-Prothesen (=81%) mit 61426 MB-Prothesen (=19%) hinsichtlich ihrer Standzeiten. Sie fanden eine größere Revisionsrate in der Gruppe der MB-Patienten (hazard ratio 1,43), wobei der Unterschied in der Revisionsrate 1 Jahr postoperativ höher war als nach 10 Jahren.

Jawed et al (JAWED et al 2012) untersuchten in ihrer Studie 50 Patienten mit bilateralem Ersatz von jeweils einer FB-Prothese und einer MB-Prothese, wobei in beiden Gruppen das gleiche Prothesenmodell verwendet wurde. Nach einer durchschnittlichen Nachuntersuchungszeit von 40 Monaten war weder in der FB-Gruppe noch in der MB-Gruppe eine Revisionsoperation notwendig.

Ebenso zeigte sich in der Studie von Bistolfi et al (BISTOLFI et al 2013), in der 100 posterior stabilisierte FB-Prothesen mit 100 posterior stabilisierten MB-Prothesen verglichen wurden, kein signifikanter Unterschied hinsichtlich der Standzeiten nach einer durchschnittlichen Nachuntersuchungszeit von 116 Monaten.

In der Literatur werden an allgemeinen Komplikationen tiefe Infektionen, eine traumatische Patellafraktur nach Sturz, tiefe Beinvenenthrombosen, Hämatomentwicklungen, eine traumatische Kniegelenksluxation (BIAU et al 2006), Peroneuslähmungen, Wundnekrosen, patellofemorale, schmerzlose Krepitation bei Bewegung (KIM et al 2007), Nachblutungen, Lungenödeme, Gelenkfibrosen, eine Pneumonie, ein Fersendekubitus, ein Harnverhalt, eine Arrhythmie und ein Delir (WOOLSON und NORTHROP 2004) beschrieben. Signifikante Unterschiede zwischen den FB- und MB-Gruppen konnten nicht festgestellt werden.

Wen et al (WEN et al 2011) erfassten in ihrer Metaanalyse 15 Studien (1950 Knieprothesen), die in der Zeit von Januar 1979 und Juni 2010 zum Vergleich von FB- und MB-Prothesen durchgeführt wurden. Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied im Auftreten von prothesenspezifischen Komplikationen, im Knee Score und im Auftreten von Lysesäumen.

In Bezug auf die Ergebnisse in der Literatur und in der vorliegenden Studie lassen sich weder der FB-Gruppe noch der MB-Gruppe spezifische Komplikationen zuordnen. Insbesondere sind Inlay/Bearing-bezogene Komplikationen selten. Patellofemorale Schmerzen sind in der Literatur ähnlich verteilt. Ein signifikanter Unterschied in der Anzahl der aufgetretenen Komplikationen zwischen der FB-Gruppe und der MB-Gruppe lässt sich ebenfalls nicht erkennen.

Gioe et al (GIOE et al 2009) fanden in ihrer Studie keinen signifikanten Unterschied im Scoreergebnis des SF 36 zwischen der FB- und der MB-Gruppe. Ebenso sahen Harrington et al (HARRINGTON et al 2009) keinen signifikanten Unterschied in den Ergebnissen des SF 36 zwischen den FB- und MB-Patienten. Li et al (LI et al 2006) und Breugem et al (BREUGEM et al 2008) stellten in ihren Vergleichsstudien zwischen FB- und MB-Prothesen auch keinen signifikanten Unterschied im Scoreergebnis des SF 36 fest. Diese Resultate entsprechen dem Ergebnis der vorliegenden Studie.

Die Vorteile der vorliegenden Studie liegen in der erfolgten Auswahl der Patienten nach matched pairs (Alter, Geschlecht, Nachuntersuchungszeitraum, Bewegungsumfang, Stabilität des Bandapparates, Genese der Gonarthrose), so dass beide Gruppen als vergleichbar anzusehen sind. In der Studie wurde in beiden Gruppen derselbe Prothesentyp verglichen, dessen einziger Unterschied in der Mobilität der verwendeten Tibiaplateaus lag. Die Eingriffe wurden in einheitlicher OP-Technik durchgeführt.

Als Einschränkung der Studie sind das kleine Patientenkollektiv, sowie die relativ große Anzahl an Operateuren zu berücksichtigen. Das kurze Nachuntersuchungsintervall von

durchschnittlich 31 Monaten in der FB-Gruppe und durchschnittlich 30 Monaten in der MB-Gruppe erlaubt keinen verlässlichen Vergleich der beiden Prothesengruppen im Hinblick auf das Auftreten von Lysesäumen beziehungsweise Prothesenlockerungen und Langzeitverläufe. Bei der Beurteilung des Function Scores ist zu berücksichtigen, dass die Parameter „maximale Gehstrecke“ und „Treppensteigen“ durch vorhandene Begleiterkrankungen (z.B. pulmonale, kardiale, orthopädische) beeinflusst werden konnten, so dass dieser Scorewert eine verminderte Aussagekraft in Bezug auf die Vergleichbarkeit der beiden Prothesenmodelle hat.

Bei der Auswertung des Patella Scores wurden in dieser Studie nur die Patienten miteinbezogen, deren Mobilität nicht durch Begleiterkrankungen limitiert wurde. Dadurch konnten die Auswirkungen mobilitätseinschränkender Begleiterkrankungen vernachlässigt werden. Hieraus ergab sich jedoch eine Verkleinerung des Patientenkollektivs mit einer unterschiedlichen Anzahl von FB- und MB-Patienten.

In der vorliegenden Studie fanden sich im Knee Score in der FB-Gruppe signifikant bessere Werte als in der MB-Gruppe. In der Literatur werden in der weitaus größten Zahl der Arbeiten keine signifikanten Unterschiede für den Knee Score beschrieben. Insgesamt werden weder signifikante Unterschiede für die Kniefunktion, für den Patella Score und für postoperative Schmerzen, noch für radiologische Parameter beziehungsweise für Komplikationen aufgezeigt. Im Sinne der Fragestellung konnte keine Überlegenheit der MB-Prothesen gegenüber den FB-Prothesen nachgewiesen werden. Auch lässt sich aus dieser Studie keine Empfehlung für einen Oberflächenersatz des Kniegelenkes mit fixem oder mit mobilem Plateau aussprechen.

Prospektive Langzeitstudien mit größeren Patientenkollektiven sind notwendig, da sich Unterschiede in den untersuchten Parametern zum Teil auch erst nach mehreren Jahren nachweisen lassen.

6. Literaturverzeichnis

1. Aglietti P, Baldini A, Buzzi R, Lup D, De Luca L (2005) Comparison of mobile-bearing and fixed-bearing total knee arthroplasty: a prospective randomized study. *J Arthroplasty* 20: 145-153
2. Agneskirchner JD, Lobenhoffer P (2003) Endoprothetik des Kniegelenks. *Chirurg* 74: 153-61
3. Bhan S, Malhotra R, Kiran E, Shukla S, Bijjawara M. (2005) A comparison of fixed-bearing and mobile-bearing total knee arthroplasty at a minimum follow-up of 4.5 years. *J Bone Joint Surg Am* 87: 2290-2296
4. Biau D, Mullins MM, Judet T, Piriou P (2006) Mobile versus fixed-bearing total knee arthroplasty: mid-term comparative clinical results of 216 prostheses. *Knee SurgSports Traumatol Arthrosc* 14: 927-933
5. Bistolfi A, Massazza G, Lee GC, Deledda D, Berchialla P, Crova M (2013) Comparison of fixed and mobile-bearing total knee arthroplasty at a mean follow-up of 116 months. *J Bone Joint Surg Am* 95: e83(1-7)
6. Blömer W (2000) Knieendoprothetik- Herstellerische Probleme und technologische Entwicklungen. *Orthopäde* 29: 688-696
7. Bo ZD, Liao L, Zhao JM, Wei QJ, Ding XF, Yang B (2014) Mobile bearing or fixed bearing? A meta-analysis of outcomes comparing mobile bearing and fixed bearing bilateral total knee replacements. *The Knee* 21: 374-381
8. Breugem SJM, Sierevelt IN, Schafröth MU, Blankevoort L, Schaap GR, Niek van Dijk C (2008) Less anterior knee pain with a mobile-bearing prosthesis compared with a fixed-bearing prosthesis. *Clin Orthop Relat Res* 466: 1959-1965
9. Buechel FF, Pappas MJ (1986) The New Jersey Low-Contact-Stress Knee Replacement System: biomechanical rationale and review of the first 123 cemented cases. *ArchOrthop Trauma Surg* 105: 197-204
10. Bugbee WD, Ammeen DJ, Parks NL, Engh GA (1998) 4- to 10-year results with the anatomic modular total knee. *Clin Orthop Relat Res* 348: 158-165
11. Bullinger (1998) SF 36. Fragebogen zum Gesundheitszustand. Handanweisung. Hogrefe, Göttingen
12. Callaghan JJ (2001) Mobile-bearing knee replacement: clinical results: a review of the literature. *Clin Orthop Relat Res* 392: 221-225

13. Chiu KY, Ng TP, Tang WM, Lam P (2001) Bilateral total knee arthroplasty: One mobile-bearing and one fixed-bearing. *J Orthop Surg* 9: 45-50
14. Colizza WA, Insall JN, Scuderi GR (1995) The posterior stabilized total knee prosthesis. Assessment of polyethylene damage and osteolysis after a ten-year-minimum follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 77: 1713-1720
15. Ewald FC (1989) The Knee Society total knee arthroplasty roentgenographic evaluation and scoring system. *Clin Orthop Relat Res* 248: 9-12
16. Feller JA, Bartlett RJ, Lang DM (1996) Patellar resurfacing versus retention in total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 78: 226-228
17. Fuchs G (2000) Totale Kniegelenkrotationsendoprothesen, Indikation und Langzeitbeobachtung. *Orthopäde* 29: 48-49
18. Garrow JS, Webster J (1985) Quetelet's index (W/H²) as a measure of fatness. *Int J Obes* 9: 147-153
19. Geiger FH, Mau H, Krüger M (2008) Comparison of a new mobile-bearing total knee prosthesis with a fixed-bearing prosthesis: a matched pair analysis. *Arch Orthop Trauma Surg* 128: 285-291
20. Gioe TJ, Glynn J, Sembrano J, Suthers K, Santos ERG, Singh J (2009) Mobile and fixed-bearing (all-polyethylene tibial component) total knee arthroplasty designs. A prospective randomized trial. *J Bone Joint Surg Am* 91: 2104-2112
21. Goodfellow JW, O'Connor J (1986) Clinical results of the Oxford knee. Surface arthroplasty of the tibiofemoral joint with a meniscal bearing prosthesis. *Clin Orthop Relat Res* 205: 21-42
22. Hansson U, Jorn LP, Ryd L (2005) Mobile versus fixed meniscal bearing in total knee replacement. A randomised radiostereometric study. *The Knee* 12: 414-418
23. Harrington MA, Hopkinson WJ, Hsu P, Manion L (2009) Fixed- vs mobile-bearing total knee arthroplasty: Does it make a difference? A prospective randomized study. *J Arthroplasty* 24: 24-27
24. Insall JN, Dorr LD, Scott RD, Scott WN (1989) Rationale of the Knee Society clinical rating system. *Clin Orthop Relat Res* 248: 13-14
25. Jawed A, Kumar V, Malhotra R, Yadav CS, Bhan S (2012) A comparative analysis between fixed bearing total knee arthroplasty (PFC Sigma) and rotating platform total knee arthroplasty (PFC-RP) with minimum 3-year follow-up. *Arch Orthop Trauma Surg* 132: 875-881
26. Katzer (2003) Frühlockerung von Hüftgelenkendoprothesen. *Dt Ärztebl* 100: 784-790

27. Kim YH, Kook HK, Kim JS (2001) Comparison of fixed-bearing and mobile-bearing total knee arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res* 392: 101-115
28. Kim YH, Kim DY, Kim JS (2007) Simultaneous mobile- and fixed-bearing total knee replacement in the same patients. A prospective comparison of mid-term outcomes using a similar design of prosthesis. *J Bone Joint Surg Br* 89: 904-910
29. Kim YH, Park JW, Kim JS, Kulkarni SS, Kim YH (2014) Long-term clinical outcomes and survivorship of press-fit condylar sigma fixed-bearing and mobile-bearing total knee prostheses in the same patients. *J Bone Joint Surg Am* 96: e168(1-7)
30. Kohn D, Rupp S (1999) Alloarthroplastik des Kniegelenkes. *Orthopäde* 28: 975-95
31. Kohn D, Rupp S (2000) Knieendoprothetik- Operationstechnische Aspekte. *Orthopäde* 29: 697-707
32. Kreuzsch-Brinker R (2000) Komplette Oberflächenersatz-TEP des Knies. *Orthopäde* 29: 19-24
33. Li MG, Yao F, Joss B, Ioppolo J, Nivbrant B, Wood D (2006) Mobile vs. fixed bearing unicondylar knee arthroplasty: A randomized study on short term clinical outcomes and knee kinematics. *Knee* 13: 365-370
34. Malkani AL, Rand JA, Bryan RS, Wallrichs SL (1995) Total knee arthroplasty with the kinematic condylar prosthesis. A ten-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 77: 423-431
35. Martelli S, Ellis R, Marcacci M, Zaffagnini S (1998) Total knee arthroplasty kinematics: computer simulation and intraoperative evaluation. *J Arthroplasty* 13: 145-155
36. Martin SD, McManus JL, Scott RD, Thornhill TS (1997) Press-fit condylar total knee arthroplasty. 5- to 9-year follow-up evaluation. *J Arthroplasty* 12: 603-614
37. Mazoochian F, Glaser C, Fottner A, Hauptmann SM, Triantafyllou M, von Schulze Pellengahr C, Reiser MF, Jansson V (2006) Die prä- und postoperative radiologische Evaluation der Kniegelenkendoprothese. Aus der Sicht des Orthopäden. *Radiologe* 46: 785-793
38. Merchant AC, Mercer RL, Jacobsen RH, Cool CR (1974) Roentgenographic analysis of patellofemoral congruence. *J Bone Joint Surg Am* 56: 1391-1396
39. Namba R, Graves S, Robertsson O, Furnes O, Stea S, Puig-Verdié L, Hoeffel D, Cafri G, Paxton E, Sedrakyan A (2014) International comparative evaluation of knee replacement with fixed or mobile non-posterior-stabilized implants. *J Bone Joint Surg Am* 96: 52-58

40. Post ZD, Matar WY, van de Leur T, Grossman EL, Austin MS (2010) Mobile-bearing total knee arthroplasty. Better than a fixed-bearing? *J Arthroplasty* 25: 998-1003
41. Price AJ, Rees JL, Beard D, Juszczak E, Carter S, White S, de Steiger R, Dodd CAF, Gibbons M, McLardy-Smith P, Goodfellow JW, Murray DW (2003) A mobile-bearing total knee prosthesis compared with a fixed-bearing prosthesis. A multicentre single-blind randomised controlled trial. *J Bone Joint Surg Br* 85: 62-67
42. Riley LH Jr. (1976) The evolution of total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 120: 7-10
43. Robinson RP (2005) The early innovators of today's resurfacing condylar knees. *J Arthroplasty* 20: 2-26
44. Rössler H, Rütger W (1997) *Orthopädie*. 17. Auflage, Urban & Schwarzenberg, München Wien Baltimore: 289
45. Schai PA, Thornhill TS, Scott RD (1998) Total knee arthroplasty with the PFC system. Results at a minimum of ten years and survivorship analysis. *J Bone Joint Surg Br* 80: 850-858
46. Schunck J, Jerosch J (2003) Knieendoprothetik. Mobiles vs. fixes Gleitlager. *Orthopäde* 32: 477-483
47. Stryker Howmedica Osteonics, Produktinformation Interax ISA, 2000 Stryker Corporation
48. Walker PS, Sathasivam S (1999) The design of guide surfaces for fixed-bearing and mobile-bearing knee replacements. *J Biomech* 32: 27-34
49. Watanabe T, Tomita T, Fujii M, Hashimoto J, Sugamoto K, Yoshikawa H (2005) Comparison between mobile-bearing and fixed-bearing knees in bilateral total knee replacements. *Int Orthop* 29: 179-181
50. Wen Y, Liu D, Huang Y, Li B (2011) A meta-analysis of the fixed-bearing and mobile-bearing prostheses in total knee arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg* 131: 1341-1350
51. Werner S, Arvidsson H, Arvidsson I, Eriksson E (1993) Electrical stimulation of vastus medialis and stretching of lateral thigh muscles in patients with patello-femoral symptoms. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1: 85-92
52. Wessinghage (1995). Themistocles Gluck: Von der Organexstirpation zum Gelenkersatz. *Dt Ärztebl* 92: 2180-2184
53. Westrich GH, Laskin RS, Haas SB, Sculco TP (1994) Resection specimen analysis of tibial coverage in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 309: 163-175

54. Wohlrab D, Ditsl J, Herrschelmann R, Schietsch U, Hein W, Hube R (2005) Bietet das NexGen LPS Flex mobile- Knieprothesensystem Vorteile gegenüber dem NexGen LPS? Ein Vergleich klinischer und radiologischer Ergebnisse. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 143: 567-572
55. Woolson ST, Northrop GD (2004) Mobile- vs. fixed-bearing total knee arthroplasty: a clinical and radiologic study. *J Arthroplasty* 19: 135-140
56. Wright J, Ewald FC, Walker PS, Thomas WH, Poss R, Sledge CB (1990) Total knee arthroplasty with the kinematic prosthesis. Results after five to nine years: a follow-up note. *J Bone Joint Surg Am* 72: 1003-1009
57. Zeng Y, Shen B, Yang J, Zhou ZK, Kang PD, Pei FX (2013) Is there reduced polyethylene wear and longer survival when using a mobile-bearing design in total knee replacement? A meta-analysis of randomised and non-randomised controlled trials. *Bone Joint J* 95-B: 1057-1063

7. Dank

Mein Dank gilt ganz besonders Herrn Dr. med. Stefan Gödde für die Überlassung des Themas und die stets freundliche und engagierte Unterstützung, auch lange über seine Tätigkeit am Universitätsklinikum des Saarlandes hinaus.

Mein Dank gilt auch Herrn Prof. Dr. med. D. Kohn für die Möglichkeit, in seiner Klinik zu promovieren.

Bedanken möchte ich mich auch bei Herrn Dipl.-Math., Dr. rer. med. Thomas Georg für seine verständlichen Erklärungen und Hilfe bei der statistischen Auswertung der Ergebnisse.

Des Weiteren gilt mein Dank auch Herrn Klaus Drumm für seine Fotografien.

Ich möchte mich auch bei allen Patienten bedanken, die bereit waren, an den Nachuntersuchungen im Rahmen dieser Studie teilzunehmen.

Abschließend bedanke ich mich bei meiner Familie, insbesondere bei meiner Mutter für ihren stetigen Beistand, sowie bei meinem Partner und meinen Freunden für ihre Unterstützung.

9. Anhang

<u>Pain</u>		Points
	None	50
	Mild or occasional	45
	- Stairs only	40
	- Walking and stairs	30
	Moderate occasional	20
	Moderate continual	10
	Severe	0
<u>Range of motion</u>	5° = 1 point	max 25
<u>Stability</u>	(maximum movement in any position)	
anteroposterior	< 5mm	10
	5 - 10mm	5
	> 10mm	0
mediolateral	< 5°	15
	6° - 9°	10
	10° - 14°	5
	15°	0
<u>Deductions (minus)</u>		
<u>Flexion contracture</u>		
	5° - 10°	2
	11° - 15°	5
	16° - 20°	10
	> 20°	15
<u>Extension lag</u>		
	< 10°	5
	10° - 20°	10
	> 20°	15
<u>Alignment</u>		
	5° - 10°	0
	0° - 4°	3 points each degree
	11° - 15°	3 points each degree
	Other	20
<u>Function</u>		
Walking	Unlimited	50
	> 10 blocks	40
	5 – 10 blocks	30
	< 5 blocks	20
	Housebound	10
	Unable	0
Stairs		
	Normal up and down	50
	Normal up, down with rail	40
	Up and down with rail	30
	Up with rail, unable down	15
	Unable	0
<u>Deductions (minus)</u>		
	Cane	5
	Two canes	10
	Crutches or walker	20

Abb. 1 Knee Score (INSALL, DORR, SCOTT und SCOTT 1989)

Patientenerhebungsbogen Interax Knieprothesen

Name	_____	NU:	_____ / _____
Geb.dat.	_____.19____	Q	_____ / _____
Alter	_____ Jahre	Größe:	_____ cm
Geschlecht	<input type="checkbox"/> m <input type="checkbox"/> w NR. _____	Gewicht:	_____ kg
Seite	<input type="checkbox"/> re <input type="checkbox"/> li		
Gegenseite	<input type="checkbox"/> normal <input type="checkbox"/> _____		

Kategorie	<input type="checkbox"/> A	<input type="checkbox"/> B	<input type="checkbox"/> C	
Genese	<input type="checkbox"/> posttraum.	<input type="checkbox"/> degenerativ	<input type="checkbox"/> Z.n. USO	<input type="checkbox"/> rheumatisch
Kompartimente	<input type="checkbox"/> alle	<input type="checkbox"/> medial	<input type="checkbox"/> lateral	<input type="checkbox"/> retropatellar
Spezifizierung Genese/Anamnese				

+

Schmerzen	<input type="checkbox"/> keine	<input type="checkbox"/> leicht	<input type="checkbox"/> nur Treppen	<input type="checkbox"/> Gehen+Treppen
	<input type="checkbox"/> mäßig, selten	<input type="checkbox"/> mäßig, immer	<input type="checkbox"/> schwer	
Gehstrecke	<input type="checkbox"/> unbegrenzt	<input type="checkbox"/> > 1000m	<input type="checkbox"/> 500-1000m	<input type="checkbox"/> < 500m
	<input type="checkbox"/> hausgebunden	<input type="checkbox"/> keine		
Treppensteigen	<input type="checkbox"/> normal	<input type="checkbox"/> Geländer (Gl) ab	<input type="checkbox"/> Gl auf u ab	
	<input type="checkbox"/> Gl auf, ab n.m.	<input type="checkbox"/> nicht möglich		
Beweglichkeit	Extension _____°	Flexion _____°		
Aufklappbarkeit	<input type="checkbox"/> <5° <input type="checkbox"/> m/ <input type="checkbox"/> l	<input type="checkbox"/> 6-9° <input type="checkbox"/> m/ <input type="checkbox"/> l	<input type="checkbox"/> 10-14° <input type="checkbox"/> m/ <input type="checkbox"/> l	<input type="checkbox"/> >15° <input type="checkbox"/> m/ <input type="checkbox"/> l
Schublade	<input type="checkbox"/> <5mm	<input type="checkbox"/> 5-10mm	<input type="checkbox"/> >10mm	

OP	Datum _____	Operateur _____		
Prothesengröße	Inlay _____mm	Femur	Tibia	Patella
Proth.besonderheit	<input type="checkbox"/> keine	<input type="checkbox"/> post. Stabilizer	<input type="checkbox"/> mob. Plateau	<input type="checkbox"/> andere _____

Komplikationen	<input type="checkbox"/> keine			
	<input type="checkbox"/> Narkosemobil.	<input type="checkbox"/> asept. Revision	<input type="checkbox"/> Frühinfekt	<input type="checkbox"/> Thrombose
	<input type="checkbox"/> Wundheil.strg.	<input type="checkbox"/> Nervenläsion	<input type="checkbox"/> Nachblutung	<input type="checkbox"/> Pat. sehnenruptr.
	<input type="checkbox"/> Tub.abriß	<input type="checkbox"/> Spätinf.,Keim su	<input type="checkbox"/> andere _____	
Kompl.spezifizig.				

Visuelle Analogskala Schmerz prae Op

Schmerz:

kein Schmerz



unerträglicher Schmerz

Röntgenauswertung

post OP

Achse	<input type="checkbox"/> physiologisch	<input type="checkbox"/> varus _____°	<input type="checkbox"/> valgus _____°
Orient. Impl.-Fem.achse ap.	<input type="checkbox"/> physiologisch	<input type="checkbox"/> varus _____°	<input type="checkbox"/> valgus _____°
Orient. Impl.-Fem.achse seitl.	<input type="checkbox"/> physiologisch	<input type="checkbox"/> flexion _____°	<input type="checkbox"/> extension _____°
Orient. Impl.-Tib.achse ap.	<input type="checkbox"/> physiologisch	<input type="checkbox"/> varus _____°	<input type="checkbox"/> valgus _____°
Orient. Impl.-Tib.achse seitl.	<input type="checkbox"/> physiologisch	<input type="checkbox"/> flexion _____°	<input type="checkbox"/> extension _____°
tibiale Auflage	<input type="checkbox"/> bündig medial	<input type="checkbox"/> medial _____mm	<input type="checkbox"/> medial _____mm
	<input type="checkbox"/> bündig lateral	<input type="checkbox"/> lateral _____mm	<input type="checkbox"/> lateral _____mm
Notching femoral	<input type="checkbox"/> nein	<input type="checkbox"/> ja _____mm	
Besonderheiten			

Name _____ Nr. _____

benötigte Röntgenbil. Knie ⊥ Pat. tang. Beinganzaufn. Knie seitl. lang

⊕ **Knee Score (Punkte fett)**

					Punkte				
Schmerzen	<input type="checkbox"/> keine	50	<input type="checkbox"/> leicht(h), selten	45	<input type="checkbox"/> lt, Treppen	40	<input type="checkbox"/> lt, Geh+Trep.	30	
	<input type="checkbox"/> mäßig, selten	20	<input type="checkbox"/> mäßig, immer	10	<input type="checkbox"/> schwer	0			
Beweglichkeit	Ext. _____°		Flex. _____°		1 pro 5° (max 25):	_____			
Aufklappbarkeit	<input type="checkbox"/> <5°	15	<input type="checkbox"/> 6-9°	10	<input type="checkbox"/> 10-14°	5	<input type="checkbox"/> >15°	0	
Schublade	<input type="checkbox"/> <5mm	10	<input type="checkbox"/> 5-10mm	5	<input type="checkbox"/> >10mm	0			
Abzüge					Punkte				
Beugekontr. (passiv)	<input type="checkbox"/> 5-10°	-2	<input type="checkbox"/> 11-15°	-5	<input type="checkbox"/> 16-20°	-10	<input type="checkbox"/> >20°	-15	
Streckdefizit (aktiv)	<input type="checkbox"/> <10°	-5	<input type="checkbox"/> 10-20°	-10	<input type="checkbox"/> >20°	-15			
Alignment	<input type="checkbox"/> 5-10°	-0	<input type="checkbox"/> 0-4°	-3/0	<input type="checkbox"/> 11-15°	-3/0	<input type="checkbox"/> >15°	-20	
					Gesamtpunkte				

Knee questionnaire (Punkte fett)

					Punkte				
Schmerzen	<input type="checkbox"/> beim/nach Rennen	10	<input type="checkbox"/> >2km Gehen	6	<input type="checkbox"/> <2km Gehen	5	<input type="checkbox"/> kurze Gehstrecke	3	
	<input type="checkbox"/> >30Min Sitzen	2							
Hinken	<input type="checkbox"/> kein	5	<input type="checkbox"/> leicht o zeitweise	3	<input type="checkbox"/> ständig	0			
Hocken	<input type="checkbox"/> leicht	5	<input type="checkbox"/> mittelmäßig	4	<input type="checkbox"/> schwierig	2	<input type="checkbox"/> nicht möglich	0	
Blockierung	<input type="checkbox"/> nie	5	<input type="checkbox"/> manchmal	3	<input type="checkbox"/> oft	0			
Instabilität	<input type="checkbox"/> nie	5	<input type="checkbox"/> manchmal	3	<input type="checkbox"/> oft	0			
Schwellung	<input type="checkbox"/> nie	5	<input type="checkbox"/> nach Rennen	4	<input type="checkbox"/> nach Spaziergang	2	<input type="checkbox"/> ständig	0	
					Gesamtpunkte				

Function Score (Punkte fett)

					Punkte				
Gehstrecke	<input type="checkbox"/> unbegrenzt	50	<input type="checkbox"/> >1000m	40	<input type="checkbox"/> 500-1000m	30	<input type="checkbox"/> <500m	20	
	<input type="checkbox"/> Wohnung	10	<input type="checkbox"/> keine	0					
Treppensteigen	<input type="checkbox"/> normal	50	<input type="checkbox"/> Geländer (Gl) ab	40	<input type="checkbox"/> Gl auf u ab	30			
	<input type="checkbox"/> Gl auf, ab n.m.	20	<input type="checkbox"/> nicht möglich	0					
Abzüge					Punkte				
Gehhilfen	<input type="checkbox"/> keine	0	<input type="checkbox"/> 1 Gehstock	-5	<input type="checkbox"/> 2 Gehstöcke	-10	<input type="checkbox"/> UAG's	-20	
					Gesamtpunkte				

Patella Score (Punkte fett)

Limitierung d. Mobilität d. and. Ursachen <input type="checkbox"/> j <input type="checkbox"/> n	Erguß zur NU <input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein / anamn.: <input type="checkbox"/> häufig <input type="checkbox"/> selten <input type="checkbox"/> nie
Quadrizepskraft KG 5/5 5 KG 4/5 3 KG <5 1	Aufstehen a.d. Sitzen: <input type="checkbox"/> leicht, o. Arme 5 <input type="checkbox"/> mühsam 3 <input type="checkbox"/> schwer 1 <input type="checkbox"/> unmöglich 0
vord. Knie-Sz: <input type="checkbox"/> nie 15 <input type="checkbox"/> leicht 10 <input type="checkbox"/> mäßig 5 <input type="checkbox"/> schwer 0	Treppensteigen: <input type="checkbox"/> 1Fuß/Stufe o. Hilfe 5 <input type="checkbox"/> 1Fuß/Stufe m. Hilfe 4 <input type="checkbox"/> 2Füße/Stufe o.H. 3 <input type="checkbox"/> 2Füße/Stufe m.H. 2
Besonderheiten:	

Visuelle Analogskala Schmerz bei Nachuntersuchung

Schmerz:

kein Schmerz |-----| unerträglicher Schmerz

Röntgenauswertung (post OP Beuganzaufn., Knie seitl. lang., Pat. tang., NU Knie 2 Ebenen, Pat. tang.)

Achse	<input type="checkbox"/> physiologisch	<input type="checkbox"/> varus ___°	<input type="checkbox"/> valgus ___°
Orient. Impl.-Fem.achse ap.	<input type="checkbox"/> physiologisch	<input type="checkbox"/> varus ___°	<input type="checkbox"/> valgus ___°
Orient. Impl.-Fem.achse seitl.	<input type="checkbox"/> physiologisch	<input type="checkbox"/> flexion ___°	<input type="checkbox"/> extension ___°
Orient. Impl.-Tib.achse ap.	<input type="checkbox"/> physiologisch	<input type="checkbox"/> varus ___°	<input type="checkbox"/> valgus ___°
Orient. Impl.-Tib.achse seitl.	<input type="checkbox"/> physiologisch	<input type="checkbox"/> flexion ___°	<input type="checkbox"/> extension ___°
tibiale Auflage	<input type="checkbox"/> bündig medial	<input type="checkbox"/> medial ___mm.	<input type="checkbox"/> medial ___mm.
	<input type="checkbox"/> bündig lateral	<input type="checkbox"/> lateral ___mm	<input type="checkbox"/> lateral ___mm
Notching femoral	<input type="checkbox"/> nein	<input type="checkbox"/> ja ___mm	
Besonderheiten			

Lockerungssäume	Tibia ap in mm	Tibia lat. in mm	Femur lat. in mm	Patella lat. in mm
Zone 1				
Zone 2				
Zone 3				
Zone 4				
Zone 5				
Zone 6				
Zone 7				

Abb. 2 Patientenfragebogen

Anterior knee pain		Points
	None	15
	Mild	10
	Moderate	5
	Severe	0
Quadriceps strength		
	Good (5/5)	5
	Fair (4/5)	3
	Poor (< /5)	1
Ability to rise from chair		
	Able with ease (no arms)	5
	Able with ease (with arms)	3
	Able with difficulty	1
	Unable	0
Stair-climbing		
	1 foot/stair, no support	5
	1 foot/stair, with support	4
	2 feet/stair, no support	3
	2 feet/stair, with support	2

Abb. 3 Patella Score (FELLER, BARTLETT und LANG 1996)

Pain		Points
	None	15
	Slight and infrequent	12
	During or after running	10
	While climbing stairs	8
	After > 2km walking	6
	After < 2km walking	5
	During ordinary walks	3
	After sitting with flexed knees > 30 min	2
	Constant pain	0
Limp		
	None	5
	Slight or periodic limp	3
	Constant limp	0
Walking upstairs		
	No problems	5
	Minor problems	4
	Difficulties	2
	Unable to	0
Walking downstairs		
	No problems	5
	Minor problems	4
	Difficulties	2
	Unable to	0
Squatting		
	No problems	5
	Minor problems	4
	Difficulties	2
	Unable to	0
Arretations		
	Never	5
	Sometimes	3
	Often	0
Feeling of instability		
	Never	5
	Sometimes	3
	Often	0
Swelling		
	None	5
	Some swelling after running	4
	Some swelling after walking	2
	Constantly swollen	0

Abb. 4 Knee questionnaire (WERNER, ARVIDSSON et al 1993)

Abb. 5 SF 36 Fragebogen aus urheberrechtlichen Gründen nur in der Druckversion vorhanden

SF-Frage	Antwortpktzahl vor Umcodierung	Antwortpktzahl nach Umcodierung	SF-Frage	Antwortpktzahl vor Umcodierung	Antwortpktzahl nach Umcodierung
1	1	4	9b,c,f,g,i	6	5
	2	3		5	4
	3	2		4	3
	4	1		3	2
	5	0		2	1
2	1	4		1	0
	2	3	10	1	0
	3	2		2	1
	4	1		3	2
	5	0		4	3
3	3	2		5	4
	2	1	11a,c	1	0
	1	0		2	1
4	1	0		3	2
	2	1		4	3
5	1	0		5	4
	2	1	11b,d	1	4
6	1	4		2	3
	2	3		3	2
	3	2		4	1
	4	1		5	0
	5	0			
7	1	5			
	2	4			
	3	3			
	4	2			
	5	1			
	6	0			
8	1	4			
	2	3			
	3	2			
	4	1			
	5	0			
9a,d,e,h	1	5			
	2	4			
	3	3			
	4	2			
	5	1			
	6	0			

Abb. 52 SF 36 Umcodierungstabelle