

Orthopädische Universitätsklinik Rostock

Direktor: Prof. Dr. med. W. Mittelmeier

**„Frühergebnisse nach medialer Hemiarthroplastik
Typ Oxford bei anteromedialer Gonarthrose-
Implantatpositionierung - Überlebenskurve - Frühversagen“**

Inauguraldissertation
zur Erlangung
des akademischen Grades
Doktor der Medizin
der Medizinischen Fakultät
der Universität Rostock

Vorgelegt von
Matthias Hohlbein

Rostock, Oktober 2007

urn:nbn:de:gbv:28-diss2009-0107-0

Dekan: Prof. Dr. med. Emil Reisinger
1. Gutachter: Prof. Dr. med. Wolfram Mittelmeier
2. Gutachter: Priv.-Doz. Dr. med. Mathias Witt
3. Gutachter: Priv.-Doz. Dr. med. G. Pap

Disputation: 10.12.2008, 16.00 Uhr, Hörsaal II, ZMK

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1. Gonarthrose	2
1.2. Anteromediale Gonarthrose	3
1.3. Therapie der Varusgonarthrose	4
2.4. Historische Entwicklung der Hemiarthroplastik	5
2. Die Oxford-Schlittenendoprothese	6
2.1. Das Konzept der Oxford-Schlittenendoprothese	6
2.2. Die Implantate	7
2.3. Die Operation	9
2.4. Indikationen	10
3. Material und Methode	13
3.1. Patienten und Operationszahlen	13
3.2. Anamnestische und klinische Datenerfassung	14
3.3. Subjektives Erleben	15
3.4. Hospital-for-Special-Surgery-Score (HSS-Score)	16
3.5. Röntgenbildanalyse	20
3.6. Body-Mass-Index	30
3.7. Statistische Auswertung	30
3.8. Implantatversagen und Revisionen	30
4. Ergebnisse	32
4.1. Subjektives Erleben	34
4.2. Hospital-for-Special-Surgery-Score (HSS-Score)	36
4.3. Röntgenbildanalyse	43
4.4. Operateure	48
4.5. Einzelfallbeschreibungen der Revisionen	49
5. Diskussion	60
6. Zusammenfassung	69
7. Literaturverzeichnis	71

1. Einleitung

Im Zuge des demographischen Wandels mit steigender Lebenserwartung und geringer Geburtenrate treten Alterserkrankungen und Degenerationen im klinischen Alltag in der Orthopädie zunehmend in den Vordergrund. Dies betrifft häufig degenerative Veränderungen der Kniegelenke im Sinne einer Gonarthrose (47,66). Zunehmender Funktionsverlust und Schmerzen stehen in vielen Fällen hohen Ansprüchen an die Lebensqualität und die Selbständigkeit im Alltag gegenüber. Entsprechend kommt einer adäquaten Therapie ein hoher Stellenwert zu. Nach Versagen der zunächst indizierten konservativen Therapie besteht in vielen Fällen Bedarf für den endoprothetischen Ersatz des Gelenkes.

Dieser besteht zumeist aus dem vollständigen Gelenkersatz durch eine Totalendoprothese. Die postoperativen Ergebnisse der Knieendoprothesen sind zum überwiegenden Teil gut oder sehr gut und ermöglichen zumeist eine Schmerzreduktion bis hin zur Schmerzfreiheit und einen deutlichen Funktionsgewinn (47,74). Die Implantate werden von den Patienten zumeist gut toleriert. Allerdings haben die Totalendoprothesen einen Nachteil: Die Standzeit der Totalendoprothesen ist, wie die aller Endoprothesen, begrenzt; es kommt zumeist durch Abnutzung und Lockerung zum Versagen der Prothese (16,36,67). Im Laufe des Lebens werden somit oft mehrere Revisionen notwendig. Diese sind mit vermehrten Komplikationsraten, schlechteren postoperativen Ergebnissen und verkürzten Standzeiten verbunden (36,37,63).

Die Gonarthrose beginnt in ca. 80% der Fälle einseitig im medialen Kompartiment und tendiert dazu, zunächst auf dieses Kompartiment beschränkt zu bleiben (30,22). Da bei einem Gelenkersatz mit einer Totalendoprothese auch die intakten Teile des Gelenkes ersetzt werden, erscheint ein teilweiser Gelenkersatz unter Erhaltung der funktionstüchtigen Strukturen als sinnvoller Lösungsansatz (32). Dies ist das Prinzip der Hemiarthroplastik. Hierbei werden allerdings hohe Anforderungen an den Zustand der verbliebenen Gelenkanteile sowie die ligamentäre Führung des Gelenkes gestellt, was eine strenge Indikationsstellung notwendig macht und den Einsatz der Hemiendoprothese limitiert (30).

Die Ergebnisse der Schlittenendoprothesen sind hinsichtlich Bewegungsumfang und Funktion des Gelenkes vergleichbar mit denen der Totalendoprothesen (19,20,37). Obwohl die Standzeiten in der Regel geringer sind (19,25), bieten Schlittenendoprothesen einen wichtigen Vorteil: Bei einer Revision auf eine Totalendoprothese sind die Ergebnisse mit denen einer primären Totalendoprothesenimplantation vergleichbar (16,38,31,63). Somit ist es bei strenger Indikationsstellung möglich, durch den Einsatz der Schlittenendoprothese die Implantation von Totalendoprothesen als ultima ratio hinauszuzögern.

Seit Juni 1999 wurde die Oxford-2-Schlittenendoprothese zur Therapie bei isolierter Varusgonarthrose älterer Patienten an der Orthopädischen Klinik der Universität Rostock implantiert. Diese Prothesen waren die ersten Hemiendoprothesen am Kniegelenk, die an der Klinik routinemäßig verwendet wurden. Die Wahl fiel auf die Oxford-Schlittenendoprothese wegen der positiven Langzeitergebnisse in der Literatur (9,10,21). Da das Konzept der Prothese aus

einem ungeführten Dreikomponentensystem besteht und dabei auf intakte Weichteilführung angewiesen ist (20,24), stellte sie eine besondere technische Herausforderung dar. Ziel dieser Arbeit ist es, die Frühergebnisse der Implantationen klinisch und röntgenologisch zu dokumentieren und auszuwerten. Anhand der Nachuntersuchung soll festgestellt werden, inwieweit die Symptomatik durch die Implantation dieser Prothese gebessert werden konnte, ob die Frühergebnisse mit der Implantationsqualität korrelieren und ob die Ergebnisse den in sie gesetzten hohen Erwartungen entsprechen.

1.1. Gonarthrose

Nach den Leitlinien der deutschen Gesellschaft für Orthopädie und orthopädischer Chirurgie (66) sind unter Gonarthrose alle degenerativen Erkrankungen des Kniegelenkes (femoro-tibial und femoro-patellar) zu verstehen, die durch eine progressive Zerstörung des Gelenkknorpels unter Mitbeteiligung der Gelenkstrukturen wie Knochen, synovialer und fibröser Gelenkkapsel sowie periartikulärer Muskulatur gekennzeichnet sind.

Dabei ist die Gonarthrose epidemiologisch eine der häufigsten degenerativen orthopädischen Erkrankungen, von der im Rentenalter mindestens 5% der Bevölkerung therapiebedürftig betroffen sind (47). Radiologisch weisen je nach Studie zwischen 27 und 90% aller Patienten über 60 Jahre Zeichen einer Gonarthrose auf (66).

Es werden primäre und sekundäre Gonarthrosen unterschieden. Dabei sind bei den primären Gonarthrosen vor allem Synthesestörung der aus Proteoglykanen und Kollagen zusammengesetzten organischen Matrix des Gelenkknorpels ausschlaggebend, deren Ätiologie und Pathogenese weitgehend unbekannt sind (72).

Sekundäre Gonarthrosen sind auf eine Vielzahl verschiedener Faktoren zurückzuführen. Sie können posttraumatisch, postinfektiös oder im Rahmen rheumatoider Arthritiden entstehen (66). Auch Knorpelschäden bei Osteochondrosis dissecans, angeborenen Gelenkdysplasien sowie Osteonekrosen wie beim Morbus Ahlbäck können zur Entstehung sekundärer Gonarthrosen führen. Ursachen können auch Arthropathien metabolischer oder neurogener Natur sein. Als weitere Einflussfaktoren für die Entstehung von Gonarthrosen werden Übergewicht, Fehlbelastung und endokrine Faktoren gesehen (47).

Pathogenetisch kommt es aus unterschiedlichen Gründen zu einem Ungleichgewicht zwischen Matrixsynthese und -abbau. Dabei steht die Schädigung der Chondrozyten sowie der Knorpelgrundsubstanz mit Permeabilitätsminderung und Verschlechterung der nutritiven Situation auf der einen Seite der Freisetzung lysosomaler Enzyme gegenüber, die zur Demaskierung des kollagenen Fasergerüsts und der Änderung der Eigenschaften des Gelenkknorpels führen. Es kommt zu degenerativen Knorpelveränderungen im gelenkbildenden Knochenabschnitt mit subchondraler Sklerosierung im belasteten Gelenkanteil, bei dem der fortschreitende Prozess zur Bildung von Geröllzysten oder anderen Formen der Knochenerosion sowie der Entstehung von Osteophyten führt (72).

Klinisch kommt es mit dem Fortschreiten der Erkrankung zu Anlauf-, Belastungs- und Ruheschmerzen in unterschiedlichen Ausprägungen. Die Veränderungen führen zu Bewegungseinschränkungen, intraartikulären Reizzuständen, kapsulären Verhärtungen und Druckschmerzen.

Die fortschreitende Zerstörung der Gelenkfläche imponiert durch fühlbare Krepitationen, es kommt zu muskulären Dysbalancen mit Muskelverspannungen und –atrophien. In fortgeschrittenen Fällen wird der subchondrale Knochen mit angegriffen, was zur Entstehung von Achsabweichungen, Bewegungseinschränkungen mit Kontrakturen und Instabilitäten bis hin zu Subluxationen führt (66, 47).

Die Gonarthrose kann generalisiert im Gelenk vorkommen oder nur einzelne Kompartimente betreffen. Dabei kann sie isoliert im femoro-patellaren Gelenk sowie im medialen oder lateralen femoro-tibialen Gelenk auftreten. Ein Sonderfall ist die anteromediale Gonarthrose.

1.2. Anteromediale Gonarthrose

Die anteromediale Gonarthrose beschreibt als Sonderform der Varusgonarthrose eine funktionell-pathologische Einheit, bei der die Knorpelerosion auf den anterioren Anteil des medialen femoro-tibialen Kompartiments beschränkt bleibt. Diese wurde von White und Goodfellow (30) in einer prospektiven Studie untersucht. Dabei stellten sie fest, dass es einen direkten Zusammenhang zwischen dem Zustand des Bandapparates und der Lokalisation der Arthrose gab. Nur bei intaktem vorderem Kreuzband blieb die Arthrose auf den anterioren Anteil des medialen Kompartiments beschränkt. Weiterhin zeigte sich, dass die vorhandenen Achsabweichungen im Varussinne in diesen Fällen durch manuellen Valgusstress gut korrigierbar waren. Die Varusdeformität ließ sich durch vermehrte Beugung reduzieren und verschwand bei 90° Beugung vollständig.

White et al. (30) interpretierten den Zusammenhang von anteromedialer Gonarthrose und intaktem vorderem Kreuzband (LCA) folgendermaßen:

- 1) Die anteriore Position der Knorpelerosion erklärt, warum die Varusdeformität in Streckung vorhanden ist, aber nicht in Beugung. Der physiologischen Roll-Gleitbewegung des Kniegelenkes folgend zwingt das intakte ACL die Femurkondyle in Verbindung mit der intakten Gelenkfläche des lateralen Kompartiments dazu, bei Flexion aus der anterioren Impression heraus auf die intakte posteriore Gelenkfläche zu rollen, wo keine Achsabweichung vorliegt.
- 2) Dadurch wird jedes Mal, wenn der Patient sein Knie beugt, das mediale Kollateralband in seine natürliche Länge gezwungen, was dessen Atrophie verhindert. Dies erklärt, warum die Varusdeformität in diesem Fall durch manuellen Stress korrigierbar bleibt.

Schon Ahlbäck beschrieb 1968 in seiner Arbeit (22), dass die radiologischen Zeichen der Osteoarthrose in 85% der Fälle auf ein Kompartiment beschränkt waren. Dabei überwiegte das mediale Kompartiment mit dem Faktor 10.

Obwohl radiologisch laterale Aufnahmen des Kniegelenkes hinsichtlich der Beschränkung der Arthrose auf den anterioren Anteil des medialen Kompartiments nur mit geringer Reliabilität beurteilbar sind (73,49), folgerten White und Goodfellow (30,18), dass die klinische Entität von intaktem ACL und Korrigierbarkeit der Varusdeformität gute Voraussetzungen für die Implantation einer Schlittenendoprothese darstellen.

1.3. Therapie der Varusgonarthrose

Lange Zeit wurden Varusgonarthrosen chirurgisch vor allem mittels proximaler Tibiaosteotomien und Totalendoprothesen behandelt (65). Dabei kam die Achskorrektur mittels Osteotomie bevorzugt bei jungen aktiven normalgewichtigen Patienten mit isolierter Varusgonarthrose zum Einsatz (81,90). Bei strenger Indikationsstellung unter Ausschuss pangonarthrotische Veränderungen liessen sich hierbei die arthrotischen Prozesse durch Verlagerung der Belastungsachsen verlangsamen. Als nachteilig erwiesen sich hierbei die hohen technischen Anforderungen an den Operateur, der die mechanische Achse exakt neu festlegen musste, um die Balance zwischen Entlastung des medialen Kompartiments und der Belastung des lateralen Kompartiments neu anzugleichen (80). In vielen Fällen war trotz zunächst guter Ergebnisse die Progredienz der Arthrose mit anhaltenden Gonalgien und Funktionsverlust die Folge (81,69). Auch erwies sich die Varisierung der Beinachse als nachteilig für die anschliessende endoprothetische Versorgung. Durch die veränderten anatomischen Verhältnisse blieben die Ergebnisse der sekundär nach Tibiaosteotomien implantierten Totalendoprothesen deutlich hinter denen der primär implantierten zurück (4,65,69).

Totalendoprothesen kamen vor allem bei älteren, weniger aktiven Patienten und Patienten mit ausgedehnter Gelenk- und Weichteildestruktion zum Einsatz (77). Dabei zeigen sie gute, reproduzierbare Ergebnisse bezüglich des postoperativen Schmerzempfindens und der Beweglichkeit. Dennoch blieb die begrenzte Standzeit ein Problem. Modell- und indikationsabhängig kam es zum Implantatversagen vor allem durch Lockerung oder Verschleiss (16,36,67). Durch den Substanzverlust bei Primärimplantation, Integrationsprozesse des Körpers und die Explantation war eine Revision mit vermehrten Komplikationen, schlechteren postoperativen Ergebnissen und verminderten Standzeiten der folgenden Revisionsprothese verbunden (37,63).

Als überzeugender alternativer Ansatz erwies sich die Idee, bei Varusgonarthrosen nur das arthrotisch veränderte mediale Kompartiment endoprothetisch zu ersetzen. Nach zunächst hohen Erwartungen konnten die ersten Hemiendoprothesen jedoch nicht überzeugen (74,42). Problematisch war dabei eine hohe Rate aseptischer Lockerungen und mechanischer Komplikationen, die auf das Prothesendesign und die sekundäre Verwendung von Hemiarthroplastiken bei Revisionsoperationen zurückzuführen war (8,31,37). Ende der neunziger Jahre wurden jedoch wieder vermehrt Studien mit guten Langzeitergebnissen bei der Behandlung primärer Varusgonarthrosen durch weiterentwickelte Hemiarthroplastiken veröffentlicht (41,13). Bei entsprechend strenger Indikationsstellung waren diese Ergebnisse mit denen von

Totalendoprothesen vergleichbar (16,37,67). Als wichtiges Argument für die Verwendung unikondylärer Endoprothesen erwiesen sich dabei die exzellenten Ergebnisse der Wechseloperationen von Hemiendoprothesen auf Totalendoprothesen bei Implantatversagen (16,53). Danach gibt es im Outcome keinen Unterschied zwischen einer primären Kniegelenktotalendoprothese und dem Wechsel von Hemiendoprothese auf die Totalendoprothese (16,31,38,68). Somit bietet die primäre Verwendung von Hemiendoprothesen in Anbetracht der allgemein begrenzten Endoprothesenstandzeiten in vielen Fällen Nutzen für den Patienten in Form von Zeitgewinn und verbesserter Lebensqualität und lässt die Möglichkeit einer späteren Versorgung mittels Totalendoprothese mit unverändert guten Ergebnissen offen.

2.4. Historische Entwicklung der Hemiarthroplastik

Die ersten Erfahrungen mit der Implantation eines unikompartimentalen Gelenkersatzes machten McKeevers und Elliots (57) in den fünfziger Jahren. Dabei verwendeten sie eine Metallplatte, die auf dem Tibiaplateau fixiert wurde. Dieses Verfahren wurde relativ erfolgreich bei anatomisch nicht rekonstruierbaren Frakturen des Tibiaplateaus implantiert, erwies sich insgesamt jedoch als nur bedingt zufrieden stellend (74).

Die erste auf das mediale oder laterale Kompartiment beschränkte Endoprothese wurde aus einer Weiterentwicklung der von Gunston im Jahre 1966 entwickelte Totalendoprothese gefertigt. Dabei wurde jeweils nur mediale oder laterale Hälfte der eigentlichen Prothese verwendet (50,74).

Eine Weiterentwicklung dieses Konzepts stellt die Halbschlittenprothese von Marmor et al. [1972] dar (35,42). Seine fest zementierten Tibia- und Femurkomponenten waren in unterschiedlichen Dicken und Breiten erhältlich, um Varus- und Valgusdeformitäten adäquat ausgleichen zu können. Dabei erwies sich die aus der Anatomie des Kniegelenkes resultierende, im physiologischen Bewegungsablauf starke punktuelle Belastung der fest implantierten Prothese oft als limitierender Faktor, der zu vorzeitigem Materialverschleiß mit Instabilität und Lockerung führte (7,45).

2. Die Oxford-Schlittenendoprothese



Abb.2.1: Oxford-2-Schlittenendoprothese (Biomet-Merck, 2001)

2.1. Das Konzept der Oxford-Schlittenendoprothese

1976 stellten Goodfellow und O'Connor (24) das Konzept der Oxford-Schlittenendoprothese vor.

Das Ziel war es, ein Implantat zu entwickeln, das durch eine über den gesamten Bewegungsablauf große Kontaktfläche zwischen den Komponenten den Materialverschleiß minimiert und gleichzeitig einen möglichst physiologischen Bewegungsablauf zulässt (7).

Das führt bei der Konzeption von Hemiarthroplastiken zu einem strukturellen Dilemma:

Um die multiaxiale Beweglichkeit zwischen femoraler und tibialer Komponente zu erreichen ist es notwendig, der sphärischen Kondyle eine weitgehend plane tibiale Komponente entgegenzustellen (36). Dies führt jedoch zu einer Erhöhung der punktuellen Belastung mit vermehrtem Abrieb des Polyethylens. Die Folge sind Ermüdungsphänomene wie Delamination und Bildung von Rissen und Dellen, die direkt oder indirekt zum Versagen der Prothese führen können (24).

In der Natur wird dieses Problem durch die Menisci gelöst. Sie sorgen durch die Kongruenz zur planen Tibia- und sphärischen Femuroberfläche zu einer Vergrößerung der Kontaktfläche und vermehrter Stabilität.

Goodfellow und O'Connor entwickelten diesem Gedanken folgend eine Meniskuskomponente aus Polyethylen, die kranial zur sphärischen Femurkomponente und kaudal zur planen Tibiakomponente kongruent ist. Diese Konstellation erlaubt eine große Kontaktfläche in allen Gelenkstellungen. Die Meniskuskomponente ist unfixiert und erlaubt damit weitgehend physiologische Rotations- und Translationsbewegungen (10). Sie sitzt frei auf der Tibiakomponente und ist nur nach medial durch einen metallenen Steg gesichert (24,43). Theoretisch sollte die Kraftübertragung auf eine größere Fläche einen geringeren Abrieb des Polyethylens bedingen. Argenson et al. (23) gab ihn in seiner Studie mit weniger als 0,03 mm/Jahr an. Dies erlaubt die Wahl von dünnen Meniskuskomponenten zugunsten von Stabilität und Funktionalität (7,23,26).

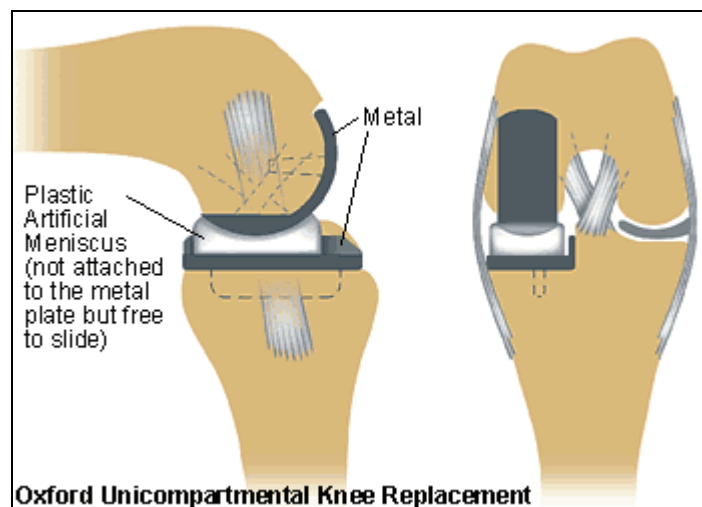


Abb.2.2: Stabilisierung der Oxford-Prothese durch Kreuz- und Seitenbänder (5)

Da die Komponenten untereinander nicht fixiert sind, ist aber auch die intrinsische Stabilität gering. Deshalb ist sie auf extrinsische Stabilisierung angewiesen. Diese wird durch den Kapsel-Band-Apparat und die Muskulatur erzeugt (36). Bei intaktem Bandapparat sollte die Prothese einen weitgehend physiologischen Bewegungsablauf gewährleisten (7,12).

2.2. Die Implantate

Die von der Firma Biomet-Merck hergestellte Oxford-2-Schlittenendoprothese besteht aus insgesamt drei nicht miteinander fixierten Komponenten. Dabei erfolgt der direkte Gelenkflächenersatz durch die Femur- und Tibiakomponente, die beide aus einer Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung bestehen. Die zwischengelagerte Meniskuskomponente aus abriebfestem Kunststoff sorgt für die Optimierung der Kontaktflächen. Die Konstruktion soll durch die Kombination von sphärischer und planer Gelenkfläche die natürliche Rotations- und Translationsbewegung des Femurs zulassen (32). Da hierbei auf künstliche Stabilisierungsmaßnahmen zugunsten eines physiologischeren Bewegungsablaufes verzichtet wurde, ist die Prothese auf ein intaktes Bandsystem angewiesen (24). Im Unterschied zu anderen Schlittenendoprothesen wurde bei diesem Modell versucht, die

Kraftübertragung zwischen den Komponenten über den gesamten Bewegungsumfang auf eine möglichst große Fläche zu verteilen um den potentiellen Abrieb, der bei anderen Konzeptionen einen wichtigen Revisionsgrund darstellt, möglichst gering zu halten (23).

Die erste Oxford-Endoprothese wurde 1982 implantiert. Die ursprüngliche Femurkomponente (Phase I) wies drei flache innere Oberflächen auf, denen entsprechend der Femurkondylus zurechtgesägt werden musste. 1987 wurde das Konzept zur Phase II weiterentwickelt, bei der die Femurkomponente mit einer flachen und einer konkaven inneren Kontaktfläche mit dem Femur verbunden war.

Die femorale Komponente ist in einer Größe standardisiert (24mm Radius), wobei die polierte Gleitfläche einem Kugelausschnitt entspricht. Diese Gleitfläche tritt nach distal mit der Meniskuskomponente in Kontakt und simuliert die Rotationsbewegung des natürlichen Bewegungsablaufes (32). Das Implantat wird durch einen konischen Zapfen im distalen Femur verankert und durch einen sich dorsal befindlichen abgeflachten Bereich gegen Rotation gesichert (6).

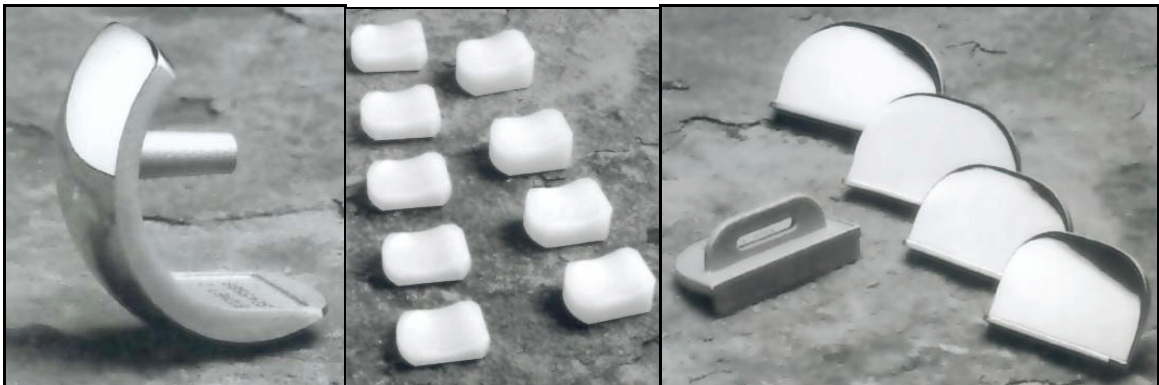


Abb.2.3: Femur-, Meniskus- und Tibiakomponenten der Oxford-2-Prothese in verschiedenen Grössen (6)

Die tibiale Komponente wird in fünf Größen geliefert und ist durch ihre symmetrische Konstruktion sowohl medial als auch lateral einsetzbar. Durch die exakte Implantation auf dem Tibiaplateau soll die plane Konstruktion in Verbindung mit der an der Unterseite ebenfalls planen Meniskuskomponente die Translationsbewegung des physiologischen Bewegungsmusters simulieren (23). Das Implantat wird durch einen Kiel an der Unterseite zusätzlich verankert. Ein polierter Steg, der an der Eminentia intercondylaris zu liegen kommt, schützt diese vor unerwünschtem Kontakt mit dem Polyethylen der Meniskuskomponente. Femur- und Tibiakomponente werden zementiert verankert.

Tab.2.1: In dieser Arbeit verwendete Tibiakomponenten nach Größen

Größe	Maße	Anzahl der Implantationen
1	40x28 mm	6
2	44x28 mm	18
3	48x28 mm	13
4	48x31 mm	3
5	52x31 mm	4

Die Meniskuskomponenten werden aus hochmolekularem Polyethylen gefertigt. Ein spezielles Kompressionsverfahren soll glatte Oberflächen schaffen, die den Abrieb zusätzlich minimieren (5). Die Polyethylenoberfläche ist zu den angrenzenden Metalloberflächen von Femur- und Tibiakomponente kongruent. Die Komponenten sind mit einem Röntgenmarker versehen, der die Interpretation des Sitzes der Meniskuskomponente erlaubt. Sie werden in neun Größen geliefert. Dabei reicht die Dicke von 3 bis 10 mm an der jeweils schmalsten Stelle des Implantates.

Tab.2.2: Implantierte Meniskuskomponenten nach Größen

Größe	Anzahl der Implantationen
0	22
1	9
2	10
3	2
7	1

2.3. Die Operation

Die Operationen dieser Serie wurden von insgesamt drei Operateuren vorgenommen. Diese waren erfahrene Endoprothetiker, hatten jedoch unterschiedliche Vorerfahrungen bei der Implantation von Hemiarthroplastiken.

Die Operation erfolgte am hängenden Bein mit stark verkürztem Payr-Schnitt ohne Eversion der Patella. Dabei wurde unter Narkose die Festigkeit der Seiten- und Kreuzbänder getestet, sowie der passive Bewegungsumfang dokumentiert. Nach dem Anlegen der Blutleere wurde der Oberschenkel bei in Rückenlage positioniertem Patienten in leichter Beugung im Hüftgelenk im Beinhalter fixiert. Der Unterschenkel hing passiv herab und war frei beweglich.

Nach Durchtrennung der Haut wurde die Subcutis parapatellar gespalten. Die Arthrotomie erfolgte ca. 1 cm medial des Patellarandes mit anschließender Verlängerung des Schnittes bis zur Tuberositas tibiae. Nach der medialen Meniskektomie erfolgte die Inspektion der Kreuzbänder sowie der lateralen und retropatellaren Gelenkflächen. Erst jetzt wurde die endgültige Entscheidung für oder gegen die Verwendung der Schlittenendoprothese getroffen. Eventuell vorhandene Osteophyten wurden jetzt entfernt.

Unter Verwendung der tibialen Sägeschablone (6), die auf den 2. Strahl des Fußes parallel zur Tibiavorderkante ausgerichtet war, wurde eine dünne tibiale Knochenschicht reseziert, um eine plane Oberfläche auf dem Tibiaplateau im rechten Winkel zur Schaftsachse der Tibia zu erhalten. Ein posteriorer Slope von 7° war vorgesehen. Die Resektionstiefe sollte 2- 3 mm unter dem tiefsten Punkt der tibialen Erosion liegen und dick genug sein um die Tibiakomponente und ein mindestens 3 mm dickes Meniskusteil aufzunehmen. Um dies zu überprüfen, wurden eine Tibia-Schablone und damit die entsprechende Gelenkspaltlehre eingeführt (5).

Zur Präparation des Gelenkbeugespaltes wurde die Femur-Bohrlehre bei 90° Beugung so angebracht, dass der Pfeilstab zur Längsachse der Femurs exakt auf die Mitte des Hüftkopfes ausgerichtet war. In die von der Bohrlehre vorgegebene Ebene wurden 2 Löcher gebohrt. Der in die vorgebohrten Löcher eingepasste Sägeblock bestimmte die Stärke der vom posterioren Kondylus zu resezierenden Knochenscheibe. Jetzt wurde mit einer Säge das dorsale Ende des medialen Femurkondylus entfernt, wobei die Schneide von der Unterseite des Sägeblocks geführt wurde. Besondere Rücksicht musste hierbei auf die intraartikulären Bandstrukturen genommen werden. Damit war die Weite des Gelenkspaltes in Beugung festgelegt.

Zur Anpassung des noch inkongruenten Gelenkspaltes in Streckung an den Gelenkbeugespalt wurde mit Hilfe der Gelenkspaltlehren die Differenz der Spaltenweite in Beugung und Streckung gemessen. Der entsprechende Wert wurde mittels einer sphärischen Fräse vom distalen Femur reseziert. Schließlich wurde der entsprechende Probemeniskus eingesetzt, um die Gelenkstabilität und die Kongruenz der Implantatkomponenten zueinander in Streckung und Beugung zu verifizieren. Danach konnten die Originalkomponenten eingesetzt und zementiert werden. Abschliessend erfolgte der schichtweise Wundverschluss mit Hautnaht, Redoneinlage und ein elastischer Verband.

2.4. Indikationen

Die klassische Indikation für die Verwendung von Hemiarthroplastiken ist die isolierte Degeneration des medialen Kniegelenkkompartiments (50). Ursprünglich waren die Indikationskriterien nur vage formuliert. Demnach galten die beiden kollateralen Ligamente und das hintere Kreuzband zur Führung der Prothese als ausreichend. Nur starke Varusdeformitäten über 20° und Beugekontrakturen über 40° galten als Kontraindikationen (18,30,43). Weiterführende Kriterien wurden in der Literatur nur langsam entwickelt. Dabei setzten sich immer strengere Kriterien durch. Es dauerte lange, bis die Intaktheit des vorderen Kreuzbandes als weiteres wichtiges Kriterium für den Erfolg der Prothese erkannt wurde (18,58).

Insgesamt haben sich vier klinische Kriterien für die Implantation einer medialen unikompartimentalen Endoprothese durchgesetzt, die von White et al. (30) 1991 formuliert wurden und auch von anderen Autoren verwendet werden (5,21,39,50). Diese Indikationen fanden bei unserer Serie Verwendung.

- 1) Der Knorpel im medialen Kompartiment des Knies ist mindestens bis zum subchondralen Knochen erodiert, meistens tiefer [Grad II-IV nach der Ahlbäck-Klassifikation (22)]. Dabei sollte die Erosion möglichst auf den anterioren Teil des Kompartiments beschränkt sein.
- 2) Der Gelenkknorpel im lateralen Kompartiment ist in voller Dicke erhalten. Lokale Fibrillationen und lokalisierte Ulzerationen sind keine Kontraindikation.
- 3) Anteroposteriore Aufnahmen des Knies unter Valgusstress zeigen die Korrigierbarkeit der Varusdeformität.
- 4) Das vordere Kreuzband ist auch unter der Operation intakt.

Zusätzlich empfehlen die Prothesenautoren Goodfellow und O'Connor (6,20) Schlittenendoprothesen nur bei Gelenken mit einem maximalen Streckdefekt von 15° zu verwenden.

Isolierte Varusgonarthrose

Die lokalisierte Gonarthrose im medialen Kompartiment mit Verlust der Knorpelschicht in der gesamten Dicke und Knochenerosionen (Ahlbäck Grad II bis IV) bilden ein Indikationskriterium für die Implantation unikondylärer Schlittenprothesen (10,14,15,17). Nach Keyes et al. (29) sollte die präoperative a.p.-Aufnahme um eine Standaufnahme und eine Seitenaufnahme bei 30° Flexion ergänzt werden. Da eine Beschränkung der Knochenerosionen auf den anteromedialen Teil des Tibiaplateaus als prognostisch günstig für die Implantation einer unikondylären Endoprothese gilt (30,12), kann eine so erweiterte präoperative Diagnostik die Indikationsstellung verbessern.

Intaktes laterales Kompartiment

Das laterale Kompartiment sollte sich klinisch und radiologisch in einem guten Zustand befinden, wobei Meniskus und Knorpel nur geringe Schäden aufweisen sollten. Um dies präoperativ festzustellen, sollte eine a.p.-Aufnahme unter Valgusstress gemacht werden (29). Bei Zweifeln über den Zustand der lateralen Gelenkflächen sollte die Durchführung einer Arthroskopie erwogen werden (49). Oberflächliche Fibrillationen, kleine Osteophyten und minimale Erosionen am medialen Rand des lateralen Kondylus, die häufig unter der Operation gesehen werden, stellen keine Kontraindikation für eine Implantation einer medialen unikondylären Schlittenendoprothese dar (10,21).

Seitenbandstabilität

Achsabweichungen des Gelenkes in Form von Varus- oder Valgusfehlstellungen sollten passiv bis in die Neutralstellung und nicht darüber hinaus korrigierbar sein, da sonst mit einer Insuffizienz des Bandapparates zu rechnen ist (21,60). Deshalb

wird eine präoperative Aufnahme unter Valgusstress empfohlen, die gleichzeitig auch den Zustand des lateralen Kompartiments dokumentiert (29,30).

Varusdeformitäten von 15° gelten nach Svärd und Price (17) als äußerstes Limit, da diese Abweichungen selten vollständig korrigiert werden können. Raffung oder Verlängerung des Bandapparates sollten nie in Verbindung mit einer Oxford-Schlittenendoprothese vorgenommen werden (5,18).

Zur Wiederherstellung der physiologischen Beinachse müssen Achsdeformitäten unter der Operation korrigiert werden, wobei die Korrektur über die Resektionstiefe von Tibia- und Femurkomponente sowie die Dicke der gewählten Meniskuskomponente erfolgt. Auch geringgradige mediale Bandlaxitäten können unter der Operation durch die Dicke der Meniskuskomponente ausgeglichen werden.

Vorderes Kreuzband

Die Bedeutung des LCA wird aus einer Arbeit von Goodfellow und O'Connor et al. (18) ersichtlich. Darin sind für Oxford-Schlittenendoprothesen mit intaktem LCA durchschnittliche 6-Jahresüberlebensraten von 95% dokumentiert, für Knie mit nicht vorhandenem oder geschädigtem LCA liegt die Rate nur bei 81%.

Das vordere und hintere Kreuzband als passive Stabilisatoren steuern die kombinierte Roll- und Gleitbewegung und sind für einen ungestörten Bewegungsablauf wichtig (59,34). Sie können dieser Funktion nur gerecht werden, wenn sie über das gesamte Bewegungsausmaß einer gewissen Spannung unterliegen. Kummer und Yamamoto (2) zeigten anhand eines Computermodells, dass selbst kleine Änderungen der Länge oder des Insertionspunktes eines Kreuzbandes den Bewegungsablauf des Kniegelenkes beträchtlich verändern. Da die rein klinische Funktionsprüfung bei medialer Gonarthrose in Bezug auf die Evaluation des Zustandes des vorderen Kreuzbandes als relativ unpräzise angesehen wird (1,18), prüften wir das LCA nochmals intraoperativ.

Kontraindikationen

Als absolute Kontraindikation galten in unserer Serie vorhergegangene Umstellungsosteotomien aufgrund der veränderten Achsverhältnisse (5,43). Auch entzündliche Gelenkerkrankungen galten als absolute Kontraindikation für einen unikondylären Gelenkersatz, da sie in vielen Fällen zu einer Pagonarthrose führen und mit einem hohen Progressionsrisiko behaftet sind (50,40,6,9). Zusätzlich empfehlen die Prothesenautoren Goodfellow und O'Connor (6,20) Schlittenendoprothesen nur bei Gelenken mit einem maximalen Streckdefekt von 15° zu verwenden.

Als relative Kontraindikationen galt ein anteriorer Knieschmerz mit starker retropatellarer Arthrosesymptomatik.

3. Material und Methode

3.1. Patienten und Operationszahlen

Die Oxford-2-Schlittenendoprothese wurde an der Orthopädischen Klinik der Universität Rostock seit Juni 1999 in 44 Fällen verwendet. Sie kam bei insgesamt 42 Patienten zum Einsatz, wobei sie bei zwei Patienten doppelseitig verwendet wurde. Diese wurden als separate Datensätze in unsere Arbeit aufgenommen. 39 Patienten waren weiblich, 5 männlich. Die Implantation erfolgte in 26 Fällen im linken Knie, in 18 Fällen rechts.

Alle Patienten hatte eine jahrelang progrediente Arthrosesymptomatik. Die konservativen Behandlungsmöglichkeiten waren ausgeschöpft. Bei insgesamt 18 Patienten waren im Krankheitsverlauf diagnostische Arthroskopien vorgenommen worden, bei jeweils 5 anderen arthroskopische mediale Menishektomien bzw. Radiosynovektomien.

Entsprechend Kapitel 2.4. wurden folgende Indikationskriterien wurden gewählt:

- 1) Isolierte Varusgonarthrose in Sinne einer anteromedialen Gonarthrose
- 2) Intaktes laterales Kompartiment
- 3) Vollständige Korrigierbarkeit der Varus- oder Valgusfehlstellung
- 4) Intaktes vorderes Kreuzband

Als Kontraindikationen galten eine vorangegangene Umstellungsosteotomie, entzündliche Gelenkerkrankungen sowie eine ausgeprägte femoro-patellare Arthrosesymptomatik. Auch Streckdefekte über 15° galten als Kontraindikation.

Für andere Kriterien wie Alter, Gewicht und Bewegungsumfang des Knies wurden im Vorfeld keine festen Kriterien festgelegt.

Die Entscheidung für die Schlittenendoprothese erfolgte, wenn sich die anamnestischen, klinischen und radiologischen Daten im Einklang befanden und sich im Zuge der Arthrotomie bestätigten.

3.2. Anamnestische und klinische Datenerfassung

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden die Patienten untersucht, bei denen in der Orthopädischen Universitätsklinik Rostock im Beobachtungszeitraum unikondyläre Oxford-2-Schlittenendoprothesen implantiert wurden. Ziel der Arbeit war es dabei, möglichst viele der Prothese zwei Jahre postoperativ klinisch und radiologisch zu überprüfen, um die Frühergebnisse dokumentieren zu können. Dazu wurden die Patienten bei ihrer Entlassung nach der Operation zu einer Nachuntersuchung eingeladen und ein vorläufiger Termin vereinbart. Kurz vor diesem Termin wurden die Patienten noch einmal schriftlich erinnert und zwei Wahltermine oder die Möglichkeit zur individuellen Absprache angeboten. Patienten, die keinen Termin wahrnahmen, wurden telefonisch kontaktiert, um die Nachuntersuchung doch noch zu ermöglichen. Trotzdem gelang dies in vier Fällen nicht.

Insgesamt wurden die Patienten mit Ausnahme der beschwerdebedingten Frührevisionen nach durchschnittlich 20,8 Monaten (16-24) nachuntersucht. Dabei wurde als Fehler definiert, wenn das Implantat gewechselt werden musste. Diese Patienten wurden zum Zeitpunkt der Überweisung an die Klinik nachuntersucht.

Bei der Nachuntersuchung der Patienten im Beobachtungszeitraum wurden anamnestische, klinische und radiologische Daten gewonnen, deren Vergleich mit den präoperativen Untersuchungsbefunden die Grundlage dieser Arbeit liefert.

Dabei wurden die subjektive Zufriedenheit und Schmerzintensität erfragt, klinische Daten mit Hilfe des HSS-Scores gewonnen und der Status röntgenologisch dokumentiert. Präoperativ wurde bei jedem Patienten das Kniegelenk a.p. im Stehen, a.p. unter Valgusstress und seitlich bei 30° Flexion geröntgt. Die Patella wurde tangential dargestellt, um ausgeprägte retropatellare Arthrosen auszuschließen. Kurz vor der Entlassung und im Zuge der Nachuntersuchung wurden die Patienten noch einmal stehend a.p. und seitlich bei 30° Flexion geröntgt. Es standen somit insgesamt drei Sätze Röntgenbilder zu Verfügung.

Mit Hilfe der Krankenakten und OP-Berichte wurden zusätzliche Daten gesammelt.

3.3. Subjektives Erleben

Um die subjektive Beurteilung des Operationsergebnisses in diese Arbeit aufnehmen zu können, wurden die Patienten nach den Kriterien „Schmerz“ und „Zufriedenheit“ befragt und diese in ein objektivierbares Format überführt.

Visuelle Analogskala (VAS)

Zur Dokumentation des Schmerzempfindens wurde die Visuelle Analogskala VAS (3) verwendet. Der Patient wurde dabei aufgefordert, sein Schmerzerleben auf der nachfolgend abgebildeten Skala irgendwo zwischen weiß (kein Schmerz) und schwarz (stärkster Schmerz) einzuordnen. Danach erfolgte die Übertragung auf eine Skalierung von 0 (weiß) bis 10 (schwarz). Diese Skala fand bei allen Patienten prä- und postoperativ Verwendung und dient der Objektivierung des subjektiven Kriteriums „Schmerz“.

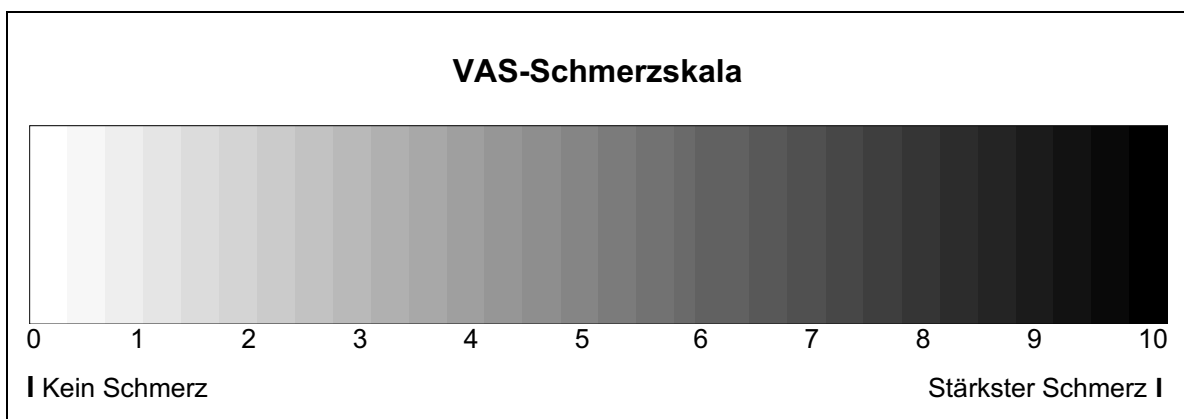


Abb.3.1: VAS-Schmerzskala (3)

Subjektive Bewertung

Die Patienten wurden bei der Nachuntersuchung gebeten, das Operationsergebnis in Bezug auf ihre Erwartungen zu beurteilen. Dabei konnten die Patienten zwischen den Klassifikationen „nicht zufrieden“, „zufrieden“ und „sehr zufrieden“ wählen. Die Einordnung erfolgte entsprechend in eines der genannten Kriterien.

3.4. Hospital-for-Special-Surgery-Score (HSS-Score)

Schmerz (max. 30 Punkte)	Keine Ruhe- oder Bewegungsschmerzen	30
	Keine Bewegungsschmerzen	15
	Leichte Bewegungsschmerzen	10
	Mittlere Bewegungsschmerzen	5
	Schwere Bewegungsschmerzen	0
	Keine Ruheschmerzen	15
	Leichte Ruheschmerzen	10
	Mittlere Ruheschmerzen	5
Schwere Ruheschmerzen	0	
Funktion (max. 22 Punkte)	Gehen unbegrenzt möglich	12
	Gehstrecke 1- 3km	10
	Gehstrecke 0,5- 1km	8
	Gehstrecke unter 0,5km	4
	Pt. kann nicht gehen	0
	Treppensteigen eigenständig	5
	Treppensteigen mit Hilfe	2
	Öffentliche Verkehrsmittel eigenständig	5
Öffentliche Verkehrsmittel mit Hilfe	2	
Bewegungsumfang	1 Punkt für je 8° Bewegungsumfang	18
Muskelkraft (max. 10 Punkte)	Kraft der Oberschenkelmuskulatur nicht überwindlich	10
	Kraft der Oberschenkelmuskulatur überwindlich	8
	Aktive Beweglichkeit gegen die Schwerkraft möglich	4
	Aktive Beweglichkeit gegen die Schwerkraft nicht möglich	0
Beugedefizit (max. 10 Punkte)	Kein Defizit	10
	Leichtes Defizit: unter 5°	8
	Mittleres Defizit: 5-10°	5
	Schweres Defizit: über 11°	0
Stabilität (max. 10 Punkte)	Keine Instabilität	10
	Leichte Instabilität: unter 5°	8
	Mittlere Instabilität: 5-15°	5
	Schwere Instabilität: über 15°	0
Abzüge	Ein Gehstock	-1
	Eine Gehstütze	-2
	Zwei Gehstütze	-3
	Streckdefizit von 5°	-2
	Streckdefizit von 10°	-3
	Streckdefizit von 15°	-5
	Je 5° Varusabweichung	-1
Je 5° Valgusabweichung	-1	

Abb.3.2: HSS-Score nach Ranawat und Shine (3)

Zur Dokumentation der klinischen Untersuchung wählten wir den HSS-Score nach Ranawat und Shine (3). Dieser nimmt zur Beurteilung der klinischen Parameter der mit der Hemiendoprothese versorgten Kniegelenke eine zentrale Stellung in dieser Arbeit ein. Die Werte wurden präoperativ und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung erhoben.

Der HSS-Score vergibt maximal 100 Punkte. Diese werden nach dem untenstehenden Schema verteilt.

Tabelle 3.1: Kriteriengewichtung beim HSS-Score nach Ranawat und Shine (3)

Kriterium	Erreichbare Punkte
Ruhe- und Bewegungsschmerz	30
Gehstrecke, Treppensteigen, Bus	22
Bewegungsumfang	18
Muskelkraft, Beugefähigkeit, Stabilität	30
Gesamt:	100

Der Test berücksichtigt sowohl subjektive Kriterien wie Ruhe- und Bewegungsschmerz, funktionelle wie Gehstrecke und Treppensteigen und klinische Kriterien wie Stabilität und Muskelkraft. Ein zusätzliches klinisches Kriterium ist der Bewegungsumfang.

Auch Punkteabzüge sind beim HSS-Score möglich. Abzüge gibt es bei Streckdefekten, Achsabweichungen und der Nutzung von Gehstützen im Alltag. Die Punkte, die dabei insgesamt verteilt werden, werden wie folgt interpretiert:

Tabelle 3.2: Punktwertung beim HSS-Score (3):

Resultate	Punkte
Sehr gut	85-100
Gut	70-84
Befriedigend	60-69
Schlecht	<60

Schmerz

Im HSS-Score wird das Kriterium „Schmerz“ anamnestisch durch Befragung des Patienten zu den beiden Parameter Bewegungs- und Ruheschmerz bestimmt. Dabei können in Abstufungen jeweils 0 (starker Schmerz), 5 (mittlerer Schmerz), 10 (leichter Schmerz) bis 15 Punkte (Schmerzfreiheit) in beiden Kriterien erreicht werden. Insgesamt werden maximal 30 Punkte bei Schmerzfreiheit in Ruhe und Bewegung vergeben.

Funktion

Der HSS-Score misst die funktionellen Möglichkeiten des Patienten über die Gehstrecke, die der Patient bewältigen kann und Alltagsfähigkeiten wie die Selbständigkeit bei der Nutzung öffentlicher Verkehrsmittel und beim Treppensteigen, die wesentlich mit der Lebensqualität und Selbständigkeit im Alltag zusammenhängen.

Das Kriterium „Gehstrecke“ beschreibt die Fähigkeit des Patienten, eine bestimmte Entfernung ohne größere Pausen zurücklegen zu können. Dabei werden hier durch den HSS-Score maximal 12 Punkte vergeben. Gibt der Patient an, in Gehstrecke praktisch nicht eingeschränkt zu sein, wird die Maximalpunktzahl von 12 vergeben. Kann der Patient zwischen 1 und 3km gehen, so werden ihm 10 Punkte zuerkannt. Reduzieren sich die Gehstrecke auf weniger als 1km bekommt er noch 8 Punkte. Liegen die funktionellen Möglichkeiten noch darunter, wird dies mit 4 bewertet. Bei Gehunfähigkeit werden 0 Punkte vergeben.

Der zweite Bestandteil des Funktionsteils betrifft das Treppensteigen. Dabei geht es um die Frage, ob Treppensteigen ohne Hilfe möglich ist (5 Punkte), oder ob Unterstützung in Anspruch genommen werden muss (2 Punkte).

Weiterhin fragt der HSS-Score danach, ob die Nutzung öffentlicher Verkehrsmittel am Beispiel von Bus und Bahn eigenständig möglich ist. Auch hier erfolgt die Wertung in 2 (nicht eigenständig) und 5 (eigenständig möglich) Punkte.

Bewegungsumfang

Für den HSS-Score wurde der Bewegungsumfang des Knies untersucht und nach der Neutral-Null-Methode nach Debrunner (3,47) gemessen. Dabei wurden für je 8° Bewegungsumfang ein Punkt vergeben. Die maximal erreichbare Punktzahl lag bei 18 Punkten, was einem Bewegungsumfang von 144° entspricht. Der Bewegungsumfang wird durch Beuge- und Streckfähigkeit limitiert und ist ein wichtiges Kriterium für die Funktionsfähigkeit des Kniegelenkes.

Klinische Kriterien

Weiterhin wurden in der klinischen Untersuchung auch Muskelkraft, Stabilität und Beugedefizit untersucht und bewertet.

Die Muskelkraft in der Oberschenkelmuskulatur kann wichtige Hinweise auf den Trainings- und Aktivitätszustand des betroffenen Beines geben. Hierbei vergibt der HSS-Score maximal 10 Punkte. Diese Höchstzahl wird vergeben, wenn die Muskelkraft der Oberschenkelstreckmuskulatur durch den Untersucher nicht überwindbar ist. Ist sie mit Anstrengung überwindbar, zählt dies 8 Punkte. Bei leichter Überwindbarkeit der Muskeln, aber erhaltener aktiver Beweglichkeit des Gelenkes entgegen der Schwerkraft über den gesamten Bewegungsumfang, wertet der HSS-Score dies mit 4 Punkten. Ist auch diese Bewegung aktiv nicht mehr möglich werden keine Punkte vergeben.

Die Stabilität als Kriterium für die Beurteilung des Gelenkes wertet der HSS-Score mit maximal 10 Punkten. Am liegenden Patienten wird die Funktionstüchtigkeit des Bandapparates überprüft und Instabilitäten im Varus- bzw. Valgussinne gemessen.

Eine leichte Instabilität von bis zu 5° Achsabweichung wird noch mit 8 Punkten gewertet. Mittlere von 6-15° wertet der HSS-Score mit 5 Punkten. Bei schwerer Instabilität von über 16° werden keine Punkte vergeben.

Weiterhin misst der HSS-Score das Beugedefizit des Knies in Bezug zum kontralateralen Gelenk. Ist kein Unterschied vorhanden, werden 10 Punkte vergeben. Bei leichtem Beugedefizit bis 5° verteilt der HSS-Score 8 Punkte, bei 5-10° Defizit noch 5 Punkte und bei über 10° verminderte Beugefähigkeit keine Punkte.

Punktabzüge

Bei der Beurteilung der Gelenkfunktion durch den HSS-Score sind Punktabzüge für verschiedene Parameter möglich. Dazu gehören Abzüge für die Nutzung von Gehhilfen, für Streckdefizite sowie Abzüge für Achsabweichungen im Varus- und Valgussinne.

Benutzt der Patient im Alltag einen Gehstock wird ein Punkt abgezogen. Braucht er eine Krücke sind es zwei, bei 2 Krücken sogar drei Punkte Abzug.

Streckdefizite zu Neutral-Null werden ab 5° mit zwei Verlustpunkten gewertet. Bei Defiziten ab 10° sind es drei, bei 15° 5 Punkte Abzug.

Achsabweichung nach Varus bzw. Valgus werden mit jeweils einem Punkt Abzug pro 5° Achsabweichung gewertet.

3.5. Röntgenbildanalyse

Anhand der präoperativen Bilder erfolgte die Einteilung des radiologischen Gonarthrosegrades nach Ahlbäck sowie die Ausmessung der präoperativen Schaftachsen. Die Dokumentation der Implantatpositionierung und der postoperativen Schaftachsen erfolgte anhand der Aufnahmen zur Nachuntersuchung. Zur Interpretation des Implantatsitzes wurden die Empfehlungen des Prothesenautors verwendet (6).

Hierbei wird die Ausrichtung der fest implantierten Femur- und Tibiakomponente in Bezug zu den Hauptachsen der beteiligten knöchernen Strukturen gesetzt. In den Empfehlungen ist ein gewisser Toleranzbereich angegeben, in dessen Rahmen sich der Implantatsitz bewegen sollte. Weiterhin sollten Aussagen über die Passgenauigkeit der Implantation durch die Dokumentation von Überhängen über die Grenze der knöchernen Basis hinaus möglich gemacht werden.

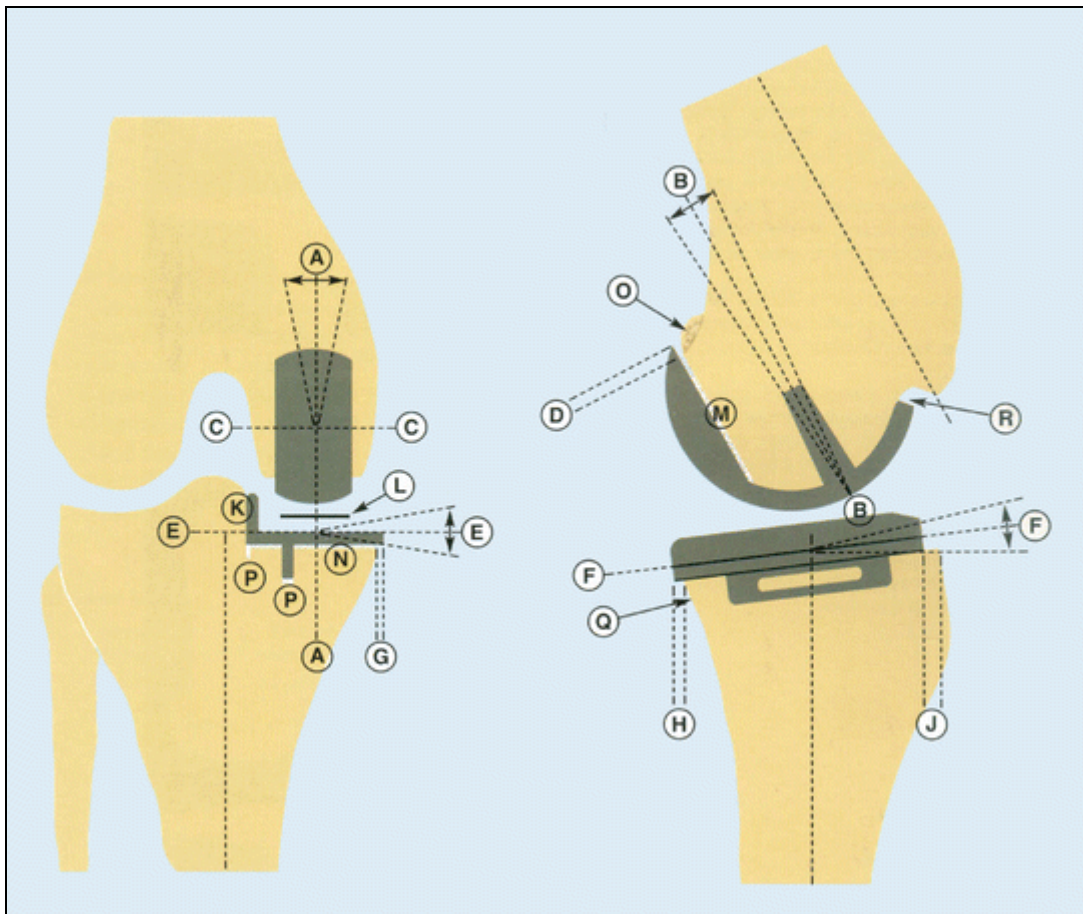


Abb.3.3: Bezugsgrößen der Implantatausrichtung der Oxfordprothese nach Goodfellow (6)

Ahlbäck-Arthrose-Score

Die radiologische Klassifikation der medialen Gonarthrose wurde anhand der präoperativen Bilder nach Ahlbäck (3,22) vorgenommen. Dabei fand nachfolgende Einteilung Verwendung. Für diese Studie waren nur Ahlbäck-Scores von 2-4 zugelassen, die sich auf das mediale Kompartiment beschränkten

Tabelle 3.3: Ahlbäck-Arthrose-Score. Einteilung und Spezifikation (3,22)

Einteilung	Beschreibung
Stadium 0	Keine radiologischen Arthrosezeichen
Stadium I	Gelenkspaltverschmälerung bis 3 mm
Stadium II	Obliteration des Gelenkspaltes
Stadium III	Knochendefekt bis 5 mm
Stadium IV	Knochendefekt zwischen 5 und 10 mm
Stadium V	Knochendefekt über 10 mm, oft mit Subluxation und Arthrose anderer Kompartimente



Abb.3.4: Beispiel für Arthrose Stadium Ahlbäck II

Vergleich der Schaftachsen

Zur Messung des anatomischen Achsenwinkels wurden die Winkel zwischen der Femurschaftachse (rot) und Tibiaschaftachse (blau) in der Einbeinstandaufnahme gemessen. Als physiologischer Achsenwinkel wurde ein Valguswinkel von 5-7 Grad angenommen (46,47,86). Die prä- und postoperativen Werte wurden verglichen und Varus- bzw. Valgusabweichung dokumentiert.

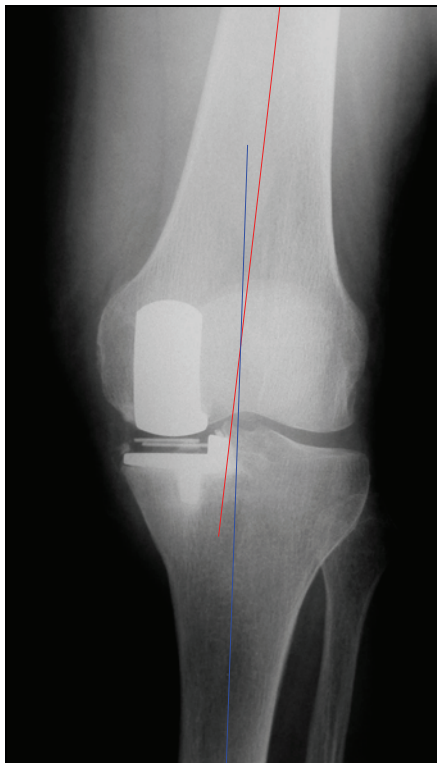


Abb.3.5: Messung der Schaftachsenwinkels von Femur und Tibia

Ausrichtung der Femurkomponente im a.p.-Bild

Zur Bestimmung der Stellung der Femurkomponente (blau) wurde diese in Bezug zur Ausrichtung der Tibiakomponente (rot) gesetzt. Dabei wurde eine möglichst rechtwinklige Stellung angestrebt um eine optimale Funktion zu gewährleisten. Bestehende Abweichungen wurden gemessen. Der vom Hersteller angestrebte Normbereich für die Ausrichtung der Prothese liegt bei Abweichungen zwischen 10° varus und 10° valgus (5).

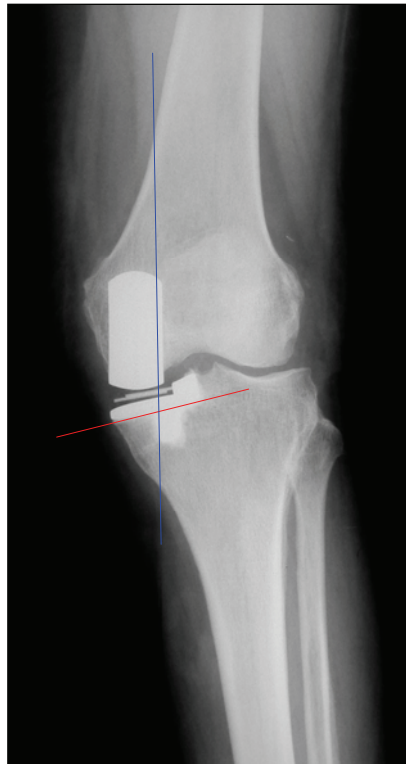


Abb.3.6: Stellung der Femurkomponente zur Tibiakomponente

Ausrichtung der Femurkomponente in der Seitenaufnahme

Auch sagittal sollte sich die Femurkomponente an der Schaftachse orientieren. Zur Dokumentation der Stellung der Femurkomponente (blau) im Seitenbild wurde die Femurschaftachse (rot) im Markkanal konstruiert. Danach wurde die Achse der Femurkomponente auf die Femurschaftachse projiziert und der Winkel bestimmt. Abweichungen nach kranial entsprechen einer vermehrten Extension des Implantates, Abweichungen nach kaudal einer vermehrten Flexion. Dabei ist der vom Hersteller angegebene Normbereich mit 5° Flexion bis 5° Extension (5) deutlich enger als im a.p.-Bild.

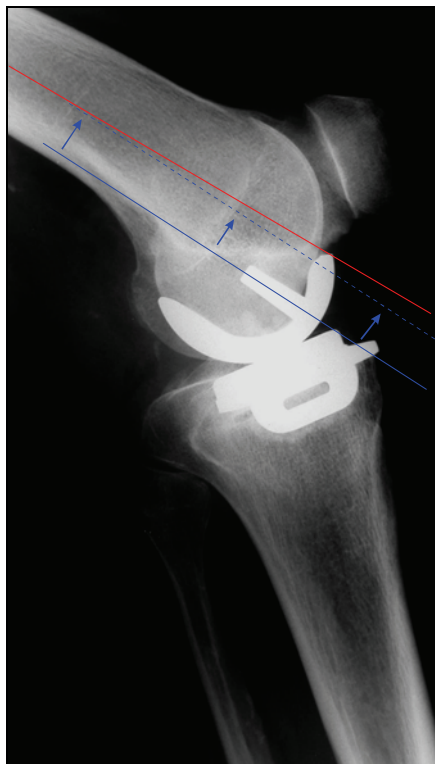


Abb.3.7: Sagittale Ausrichtung der Femurkomponente zur Femurschaftachse (hier 3° Flexion)

Dorsaler Überstand der Femurkomponente

Um die Passgenauigkeit des Implantates überprüfen zu können, wurde der dorsale Überstand der Femurkomponente (rot) über den posterioren Rand des medialen Kondylus gemessen und in mm angegeben. Idealerweise sollte das Implantat nicht überstehen, jedoch gelten Überstände bis 2 mm als akzeptabel (5).

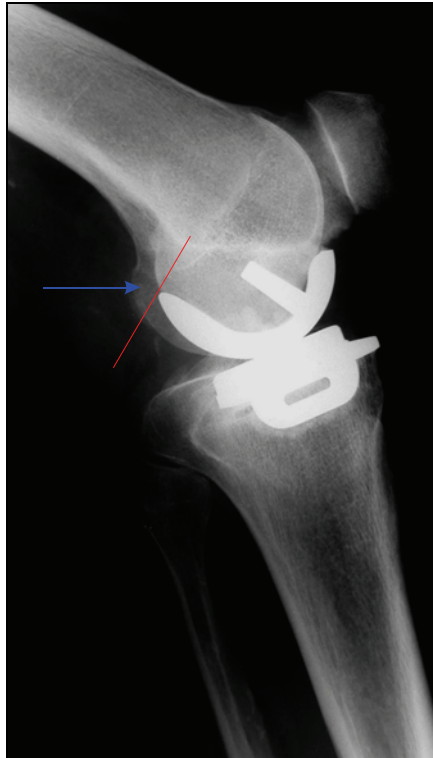


Abb.3.8: Messung des dorsalen Überstandes der Femurkomponente (hier kein Überhang)

Ausrichtung der Tibiakomponente im a.p.-Bild

Für die Tibiakomponente wurde die Ausrichtung in Bezug zur Tibiaschaftachse gemessen. Dabei wurde eine horizontale Ausrichtung (90°) angestrebt. Im a.p.-Bild wurde die Tibiaschaftachse (rot) über das Tibiaplateau hinaus verlängert. Dann wurde die horizontal liegende Gelenkfläche (blau) des Implantates zur Tibiaschaftachse ins Verhältnis gesetzt und der Winkel gemessen. Eine vermehrte Neigung zur medialen Seite entspricht einer Varusabweichung, eine Neigung zur lateralen einer Valgusabweichung. Der Normbereich liegt zwischen 10° varus und 5° valgus.

Da die Tibiaimplantate sich nur lateral an der Fläche zur Eminentia intercondylaris durch eine Verbindung zum Knochen orientieren, ist es wichtig die Prothese möglichst exakt an das Tibiaplateau anzupassen. Zwischen dem lateralen Steg und dem Sägeschnitt an der Eminentia sollte keine Lücke sein.

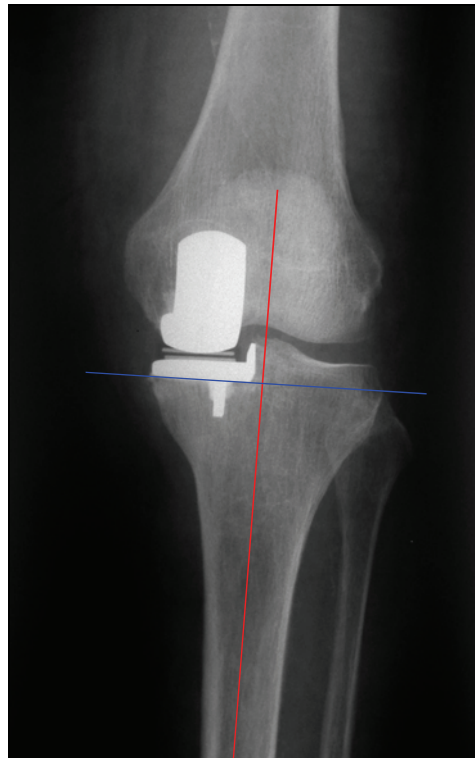


Abb.3.9: Ausrichtung der Tibiakomponente im a.p.-Bild
(hier exakt rechtwinklige Positionierung)

Ausrichtung der Tibiakomponente in der Seitenaufnahme

Zur Dokumentation der Ausrichtung der Tibiakomponente im Seitenbild wurde deren Winkel zur Tibiaschaftachse gemessen. Die Schaftachse (rot) wurde über das Tibiaplateau hinaus verlängert und mit dem Tibiaplateau (blau) in Beziehung gesetzt. Der resultierende Winkel wurde gemessen. Dabei liegt der Normbereich zwischen einem Abfall nach anterior von 5° und einem posterioren Slope von 7° (5). Angestrebt wurde ein leichter posteriorer Slope.

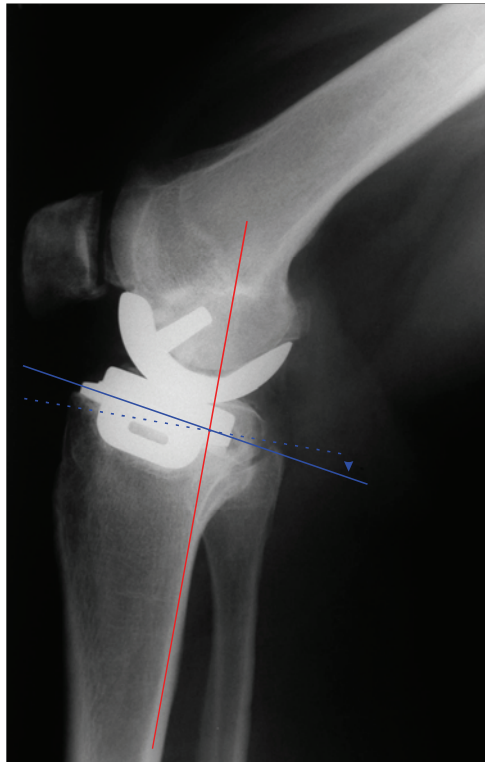


Abb.3.10: Ausrichtung der Tibiakomponente im Seitenbild. Hier liegt der Slope mit 10° Neigung nach posterior ausserhalb des Normbereiches.

Abschluss der Tibiakomponente nach ventral, dorsal, medial und lateral

Um den Implantatsitz weitergehend beschreiben zu können, wurde der Abschluss der Tibiakomponente zum Tibiaplateau in verschiedenen Ausrichtungen gemessen und mit den empfohlenen Werten (5) verglichen. Ventral (blau) sollte das Implantat mit dem Rand des Tibiaplateaus abschließen oder maximal 3 mm zu kurz sein. Dorsal (rot) sollte die Tibiakomponente abschließen oder maximal 2 mm überhängen. Auch nach medial (grün) wurde ein abschließender Sitz zum Tibiaplateau angestrebt, wobei auch hier der Normbereich bei maximal 2 mm Überhang liegt. Das Implantat sollte lateral exakt an die Sägekante an der Eminentia intercondylaris anschließen.

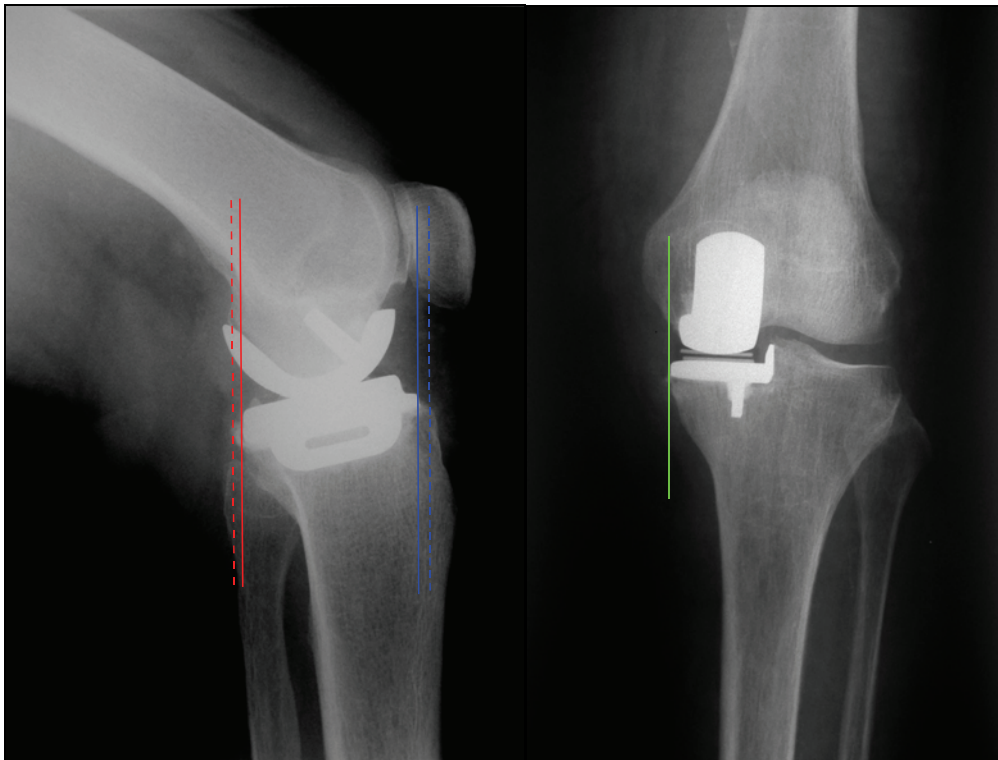


Abb.3.11: Passgenauigkeit der Tibiakomponente nach anterior (blau), posterior (rot) und medial (grün).

Osteophyten und Defekte im Zementmantel

Bei der Analyse der Röntgenbilder der Nachuntersuchung wurde auf Kontinuitätsverluste im Zement an der Implantatgrenze zum Knochen geachtet. Diese wurden mit der klinischen Situation verglichen und in die Versageranalyse einbezogen. Verbliebene posteriore Osteophyten können zu mechanischen Behinderungen bis hin zur Einklemmungserscheinungen führen oder als freie Gelenkkörper postoperativ in Erscheinung treten. Deshalb wurde auf sie in den Seitenaufnahmen der Nachuntersuchung geachtet.

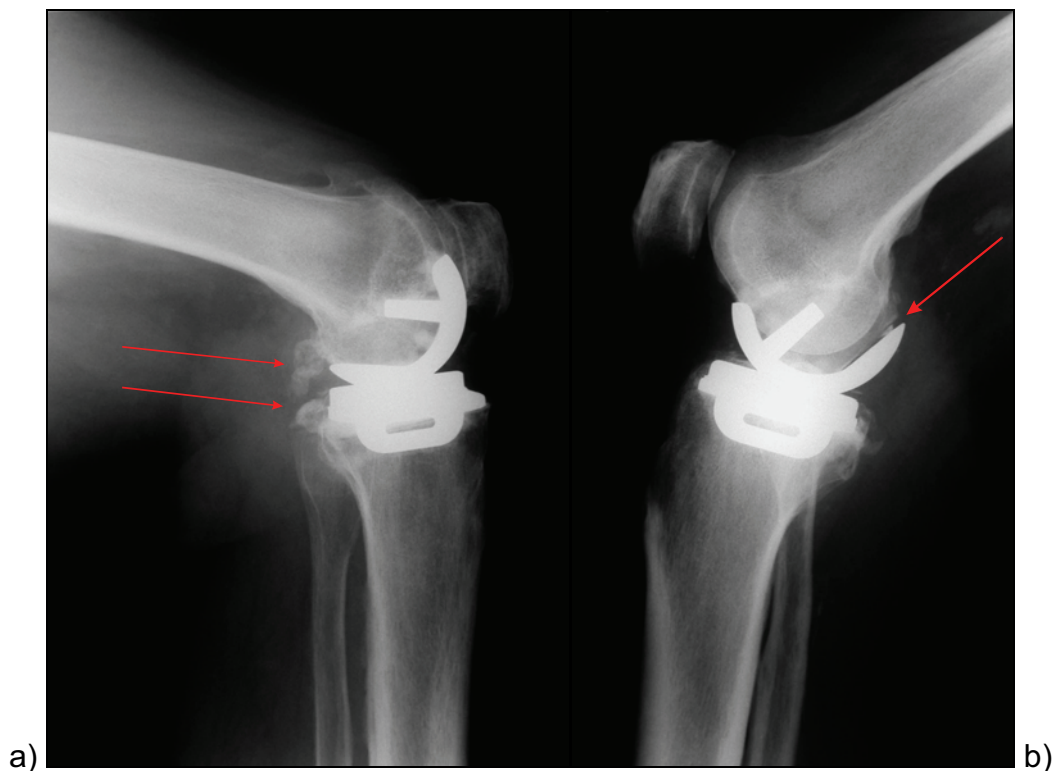


Abb.3.12a,b: Verbliebene posteriore Osteophyten bei der Nachuntersuchung (a)
Kontinuitätsverluste zwischen Knochen und Femurimplantat (b).

3.6. Body-Mass-Index

Um einen eventuellen Einfluss des Gewichtes auf die Frühergebnisse der Prothesen dokumentieren zu können, wurde auf der Grundlage von Größe und Gewicht zum Zeitpunkt der Operation der BMI (Body-Mass-Index) bestimmt. Der BMI berücksichtigt das Verhältnis von Körpergewicht und Körpergröße nach der Formel: $BMI = \text{Gewicht} / \text{Größe}^2$.

Tabelle 3.4: Einteilung des Body-Mass-Index (3)

Klassifikation	BMI
Normalgewicht	20-24,9 Kg/m ²
Leichtes Übergewicht	25-29,9 Kg/m ²
Mäßiges Übergewicht	30-34,9 Kg/m ²
Schweres Übergewicht	35-39,9 Kg/m ²
Sehr schweres Übergewicht	> 40 Kg/m ²

3.7. Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der prä- und postoperativen Daten erfolgte mittels des Statistikprogrammes SPSS (Statistical Product and Service Solutions).

Zur Anwendung kamen dabei der U-Test nach Mann und Whitney und der Wilcoxon-Test als nichtparametrische Tests (64) sowie der Chi-Quadrat-Test. Das Signifikanzniveau lag bei $p < 0,05$.

Die Überlebenswahrscheinlichkeit wurde nach der Methode von Kaplan und Meier (64) berechnet. Sie erlaubt auch prognostische Aussagen bei kleineren Patientenkollektiven.

3.8. Implantatversagen und Revisionen

Als Versagen wurden in dieser Arbeit die Fälle definiert, in denen im Beobachtungszeitraum von 24 Monaten ein Wechsel der implantierten Prothese notwendig wurde. Dabei klagten die Patienten über starke anhaltende Schmerzen, Bewegungseinschränkung, Blockierungen, Gelenkerguss und Schwellneigung. Nach entsprechender klinischer und radiologischer Diagnostik wurde in diesen Fällen die Indikation zur Revision gestellt.

Das Versagen unikondylärer Knieprothesen kann unterschiedliche Ursachen haben. Mögliche Ursachen sind hierbei aseptische und septische Lockerungen, eine periprothetische Fraktur, Instabilität und starker Abrieb. Auch kann es bei unikondylären Prothesen zum Fortschreiten der Arthrose im lateralen Kompartiment kommen. Ein Engpasssyndrom zwischen der femoralen Komponente und der Patella sowie die Luxation des Inlays sind bei Prothesen mit mobilem Inlay wie der Oxford-Prothese als Grund für das Implantatversagen möglich (82). In der Literatur ist auch der eigentliche Implantatbruch beschrieben worden (83).

In den Fällen, in denen eine Revision notwendig wurde, erfolgte die Implantation einer Totalendoprothese. Die Patienten wurden dabei vor der Wechseloperation entsprechend des Nachuntersuchungsschemas befragt und untersucht.

4. Ergebnisse

Im Zuge dieser Arbeit wurden insgesamt 44 Schlittenendoprothesen bei anteromedialer Gonarthrose implantiert. Dabei hatten die mit der Prothese versorgten Patienten ein Durchschnittsalter von 65,8 Jahren, wobei der jüngste 51 und der älteste 82 Jahre alt war. 9 Patienten waren zum Zeitpunkt der Operation in der Altersgruppe von 50-59 Jahren, 19 Patienten (44%) 60-69, 15 Personen (34%) waren unter 80 und eine Patientin über 80 Jahre alt.

Das Durchschnittsalter der Patienten, deren Endoprothese gewechselt werden musste, lag mit 64 Jahren geringfügig unter dem der erfolgreichen Implantationen mit durchschnittlich 66 Jahren. Statistisch zeigt der Mann-Whitney-Test mit $p=0,32$ keinen signifikanten Altersunterschied zwischen den Gruppen.

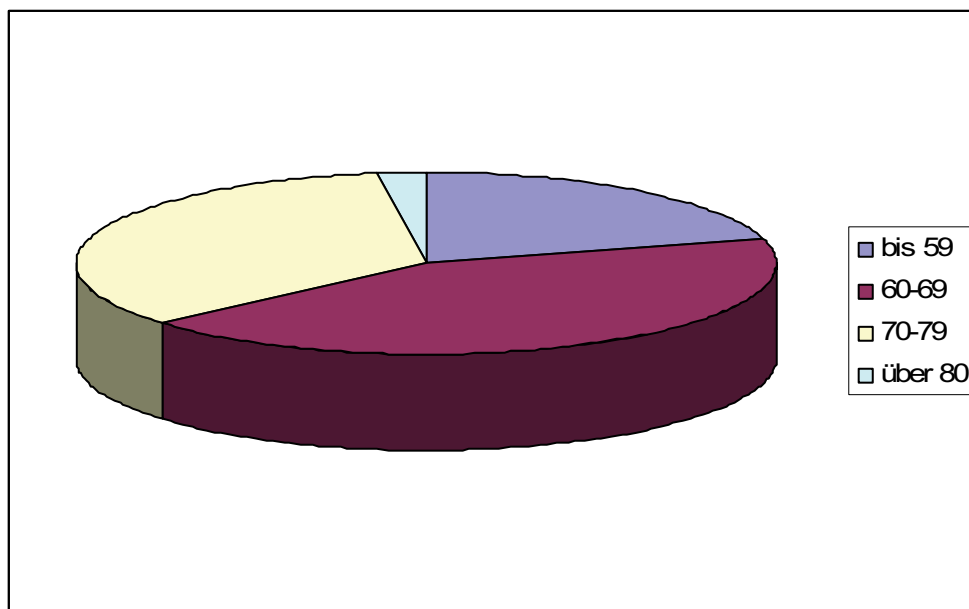


Abb.4.1.: Alter der Patienten

Insgesamt wurde die Prothese bei 39 (89%) weiblichen und 5 männlichen Patienten eingesetzt. Von den 44 untersuchten Fällen betrafen 26 (59,1%) den medialen Teil des linken Kniegelenkes. Die restlichen 18 Prothesen (40,9%) wurden rechts implantiert.

Auch das Geschlecht der Patienten war in beiden Gruppen vergleichbar. Sowohl bei der Gruppe der Patienten, die sich keinem Prothesenwechsel unterziehen mussten, als auch bei den Revisionen überwiegte der Anteil der Frauen mit 89% bzw. 83% deutlich. Mit $p=0,91$ zeigt der Chi-Quadrat-Test keinen statistisch signifikanten Unterschied in der Geschlechterverteilung.

Die in dieser Arbeit protokollierten Patienten hatten einen durchschnittlichen Body-Mass-Index von $30,6 \text{ kg/m}^2$. Dabei lagen die Werte zwischen $21,2$ und $43,0$. Bei 23 Patienten (52,3%) befand sich der BMI im Bereich unter $30,0 \text{ kg/m}^2$, was einem leichten Übergewicht entspricht. Weitere 11 Patienten (25,0%) lagen mit ihren

Werten zwischen 30 und 34,9 kg/m². Die restlichen 10 Patienten (22,7%) waren stark oder sehr stark übergewichtig mit einem Höchstwert von 43,0 kg/m². Kein Patient des Kollektivs war untergewichtig.

Der Mittelwert des Body-Mass-Index der Patienten, deren Prothese ersetzt werden musste, unterschied sich mit 29,1 kg/m² nur unwesentlich von dem der Nichtrevidierten (30,8 kg/m²). Mit $p=0,51$ zeigt der Mann-Whitney-Test hier keinen repräsentativen Unterschied. Der prozentuale Vergleich zeigt, dass in beiden Gruppen mit 65,8% bei den Nichtrevisionen und 73,3% bei den Revisionen die Mehrzahl der Patienten einen BMI von 25 bis 35 kg/m² hat, was einem leichten bzw. mäßigen Übergewicht entspricht.

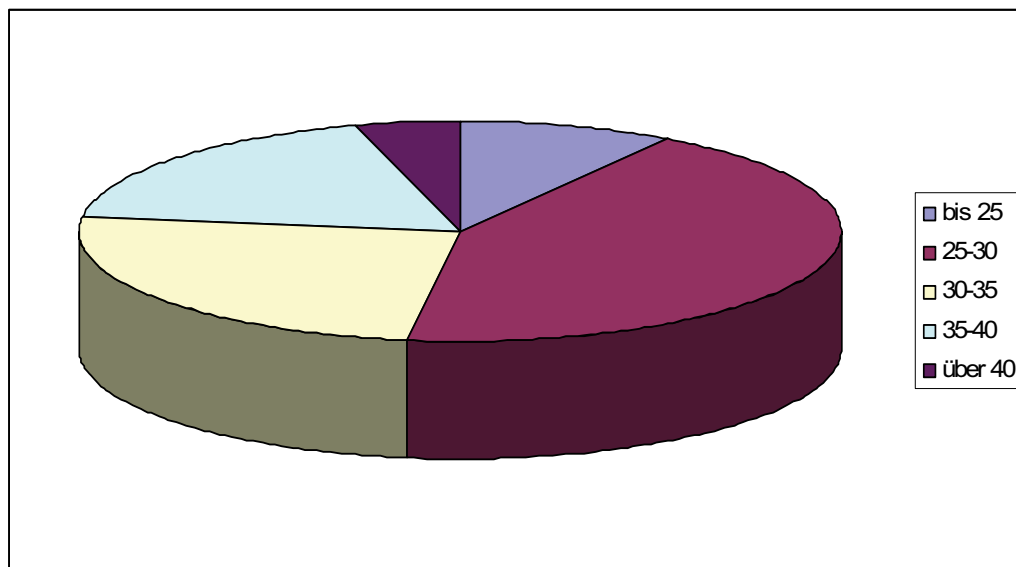


Abb.4.2: Verteilung des Body-Mass-Index (BMI) in kg/m²

Überleben

Von den 44 implantierten Prothesen mussten bis zum Ablauf der ersten 24 Monate insgesamt 6 revidiert werden. Dabei lag die durchschnittliche Revisionszeit bei 8 Monaten. Nur eine der Prothesen musste nach Ablauf der ersten 12 Monate revidiert werden. Statistisch ergibt sich durch Ausfälle von insgesamt 6 Prothesen nach 2,3,7,9,10 und 20 Monaten am Ende des Nachuntersuchungszeitraumes nach Kaplan und Meier (64) ein kumulatives Überleben von 0,86, d.h. nach 24 Monaten sind insgesamt 14% der implantierten Prothesen revidiert worden. Von den doppelseitig implantierten Schlittenendoprothesen war keine von einer Revision betroffen.

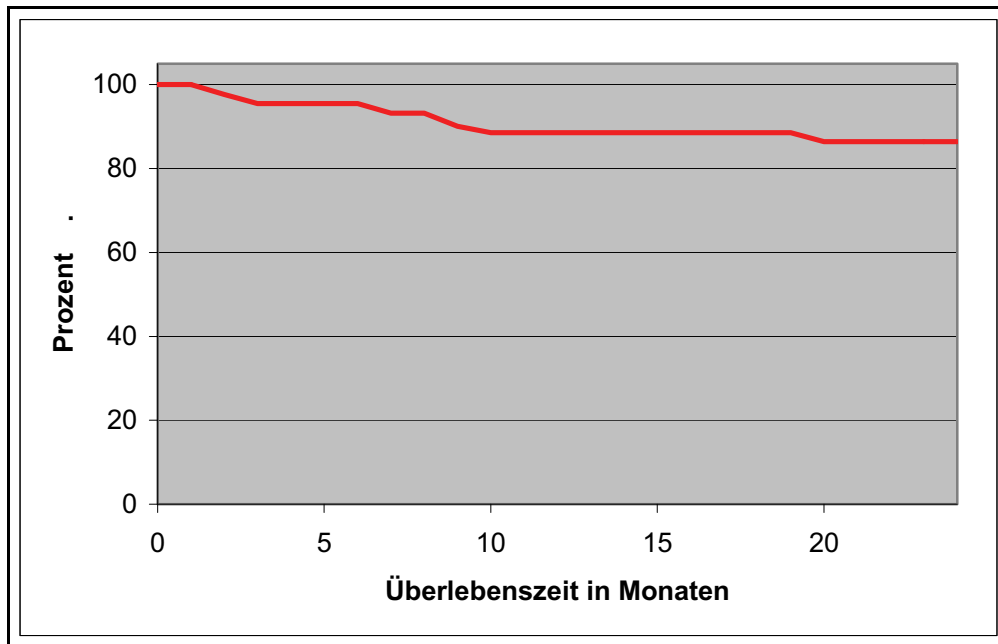


Abb.4.3: Darstellung des kumulativen Überlebens nach Kaplan und Meier (64)

Leichtere Komplikationen während der Behandlung in der Orthopädischen Universitätsklinik traten in insgesamt 5 Fällen auf. In zwei Fällen wurden Harnwegsinfekte festgestellt. Eine Patientin erlitt postoperativ eine Thrombose, die ohne schwere Komplikationen verlief. In einem Fall trat postoperativ ein Wundserom auf, das eine Sekundärnaht notwendig machte. Weiterhin kam es bei einer Patientin zu einer Wundinfektion, die jedoch konservativ behandelt werden konnte. Keiner der Fälle war mit einem Prothesenwechsel assoziiert.

4.1. Subjektives Erleben

VAS-Schmerzskala

Präoperativ liegt die subjektive Schmerzbewertung durch die VAS-Skala aller dokumentierter Patienten um einen Mittelwert von 7,3 mit einer Standardabweichung $s=1,2$. Dabei wurden präoperativ Äquivalente von 5 bis 10 angegeben. 13 (30%) Patienten gaben präoperativ Werte von 5 und 6 auf der Skala an. 25 (57%) Patienten beurteilten ihr Schmerzerleben mit hohen Werten von 7 und 8. Die restlichen 6 (14%) gaben sehr starken Schmerz von 9 und 10 an. Im Nachuntersuchungszeitraum verbesserte sich der Mittelwert auf insgesamt 3,1 (0-8). Dabei gaben 18 Patienten (40,9%) sehr geringes Schmerzerleben mit Äquivalenten von 0 oder 1 an. Weitere 12 Patienten (27,3%) hatten leichte Schmerzen von 2 bis 4. 8 Patienten gaben mäßige Schmerzen an. Insgesamt 6 Patienten (13,6) zeigten postoperativ auf das Äquivalent starker Schmerzen von 7 oder 8.

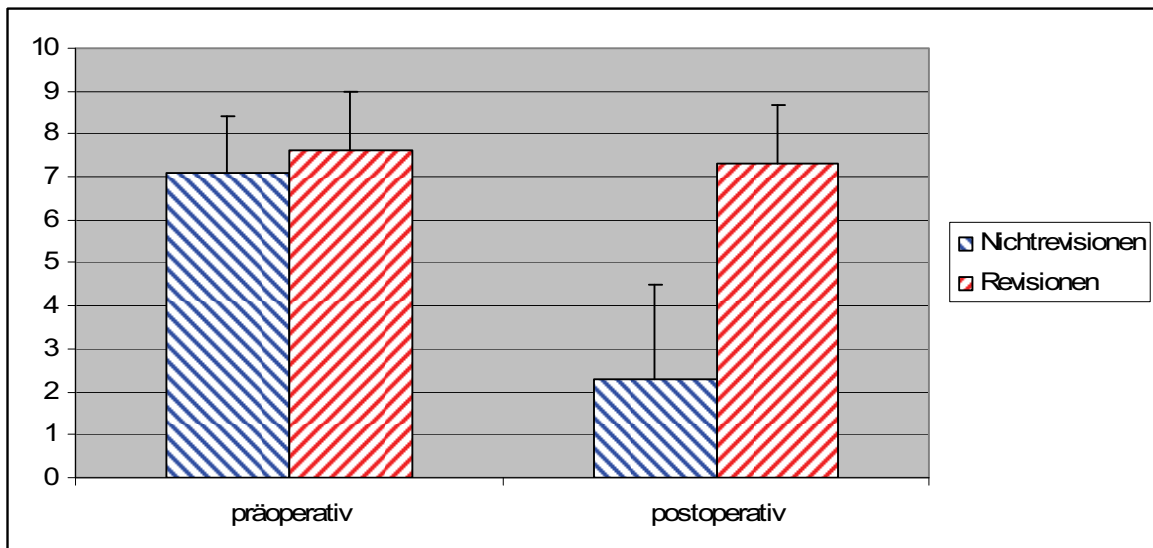


Abb.4.4: Entwicklung des Schmerzerlebens anhand der VAS-Skala in Gruppen

Dabei gaben die Patienten, die sich im Untersuchungszeitraum keinem Prothesenwechsel unterziehen mussten, präoperativ im Mittel einen Wert von 7,2 an, der sich deutlich auf 2,3 postoperativ verbesserte. Die Verbesserung ist mit $p=0,001$ hochsignifikant. Nur 1 Patient dieser Gruppe wertete sein postoperatives Schmerzerleben mit einem Wert von 6 oder höher.

Die Patienten, deren Prothesen revidiert werden mussten gaben präoperativ Werte von im Mittel 7,5 an, die sich nur geringfügig auf 7,3 postoperativ veränderten. ($p=1,0$) Kein Patient dieser Gruppe bewertete sein Schmerzerleben besser als 6.

Zufriedenheit

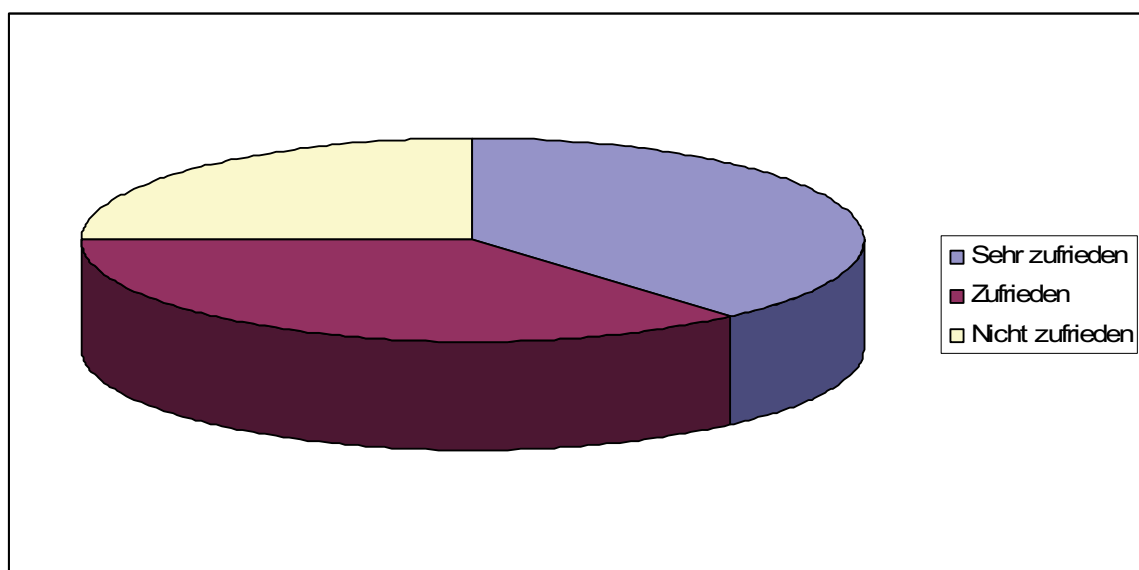


Abb.4.5: Postoperative Zufriedenheit der Patienten

Im Zuge der Nachuntersuchung wurden die Patienten nach ihrer Zufriedenheit hinsichtlich ihrer Erwartungen gegenüber dem Operationsergebnis befragt. Dabei gaben insgesamt 17 (38,6%) Patienten an, sehr zufrieden zu sein, 16 (36,3%) Patienten waren zufrieden, während die restlichen 11 (25%) mit dem Operationsergebnis nicht zufrieden waren.

Der überwiegende Teil der Patienten mit erfolgreichen Implantationen war sehr zufrieden (44,7%) oder zufrieden (39,5%). Die Patienten mit Prothesenwechsel waren überwiegend nicht zufrieden (83,3%).

4.2. Hospital-for-Special-Surgery-Score (HSS-Score)

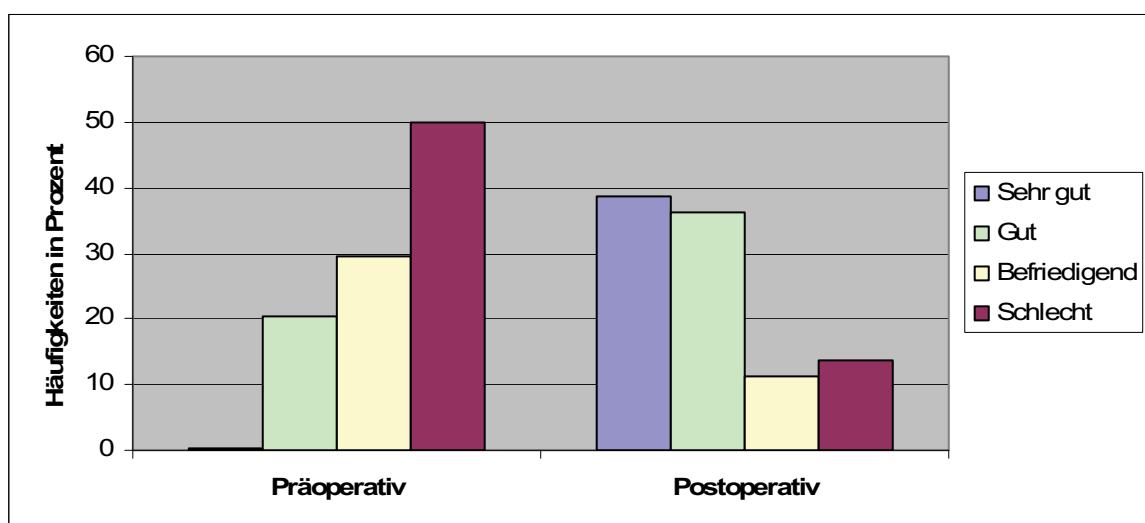


Abb.4.6: Entwicklung des HSS-Scores durch die Operation

Der HSS-Score wurde präoperativ und im Zuge der Nachuntersuchung bestimmt. Dabei wurden präoperativ im Mittel ein Score von 58,5 Punkten vergeben, was einer schlechten Punktzahl entspricht. Das Minimum lag bei 40 Punkten, das Maximum bei 77. Insgesamt wiesen 50% der Patienten präoperativ schlechte Werte unter 60 Punkten auf, 29,5% zeigten befriedigende und 20,5% gute Werte über 70 Punkte.

Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung konnte ein durchschnittlicher Punktwert von 78,0 (32 bis 99) gemessen werden. Dabei wiesen insgesamt 33 Patienten (75%) gute und sehr gute Werte auf. 5 Patienten (11,4%) hatten befriedigende Ergebnisse und insgesamt 6 Patienten schlechte Werte unter 60 Punkten.

Statistisch konnte für alle Patienten mit $p=0,02$ eine hochsignifikante Verbesserung des postoperativen HSS-Scores gegenüber dem präoperativen Wert festgestellt werden.

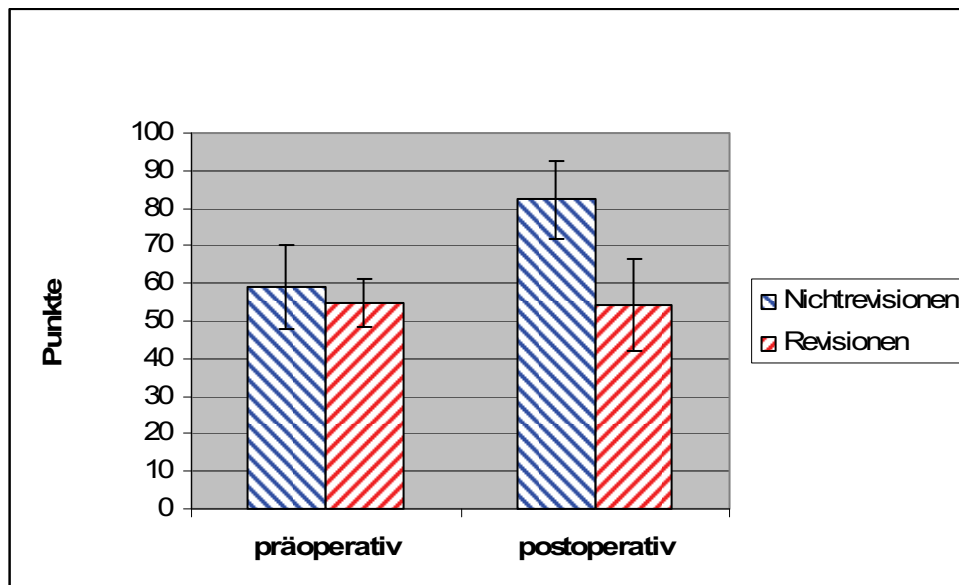


Abb.4.7: Entwicklung des HSS-Scores prä- und postoperativ nach Gruppen

Die Ergebnisse des HSS-Scores wurden für die Fälle ohne und mit Revision separat erhoben. Dabei zeigte sich für die Patienten ohne Revision eine Steigerung des durchschnittlichen Punktwertes von 59,1 (40 bis 77) präoperativ auf 82,3 (52 bis 99) postoperativ. Diese Steigerung ist mit $p=0,01$ statistisch hochsignifikant.

Bei den Patienten, deren Prothesen im Untersuchungszeitraum gewechselt werden mussten, wurde präoperativ ein durchschnittlicher Gesamtpunktwert von 54,8 gemessen, wobei das Minimum bei 44 und das Maximum bei 62 Punkten lag. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung veränderte sich der mittlere Punktwert mit 54,1 (32-67) nur unwesentlich. Bei den Patienten mit Prothesenwechsel war mit $p=0,917$ statistisch keine Verbesserung der Wertung des HSS-Scores im Vergleich zum präoperativen Wert nachweisbar.

Weiterhin wurde geprüft, ob es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den präoperativen Ausgangswerten der erfolgreichen Implantationen und der Revisionen gab. Dies war mit $p=0,374$ nicht der Fall.

Schmerz

Im Kriterium Schmerz wurden für Ruhe- und Belastungsschmerzen jeweils maximal 15 Punkte vergeben.

Die präoperativ für den Ruheschmerz durchschnittlich vergebene Punktzahl betrug 8,4 (5-15 Punkte). Dabei hatten 19 Patienten (43%) mäßige Ruheschmerzen, 20 (46%) leichte Schmerzen und die restlichen 5 Patienten gaben an, in Ruhe beschwerdefrei zu sein. Bei der Nachuntersuchung hatte sich die Durchschnittspunktzahl auf 13,5 Punkte gesteigert, wobei 34 Patienten (77,4%) beschwerdefrei waren. Insgesamt 7 Patienten (15,9%) klagten über leichte und nur noch 3 Patienten (7%) über mäßige Ruheschmerzen.

Während bei den erfolgreichen Operationen die Wertung für den Ruheschmerz von 8,6 auf 14,1 Punkte postoperativ stieg (bei einer maximal erreichbaren

Punktzahl von 15), konnten sich auch die Revisionen von 7,5 auf einen durchschnittlichen Wert von 10,0 Punkten postoperativ steigern.

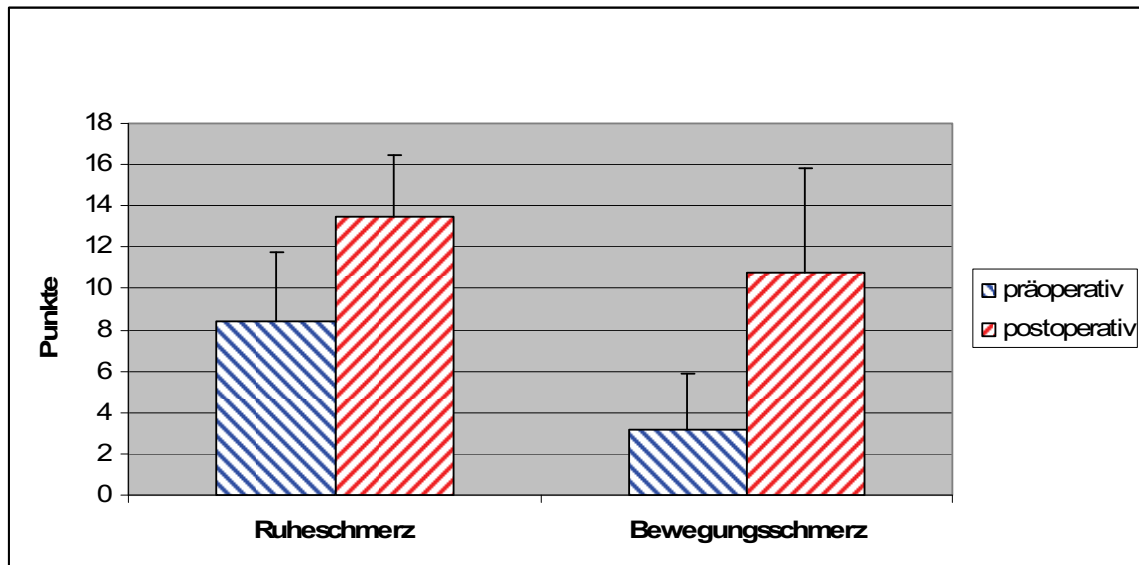


Abb.4.8: Punkteverteilung prä- und postoperativ für Ruhe- und Bewegungsschmerzen

Bei der präoperativen Bewertung des Bewegungsschmerzes wurden im HSS-Score durchschnittlich 3,2 Punkte vergeben. Dabei lagen die Werte zwischen 0 und 10 Punkten. Befragt nach Bewegungsschmerz gaben präoperativ 17 Patienten (39%) an, starke Schmerzen beim Gehen zu haben. 26 (59,1%) beschrieben den Schmerz als mäßig, wofür der HSS-Score 5 Punkte vergibt. Nur ein Patient gab präoperativ an, leichten Schmerz bei Belastung zu empfinden. Postoperativ verbesserte sich der durchschnittliche Punktwert auf 10,8. Die meisten Patienten (52,3%) waren postoperativ beschwerdefrei. 7 Patienten (15,9%) klagten über leichte und 12 (27,3%) über mäßige Bewegungsschmerzen. Noch immer gaben 2 Patienten (5,2%) an, unter starkem Bewegungsschmerz zu leiden. Die Patienten mit erfolgreichen Implantationen konnten den durchschnittlich vergebenen Punktwert von 3,3 auf 11,8 Punkte postoperativ steigern. Bei den Revisionen fiel der Anstieg deutlich geringer aus (von 2,5 präoperativ auf 5,0 postoperativ).

Funktion

Der HSS-Score vergibt für funktionelle Kriterien wie Gehstrecke, Treppensteigen und die Nutzung öffentlicher Verkehrsmittel insgesamt maximal 22 Punkte. Präoperativ wurde die Gehfähigkeit im Schnitt mit 6,7 Punkten (4 bis 10) bewertet. Dabei konnten jeweils 18 Patienten (40,9%) maximal 0,5km bzw. 1km gehen. Lediglich 8 (18,2%) gaben an, bis zu 3km am Stück gehen zu können. Kein Patient erreichte präoperativ die Maximalwertung. Bei der Nachuntersuchung steigerte sich der Durchschnitt auf 10,0 Punkte (4-12). Insgesamt 19 Patienten (43,2%) erreichten die maximale Punktzahl, 13 (29,6%) wurden mit 10 Punkten

bewertet. Lediglich 9 Patienten (20,4%) konnten auch postoperativ nur bis zu 1km gehen und 3 Patienten (7%) waren auf 0,5km Gehstrecke limitiert.

Für die Patienten mit erfolgreichen Implantationen und Patienten, deren Prothesen revidiert werden mussten, ergeben sich dabei für die Gehstrecke unterschiedliche Ergebnisse. Während für die Gehstrecke der erfolgreichen Implantationen postoperativ durchschnittlich 10,5 Punkte vergeben wurden, was einer Gehstrecke von 1-3km entspricht, erreichten die Patienten mit Revisionen postoperativ lediglich 7,0 Punkte.

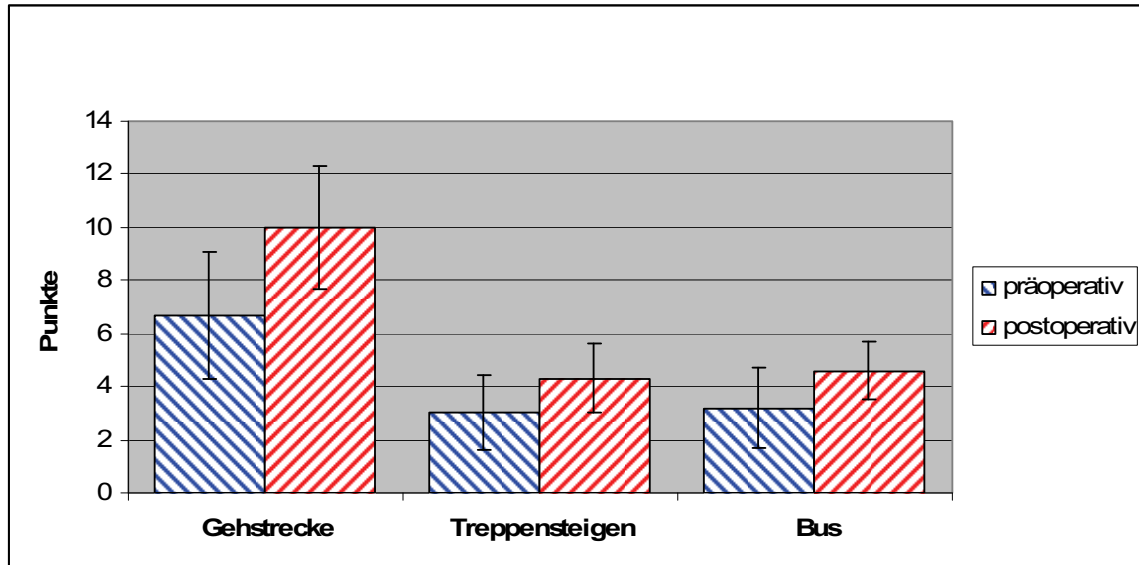


Abb.4.9: Entwicklung der Punkteverteilung für die funktionellen Kriterien des HSS-Scores

Für die Fähigkeit mit oder ohne Hilfe Treppensteigen zu können, wurden präoperativ im Mittel 3,0 Punkte vergeben. Dabei benötigten 29 Patienten (65,9%) Hilfe, während 15 (34,1%) nicht auf Hilfe angewiesen waren. Postoperativ stieg der durchschnittliche Punktwert auf 4,3. Lediglich 11 Patienten (24,5%) benötigten auch postoperativ Hilfe, während die große Mehrheit (75%) selbständig Treppensteigen konnte.

Postoperativ war für die Mehrheit der Patienten (76,5% der erfolgreichen Implantationen und 66,7% der Revisionen) das Treppensteigen eigenständig möglich.

Für die Möglichkeit, öffentliche Verkehrsmittel ohne Hilfe zu benutzen, wurden präoperativ im Durchschnitt 3,2 Punkte vergeben. 61,4% der Patienten waren auf Hilfe angewiesen. Postoperativ stieg der mittlere Punktwert auf 4,6. 84,1% der Patienten waren selbständig zur Nutzung von Bus und Bahn in der Lage. Lediglich 7 Patienten (15,9%) benötigten noch Hilfe.

Die Nutzung öffentlicher Verkehrsmittel war somit postoperativ für die Mehrzahl der Patienten selbständig möglich (85,3% bei den erfolgreichen Implantationen und 83,3% bei den Revisionen).

Bewegungsumfang

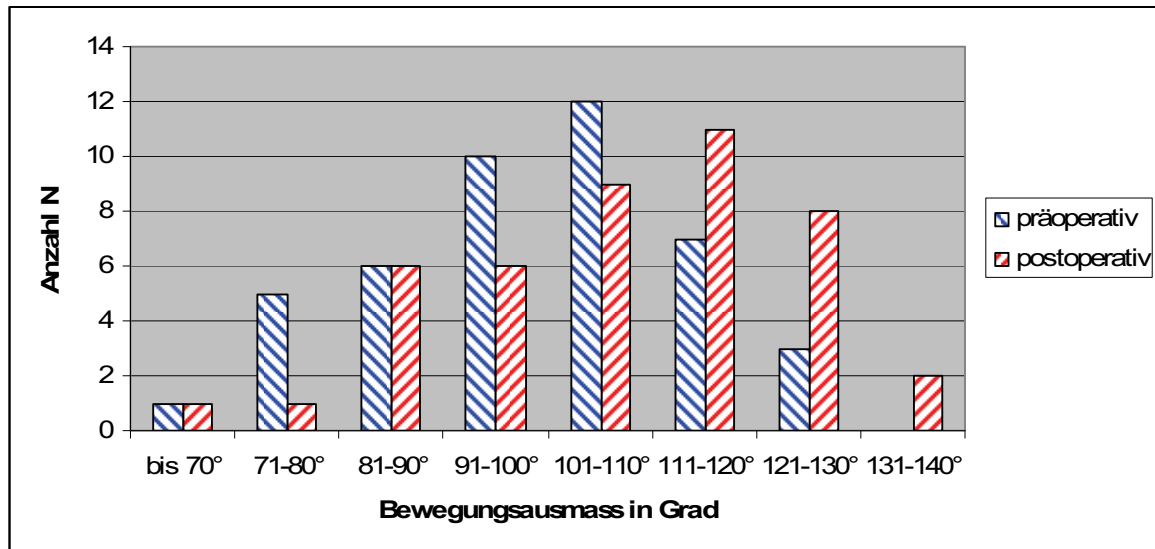


Abb.4.10: Bewegungsumfang prä- und postoperativ

Der Bewegungsumfang betrug präoperativ im Durchschnitt 101,5° mit einer Standardabweichung von $s=14,7$. Dabei lagen die Werte zwischen 70 und 130°.

8 Patienten (18,2%) hatten einen Bewegungsumfang von unter 90°. 26 Patienten (59,1%) konnten ihr Bein zwischen 90 und 110° beugen. Die restlichen 10 (22,7%) erreichten auch präoperativ gute Werte über 110°.

Postoperativ steigerte sich die durchschnittliche Beweglichkeit auf 110° (80-140°). Insgesamt 4 Fälle lagen noch unter 90° Bewegungsumfang. Der Bewegungsumfang von 20 Knien (45,4%) lag zwischen 90 und 110°. Die 19 Patienten konnten ihre Knie über 110° beugen. Davon erreichten 7 (15,9%) sogar Werte zwischen 130 und 140°. Die Steigerung des Bewegungsumfanges ist nach dem Wilcoxon-Test mit $p=0,026$ statistisch signifikant.

Der Mann-Whitney-Test zeigt mit $p=0,046$ einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den präoperativen Bewegungsumfängen von erfolgreichen Implantationen und Revisionen. Hatten die erfolgreichen Implantationen noch durchschnittlich 103,0° Bewegungsumfang aufzuweisen, betrug dieser bei den Revisionen nur 90,8°.

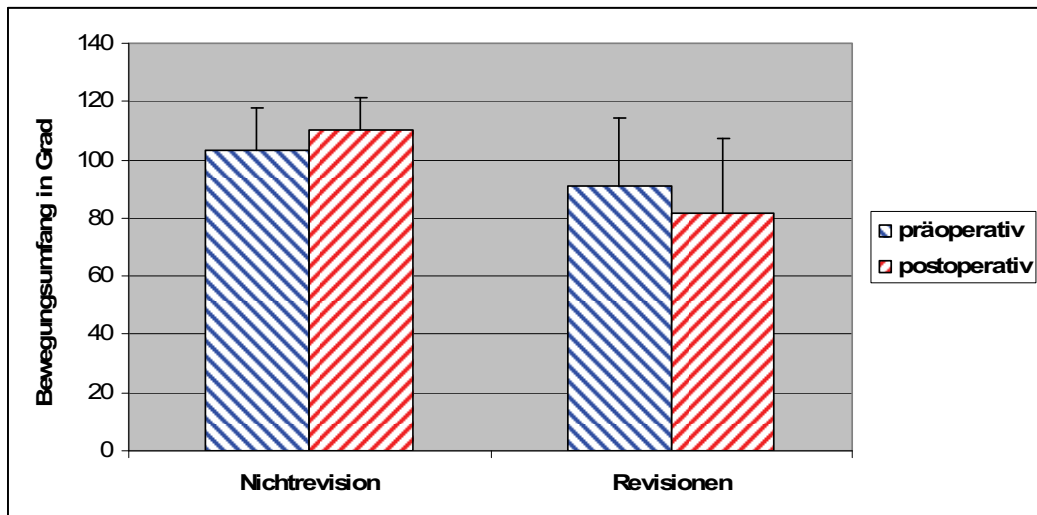


Abb.4.11: Entwicklung des Bewegungsumfangs prä- und postoperativ

Für den Bewegungsumfang zeigt sich bei den Revisionen eine Verschlechterung der Werte gegenüber den Ausgangswerten (von 90,8° auf 81,7°). Dies ist mit $p=0,79$ statistisch nicht signifikant. Die erfolgreichen Implantationen konnten sich von 103° auf 112° verbessern. Nach dem Wilcoxon-Test ist dies mit $p=0,015$ statistisch signifikant.

Klinische Kriterien

Im Zuge der klinischen Untersuchung wurden weiterhin Muskelkraft, Beugedefizit und Instabilität mit jeweils maximal 10 Punkten gewertet.

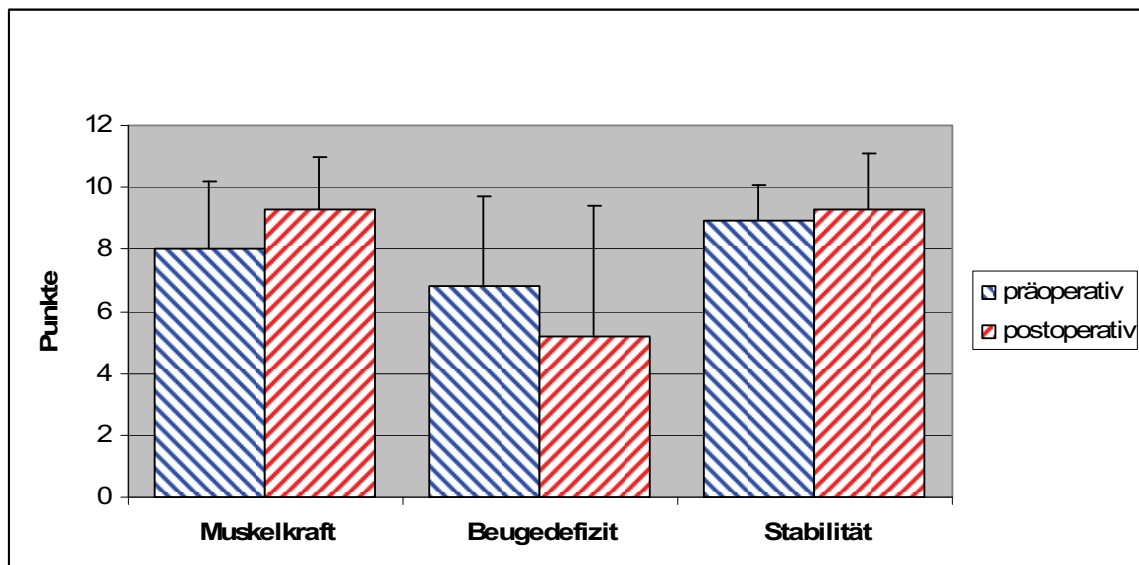


Abb.4.12: Punkteverteilung der klinischen Kriterien prä- und postoperativ

Die vom HSS-Score für die Kraft der Oberschenkelstreckmuskulatur vergebenen Punkte stiegen von durchschnittlich 8,0 präoperativ auf 9,3 postoperativ an.

Bei 17 Patienten (38,7%) war die Muskelkraft vollständig erhalten, bei 18 Patienten (40,9%) war die Muskulatur durch den Untersucher unter Anstrengungen überwindbar, was im HSS-Score mit 8 Punkten bewertet wird. Die restlichen 9 Patienten (20,5%) wiesen präoperativ geringe Muskelkraft bei voller aktiver Beweglichkeit auf.

Bei der Nachuntersuchung war nur noch bei insgesamt 3 Patienten (6,8%) geringe Muskelkraft bei voller aktiver Beweglichkeit feststellbar. Dabei besaßen 6 Patienten (13,7%) gute Muskelkraft und bei den restlichen 35 Patienten war die Kraft der Oberschenkelmuskulatur nicht überwindbar.

Bei den Nichtrevisionen stiegen die durchschnittlich vergebenen Punkte für die Muskelkraft von 8,2 auf 9,8. Der durchschnittliche Punktwert für die Muskelkraft bei den Patienten, die sich einem Prothesenwechsel unterziehen mussten, fiel hingegen von 6,7 präoperativ auf 6,3 Punkte postoperativ.

Weiterhin wurde das Beugedefizit zum kontralateralen Gelenk bestimmt. Präoperativ wurden durchschnittlich 6,8 Punkte vergeben. Diese Punktzahl sank auf 5,2 bei der Nachuntersuchung. Zwar stieg die Zahl der Knie, die im Vergleich zur Gegenseite kein Beugedefizit aufwiesen, von 29,5% präoperativ auf 36,5% zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung, gleichzeitig stieg jedoch die Zahl der Fälle mit schwerem Beugedefizit von mehr als 10° von 4,5% auf 29,9%.

Bei den Nichtrevisionen nahm die Zahl der Patienten mit Beugedefizit auf 28,6% postoperativ zu. Dadurch sank die durchschnittlich vergebene Punktzahl von 6,7 auf 5,2 postoperativ.

Bei den Revisionen sank die vergebene Punktzahl von durchschnittlich 7,3 präoperativ auf 4,7 postoperativ, was mit dem Anstieg des Beugedefizits korreliert. Dabei wiesen 2/3 der Fälle postoperativ mäßige und schwere Beugedefizite auf. Nur in 2 Fällen (33%) war kein Beugedefizit feststellbar.

Der Mittelwert der für die Stabilität vergebenen Punkte stieg von 8,9 präoperativ auf 9,3. Präoperativ wurde bei einem Patienten (2,6%) eine mäßige Instabilität über 5° festgestellt. Der Rest der Patienten wies keine oder nur leichte Instabilität von bis zu 5° auf.

Bei der Nachuntersuchung wurde einem Patienten starke Instabilität über 15° festgestellt. Der Anteil der Patienten, bei denen keine Instabilität festgestellt werden konnte, steigerte sich von 47% auf 77,6%.

Bei den erfolgreichen Implantationen stieg der durchschnittliche Punktwert für Stabilität von 8,9 auf 9,7. Postoperativ war nur noch bei 6 Patienten (13,6%) eine leichte Instabilität feststellbar.

In den Fällen, in denen eine Revision der Prothese notwendig wurde sank die im Mittel vergebene Punktzahl von 8,5 präoperativ auf 6,8 Punkte. Postoperativ wurde bei einem Patienten eine mäßige und bei einem weiteren eine schwere Instabilität festgestellt. Vier Knie (66%) wiesen keine oder leichte Instabilitäten auf.

Streckdefekt und Punktabzüge

Der durchschnittliche Streckdefekt lag präoperativ bei 4,4°. Dabei wiesen 15 Patienten (34,1%) kein Streckdefizit auf. Postoperativ konnte das durchschnittliche Streckdefizit auf 3,9° gesenkt werden. Insgesamt 20 Prothesen wiesen keinen Streckdefekt auf.

Punktabzüge wurden beim HSS-Score für verschiedene Kriterien wie die Verwendung von Gehstützen, Streckdefekte und Achsabweichungen vergeben. Insgesamt wurden präoperativ im Durchschnitt 2,0 Punkte abgezogen. Dieser Wert verringerte sich bei der Nachuntersuchung auf 1,6 Punkte. 20 Patienten (45,5%) bekamen keine Abzüge.

Dabei sanken die durchschnittlichen Punktabzüge bei den Nichtrevisionen von 1,9 auf 1,3 Punkte. Bei 19 Patienten (49,3%) wurden keine Punkte abgezogen. Die Verbesserung ist mit $p=0,32$ nicht signifikant.

Bei den Revisionen erhöhte sich der durchschnittliche Punktabzug von 2,7 auf 3,3 Punkte postoperativ. Nur ein Patient hatte postoperativ keine Punktabzüge. Auch hier sind die Veränderungen mit $p=0,065$ nicht signifikant.

4.3. Röntgenbildanalyse

Ahlbäck-Arthrose-Score

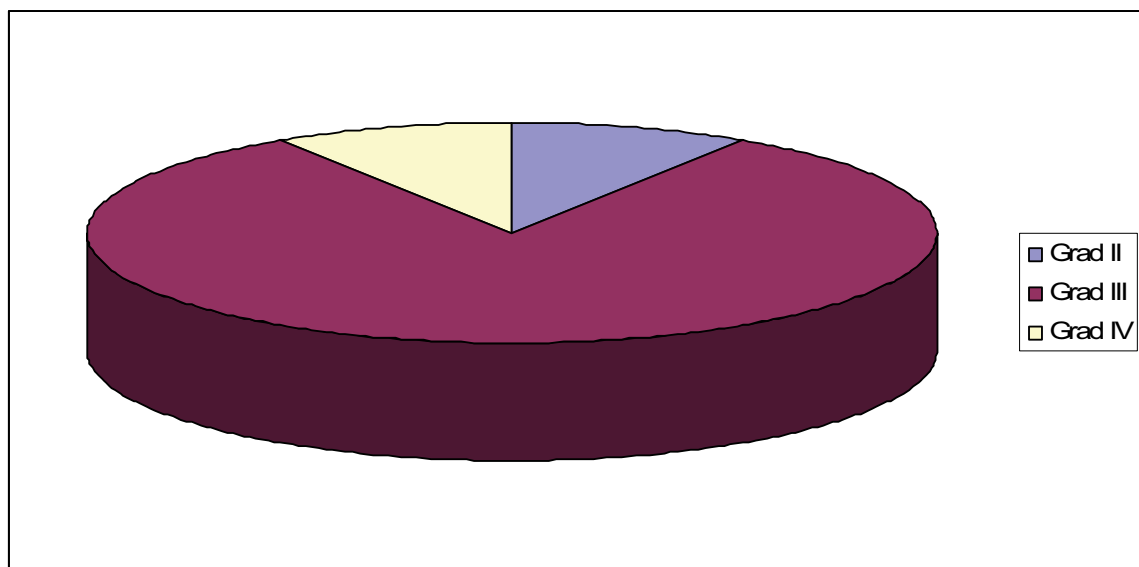


Abb.4.13 :Verteilung des präoperativen Ahlbäck-Arthrose-Scores

Anhand der präoperativen Röntgenbilder wurden die Arthrosegrade nach Ahlbäck (3) bestimmt.

Dabei wurden für 4 Patienten (9,1%) ein Ahlbäck-Arthrose-Score Grad II vergeben. Die Mehrheit (81,8%) wies einen Grad III mit Obliteration und

Knochendefekten auf. Bei 4 Patienten (9,1%) waren Knochenerosionen über 5 mm sichtbar, die mit Grad IV bewertet wurden. Bei den Revisionen zeigte sich präoperativ eine ähnliche Verteilung wie bei den Nichtrevisionen. Mit 83,3 bzw. 81,6% wies die Mehrzahl der Gelenke auf den Röntgenaufnahmen diskrete Substanzverluste bis 5 mm im medialen Kompartiment auf.

Schaftachsen

Präoperativ betrug die anatomische Beinachse im Durchschnitt $0,2^\circ$ varus und lag damit fast parallel zur mechanischen Beinachse. Dabei reichten die Winkel präoperativ von 10° varus bis 8° valgus. Nur bei 4 Patienten (9,1%) lagen die Achsen im physiologischen Bereich von 5° bis 7° valgus. Postoperativ lag der Durchschnitt der Achsen mit $5,6^\circ$ valgus (0° bis 14° valgus) im physiologischen Bereich. Zwar lagen nur 6 (13,3%) Achsen direkt im physiologischen Bereich, aber 28 Achsen (63,6%) wiesen einen Winkel im dem Bereich von $3-9^\circ$ valgus auf. 7 Knie (15,9%) waren mit einem Valguswinkel über 9° überkorrigiert, die restlichen 9 (20,5%) waren unterkorrigiert.

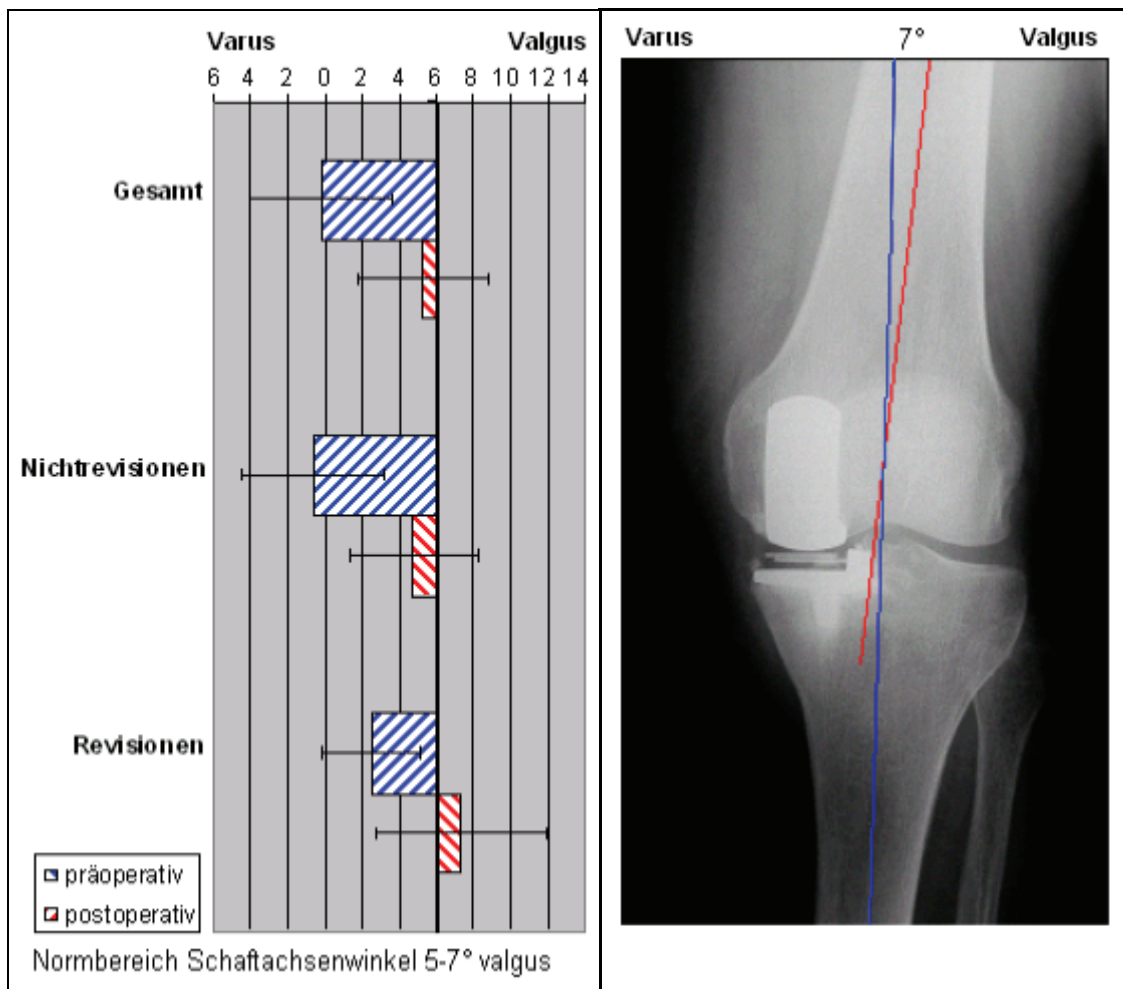


Abb.4.14: Wiederherstellung der Schaftachsen nach Gruppen.

Im Vergleich der anatomischen Beinachsen zeigte sich, dass die Nichtrevisionen eigentlich mit einer präoperativen Achse von 0,6° varus (10° varus bis 8° valgus) eine schlechtere Ausgangsstellung mit geringerer Standardabweichung als die Revisionen mit einer Achse von 2,5° valgus (0° bis 6° valgus) besaßen. Dabei wurde die Achse postoperativ bei den erfolgreichen Implantationen auf durchschnittlich 5,3° valgus korrigiert, bei den Revisionen auf 7,3° valgus. Hierbei wurden 2 Achsen mit 12° bzw. 14° valgus deutlich überkorrigiert. In beiden Gruppen sind die Veränderungen der Beinachsen mit $p < 0,01$ (Nichtrevidierte) bzw. $p = 0,04$ (Wechseloperationen) signifikant. Der U-Test weist mit $p = 0,04$ einen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen in Bezug auf die präoperative Ausprägung des Merkmals „Achsabweichung“ auf. Für das postoperative Ergebnis lässt sich hingegen mit $p = 0,38$ kein signifikanter Unterschied feststellen.

Frontale Ausrichtung von Femur- und Tibiakomponenten

Zur Beurteilung der Implantationsgenauigkeit von Femur- und Tibiakomponenten wurden deren Ausrichtung in a.p.- und Seitenaufnahmen gemessen.

In der a.p.-Aufnahme der Nachuntersuchung zeigte sich, dass alle bis auf eine Femurkomponente (2,6%) in dieser Ebene im Normbereich von 10° varus bis 10° valgus lagen. 11 Komponenten (25%) waren exakt achsneutral implantiert worden. Insgesamt wurden Werte zwischen 8° varus und 16° valgus erreicht. Im Mittel wiesen die Komponenten eine Abweichung von 2,5° valgus gegenüber der Schaftachse auf. Die Femurkomponente, die stark valgisch implantiert worden war, musste revidiert werden. Insgesamt zeigte sich mit $p = 0,95$ kein signifikanter Unterschied zwischen Revisionen und Nichtrevisionen bezüglich des Implantationswinkels.

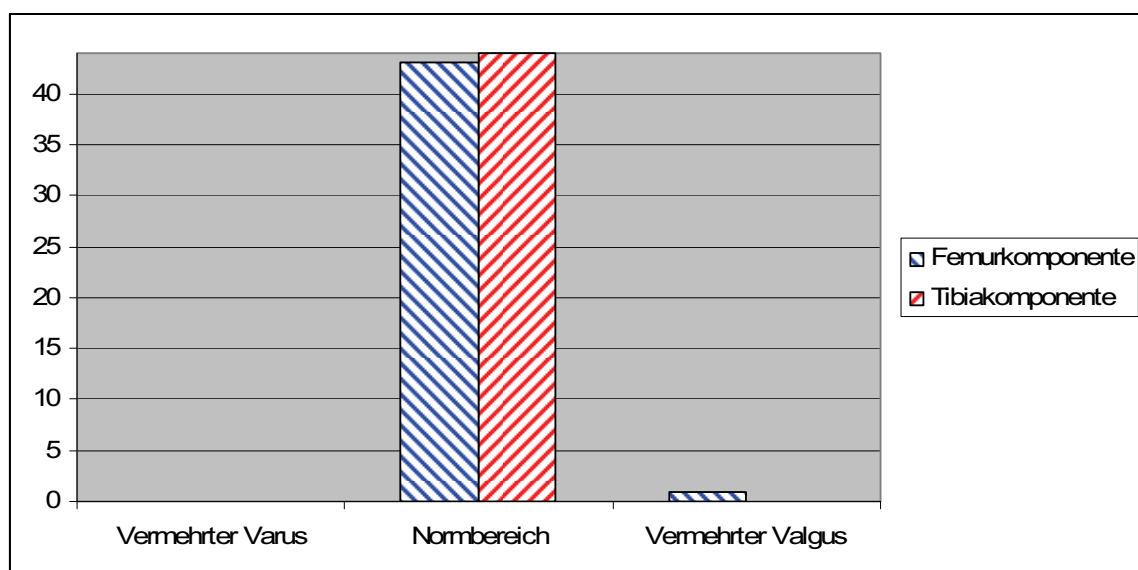


Abb.4.15: Ausrichtung von Femur- und Tibiakomponenten in den a.p.-Aufnahmen

Für die Tibiakomponente wurde im a.p.-Bild die Abweichung vom rechten Winkel zur Tibiaschaftachse gemessen. Dabei sollte das Implantat möglichst rechtwinklig sitzen. Varusabweichungen bis 10° und leichte Valgusabweichungen bis 5° lagen im Normbereich. Alle Tibiakomponenten waren in dieser Ebene im angestrebten Bereich implantiert worden. Dabei wiesen sie im Mittel eine leichte Varusneigung von 3,2° auf (10° varus bis 4° valgus). 7 Implantate (15,9%) waren genau senkrecht zur Tibiaschaftachse implantiert worden. Insgesamt 3 Implantate wiesen einen Valguswinkel auf. Mit $p=0,20$ war kein statistisch signifikanter Unterschied bei der Ausrichtung der Tibiakomponenten der erfolgreichen Operationen und Revisionen im a.p.-Bild nachweisbar.

Sagittale Ausrichtung von Femur- und Tibiakomponenten

In der Seitenaufnahme waren die meisten Femur- und Tibiakomponenten innerhalb des Normbereiches implantiert worden. Dieser betrug für die Femurkomponente 5° Flexion bis 5° Extension. Die Ausrichtung der Femurkomponente war im Durchschnitt nur um 0,7° im Bezug zur Femurschaftachse extendiert und damit fast parallel ausgerichtet. Insgesamt lagen insgesamt 29 Implantate (66%) in dieser Ebene im Normbereich. Die Spannweite der Abweichungen lag dabei zwischen 7° Flexion und 14° Extension. Insgesamt zeigten 8 Komponenten (18%) eine zu starke Flexion. 7 Implantate (16%) wiesen eine zu große Extension auf, davon 4 mit einer Extension von 10 oder mehr Grad. Während bei den Nichtrevisionen nur 23 Implantate (61%) korrekt implantiert waren, lagen alle Implantate der Revisionen im Normbereich. Dennoch ist mit $p=0,80$ kein statistisch signifikanter Unterschied feststellbar.

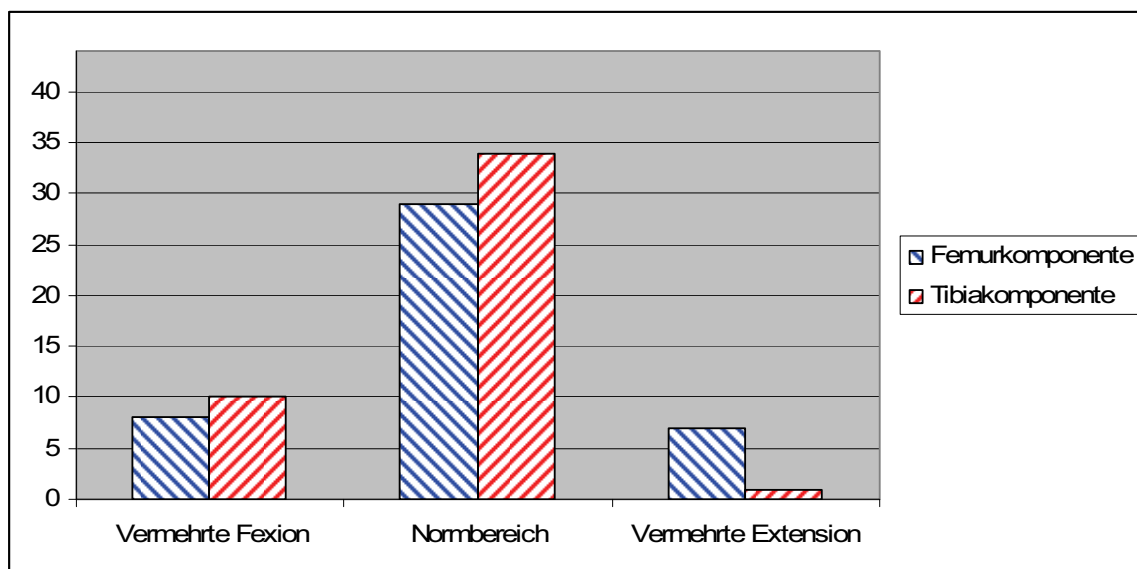


Abb.4.16: Ausrichtung von Femur- und Tibiakomponenten im Seitenbild. Dabei entspricht vermehrter posteriorer Slope der Tibiakomponente einer vermehrten Flexion.

Auch die Abweichung der Tibiakomponente vom rechten Winkel auf die Tibiaschaftachse wurde gemessen. Dabei war ein leichter posteriorer Slope erwünscht. Insgesamt lagen Neigungen von 7° posterior bis 5° anterior im Normbereich.

Insgesamt waren 34 Implantate im Normbereich implantiert worden. Dabei fiel das Tibiaplateau im Mittel um $4,3^\circ$ nach posterior ab (10° posterior bis 6° anterior). 10 Komponenten (22,7%) waren im rechten Winkel implantiert worden. Nur 2 Implantate (5,2%) wiesen einen nach anterior geneigten Winkel auf, wobei die Neigung eines Implantates mit 6° nach anterior knapp außerhalb des Normbereiches lag. Insgesamt 32 Tibiakomponenten (72,7%) wiesen einen posterioren Slope auf, wobei 10 (22,7%) außerhalb des Normbereiches lagen. Der mittlere Slope der Implantate bei den Nichtrevisionen unterschied sich mit 4° posteriorem Slope nur leicht vom mittleren Slope der Revisionen mit 6° , wobei sich auch hier statistisch mit $p=0,30$ kein signifikanter Unterschied feststellen ließ.

Abschluss von Femur- und Tibiakomponenten an den Knochengrenzen

Weiterhin wurde der dorsale Abschluss der Femurkomponente gemessen. Dabei zeigten sich zum Teil starke Abweichungen. Angestrebt wurde ein bündiger Abschluss mit der dorsalen Kante des medialen Kondylus, wobei ein Überstand bis 2 mm toleriert wurde. Die Femurkomponenten standen im Mittel 1,9 mm nach dorsal über. In vier Fällen zeigte sich ein starker Überhang von 6 mm. 19 Implantate (43,2%) schlossen deckend. Insgesamt lagen 29 Femurkomponenten (65,9%) im Normbereich.

Es wurde auch die Passgenauigkeit der Tibiakomponente zur knöchernen Umgebung dokumentiert. Die Tibiakomponente sollte lateral direkt an die Schnittkante zur Eminentia intercondylaris anschließen. In 4 Fällen (9,1%) zeigte sich eine Lücke auf der a.p.-Aufnahme der Nachuntersuchung.

Nach medial war ein bündiger Abschluss mit dem Rand des Tibiaplateaus erwünscht. Dies war bei 11 Implantaten (25%) der Fall. Insgesamt lagen 31 (71%) im Normbereich (bis 2 mm). 13 Implantate (29%) hingen 3 mm oder mehr über. Der maximale Überhang lag bei 5 mm. Im Durchschnitt hingen die Tibiakomponenten sowohl bei Nichtrevisionen als auch bei den Revisionen um 1,6 mm nach medial über. Statistisch lässt sich mit $p=1,0$ bei der Implantationsgenauigkeit kein Unterschied zwischen Revisionen und Nichtrevisionen feststellen.

Auch posterior wurde ein Überhang von 2 mm toleriert. Insgesamt lagen 42 (95%) im Normbereich von 2 mm Überhang. 27 (61%) Tibiakomponenten schlossen bündig. Durchschnittlich hingen die Implantate 0,7 mm über. Dabei lag der maximale Überhang bei 3 mm, was in 2 Fällen dokumentiert wurde. Mit $p=0,93$ war kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen Revisionen und erfolgreichen Implantationen nachweisbar.

Nach anterior sollten die Implantate bis zu 3 mm von der Kortikaliskante entfernt implantiert worden sein. Im Mittel waren die Tibiakomponenten mit 1,6 mm Abstand vom Rand des Tibiaplateaus entfernt. Dabei lag der maximale Abstand bei 4 mm. 14 Implantate (32%) schlossen bündig. Insgesamt lagen 86,4% der Implantate innerhalb des Normbereiches von 3 mm. 6 Implantate (13,6%) lagen mit 4 mm zu weit von der ventralen Kante entfernt. Keine Komponente hing nach anterior über.

Osteophyten und Defekte im Zementmantel

Auf den postoperativen Röntgenbildern wurde nach posterioren Osteophyten gesucht, die während der Operation verblieben waren. Diese waren in insgesamt 9 Fällen (20,5%) sichtbar. Dabei traten sie in etwa im gleichen Verhältnis bei Revisionen und Nichtrevisionen auf. Allerdings ist die radiologische Differenzierung zwischen Osteophyten und dorsal ausgetretenem Zement schwierig. Zementreste als freie Gelenkkörper spielten zumindest bei einer Revision postoperativ eine Rolle und mussten in diesem Falle arthroskopisch entfernt werden.

Defekte im Zementmantel waren radiologisch bei 4 Tibiakomponenten (9,1%) und 3 Femurkomponenten (6,8%) nachweisbar. Insgesamt erwiesen sich davon klinisch 2 Tibiakomponenten und 2 Femurkomponenten als locker und mussten entsprechend revidiert werden.

4.4. Operateure

Die Eingriffe an der Orthopädischen Universitätsklinik Rostock wurden durch insgesamt drei Operateure durchgeführt, die alle Erfahrung mit Endoprothesen hatten, jedoch verschiedene Vorkenntnisse bei der Durchführung von Hemiarthroplastiken am Kniegelenk besaßen. Die nachfolgende Tabelle gibt dabei einen Eindruck über die interpersonell unterschiedlichen Ergebnisse wieder.

Tab.4.1: Übersicht über Operateure und Ergebnisse

Operateur	Qualifikations- Status	Zahl der Fälle	Zahl der Revisionen	Revisionshäufigkeit in Prozent
Nr.1	Facharzt	28	2	7%
Nr.2	Facharzt	10	2	20%
Nr.3	Facharzt	6	2	33%
	Gesamt	44	6	14%

4.5. Einzelfallbeschreibungen der Revisionen

Im Untersuchungszeitraum mussten insgesamt 6 der 44 Prothesen (14%) revidiert werden. Dabei lassen sich vor allem zwei Hauptursachen für das Implantatversagen ausmachen.

In insgesamt drei Fällen zeigten sich radiologisch Lockerungen der Implantate. Bei der Revision der Endoprothesen bestätigte sich in allen drei Fällen die aseptische Lockerung. Von diesen sanken eine Tibia- und eine Femurkomponente im Verlauf ein. Ob und in wieweit dies auf eine verminderte Knochendichte zurückzuführen ist kann in dieser Arbeit nicht geklärt werden. Es waren insgesamt jeweils 2 Tibia- und Femurkomponenten betroffen, wobei bei einem Patienten beide Komponenten Lockerungszeichen aufwiesen. In einem Fall wurden gleichzeitig auch freie Zementreste festgestellt, die vor der Revision arthroskopisch entfernt wurden. Bei der anschließenden Revision bestätigte sich die aseptische Lockerung.

Der zweite Ursachenkomplex betrifft das funktionelle Versagen. In zwei Fällen klagten die Patienten über anhaltende funktionelle Beschwerden mit Gonalgien und Funktionseinschränkungen bis hin zur Gelenkblockade. In den Röntgenaufnahmen zeigen sich dabei Abweichungen der Implantatausrichtung in einzelnen Ebenen. Ein einheitliches Bild bezüglich der Implantatpositionierung lässt sich dabei nicht entwickeln. In einem Fall entwickelte sich trotz intraoperativer Indikationsprüfung eine laterale Anschlussgonarthrose, die das Versagen der Prothese begünstigte. Infektionen und Sepsis sind im Verlauf dieser Serie nicht vorgekommen.

Patientin I:

Die 70-jährige Patientin wurde im November 2000 mit der Schlittenendoprothese im linken Knie versorgt. Präoperativ war eine Arthroskopie durchgeführt worden, die eine isolierte anteromediale Gonarthrose bestätigte. 6 Monate nach der Operation klagte die Patientin über erneut aufgetretenen Bewegungs- und Ruheschmerzen. Daraufhin wurde im August 2001 eine Arthroskopie durchgeführt, in deren Verlauf drei freie Gelenkkörperchen entfernt wurden. Diese erwiesen sich als Zementreste. Anschliessend besserte sich der Lokalbefund temporär, jedoch zeigten weitere Kontrollbilder eine zunehmende Lockerung und Dislokation der Femurkomponente, die bei entsprechender Klinik die Revision der Schlittenendoprothese notwendig machte. Dabei erwies sich die Femurkomponente als aseptisch gelockert. Die Patientin wurde mit einer Innex-Prothese versorgt.

Radiologisch sind auf den Kontrollbildern postoperativ deutlich die intraartikulären Zementreste zu sehen, die besonders posterior und medial imponieren. Die Femurkomponente ist nach dorsokranial eingesunken, was ein sicheres Lockerungszeichen darstellt. Im Zuge dieser Bewegung hat sich auch der dorsale Überstand der Femurkomponente deutlich erhöht. Das Femurimplantat ist im Seitenbild im Vergleich zur Femurschaftachse etwas zu stark flektiert. Die Tibiakomponente erscheint in guter Position implantiert. Eine leichte Varusfehlstellung verblieb.

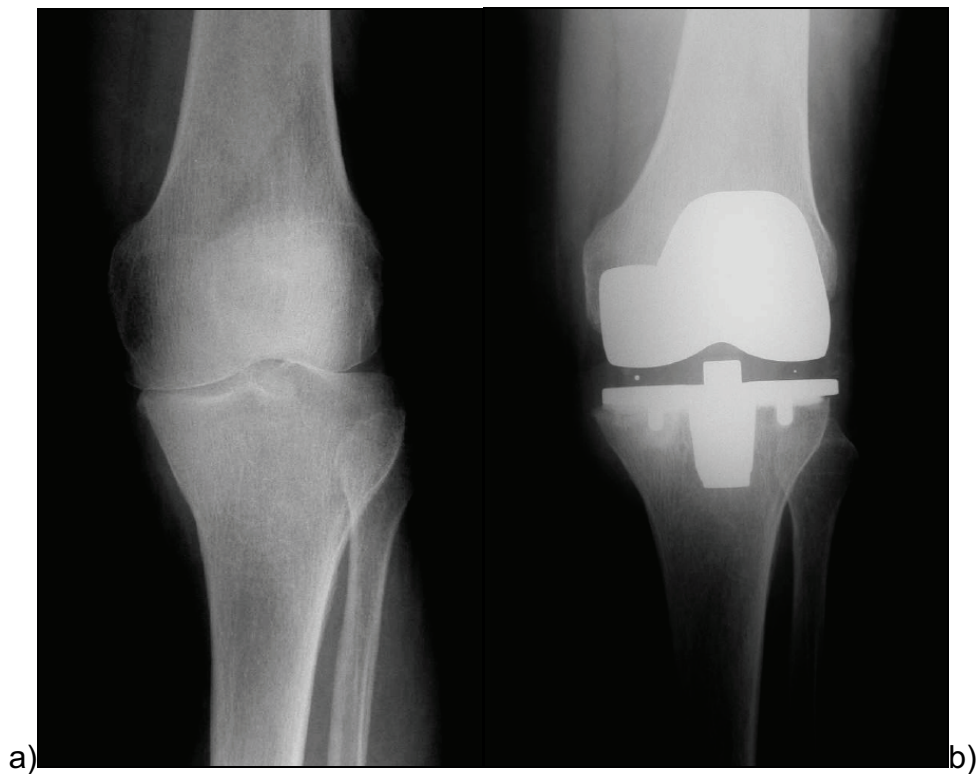


Abb.4.17a,b: Präoperative a.p.-Aufnahme (a) und nach der Revision mit einer Innex-TEP (b).

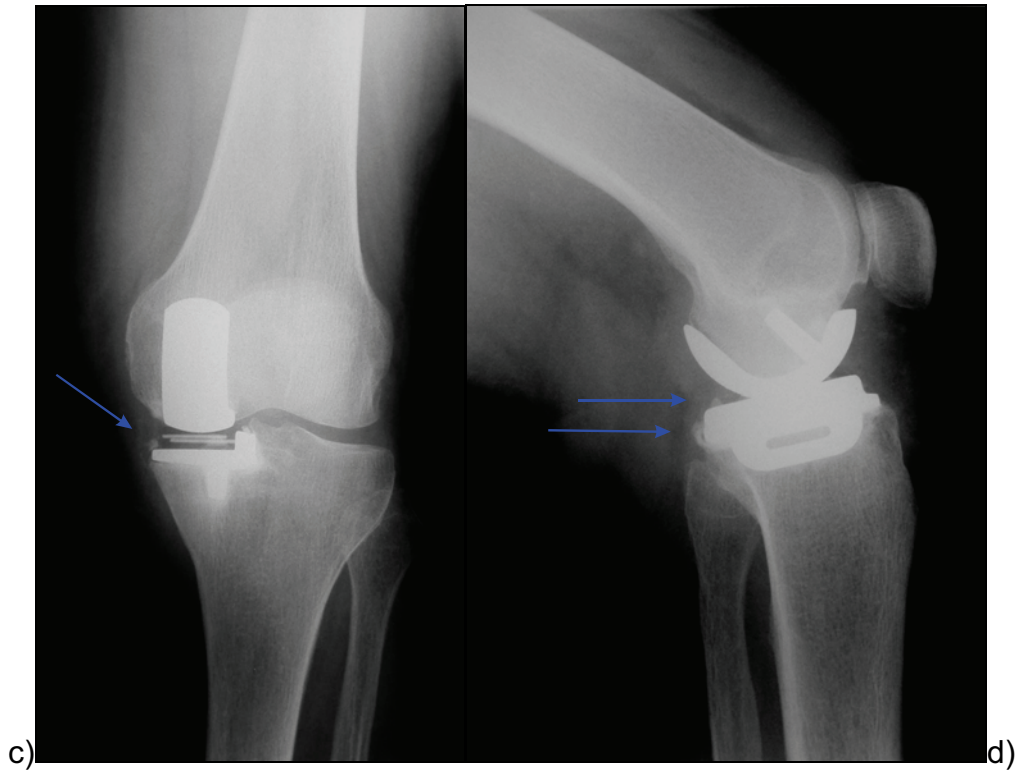


Abb.4.17c,d: Freie Zementreste (blaue Pfeile) 14 Tage postoperativ.

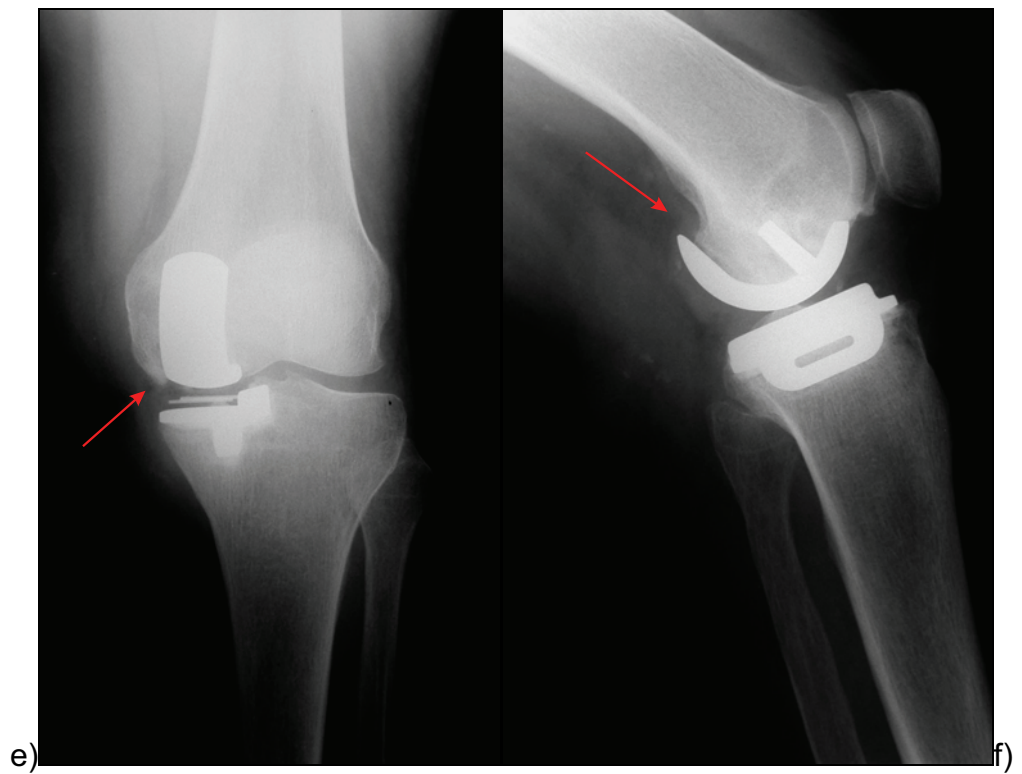


Abb.4.17e,f: Wanderung der aseptisch gelockerten Femurkomponente nach dorsokranial (rote Pfeile).

Patient II:

Der 62-jährige Patient wurde im April 2000 nach langjährig progredienter medialer Gonarthrose endoprothetisch versorgt. Nach anfänglich deutlicher Beschwerdereduktion traten drei Monate postoperativ plötzlich wieder starke Schmerzen und Bewegungseinschränkung auf. Im Oktober 2000 erfolgte die Revision auf eine LCS-Prothese. Dabei wurde die Lockerung der Tibiakomponente bestätigt, die Femurkomponente erwies sich klinisch noch als fest. Es bestand chronische Synovialitis.

Radiologisch imponiert deutlich die Lockerung der Tibiakomponente. Der starke mediale Überhang ist in den a.p.-Bildern deutlich sichtbar. Auch bei dem Femurimplantat zeigen sich beginnende Kontinuitätsverluste zum Knochen. Posterior sind noch Osteophyten sichtbar.



Abb.4.18a: Präoperative a.p.-Aufnahme.

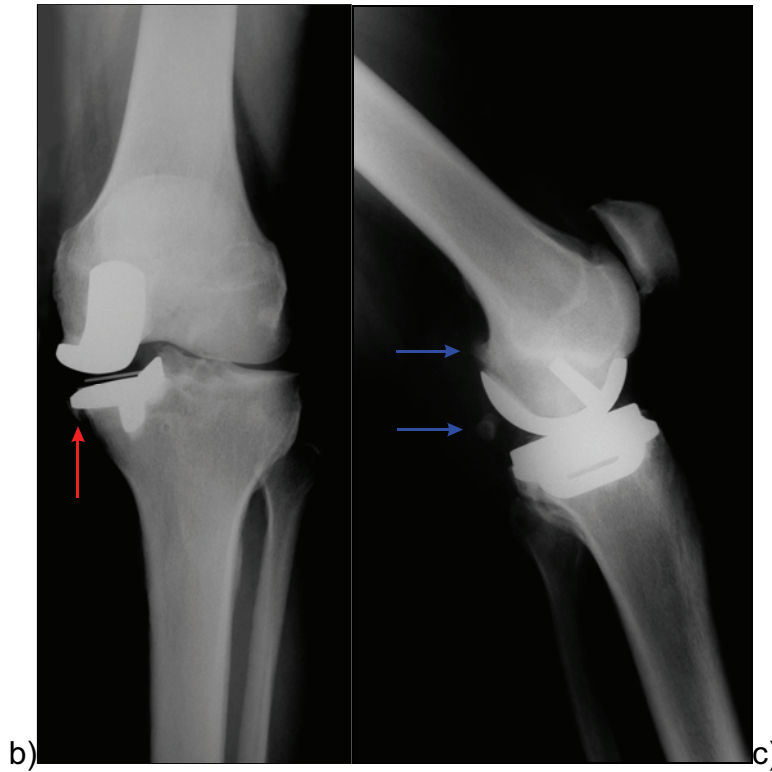


Abb.4.18b, c: Postoperativ zeigt sich ein deutlicher medialer Überhang der Tibiakomponente (*roter Pfeil*), auch sind verbliebene Osteophyten (*blaue Pfeile*) posterior sichtbar.

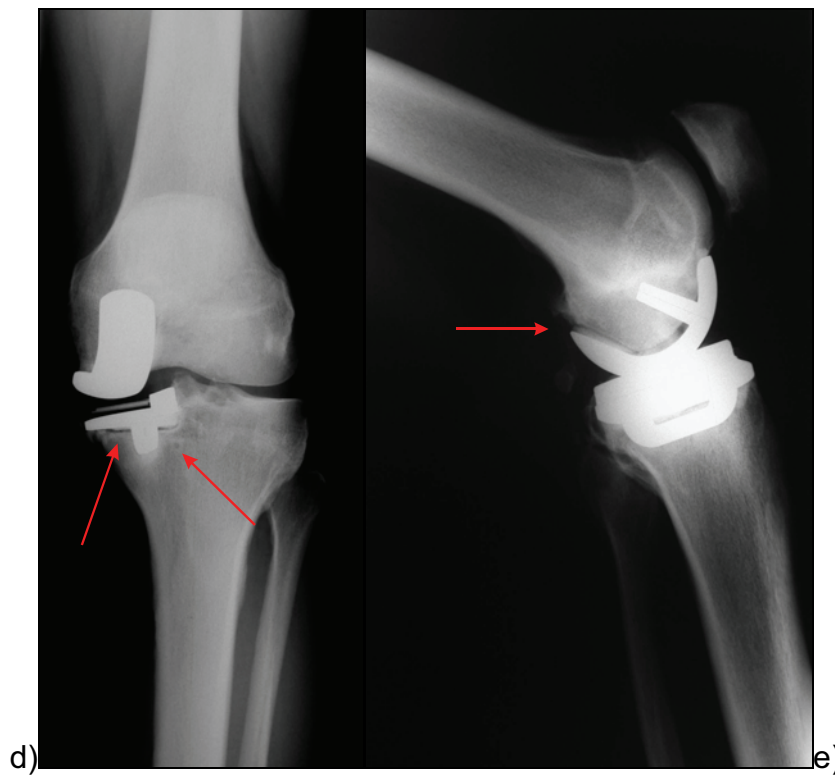


Abb.4.18d,e: Kontinuitätsverluste zwischen Knochen und Implantaten drei Monate postoperativ (*rote Pfeile*).

Patientin III:

Die 64-jährige Patientin wurde im Oktober 1999 mit einer Schlittenendoprothese im linken Kniegelenk versorgt. Vorhergegangen war eine traumatische Innenmeniskusläsion im Jahr 1986. Eine Arthroskopie zur abschliessenden Indikationsstellung zeigte intakte laterale und retropatellare Gelenkflächen. Postoperativ klagte die Patientin über anhaltende Beschwerden und Blockaden des Gelenkes. Radiologisch zeigte sich ein insgesamt guter Implantatsitz ohne Lockerungszeichen. Der posteriore Slope der Tibiakomponente und die Beinachse scheinen überkorrigiert. Die Beschwerdesymptomatik der Patientin machte im März 2000 die Revision der Prothese notwendig.



Abb.4.19a: Präoperative a.p.-Aufnahme.

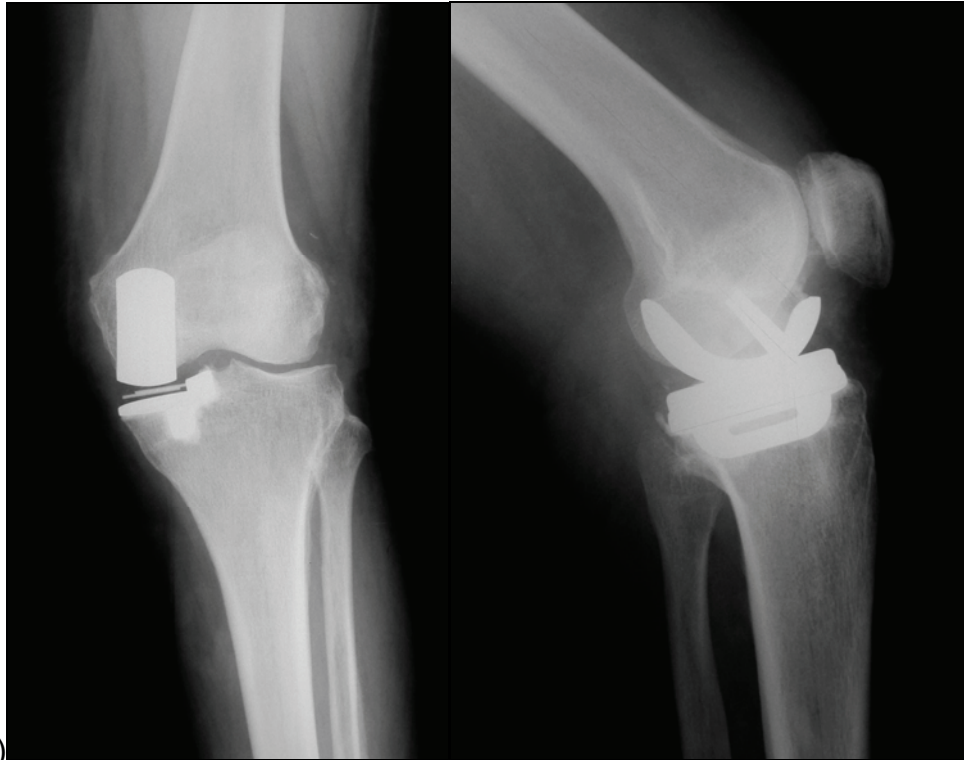


Abb.4.19b,c: Guter Implantatsitz bei Überkorrektur der Beinachsen im Valgussinne (b).

Patientin IV:

Die 66-jährige Patientin wurde im April 2000 mit einer Oxford-2-Schlittenendoprothese im rechten Kniegelenk versorgt. Dabei wurde die anteromediale Gonarthrose intraoperativ bestätigt. Die Patientin klagte auch postoperativ über anhaltende Ruhe- und Bewegungsschmerzen mit Blockierungen und starker Bewegungseinschränkung. Im Juni 2000 erfolgte der Wechsel auf eine LCS-Prothese. Während der Wechseloperation erwies sich das Implantat als fest implantiert.

Die a.p.-Bilder der Nachuntersuchung zeigen einen deutlichen Überstand der Femurkomponente nach distal. Ursache könnte eine zu geringe Frästiefe für den Streckspalt sein. Die Beinachse wurde dadurch überkorrigiert.

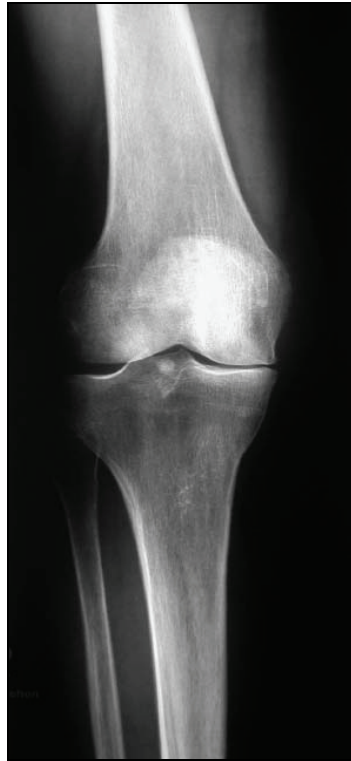


Abb.4.20a: Präoperative a.p.-Aufnahme.

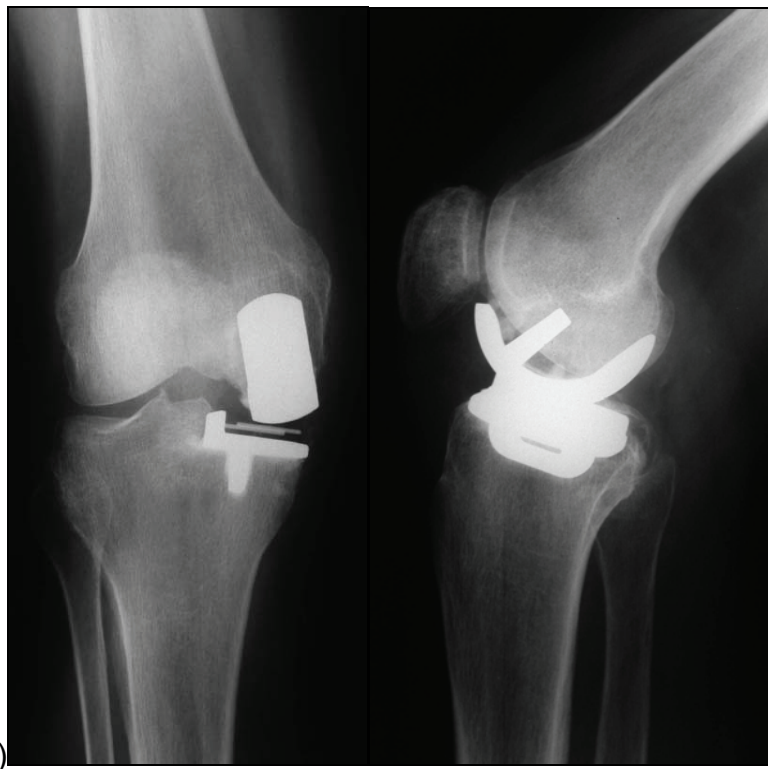


Abb.4.20b,c: Aufnahmen vor dem Prothesenwechsel. Die Gelenkflächen erscheinen zueinander dezentralisiert (b). Lockerungszeichen bestehen nicht.

Patientin V:

Die 63-jährige Patientin wurde im August 2000 im rechten Kniegelenk versorgt. Die Patientin verfügte präoperativ mit 80° über einen geringen Bewegungsumfang. Intraoperativ bestätigte sich die Beschränkung der Gonarthrose auf das anteromediale Kompartiment.

Nach einer Periode relativer Schmerzfreiheit klagte die Patientin 6 Monate postoperativ wieder über einer Zunahme der Schmerzsymptomatik mit Blockierungserscheinungen. Radiologisch zeigte sich der Verdacht auf Lockerung der Tibiakomponente. Im Juni 2001 erfolgte die Umstellung auf eine LCS-Prothese. Dabei erwies sich die Tibiakomponente als aseptisch gelockert.

Auf den Kontrollröntgenbildern vor dem Prothesenwechsel zeigt sich ein deutlicher Lysesaum unter der Tibiakomponente. Das Implantat scheint nach kaudal gewandert zu sein. Der posteriore Slope ist zu stark. Die Femurkomponente zeigt im a.p.-Bild eine deutliche Fehlstellung. In der Seitenaufnahme sind noch posteriore Osteophyten sichtbar.



Abb.4.21a: Präoperative a.p.-Aufnahme.

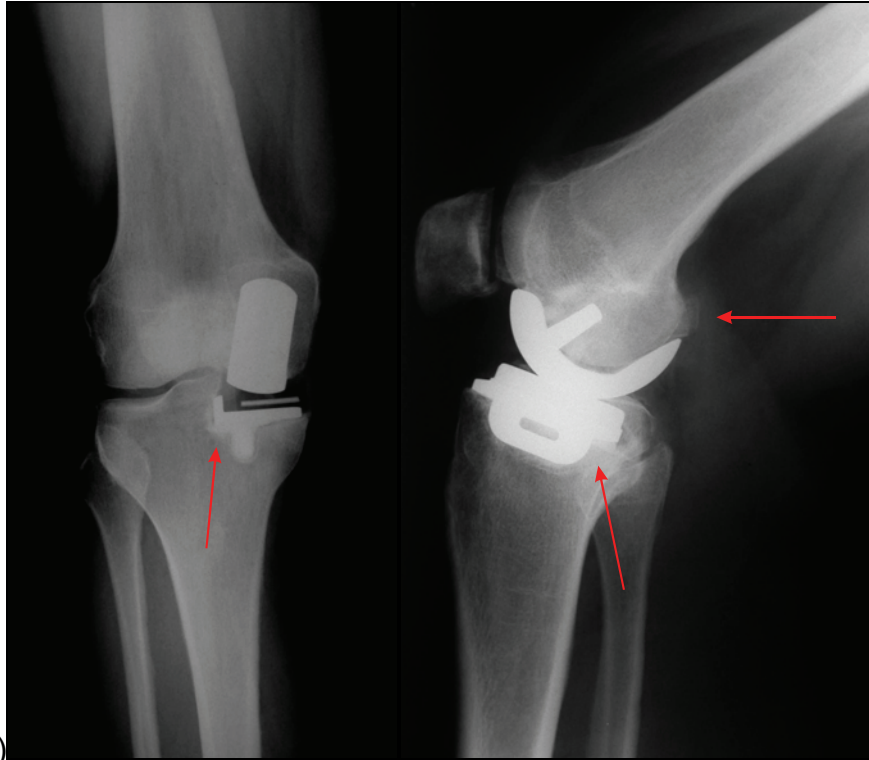


Abb.4.21b,c: Deutlicher Lyse-saum unter der Tibiakomponente (b). Der posteriore Slope ist zu groß. Im posterioren Gelenkbereich zeigen sich Osteophyten (c).

Patientin VI:

Die 61-jährige Patientin wurde in Februar 2000 im linken Kniegelenk mit einer Oxfordprothese versorgt. Intraoperativ wurde eine laterale und retropatellare Chondropathie ausgeschossen. Der Bandapparat war intakt.

Nach einem relativ beschwerdearmen postoperativen Intervall kam es im Verlauf zu zunehmend stärkerer Schmerzsymptomatik im lateralen Gelenkbereich. Die Wechseloperation auf eine LCS-Prothese fand im Oktober 2001 statt. Die Implantate wiesen keine Anzeichen für eine Lockerung auf. Es zeigte sich eine Anschlussgonarthrose im lateralen Kompartiment.

Radiologisch zeigt sich in der präoperativen Aufnahme ein intakter lateraler Gelenkspalt. Die Implantate weisen einen insgesamt achs- und regelrechten Sitz auf. Lockerungszeichen bestehen nicht. Der Schaftachsenwinkel ist mit 6° valgus gut korrigiert.



Abb.4.22a: Präoperative a.p.-Aufnahme

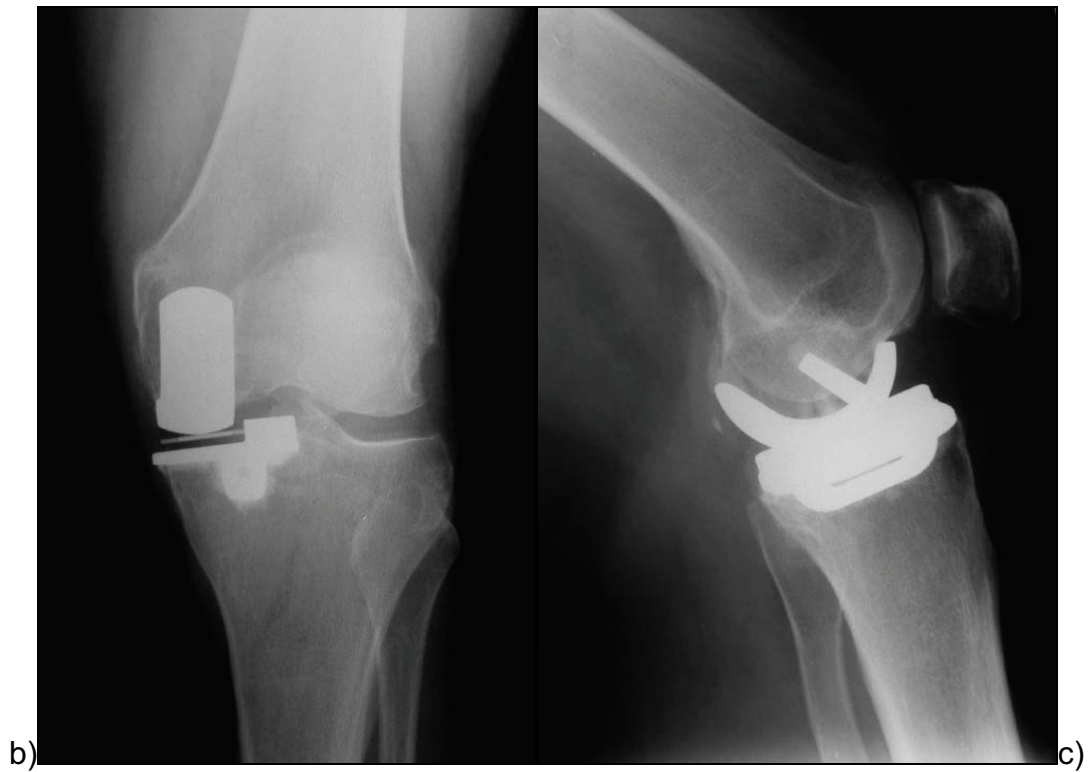


Abb.4.22b,c: Die Aufnahmen zur Nachuntersuchung zeigen einen insgesamt guten Implantatsitz, wobei die Komponenten etwas gegeneinander rotiert erscheinen.

5.Diskussion

Überlebenszeit und Versagen

Die Ergebnisse der Oxfordprothese werden in der Literatur kontrovers diskutiert. Während einige Autoren sehr positive Ergebnisse veröffentlicht haben, mahnen andere Autoren eher zur Skepsis. Nach den Prothesenautoren Goodfellow und O'Connor et al. (10) beträgt die 10-Jahresüberlebensrate exzellente 98% von 144 implantierten Prothesen. Nach einer Studie von Carr et al (21) musste nach 4 Jahren von 121 Prothesen nur eine gewechselt werden (99,1% Überlebensrate). Auch Svärd und Price (17) erreichten eine 10-Jahresüberlebensrate von 94% bei 395 Implantaten. Die meisten Revisionen wurden dabei aufgrund von Lockerungen der Tibiakomponente notwendig. Meniskusdislokationen traten hier nur bei 0,5% der Fälle auf. Weale et al. (33) berichtet von 2 Revisionen bei 56 Implantaten (3,6%) nach 10 Jahren. Nach Panit et al. (85) betrug die 5-Jahresüberlebensrate von 688 Oxfordprothesen 98,4%. Als Hauptursachen für das Implantatversagen gibt er die Luxation der Meniskuskomponenten und funktionelle Instabilität an.

Andere Studien kamen zu schlechteren Ergebnissen. Vorlat et al. (15) beschreibt ein 5-Jahresüberlebensrate von 92% bei 41 Oxford-Schlittenprothesen und betont die Notwendigkeit einer strikten Indikationsstellung. Lewold et al. (14) untersuchte in einer schwedischen Multicenterstudie die Überlebenszeiten der Oxford-Prothese im schwedischen Prothesenregister. Danach überlebten nur 90% von 699 Implantaten die ersten 5 Jahre. Revisionen wurden vor allem auf Grund von Dislokationen der Meniskuskomponente und aseptischer Lockerungen der Femur- und Tibiakomponenten notwendig. Laterale Anschlussgonarthrosen und funktionelle Instabilität machten danach ein Drittel der Revisionen notwendig. Kumar et al. (60) untersuchte in seiner Arbeit 100 Oxford-II-Prothesen, die eine Überlebensrate von 85% nach 11 Jahren aufwiesen. Auch hier waren Luxationen der Meniskuskomponenten und aseptische Lockerungen Hauptursache für die Revisionen.

Insgesamt sind die Ergebnisse unserer Studie mit einer Überlebensrate von nur 86% nach 24 Monaten schlecht im Vergleich zu den in der gängigen Literatur publizierten Arbeiten, auch wenn sich nach Lewold (14) die meisten der negativen Ergebnisse (70%) in den ersten zwei Jahren postoperativ manifestieren.

Die Gründe für das Versagen der insgesamt 6 Prothesen in unserer Serie sind unterschiedlich. Bei drei Prothesen zeigten sich aseptische Lockerungen, wobei die Tibia- und die Femurkomponente jeweils zweimal betroffen waren. Dies deckt sich mit den Ergebnissen der Arbeiten von Kumar et al. (60), Lewold et al. (14) und Price et al. (76), die als eine Hauptursache des Frühversagens der Oxfordprothese die aseptische Lockerung beschreiben.

In einem Fall entwickelte sich trotz gut korrigierter Beinachse eine Anschlussgonarthrose im lateralen Kompartiment, die zur Revision führte. Anschlussgonarthrosen im lateralen Kompartiment werden in der Literatur häufiger beschrieben. Dabei treten sie zumeist erst mit einigen Jahren Latenz klinisch in Erscheinung (76,86). Lewold et al. (14) und Rajasekhar et al. (84) beschreiben

jedoch auch in den ersten zwei Jahren postoperativ Anschlussarthrosen als Revisionsgrund. Zwei weitere Prothesen mussten aufgrund funktionellen Versagens gewechselt werden.

Funktionelles Versagen mit Schmerz und Bewegungseinschränkung ohne anatomisches Korrelat machten in unserer Serie in zwei Fällen die Revision der Prothesen notwendig. Während der Wechseloperationen wurden eine Implanatlockerung und Anschlussgonarthrose ausgeschlossen. Einen Hinweis auf eine mögliche Ursache bietet der signifikant geringere präoperative Bewegungsumfang der Versager in dieser Serie. Durch Limitation der physiologischen Funktion kann es dabei zur Einschränkung der extrinsischen Stabilität kommen, da die die Oxford-Prothese konzeptionsbedingt angewiesen ist (12). Panit et al. (85) und Lewold et al. (14) beschrieben in ihren Arbeiten, dass ca. 20 Prozent der Revisionen aufgrund funktionellen Versagens vorgenommen werden mussten, wobei sich auch hier keine singulären Ursachen ergaben. Hille et al. (71) wies darauf hin, dass auch durch den additiven Effekt geringfügiger Fehlpositionierungen einzelner Komponenten bereits ein biomechanisch relevantes Malalignment zustande kommen kann, das funktionelles Versagen begünstigt.

Achsstellung und laterale Anschlussgonarthrose

Im Zuge der Entstehung der medialen Gonarthrose kommt es zur Änderung des Schaftachsenwinkels in den Varus (30). Postoperativ sollte die anatomische Beinachse wieder in den physiologischen Bereich von 5° - 7° valgus (46,48) korrigiert werden, um die Belastung bevorzugt auf das Implantat und nicht auf das laterale Kompartiment zu lenken und somit dem Fortschreiten der Arthrose im lateralen Gelenkanteil entgegenzuwirken (50). Bei unserer Arbeit wurde eine Korrektur des Schaftachsenwinkels von $0,6^{\circ}$ varus auf $5,6^{\circ}$ valgus postoperativ und damit in den physiologischen Bereich hinein erreicht. In einem Fall zeigte sich intraoperativ eine deutliche Anschlussgonarthrose. Dabei war die Beinachse in den physiologischen Bereich korrigiert worden. Ein Zusammenhang zwischen der Wiederherstellung der Beinachse und der Versagenshäufigkeit war nicht feststellbar.

In der Literatur ist die Bedeutung der Korrektur der Beinachse umstritten. Ridgeway und McAuley et al. (44) zeigten, dass sowohl Über- als auch Unterkorrektur die Überlebenszeiten negativ beeinflussen. Weale et al. (33) konnte nach 11 Jahren in einem grossen, mit der Oxford-Schlittenendoprothese versorgten Kollektiv bei guter Korrektur der Beinachse keine Arthroseprogredienz in anderen Kompartimenten feststellen.

Eine Serie von Emerson et al. (86) wies hingegen die laterale Anschlussgonarthrose nach 10 Jahren als Hauptrevisionsgrund aus. Dabei waren die Schaftachsenwinkel mit $5,6^{\circ}$ valgus mit geringer Standardabweichung gut in den physiologischen Bereich korrigiert worden. Trotzdem kam es in vielen Fällen zur Progredienz der Arthrose im lateralen Kompartiment. Li et al. (87) wiesen die Arthroseprogredienz bei vergleichbar gut korrigierten Beinachsen für unterschiedliche Implantate mit fixierten und nicht fixierten Meniskuskomponenten nach. Auch andere Autoren wie Swank et al. (8) und Rougraff et al. (67) konnten direkten keinen Zusammenhang zwischen Achskorrektur und Gesamtergebnis

feststellen. Nach Weale et al. (33) war nach 11 Jahren bei der Oxford-Schlittenendoprothese keine Arthroseprogredienz in den anderen Kompartimenten nachweisbar. Nach Schultz et al. (55) zeigten sich bei zwei anderen Hemiendoprothesenmodellen eine deutliche laterale Arthroseprogredienz trotz gut korrigierter Beinachse. Hingegen erreichte Carr et al. (21) trotz mässiger Achskorrektur von 4,5° varus auf 0,8° valgus postoperativ exzellente 99,1% Überlebensrate nach 4 Jahren.

Bewegungsumfang und Streckdefizit

Beim präoperativem Bewegungsumfang zeigte sich in unserer Serie kein statistischer signifikanter Unterschied hinsichtlich des Operationsergebnisses. Während die erfolgreichen Operationen präoperativ durchschnittlich 103° Bewegungsumfang aufwiesen, betrug dieser bei den Revisionen nur 90°. Für diesen Parameter finden sich in der Literatur wenig konkrete Empfehlungen. Einzelne Autoren wie Carr et al. (21) und Kumar et al. (60) empfehlen eine Mindestbeugefähigkeit von 90° präoperativ. O'Connor et al. (20) und Goodfellow et al. (6) geben keine konkreten Empfehlungen hinsichtlich des Bewegungsumfanges. Beide Autoren empfehlen einen maximalen präoperativen Streckdefekt von 15°. Andere Autoren (18,30,43) sehen starke Beugekontrakturen über 40° als Kontraindikation für die Implantation einer Hemiarthroplastik. Bei unserer Serie lag das durchschnittliche Streckdefizit mit 4,4° innerhalb der empfohlenen Grenzen.

Obwohl es wenig konkrete Empfehlungen gibt, wird eine große Beweglichkeit mit geringem Streckdefekt als Indikator für die Gelenkfunktion gesehen. Die Bänder unterliegen bei verschiedenen Gelenkstellungen unterschiedlichen Spannungen, die für den Erhalt der physiologischen Funktion wichtig sind (2,24). Auch werden muskuläre und kapsuläre Kontrakturen durch die erhaltene Funktion vermieden (51). Da die Oxford-Prothese auf eine sichere extrinsische Stabilisierung angewiesen ist (5), kann hier ein Zusammenhang mit dem funktionellen Versagen in einigen Fällen diskutiert werden.

Ein klinisches Kriterium für den Erfolg der Implantation ist die postoperative Beweglichkeit. In unserer Arbeit verbesserte sich der Bewegungsumfang von 101° auf durchschnittlich 110° postoperativ und ist mit den in der Literatur gängigen Ergebnissen vergleichbar.

Der postoperative Bewegungsumfang liegt bei den meisten Arbeiten zwischen 105° und 120° (21,51,60). Nach einer Arbeit von Vorlat et al. (15) stieg der Bewegungsumfang von 108° präoperativ auf 116° zwei Jahre postoperativ. Carr et al. (21) berichtet von einer Zunahme von 95° prä- auf 106° postoperativ. Nach Weale et al. (33) stieg die Beugefähigkeit von 103° auf 108° 2 Jahre postoperativ. Auch Price et al. (76) und Li et al. (86) berichten von durchschnittlich 109° bzw. 112° postoperativer Beweglichkeit. Nur wenige Autoren beschreiben deutlich größere Bewegungsumfänge postoperativ. So erreichte Panit et al. (85) in einer grossen Serie von 688 Implantaten eine postoperative Beweglichkeit von 133°. Nach Rees et al. (56) waren durchschnittlich 129° möglich.

Hospital-for-Special-Surgery-Score

Der in dieser Arbeit verwendete Hospital-for-Special-Surgery-Score (3) dokumentierte eine signifikante Steigerung von 58,5 auf 78,0 Punkte postoperativ. 75% der Patienten zeigten nach den Kriterien des Scores gute und sehr gute Ergebnisse. Wird in unserer Arbeit dem hohen Versageranteil Rechnung getragen, ergibt sich mit durchschnittlich 82 Punkten postoperativ ein eher der Literatur entsprechendes Ergebnis.

Vorlat et al. (15) zeigte eine Steigerung auf 87 Punkte postoperativ ohne die Revisionen zu berücksichtigen. Nach einer Arbeit von Weale et al. (33) wurden postoperativ im Durchschnitt 86 Punkte erreicht, wobei 17 von 28 Implantaten sehr gute Werte erreichten. Müller et al. (78) beschreibt für minimalinvasiv implantierte Oxford-Prothesen einen exzellenten durchschnittlichen postoperativen Score von 92 Punkten. Price et al. (76) konnte eine Steigerung von 56,5 auf 88,4 Punkte erreichen. Danach wiesen 91% der Patienten gute und sehr gute Ergebnisse auf. Ein wichtiges Unterkriterium des HSS-Scores ist die Schmerzfreiheit, für die fast ein Drittel der Punkte des Scores vergeben werden. In unserer Studie waren postoperativ 77% frei von Ruheschmerzen. Nach Weale et al. (33) waren 79% postoperativ in Ruhe schmerzfrei. Carr et al. (21) in ihrer Studie, dass 75% der Patienten zwei Jahre postoperativ schmerzfrei waren.

Implantatpositionierung

Insgesamt kann man in unserer Serie von einer guten Implantatpositionierung sprechen. Die durchschnittliche Ausrichtung der Implantate lag in allen betrachteten Ebenen im Normbereich. Vor allem in der Frontalebene waren alle Femurkomponenten und alle bis auf eine Tibiakomponente innerhalb der von den Prothesenautoren empfohlenen Grenzen (6) implantiert worden. Auch in der Sagalebene lag die Ausrichtung der meisten Prothesen innerhalb des Normbereiches. Die durchschnittliche Ausrichtung der Femurkomponente war fast exakt parallel zur Femurschaftachse. Zwar war insgesamt ein Drittel der Femurkomponenten mit einer vermehrten Extension oder Flexion implantiert worden, jedoch musste keines dieser Implantate revidiert werden.

Als Erklärung mag hier eine Rolle spielen, dass die Gleitfläche der Femurkomponente exakt dem Ausschnitt einer Kugel entspricht, sodass vermehrte Extension oder Flexion innerhalb gewisser Grenzen allein wenig Einfluss auf die Funktion des Implantates hat (7,32). Auch auf den Bewegungsumfang und das Ergebnis scheint dieser Parameter kaum Einfluss zu nehmen (88,76).

Die Tibiakomponenten wiesen mit wenigen Ausnahmen den erwünschten leichten posterioren Slope auf. Ein statistischer Unterschied in der Ausrichtung zwischen erfolgreichen Implantaten und Revisionen war nicht feststellbar. Die Bewertung des posterioren Slopes in der Literatur ist unterschiedlich. Zumeist wird ein leichter Slope empfohlen (28,56), jedoch konnten einige Arbeiten keinen Einfluss auch grösserer dorsaler Neigungen auf das Implantationsergebnis feststellen (76,85). Tendenziell scheint die exakte Ausrichtung des posterioren Slopes mit Standardinstrumentarien schwierig zu sein (70,75).

Auch die Ausrichtung von Femur- und Tibiakomponenten an den Knochengrenzen ist in unserer Studie zumeist gut erfolgt. Hinsichtlich des dorsalen Überhanges bei

einigen Femurimplantaten spielt sicherlich eine Rolle, dass der Radius bei der Oxford-2-Prothese auf eine Grösse standardisiert ist (7,29). Entsprechend kann es bei kleineren anatomischen Femurkondylen vorkommen, dass das Implantat in dieser standardisierten Grösse relativ zu gross ist und entsprechen dorsal nicht abschliesst (50). Dies wurde zwischenzeitlich beim Nachfolgemodell Oxford-3 korrigiert. Hier steht die Femurkomponente in mehreren Grössen zur Verfügung (76,85).

Auch die Ausrichtung der Tibiakomponenten an den Knochengrenzen erfolgte in den meisten Fällen innerhalb der empfohlenen Grenzen. Eventuelle Unsicherheiten sind sicherlich teilweise der mangelnden Übersichtlichkeit des Operationsfeldes bei minimalinvasiven Operationen geschuldet. Dabei ist es intraoperativ für den Operateur oft schwer, das Implantat in mehreren Ebenen exakt an die Knochengrenzen anzupassen und gleichzeitig auf die Zementierung und axiale Ausrichtung zu achten (70,76). In unserer Studie war keine Unsicherheit in einer bestimmten Ebene mit einer vermehrten Revisionshäufigkeit verbunden. Dies deckt sich mit anderen Arbeiten (88).

Shakespeare et al. (11,88) widmete sich in zwei Artikeln ausführlich der Implantatpositionierung der Oxfordprothese. Die veröffentlichten Ergebnisse der grossen Serie von 224 Oxford-Schlittenendoprothesen ähneln denen unserer Serie. Auch hier war die Ausrichtung sowohl der Femur- als auch der Tibiakomponenten in der Frontalebene etwas besser als in der Sagitalebene. Unsicherheiten in der Flexion/Extension der Femurkomponente liessen keine Korrelation mit dem Ergebnis zu (88).

Insgesamt war die Implantatstellung bei den Revisionen unserer Serie uneinheitlich. Einige wichen in einem oder mehreren Parametern vom vorgegebenen Normbereich ab, ohne sich jedoch von den erfolgreichen Implantationen zu unterscheiden. In zwei Fällen scheinen die Komponenten im a.p.-Bild eine gegenläufige Torsion zu besitzen. Dies würde funktionelle Blockierungserscheinungen durch Impingement erklärbar machen, zumal in besonders einem Fall keine weiteren wesentlichen Befunde erhoben werden konnten.

Die Ursache von funktionellem Versagen kann nach Shakespeare et al. (11) in der Fehlrotation von Femur- und Tibiakomponente liegen, die zum Impingement der Meniskuskomponente gegen den metallenen Steg der Tibiakomponenten an der Eminentia intercondylaris führt. Eine solche Fehlrotation kann auf normalen Röntgenbildern nicht zuverlässig beurteilt werden, da mehrere Variablen auf die Rotation von Femur zur Tibia wirken (44,58). Eine Beurteilung ist demnach nur bei definierten Achsen- und Rotationsverhältnissen möglich (11).

Die Implantatpositionierung ist in der Literatur ein akzeptierter Prognosefaktor für die Frühergebnisse unikondylärer Schlittenendoprothesen (52,58). Hille et al. (71) betont, dass durch den additiven Effekt auch geringfügiger Fehlpositionierungen der einzelnen Komponenten bereits ein biomechanisch relevantes Malalignment zustande kommen kann, das das funktionelle Versagen begünstigt. Unsicherheiten bei der exakten Implantation sollten durch verbesserte Instrumentarien behebbar sein (40,77).

Unsicherheiten bei der Implantatpositionierung sind zumindest teilweise den extramedullären Implantationsinstrumentarien der Hemiendoprothesen geschuldet, die hohe Ansprüche an die Fähigkeiten des Operateurs stellen. Jenny et al. (75) verglich ein extramedulläres Standardinstrumentarium mit einem modifizierten intramedullären Instrumentarium, das normalerweise bei

Totalendoprothesen Verwendung findet. Er fand dabei, dass vor allem die Ausrichtung der Implantate in der Sagitalebene sicherer zu kontrollieren war.

Indikation

In der Literatur wird oft eine strenge Indikationsstellung empfohlen (29,31,60,76). Dabei werden die von White et al. (30) zusammengefassten Kriterien der isolierten medialen Gonarthrose mit intakter lateraler Gelenkfläche und vollständig korrigierbarer Varusdeformität weithin akzeptiert (5,21,50). Goodfellow und O'Connor et al. (18) zeigten ausserdem die Bedeutung eines intakten vorderen Kreuzbandes für die Ergebnisse der Oxfordprothese. Darin sind für Oxford-Schlittenendoprothesen mit intaktem LCA durchschnittliche 6-Jahresüberlebensraten von 95% dokumentiert, für Knie mit nicht vorhandenem oder geschädigtem LCA lag die Rate nur bei 81%. Diese Indikationen wurden in unserer Serie angewandt. Auch war ein Streckdefekt über 15° eine Kontraindikation entsprechend den Empfehlungen des Prothesenautors (6,20). Hinsichtlich des Bewegungsumfanges gibt es für nur wenig konkrete Empfehlungen. Einzelne Autoren empfehlen eine Mindestbeugefähigkeit von 90° (21,60). Zumeist wird jedoch ein Streckdefizit von 15° als ausreichendes Kriterium erachtet (60,76). Einige Autoren wie Kozinn et al. (40) empfehlen hier noch strengere Indikationsstellungen mit einem maximalen Streckdefizit von 5°. Nach unseren Erfahrungen sollte die Indikationsstellung um die Beachtung des Bewegungsumfanges ergänzt werden, da die erfolgreichen Implantationen präoperativ einen deutlich grösseren Bewegungsumfang bei vergleichbarem Streckdefizit aufwiesen.

Weiterhin werden in der Literatur Empfehlungen für verschiedene Nebenkriterien gegeben. So empfiehlt Kozinn et al. (40) zementierte unikondyläre Prothesen vor allem für Patienten ab 60 Jahren mit geringem Aktivitätsgrad, da starke mechanische Beanspruchung das Risiko der Prothesenlockerung bzw. des Versagens erhöht. Auch Labek (50) weist darauf hin, dass vor allem bei Patienten unter 60 Jahren das Risiko besteht, im Verlauf eine Pangenarthrose zu entwickeln. Unsere Patienten hatten ein durchschnittliches Alter von 65 Jahren und lagen damit deutlich über dem von Kozinn et al. (40) empfohlenen Mindestalter. Nur 9 Patienten waren jünger als 60 Jahre. Altersunterschiede bezüglich des Ergebnisses konnten wir nicht dokumentieren.

Nach Labek et al. (50) gelten auch Patienten mit einem Körpergewicht von mehr als 80kg sowie sportlich aktive Patienten als prognostisch ungünstig. Auch Stern et al. (39) und Domenick et al. (41) befürworteten diesbezüglich strenge Kriterien für die Implantation von medialen Hemiarthroplastiken. In unserer Serie zeigte der Mittelwert des Body-Mass-Index mit 30,5 kg/m², dass die meisten Patienten übergewichtig waren. Patienten mit Normalgewicht waren deutlich unterrepräsentiert. Untergewichtige Patienten waren nicht vertreten. Einige Autoren (12,41) konnten keine Korrelation des Ergebnisses zum Gewicht feststellen. Jedoch zeigt eine Studie von Kozinn et al. zu unikondylären Arthroplastien (40) einen Zusammenhang zwischen BMI und Ergebnis. In dieser Studie mit 255 Patienten betrug der durchschnittliche BMI bei erfolgreichen Implantationen 24,7 kg/m² und beim Misserfolg 32,6 Kg/m². Auch Marmor (42) berichtet von ähnlichen Ergebnissen. Zwar war bei unserer Arbeit kein

statistischer Unterschied zwischen erfolgreichen und nichterfolgreichen Implantationen nachweisbar, jedoch muss der durchschnittliche BMI als zu hoch angesehen werden und sollte auch angesichts der schlechten Ergebnisse überdacht und bei späteren Arbeiten deutlich reduziert werden. Retrospektiv betrachtet sollte somit die nominal ausreichend strenge Indikationsstellung um die besondere Beachtung des Gewichtes ergänzt werden.

Minimalinvasive Operation

In der Literatur zeigt sich momentan ein deutlicher Trend zur minimalinvasiven Implantation der Schlittenendoprothese (50,56,88). Als vorteilhaft wird hierbei die vergleichsweise geringe Weichteilaffektion und schnellere Genesung gesehen. Keys et al. (61) verglich in einer Studie mit der Oxford-Prothese das minimalinvasive Vorgehen und den medialen Paramedianschnitt mit Patelladislokation. Dabei wurden postoperativ klinische Parameter wie die vollständige Streckung des Gelenkes sowie die Beugung bis 70° von den Patienten mit minimalinvasivem Zugang ohne Patelladislokation deutlich schneller erreicht. Die klinischen Ergebnisse waren 3 Monate postoperativ vergleichbar und auch radiologisch ergaben sich keine Unterschiede hinsichtlich der Implantationsgenauigkeit, was in Verbindung mit der reduzierten Dauer des stationären Aufenthaltes für die minimalinvasive Operation spricht (50,61).

Auch nach Price et al. (62) erreichten die Patienten mit minimalinvasivem Zugang die von Keys et al. (61) verwendeten Parameter postoperativ doppelt so schnell wie beim normalen Zugang und dreimal so schnell wie bei einer Totalendoprothese.

Müller et al. (78) bestätigte diese Ergebnisse. Er verglich Oxford-2-Prothesen mit offenem Standardzugang und minimalinvasiv implantierte Oxford-Prothesen. Dabei sah er die Vorteile vor allem im größeren Bewegungsumfang des Gelenkes mit selteneren Streckdefekten und der schnelleren Genesung der Patienten durch geringeren Weichteilschaden. Die Implantationsgenauigkeit war danach nicht verschlechtert. Labek et al. (50) hält den Verzicht auf die Patellaeversion bei der minimalinvasiven Technik für vorteilhaft bezüglich der Vermeidung von Rotationsfehlern. Fisher et al. (54) hingegen zeigte in einer vergleichenden Untersuchung, dass der minimalinvasive Zugang die Implantationsgenauigkeit auch verschlechtern kann.

Zweifellos ist der minimalinvasive Zugang technisch anspruchsvoller (36,74). Die Grenzen der minimalinvasiven Endoprothetik sind dabei durch das Operationsfeld gesetzt (50). Zukünftig könnte allerdings der verstärkte Einsatz computerunterstützter Navigationstechnik die Grenzen hierfür neu definieren (70,78).

Computerassistierte Implantation

Gegenwärtig wird vor allem an computerassistierten Instrumentarien geforscht, die die technisch anspruchsvollen Operationen bei komplexen Prothesen und ständig kleiner werdenden Schnitten unterstützen sollen. So untersuchte Aldinger et al. (70) am Leichenknie den Einsatz eines bildlosen Navigationssystems zur Implantation der Oxford-Schlittenprothese. Dabei erreichte er für das

computerunterstützte System vergleichbare Ergebnisse wie mit der konventionellen extramedullären Technik. Besonders in der sagitalen Ausrichtung wurde eine höhere Implantationsgenauigkeit erreicht. Die Autoren weisen der Navigationstechnik im Hinblick auf die Implantationsgenauigkeit zukünftig wachsende Bedeutung zu.

Die Mehrzahl der in der Kniegelenksendoprothetik erprobten oder eingesetzten Navigationssysteme finden bei den Totalendoprothesen Verwendung. Es gibt eine Vielzahl verschiedener Systeme unterschiedlicher Hersteller. Am weitesten entwickelt scheinen zur Zeit die unterstützenden bildlosen Navigationssysteme zu sein, die mittels intraoperativ an Femur und Tibia platzierter Marker die Ausrichtung der Komponenten zu diesen Landmarken berechnen und dem Operateur intraoperativ entsprechend informieren (52,79). Chin et al. (77) verglich in einer randomisierten Studie die Implantationsgenauigkeit eines computerassistierten Systems mit konventionellen intra- und extramedullären Führungssystemen. Dabei zeigte sich eine signifikant grössere Implantationsgenauigkeit beim computerassistierten System.

Haaker et al. (28) operierte 50 Hemiarthroplastiken navigiert. Demnach „...führt die Navigationsunterstützung zu exakteren und reproduzierbareren Ergebnissen bezüglich des für die Monoschlitten so wichtigen tibialen Slopes. Eine Überkorrektur der Beinachse wird regelhaft vermieden. Auch die Verwendung zu hoher tibialer Onlays wird durch die Navigationskontrolle der Schnitthöhe zuverlässig vermieden.“

Die Entwicklungen und deren Einsatz stehen erst am Anfang, dennoch sind die Ergebnisse viel versprechend und bieten bei ständig kleiner werdenden Zugängen und höheren Anforderungen an die Implantationsgenauigkeit wertvolle Hilfen für den Operateur (52,71,78).

Operateure

Im Gegensatz zu den meisten Studien mit guten und sehr guten Ergebnissen (10,84,85), wurden die Implantationen in unserer Arbeit von mehreren Operateuren mit unterschiedlichen Vorerfahrungen auf dem Gebiet der Implantation von Schlittenendoprothesen durchgeführt. Da dies bei minimalinvasiven Zugängen ohne Patellaeversion ein anspruchsvolles chirurgisches Verfahren ist (36,74,78), hatte der Einsatz mehrerer Operateure zweifellos einen nicht unerheblichen Anteil an der Fehlerrate, wie die Tabelle 4.1 im Ergebnisteil zeigt. Ein Indiz hierfür ist die vergleichsweise hohe Varianz der Ausrichtung von Femur- und Tibiakomponenten im Seitenbild, die im Gegensatz zu der weitgehend akkuraten Implantation im a.p.-Bild steht. Auch der Verbleib von posterioren Osteophyten in einigen Fällen kann mit diesem Umstand in Verbindung gebracht werden.

Rees et al. (56) beschrieb den Effekt mangelnder Erfahrung mit dem Design der Oxford-Prothese auf das Ergebnis. Danach waren die funktionellen Ergebnisse wie Bewegungsumfang und Reststreckdefekt sowie die Korrektur der Beinachse und die Implantatpositionierung bei den ersten zehn Implantationen einer Oxfordprothese mehrerer Operateure mit guter endoprothetischer Erfahrung deutlich schlechter als die anschliessend operierten. Auch war der überwiegende

Teil der Frührevisionen mit der Lernkurve assoziiert. Andere Autoren bestätigen dies (76,84).

Gute Ergebnisse sind demnach nur nach strenger Indikationsstellung und entsprechender Erfahrung zu erreichen. Deshalb empfehlen wir für zukünftige Studien die Beschränkung auf einzelne Operateure mit ausreichender Vorerfahrung und nach entsprechender Einarbeitung. Damit sollte der Lernprozess beschleunigt und das Studienergebnis in diesem Sinne beeinflussbar sein.

Insgesamt decken sich unsere Erfahrungen mit der Oxford-2-Prothese mit denen Robertssons, der bei der Auswertung der Ergebnisse verschiedener Prothesenmodelle anhand der Daten des schwedischen Endoprothesenregisters schrieb:

„...the Oxford-UKA showed good results in randomized trials which could not be achieved when used by the general Swedish orthopedic surgeon.“ (53)

6. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit werden die Erfahrungen der Orthopädischen Universitätsklinik Rostock mit der Oxford-2-Schlittenendoprothese vorgestellt. Dabei wurden die Ergebnisse mit denen anderer Autoren in der Literatur verglichen und ausgewertet. Es wurden 42 Patienten mit insgesamt 44 implantierten Schlittenprothesen präoperativ und zwei Jahre postoperativ klinisch und radiologisch untersucht. Die klinischen Daten wurden mit dem Hospital-for-Special-Surgery-Score (3) dokumentiert. Anhand der Röntgenaufnahmen wurden der Implantatsitz und die Korrektur der Beinachse mit den Empfehlungen des Prothesenautors (6) verglichen.

Der durchschnittliche Untersuchungszeitraum betrug 20,8 Monate. Der Punktwert des HSS-Scores stieg von durchschnittlich 58 auf 78 von 100 möglichen Punkten, der Bewegungsumfang verbesserte sich von 102° auf 110° postoperativ. Die durchschnittliche Schmerzangabe und subjektive Bewertung verbesserten sich postoperativ deutlich. Insgesamt konnte die Beinachse gut korrigiert werden. Auch die Implantatstellung entsprach weitgehend den Empfehlungen.

Trotzdem mussten 6 der 44 Implantate im Untersuchungszeitraum gewechselt werden. Dies entspricht einer Überlebenswahrscheinlichkeit von nur 86% für die ersten zwei Jahre. Dabei waren die Revisionsgründe unterschiedlich. Neben aseptischen Lockerungen waren mechanische Komplikationen die häufigsten Ursachen für das Prothesenversagen. Auch kam es in einem Fall zur Anschlussgonarthritis im lateralen Kompartiment.

Obwohl die klinischen und radiologischen Nachuntersuchungsergebnisse durchaus mit veröffentlichten Studien derselben oder ähnlicher Prothesenmodelle vergleichbar sind (15,21,33), fällt der hohe Versageranteil auf. Da die durchschnittliche Implantatstellung radiologisch in allen Ebenen im Toleranzbereich (5,10) liegt und sich auch keine wesentlichen Unterschiede zwischen erfolgreiche Implantationen und Revisionen haben feststellen lassen, lässt sich die hohe Versagerquote nur unzureichend erklären.

Insgesamt hat sich die Implantation der Oxford-2-Schlittenprothese in unserer Serie als technisch anspruchsvolle Operation erwiesen, die hohe Anforderungen an die Operateure stellt. Da sie aus drei ungekoppelten Komponenten besteht ist sie in hohem Masse auf exakte Implantation und gute ligamentäre Führung angewiesen(14,17,30). Dies ist bei kleinen Schnitten ohne Eversion der Patella durch das unübersichtlichere Operationsfeld noch deutlich schwieriger (50,54). Auch scheint das Instrumentarium eine gewisse Varianz in der Sagitalebene zu begünstigen (52). Wesentlich ist jedoch auch, dass die Implantationen bei unserer Arbeit von mehreren Operateuren vorgenommen wurden, die nur eingeschränkte Erfahrungen mit der Implantation von Schlittenendoprothesen besaßen. Auch andere Autoren assoziieren die Oxfordprothese mit einer deutlichen Lernkurve (56,76,84).

Arbeiten in der Literatur berichten von 2-Jahresüberlebensraten zwischen 92 und 98% (14,85,87) und von 10-Jahresüberlebensraten von 85-95% (17,76,84). Diese Ergebnisse rechtfertigen bei entsprechend strenger Indikationsstellung und guter technischer Ausführung die Verwendung der Hemiarthroplastik bei der Therapie

der anteromedialen Gonarthrose. Als wichtiges Argument für die Verwendung unikondylärer Endoprothesen erwiesen sich dabei die exzellenten Ergebnisse der Wechseloperationen von Hemiendoprothesen auf Totalendoprothesen bei Implantatversagen. Danach gibt es im Outcome keinen Unterschied zwischen einer primären Kniegelenktotalendoprothese und dem Wechsel von Hemiendoprothese auf die Totalendoprothese (16,31,38,68). Somit bietet die primäre Verwendung von Hemiendoprothesen in Anbetracht der allgemein begrenzten Endoprothesenstandzeiten in vielen Fällen Nutzen für den Patienten in Form von Zeitgewinn und verbesserter Lebensqualität und lässt die Möglichkeit einer späteren Versorgung mittels Totalendoprothese mit unverändert guten Ergebnissen offen.

Für die Zukunft empfehlen wir eine deshalb die Indikation für die Implantation einer Oxford-Schlittenendoprothese noch sorgfältiger zu stellen und die Durchführung der Operation auf wenige erfahrene Operateure zu beschränken.

7. Literaturverzeichnis

- 1 White, S. H., O'Connor, J. J.: Sagittal plane laxity following knee arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery 2-B* (1991) 268-270
- 2 Kummer, B., Yamamoto, M.: Morphologie und Funktion des Kreuzbandapparates des Kniegelenks. *Arthroskopie 1* (1988) 2-10
- 3 Krämer, K., Maichl, F.: Scores, Bewertungsschemata und Klassifikationen in Orthopädie und Traumatologie. Stuttgart: Thieme-Verlag, 1993
- 4 Tjörnstrand, B. A., Egund, N., Hagstedt, B. V.: High tibial osteotomy. A seven-year clinical and radiographic follow-up. *Clinical Orthopaedics and Related Research 160* (1981) 124-136
- 5 Goodfellow, J. W., O'Connor, J. J.: Das Oxford Meniskusnie. Der unikondyläre Gleitflächenersatz. Oxford: Biomet Merck GmbH, 1998
- 6 Goodfellow J. W.: The Oxford Unicompartmental Knee Phase II Manual: unicompartmental replacement principles and techniques. Oxford: Biomet Merck; 1998
- 7 Goodfellow, J.: Characteristics of the Oxford knee. Basic concepts of surface replacements. *International Orthopaedics Suppl. 12* (1993) 10-13
- 8 Swank, M., Stulberg, S. D.: The natural history of unicompartmental arthroplasty. An eight year follow-up study with survivorship analysis. *Clinical Orthopaedics and Related Research 286* (1993); 130-142
- 9 Price, A. J., Svärd, U. C. G., Murray, D. W., Goodfellow, J. W.: Ten year survival results of Oxford mobile bearing unicompartmental knee arthroplasty in young patients. I.S.T.A. Chicago; 1999
- 10 Murray, D. W., Goodfellow, J. W., O'Connor, J. J.: The Oxford medial unicompartmental arthroplasty: A ten-year survival study. *The Journal of Bone and Joint Surgery 80-B* (1998) 983-989
- 11 Shakespeare, D., Ledger, M., Kinzel, V.: The influence of the tibial sagittal cut on component position in the Oxford knee. *The Knee 12* (2005) 169-176
- 12 Goodfellow J. W., O'Connor J. J. The Oxford knee in unicompartmental osteoarthritis. *The Journal of Bone and Joint Surgery 70-B* (1988) 692-701
- 13 Schai, P. A., Suh, J. T.: Unicompartmental knee arthroplasty in middle-aged patients. *The Journal of Arthroplasty 13* (1998) 365-372
- 14 Lewold, S., Goodman, S., Knutson, K., Robertsson, O.: Oxford meniscal bearing knee versus the Marmor knee in unicompartmental arthroplasty for arthrosis. A Swedish multi-centre survival study. *The Journal of Arthroplasty 10* (1995) 722-731
- 15 Vorlat, P., Verdonk, R., Schauvlieghe, H.: The Oxford unicompartmental knee prosthesis: A 5-year follow-up. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy 8* (2000) 154-158
- 16 Martin, J. G., Wallace, D. A., Woods, D. A., Carr, A. J., Murray, D. W.: Revision of unicondylar knee replacements to total knee replacement. *The Knee 2* (1995) 121-5

- 17 Svärd, U. C. G., Price, A. J.: Oxford medial unicompartmental arthroplasty: A survival analysis of an independent series. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 83-B (2001) 191-194
- 18 Goodfellow, J., O'Connor, J.: The anterior cruciate ligament in knee arthroplasty: A riskfactor with unconstrained meniscal prostheses. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 276 (1992) 245-252
- 19 Laurencin, C. T., Zelicof, S. B., Scott, R. D., Ewald, F. C.: Unicompartmental versus total knee arthroplasty in the same patient. A comparative study. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 273 (1991) 151-156
- 20 Goodfellow, J. W., O'Connor, J. J.: Principles of meniscal bearing arthroplasty for unicompartmental knee replacement. *The Journal of Arthroplasty* 61 (1997) 174-180
- 21 Carr, A., Keyes, G., Miller, R.: Medial unicompartmental arthroplasty. A survival study of the Oxford meniscal knee. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 295 (1993) 205-213
- 22 Ahlbäck, S.: Osteoarthritis of the knee. A radiographic investigation. *Acta Radiologica Diagnostica Suppl* 277 (1968) 7-72
- 23 Argenson, J.-N., O'Connor, J. J.: Polyethylene wear in meniscal knee replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 74-B (1992) 228-232
- 24 Goodfellow, J., O'Connor, J.: Kinematics of the knee and prosthesis design. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 59-B (1977) 119-123
- 25 Barrett, D. S., Biswas, S. P., MacKenney, R. P.: The Oxford knee replacement. A review from an independent centre. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 72-B (1990) 775-778
- 26 Psychoyios, V., Crawford, R. W., Murray, D. W.: Wear of congruent meniscal bearings in unicompartmental knee replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 80-B (1998) 976-982
- 27 Klemme, W. R., Galvin, E. G., Petersen, S. A.: Unicompartmental knee arthroplasty. Sequential radiographic and scintigraphic imaging with an average five-year follow-up. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 301 (1994) 233-238
- 28 Haaker, R. G., Wojciechowiski, M., Patzer, P., Willburger, R. E., Senkal, M., Engelhardt, M.: Minimal-invasive navigiert implantierte unikondyläre Knieprothese. *Der Orthopäde* 10 (2006) 1073-1079
- 29 Keyes, G. W., Carr, A. J., Miller, R. K.: The radiographic classification of medial gonarthrosis. Correlation with operation methods in 200 knees. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 63 (1992) 497-501
- 30 White, S. H., Ludkowski, P. F., Goodfellow, J. W.: Anteromedial osteoarthritis of the knee. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 4-B (1991) 582-586
- 31 Padgett, D. E., Stern, S. H., Insall, J. N.: Revision total knee arthroplasty for failed unicompartmental replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 73-A (1991) 186-190
- 32 Goodfellow, J. W., O'Connor, J. J.: The mechanics of the knee and prosthesis design. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 60 (1978) 358-369

- 33 Weale, A. E., Murray, D. W., Crawford, R., Psychoyios, V., Bonomo, A., Howell, G., Connor, J.: Does arthritis progress in the retained compartments after Oxford medial unicompartmental arthroplasty? A clinical and radiological study with a minimum ten-year follow up. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 81-B (1999) 783-789
- 34 Bradley, J., Goodfellow, J. W., O'Connor, J. J.: A radiographic study of bearing movement in unicompartmental knee replacements. *The Journal of Bone Joint Surgery* 69-B (1987) 598-601
- 35 Marmor, L.: Unicompartmental arthroplasty of the knee with a minimum 10-year follow up period. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 228 (1988) 171-177
- 36 Gomoll A, Müller I.: *Knieendoprothetik*. Berlin: Springer Verlag, 1998, 129-135
- 37 Weale, A. E., Halabi, O. A., Jones, P. W., White, S. H.: Perceptions of outcomes after unicompartmental and total knee replacements. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 382 (2001) 143-53
- 38 Lai, C. H., Rand, J. A.: Revision of failed unicompartmental to total knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 287 (1993) 193-201
- 39 Stern, S. H., Becker, M. W., Insall, J. N.: Unicompartmental knee arthroplasty. An evaluation of selection criteria. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 286 (1993) 142-147
- 40 Kozinn, S. C., Scott, R.: Current concept review of unicompartmental knee arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 71 (1989) 145-149
- 41 Sisto, D. J., Blazina, M. E., Heskiaoff, D., Hirsh, L. C.: Unicompartment arthroplasty for osteoarthritis of the knee. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 286 (1993) 149-153
- 42 Heck, D. A., Marmor, L., Gibson, A., Rougraff, B. T.: Unicompartmental knee arthroplasty. A multicenter investigation with long-term follow-up evaluation. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 286 (1993) 154-159
- 43 Goodfellow J. W., O'Connor J. J. Unicompartmental Oxford meniscal knee arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty* 2 (1987) 1-9
- 44 Ridgeway, S. R., McAuley, J. P., Ammeen, D. J., Engh, G. A.: The effect of alignment of the knee on the outcome of unicompartmental knee replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 84-B (2002) 351-355
- 45 Deshmukh, R. V., Scott, R. D.: Unicompartmental knee arthroplasty. Long-term results. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 392 (2001) 272-278
- 46 Keats, T., Lusted, L.: *Atlas of roentgenographic measurement*. Year book medical publishers 78; 186-190
- 47 Niethard, F., Pfeil, J.: *Duale Reihe Orthopädie*. 4. Auflage, Stuttgart: Thieme Verlag, 2003
- 48 Howell J, Barad S. Knee extension and the slope of the intercondylar roof. *American Journal of Sports Medicine* 23 (1995) 290-294
- 49 Galli, M., De Santis, V.: Reliability of the Ahlbäck classification of knee arthrosis. *Osteoarthritis and Cartilage* 11 (2003) 580-584
- 50 Labek, G., Böhler, N.: Der minimal-invasive mediale Halbschlitten - Möglichkeiten und Grenzen. *Der Orthopäde* 6 (2003) 454-460

- 51 Kisslinger, E., Wessinghage, D.: Langzeitergebnisse von 501 unicompartimentalen Schlittenendoprothesen des Kniegelenkes. *Orthopädische Praxis* 33 (1997); 152-157
- 52 Jenny, J.-Y., Boeri, C.: Unicompartimental knee prosthesis implantation with a non-image-based navigation system: rationale, technique, case-control comparative study with a conventional instrumented implantation. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 11 (2003) 40-45
- 53 Robertsson, O.: Unicompartimental arthroplasty - Results in Sweden 1986-1995. *Der Orthopäde Suppl.* 1 (2000) 6-8
- 54 Fisher, D. A., Watts, M., Davis, K. E.: Implant position in knee surgery: A comparison of minimally invasive, open unicompartimental und total knee arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty* 18 (2003) 2-8
- 55 Schutz, W., Wong, P., Lohmann, C. H.: Hemialloarthroplastiken am Kniegelenk: Ergebnisse von 2 verschiedenen Schlittenprothesenmodellen. *Der Orthopäde* 30 (2001) 73-81
- 56 Rees, J. L., Price, A. J., Beard, D. J., Dodd, C., Murray, D. W.: Minimally invasive Oxford unicompartimental knee arthroplasty: Funktional results at one year and the effect of surgical inexperience. *The Knee* 11 (2004) 363-7
- 57 McKeever, D. C., Elliot, R.: Tibial plateau prosthesis. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 18 (1960) 86-95
- 58 Emerson, R. H., Head, W. C., Peters, P. C.: Soft-tissue balance and alignment in medial unicompartimental knee arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 74-B (1992) 807-810
- 59 Kuster, M., Blatte, G., Hauswirth, L., Neuer, W., Wood, G. A.: The anterior cruciate ligament, an important structure of the knee joint. *Schweizer Medizinische Rundschau* 84 (1995) 134-139
- 60 Kumar, A., Fiddian, N. J.: Medial unicompartimental arthroplasty of the knee. *The Knee* 6 (1999) 21-23
- 61 Keys, G. W.: Reduced invasive approach for Oxford II medial unicompartimental knee replacement. A preliminary study. *The Knee* 6 (1999) 193-196
- 62 Price, A. J., Webb, J., Topf, H., Dodd, C. A., Goodfellow, J. W.: Rapid recovery after Oxford unicompartimental arthroplasty through a short incision. *The Journal of Arthroplasty* 8 (2001) 970-976
- 63 Böhm, I., Landsiedl, F.: Revision surgery after failed unicompartimental knee arthroplasty. A study of 35 cases. *The Journal of Arthroplasty* 8 (2000) 982-986
- 64 Bortz, J.: *Forschungsmethoden und Evaluation. Für Human- und Sozialwissenschaftler.* Berlin: Springer, 2003
- 65 Virolainen, P., Hannu, T.: High tibial osteotomy for the treatment of osteoarthritis of the knee: a review of the literature and a meta-analysis of follow-up studies. *Archives of the Orthopaedic and Trauma Surgery* 124 (2004) 258-261

- 66 Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und orthopädische Chirurgie und Bundesverband der Ärzte für Orthopädie (Hrsg.): Leitlinien der Orthopädie. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag, 2. Auflage, 2002
- 67 Rougraff, B. T., Heck, D. A., Gibson, A. E. A comparison of tricompartmental and unicompartamental arthroplasty for the treatment of gonarthrosis. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 273 (1991) 157-164
- 68 McAuley, J. P., Engh, G. A., Ammeen, D. J.: Revision of failed unicompartamental knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 392 (2001) 279-282
- 69 Pfahler, M., Lutz, C., Anetzberger, H., Maier, M., Hausdorf, C., Pellengahr, C., Refior, H. J.: Long-term results of high tibial osteotomy for medial osteoarthritis of the knee. *Acta Chirurgica Belgica* 103 (2003) 603-606
- 70 Aldinger, P. R., Gill, H. S., Schlegel, U., Schneider, M., Clauss, M.: Ist die Navigation bei der Schlittenprothese sinnvoll? Eine Pilotstudie am Leichenknie. *Der Orthopäde* 10 (2005) 132-137
- 71 Hille, E., Lampe, F.: Computergestützte Prothesenimplantation - Erste Erfahrungen. *Praxis der Knieendoprothetik*. Berlin: Springer Verlag, 2001, 89-95
- 72 Urban & Fischer (Hrsg.): Roche Lexikon der Medizin, 5. Auflage, München: Urban und Fischer, 2003
- 73 Altman, R. D., Fries, J. F., Bloch, D. A., Carstens, J., Cooke, T. D., Genant, H., Gofton, P., Groth, H., McShane, D. J., Murphy, W. A.: Radiographic assessment of progression in osteoarthritis. *Arthritis and Rheumatology* 30 (1987) 1214-1225
- 74 Jerosch, J., Heisel, J.: Knieendoprothetik - Indikationen, Operationstechnik, Nachbehandlung, Begutachtung. Berlin: Springer Verlag, 1998
- 75 Jenny, J.-Y., Boeri, C.: Accuracy of implantation of a unicompartamental total knee arthroplasty with two different Instrumentations. A case-controlled comparative study. *The Journal of Arthroplasty* 8 (2002) 1016-1020
- 76 Price, A. J., Waite, J. C., Svard, U.: Long-term clinical results of the medial Oxford Unicompartamental knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 435 (2005) 171-180
- 77 Chin, P. L., Yang, K. Y., Yeo, S. J., Lo, N. N.: Randomized control trial comparing radiographic total knee arthroplasty implant placement using computer navigation versus conventional technique. *The Journal of Arthroplasty* 20 (2005) 618-625
- 78 Müller, P. E., Pellengahr, C., Witt, M., Kircher, J., Refior, H. J., Jansson, V.: Influence of minimally invasive surgery on implant positioning and the functional outcome for medial unicompartamental knee arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty* 19 (2004) 296-301
- 79 Bolognesi, M., Hofmann, A.: Computer navigation versus standard instrumentation for TKA. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 440 (2005) 162-169
- 80 Witt, M.: Die laterale Neigung des Unterschenkels nach valgusierender Tibiakopfeosteotomie. *Beiträge zur Orthopädie und Traumatologie* 37 (1990) 113-117

- 81 Wright, J. M., Crockett, H. C., Slawski, D. P., Madsen, M. W., Windsor, R. E.: High tibial Osteotomie. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 13 (2005) 279-289
- 82 Kirschner, S., Lützner, J., Fickert, S., Günther, K.-P.: Revision unikondylärer Knieprothesen. *Der Orthopäde* 2 (2006) 184-91
- 83 Chakrabarty, G., Newman, J. H., Ackroyd, C. E.: Revision of unicompartmental arthroplasty of the knee. Clinical and technical considerations. *The Journal of Arthroplasty* 13 (1998) 191-196
- 84 Rajasekhar, C., Das, S., Smith, A.: Unicompartmental knee arthroplasty. 2- to 12-year results in a community hospital. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 86-B (2004) 983-986
- 85 Panit, H., Jenkins, C., Barker, K., Dodd, C. A., Murray, D. W.: The Oxford medial unicompartmental knee replacement using a minimally-invasive approach. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 88-B (2006) 54-60
- 86 Emerson, R. H., Higgins, L. L.: A comparison of highly instrumented and minimally instrumented unicompartmental knee prostheses. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 428 (2004) 153-157
- 87 Li, M. G., Yao, F., Joss, B., Ioppolo, J., Nivbrant, B., Wood, D.: Mobile vs. fixed bearing unicondylar knee arthroplasty: A randomized study on short term clinical outcomes and knee kinematics. *The knee* 13 (2006) 365-70
- 88 Shakespeare, D., Ledger, M., Kinzel, V.: Accuracy of implantation of components in the Oxford knee using minimally invasive approach. *The Knee* 12 (2005) 405-409
- 89 Mohr, V., Bauer, J., Döbler, K., Eckert, O., Fischer, B., Woldenga, C.: Bundesgeschäftsstelle für Qualitätssicherung: BQS-Qualitätsreport 2006. Krefeld: Schotte-Verlag, 2007

Thesen

- 1) Die Implantationszahlen von Knieendoprothesen nehmen zu. In Deutschland wurden 2006 ca. 118.000 Knieendoprothesen implantiert (89).
- 2) Voraussetzung für einen erfolgreichen Einsatz der Oxford-Hemiarthroplastik ist die eine strenge Indikationsstellung. Günstig ist die isolierte anteromediale Gonarthrose, da hier die funktionelle ligamentäre Stabilität erhalten bleibt. Streckdefekte $>15^\circ$ und Insuffizienz des vorderen Kreuzbandes sind Kontraindikationen für die Implantation von Schlittenendoprothesen.
- 3) Die Implantationen wurden in minimalinvasiver Technik ohne Patellaeversion vorgenommen. Der Vorteil dieser Technik liegt in der Weichteilschonung, die eine schnelle postoperative Mobilisierung und eine Verkürzung des stationären Aufenthaltes ermöglicht.
- 4) Die funktionellen Ergebnisse der Implantationen sind prinzipiell gut. Es konnte eine signifikante Steigerung des Hospital-for-Special-Surgery-Scores (HSS-Scores) von 58,5 präoperativ auf 78,0 Punkte dokumentiert werden. Der Bewegungsumfang stieg von $101,5^\circ$ auf 110° postoperativ, der Streckdefekt sank von $4,4^\circ$ auf $3,9^\circ$.
- 5) Durch den hohen Anteil an Frühversagern in unserer Untersuchung beträgt die Überlebensrate nur 86% nach 2 Jahren postoperativ. Deshalb ist in dieser Serie von schlechten Standzeiten zu sprechen.
- 6) Bei der Versageranalyse zeigte sich, dass in der Hälfte der Fälle aseptische Lockerungen von Femur- oder Tibiakomponenten den Implantatwechsel notwendig machten. Die anderen Fälle können auf funktionelles Versagen zurückgeführt werden, wobei dies in einem Fall durch eine Anschlussgonarthrose im lateralen Gelenkanteil begünstigt wurde.
- 7) Bezüglich der Implantatpositionierung ergibt sich kein einheitliches Bild. Die Beinachse wurde in den meisten Fällen gut korrigiert. Zwar gibt es Unterschiede in der Ausrichtungsgenauigkeit der Implantate in einzelnen Ebenen, dennoch korreliert kein Einzelwert in besonderem Maße mit dem Implantatversagen. Das funktionelle Versagen einiger Prothesen ist somit eher auf einen Summationseffekt kleinerer Abweichungen in verschiedenen Ebenen zurückzuführen.

- 8) Die Operation der Oxford-Prothese in minimalinvasiver Technik stellt hohe Anforderungen an den Operateur. Aufgrund des Implantatdesigns aus drei miteinander nicht fixierten Komponenten sind die exakte Implantatausrichtung und sichere ligamentäre Führung wichtig. Es zeigten sich bei unserer Serie deutliche Unterschiede zwischen den Ergebnissen verschiedener Operateure. Diese sind von der Operationserfahrung abhängig und verbessern sich mit der Lernkurve. Deshalb können Mindestmengen ein geeigneter Schritt zur Qualitätssicherung sein.
- 9) Bei steigenden Anforderungen und hoher technischer Komplexität der Operation, wird in Zukunft besonders Wert auf die Operationsplanung und navigationsunterstützte Operationstechniken gelegt werden. Diese können den Operateur frühzeitig auf Probleme hinweisen und die exakte Implantatausrichtung unterstützen.
- 10) Der Wechsel von der Schlittenendoprothese auf eine Totalendoprothese hat vergleichbare Ergebnisse, wie die primäre Implantation einer Totalendoprothese. Da mit steigender Lebenserwartung die Anforderungen an die Standzeiten von Endoprothesen größer werden, kann hiermit der Einsatz der Totalendoprothese als ultima ratio verzögert werden.
- 11) Bei strenger Indikationsstellung und guter technischer Ausführung hat die Hemiarthroplastik in der modernen Endoprothetik ihren Platz und sollte auch in Hinblick auf die guten Revisionsmöglichkeiten als Alternative zur frühzeitigen Totalendoprothese eingesetzt werden.

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Dissertation selbständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel verwandt habe.

Diese Dissertation wurde keiner anderen Fakultät vorgelegt.

Ich erkläre, dass ich bisher weder ein Promotionsverfahren erfolglos beendet habe, noch eine Aberkennung eines bereits erworbenen Doktorgrades vorliegt.

Rostock, 19.10.2007

Matthias Hohlbein