

Aus der Universitätsklinik und Poliklinik für Orthopädie und Physikalische Medizin
an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
(Direktor: Prof. Dr. med. habil. W. Hein)



**Vergleich mittelfristiger klinischer und radiologischer Ergebnisse nach
bikondylärem ungekoppeltem Kniegelenkersatz mit Femurkomponenten aus
Zirkonium und Kobalt-Chrom des Systems Genesis II**

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Medizin (Dr. med.)

vorgelegt
der Medizinischen Fakultät
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Steffen Ulbricht
geboren am 29.01.1967 in Wolfen

Gutachter:
1. Prof. Dr. W. Hein
2. Prof. Dr. W. Neumann (Magdeburg)
3. Prof. Dr. H. Reichel (Ulm)

Eröffnung des Promotionsverfahrens: 06.06.2006
Öffentliche Verteidigung der Dissertation: 08.03.2007

urn:nbn:de:gbv:3-000012746

[<http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=nbn%3Ade%3Agbv%3A3-000012746>]

Referat

Durch eine retrospektive Analyse wurden mittelfristige Ergebnisse nach Implantation der Genesis-II-Knietotalendoprothese ausgewertet. Dabei erfolgte die Gegenüberstellung von Standardfemurkomponenten aus einer Kobalt-Chrom-Legierung und Femurkomponenten aus einer oberflächenkeramisierten Zirkonium-Niob-Legierung bei gleichem Prothesendesign mit Einsatz beim bikondylären ungekoppelten Oberflächenersatz. Die Implantation erfolgte an der Universitätsklinik und Poliklinik für Orthopädie und Physikalische Medizin der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg.

In den Jahren 2000 bis 2002 wurde bei 40 Patienten eine Knietotalendoprothese des Typs Genesis II mit oberflächenkeramisierter Femurkomponente aus einer Zirkonium-Niob-Legierung zementiert implantiert. Von diesen Implantationen konnten 31 klinisch und radiologisch in einem mittleren Zeitraum von 46,4 Monaten nachuntersucht werden. Die klinischen und funktionellen Ergebnisse wurden durch den Score der Knee Society (Insall et al. 1989) und den WOMAC-Index erfasst. Die radiologische Auswertung erfolgte nach dem Roentgenographic Evaluation and Scoring System der Knee Society.

Ziel der Untersuchungen war die Darstellung der mittelfristigen klinischen und röntgenologischen Ergebnisse dieser Patienten im Vergleich zu einer identisch nachuntersuchten Patientengruppe bei denen die Implantation von Standardfemurkomponenten des gleichen Systems erfolgte.

Die Auswertung der Ergebnisse erbrachte keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Patientengruppen bei den genannten klinisch-funktionellen Parametern.

Bei der Auswertung der röntgenologischen Ergebnisse fanden sich keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Implantatstellung, die in beiden Gruppen mit den Forderungen aus der Literatur übereinstimmt. Die statistische Auswertung der gefundenen Resorptionssäume ergab signifikante Unterschiede zwischen beiden Gruppen. Dabei wurde ein vermehrtes Auftreten von Resorptionssäumen beim Gelenkersatz mit Zirkonium-femurkomponenten nachgewiesen.

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1 Einleitung	1
1.1 Geschichte der Knieendoprothetik	1
1.2 Gonarthrose	2
1.2.1 Biomechanik des Kniegelenks	2
1.2.2 Ätiologie der Gonarthrose	4
1.2.3 Klinik der Gonarthrose	4
1.2.4 Röntgenmorphologie bei Gonarthrose	5
1.2.5 Therapie der Gonarthrose	6
2 Material und Methodik	13
2.1 Das Knieendoprothesensystem Genesis II	13
2.1.1 Operationstechnik	15
2.1.2 Nachbehandlung	17
2.2 Patientengut	18
2.2.1 Patientengruppe Zirkonium	18
2.2.2 Patientengruppe Kobalt-Chrom	18
2.3 Nachuntersuchung	19
2.4 Statistische Auswertung	20
3 Ergebnisse	21
3.1 Klinische Ergebnisse	21
3.1.1 Patientengruppe Zirkonium	21
3.1.2 Patientengruppe Kobalt-Chrom	24
3.2 Radiologische Ergebnisse	27
3.2.1 Patientengruppe Zirkonium	27
3.2.2 Patientengruppe Kobalt-Chrom	29
3.3 Vergleich der Ergebnisse beider Patientengruppen	31

4	Diskussion	34
4.1	Klinische Ergebnisse	34
4.2	Röntgenologische Ergebnisse	36
5	Schlussfolgerungen	39
6	Zusammenfassung	40
7	Literaturverzeichnis	42
8	Anlagen	50
9	Thesen	56

Tabellarischer Lebenslauf

Eidesstattliche Erklärung

Danksagung

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
ADL	Activity of Daily Life
ap	anterior-posterior
CC	Condylar Constrained
CoCr	Kobalt-Chrom
CPM	Continuous Passive Motion
CR	Cruciat Retained
DD	Deep Dished
ggf.	gegebenenfalls
HF	High Flex
i.v.	intravenös
Jhd.	Jahrhundert
KSS	Knee-Society-Score
Max.	Maximum
max.	maximal
MB	Mobile Bearing
Min.	Minimum
min.	minimal
MW	Mittelwert
NMH	Niedermolekulares Heparin
NSAR	Nichtsteroidale Antirheumatika
OP	Operation
PCA	Patient Controlled Analgesia
PE	Polyethylen
PS	Posterior Stabilized
ROM	Range Of Motion
SD	Standardabweichung
Tab.	Tabelle
TEP	Totalendoprothese
UHMW-PE	Ultra-High-Molecular-Weight-Polyethylen
RA	Rheumatoide Arthritis
Zr	Zirkonium

1 Einleitung

1.1 Geschichte der Knieendoprothetik

Die Anfänge der heute als Standardverfahren etablierten gelenkersetzenden Operationen an der unteren Extremität lassen sich bis in das 19. Jahrhundert zurückverfolgen. Erste Arthroplastiken mit Interponaten von autologem Gewebe zur Verhinderung einer knöchernen Überbrückung nach sparsamer Resektion von Gelenkanteilen wurden von J. Anton Meier (1798-1860) in der orthopädischen Heilanstalt in Würzburg durchgeführt (Rütt 1993). Die zeitgleich von Josef Lister (1827-1912) propagierte Antisepsis, sowie die Mitte des 19. Jahrhunderts eingeführten unterschiedlichen Verfahren der Anästhesie, führten zu einer wesentlichen Optimierung der Operationsbedingungen. Die Entdeckung der Röntgenstrahlen 1895 durch W. K. Röntgen (1845-1923) bedeutete ebenfalls einen Fortschritt für die Weiterentwicklung der Gelenkchirurgie. Als Pionier der alloplastischen Gelenkchirurgie gilt heute Themistokles Gluck (1853-1941), welcher Ende des 19. Jahrhunderts mehrere Patienten mit alloplastischem Gelenkersatz aus Elfenbein an unterschiedlichen Gelenken versorgte. In mindestens zwei Fällen ersetzte er dabei durch Tuberkulose zerstörte Kniegelenke (Wessinghage 1991). Die Verankerung der Elfenbeinimplantate im Knochen erfolgte mit einem Gemisch aus Kolophonium und Gips. Das Versagen dieser ersten Alloarthroplastiken erfolgte aufgrund nicht beherrschbarer Infektionen und ungeeigneter Materialien.

In der ersten Hälfte des 20. Jahrhunderts wurden Kniegelenkprothesenimplantationen mittels körperverträglicher Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierungen, dem sogenannten Vitallium durchgeführt (Venable und Stuck 1938). Die erste erfolgreiche Implantation einer Kniegelenkendoprothese erfolgte 1951 durch B. Walldius (Rütt 1993). In den siebziger Jahren des letzten Jahrhunderts kamen vor allem achsgekoppelte Knieendoprothesen, sogenannte Scharnierendoprothesen, zum Einsatz (Blauth und Hassenpflug 1991, Gschwend und Siegrist 1991). Ein entscheidender Nachteil dieses Prothesentyps besteht im großen Knochenverlust bei der Primärimplantation infolge ausgedehnter intramedullärer Verankerung der Komponenten zur besseren Krafterleitung in den Knochen (Jerosch et al. 1997). Die ersten Oberflächenersatzendoprothesen für Kniegelenke wurden in den achtziger Jahren von verschiedenen Autoren als ungekoppelte Knieendoprothesen vorgestellt. Im weiteren Verlauf der Entwicklung kam es bei immer besserem Verständnis der Kinematik des Kniegelenks zu einer Vielzahl von Modellvarianten. Die große Anzahl unterschiedlicher Modelle und die unterschiedlichen Philosophien der endoprothetischen Versorgung des Kniegelenkes spiegelten die Schwierigkeiten wider, welche bei der technischen Umsetzung der erworbenen Kenntnisse von der Biomechanik des Kniegelenkes auftraten.

1.2 Gonarthrose

1.2.1 Biomechanik des Kniegelenks

Das Kniegelenk als größtes Gelenk im menschlichen Körper besteht aus einer Vielzahl anatomischer Strukturen, die Funktionseinheiten bilden (Plitz 2000).

Es setzt sich aus dem medialen und lateralen Femorotibialgelenk mit den benachbarten ligamentären und kapsulären Strukturen sowie dem Femoropatellargelenk zusammen. Die Patella als größtes Sesambein des menschlichen Körpers befindet sich zwischen dem Ligamentum patellae und der Sehne des M. quadriceps femoris und dient im Sinne eines Hypomochlions zur Effektivitätssteigerung der Quadricepsmuskulatur (Bandi 1982).

Aus mechanischer Sicht handelt es sich beim Kniegelenk des Menschen um ein kraftschlüssiges Getriebe mit 6 Freiheitsgraden der Bewegung (Morrison 1970, Hunziger et al. 1990):

- Rotation um die transversale Achse (Extension/Flexion)
- Rotation um die longitudinale Achse (Rotation der Tibia gegen das Femur)
- Rotation um die sagittale Achse (Varus und Valgusverkipfung)
- Translation zwischen Femur und Tibia in sagittaler Richtung
- Translation zwischen Femur und Tibia in transversaler Richtung
- Distraction und Kompression des Kniegelenkes in longitudinaler Richtung

Nach der Neutral-Null-Methode gelten folgende Bewegungsausmaße als physiologisch für das Kniegelenk (Debrunner und Hepp 1994):

- Extension/Flexion 5/0/120-150
- Innenrotation/Außenrotation (bei 90 Grad Flexion im Kniegelenk) 10/0/25

Die heutige Vorstellung von der polyzentrischen Kinematik des Kniegelenks wurde erstmals durch die Gebrüder Wilhelm und Eduard Weber begründet. In ihrem 1836 veröffentlichten Werk „Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge“ führten sie neben Beobachtungen zum menschlichen Gang anatomisch-physiologische Untersuchungen des Kniegelenks mit Beschreibung seiner Bewegung im Raum durch. Dabei war ihnen die zwei Jahre zuvor von Ampere eingeführte Lehre der Kinematik noch nicht bekannt. Die Kinematik (Bewegungsgeometrie) des Kniegelenks beschreibt qualitativ und quantitativ die auftretenden Relativbewegungen. Die Funktionsfähigkeit des Kniegelenks ergibt sich durch ein perfektes Zusammenspiel seiner anatomischen Strukturen nach mathematischen und geometrischen Gesetzmäßigkeiten. Dabei folgen die Bewegungsabläufe zwingenden

kinematischen Gesetzen (Menschik 1974, Müller 1982). Wie von den Webers erstmals 1936 beschrieben, erfolgt die Flexion im Kniegelenk biomechanisch gesehen annähernd in einer Roll-Gleit-Bewegung (Weber und Weber 1836, Müller 1982, Kapandji 1985). Das Roll-Gleit-Verhältnis von 1:2 am Beginn der Flexion verändert sich bei maximaler Beugung bis auf ein Verhältnis von 1:4. Als Modell der Kniegelenkskinematik dient die Viergelenkkette, welche durch die beiden Kreuzbänder gebildet wird, die hierbei ein überschlagenes Trapez im dreidimensionalen Raum bilden (Menschik 1974). Das Prinzip der überschlagenen Viergelenkkette verwirklicht die Verschmelzung des Abrollens und des Drehgleitens zum Rollgleiten als elementares Prinzip der Kniegelenkskinematik (Goodfellow und O'Connor 1978) (Abb. 1a-b). Durch die typische Anatomie der medialen und lateralen Femurrolle sowie die Anordnung der Kreuzbandursprünge zwischen den Oberschenkelkondylen in der Transversalebene von 50° bis 60° Grad entsteht bei Extension im Kniegelenk automatisch eine zusätzliche Schlussrotation der Tibia, welche Voraussetzung für die vollständige Streckung des Beines ist und zu einer Vergrößerung der femoro-tibialen Kontaktfläche in voller Streckung führt (Müller 1982). Die mediale und laterale Stabilisierung durch die Seitenbänder ist Grundvoraussetzung für den exakten Bewegungsablauf im Knie. Sie bilden eine elastische Verbindung zum Erhalt der Kraftschlüssigkeit bei unbelastetem Gelenk und sind in Verbindung mit anderen Strukturen des Kniegelenks für die unterschiedliche Beweglichkeit in Flexion und Extension verantwortlich. Dabei erfolgt eine Abnahme der Zugkraft mit zunehmender Flexion im Gelenk.

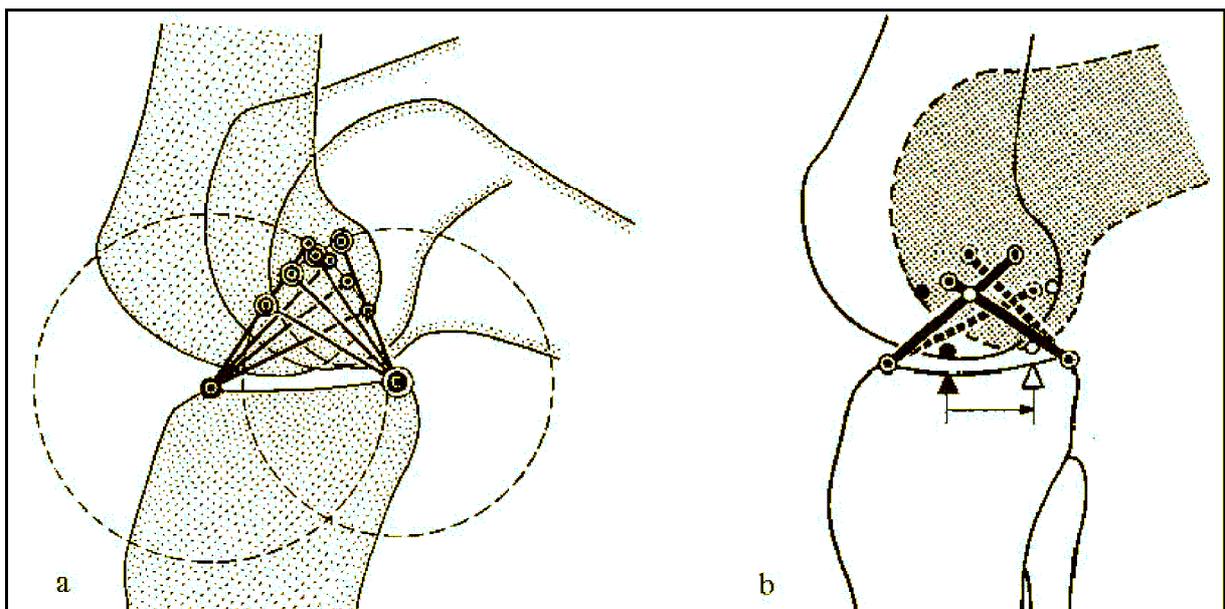


Abb. 1a-b: Die überschlagene Viergelenkkette (Müller 1982).

1.2.2 Ätiologie der Gonarthrose

Heute wird zwischen idiopathischen oder primären Arthrosen, deren Ätiologie unbekannt ist und sekundären Arthrosen unterschieden (Ficat et al. 1979).

Die primäre Gonarthrose entsteht im Ergebnis des Zusammenwirkens von hormonellen, genetischen und nutritiven Faktoren und wird heute als multifaktorielles Leiden aufgefasst. Zu den zahlreichen Ursachen sekundärer Gonarthrosen zählen ausgeprägte Achsdeformitäten nach Traumata (inklusive Kapsel-, Band- und Meniskusläsionen), avaskuläre Nekrosen, die hämophile Arthropathie, neurologische Erkrankungen wie Querschnittslähmung und Spastik, Gelenkinfektionen und unspezifische Entzündungen im Rahmen von Systemerkrankungen wie Rheumatoid- und Psoriasisarthritis (Ahlbäck et al. 1968, Hagena 1985, Stein und Duthie 1981).

Eine primäre Schädigung des Knorpels führt zur Vulnerabilität des Kollagenfasengerüsts und zur Störung der nutritiven Pumpsysteme (Cotta 1973, Eichler 1974). Trophische Störungen sowie entzündliche und enzymatische Vorgänge beeinflussen im weiteren Verlauf die Regenerationsfähigkeit der Knorpelmatrix und führen somit zu einem Ungleichgewicht zwischen Belastung und Belastbarkeit (Eichler 1974).

Infolge dieses Ungleichgewichts kommt es zum Untergang von Chondrozyten, was über die Verringerung der Proteoglykan- und Kollagensynthese zu einer verringerten Wasserbindungsfähigkeit und weiteren Demarkierung des Kollagengerüsts führt. Die degenerierten Chondrozyten setzen dabei Enzyme frei, die ihrerseits zum weiteren Knorpelabbau beitragen und zusätzlich eine Detritussynovialitis hervorrufen können. Dies führt zu den typischen Entzündungszeichen mit Überwärmung, Schwellung, Schmerz, Gelenkerguß und Bewegungseinschränkung. Der daraus resultierende Circulus vitiosus unterhält dabei die fortschreitende Gelenkdegeneration (Reichel 2000).

1.2.3 Klinik der Gonarthrose

Der schubweise Verlauf der Gonarthrose ist durch unterschiedliche Intervalle von symptomarmen und symptomatischen Phasen gekennzeichnet. Die klinische Einteilung erfolgt vom Initialstadium bis zur ausgeprägten Kontraktur (Mohing 1979) (Tab. 1).

Tab. 1: Stadien der Gonarthrose (modifiziert nach Mohing 1979)

	Leitsymptome	Befund
Stadium I - beginnende Arthrose	Steifigkeitsgefühl, Anlaufschmerz, geringer Belastungsschmerz, gelegentlich Wetterfühligkeit	Krepitationen bei Gelenkbewegungen
Stadium II - beginnende Kontraktur	zunehmender Belastungsschmerz, periartikuläre Beschwerden mit Betonung popliteal, Dauerschmerz beim Berg- und Treppabgehen	zunehmende Krepitationen, Quadrizeps-atonie und -atrophie, beginnende Flexionskontraktur, endgradig Bewegungsschmerz, Insertionstendopathie
Stadium III - ausgeprägte Kontraktur	ausgeprägte Schmerzsymptomatik mit Ruhe- und Nachtschmerz, eingeschränkte Gehstrecke bei verminderter Belastbarkeit, konservative Therapie wirkungslos	deformiertes Gelenk (Varus oder Valgus) mit erheblicher Flexionskontraktur, Abnahme des Gesamtbewegungsumfangs, tastbare Osteophyten, Insuffizienz des Bandapparates

1.2.4 Röntgenmorphologie bei Gonarthrose

Die röntgenologischen Veränderungen des Kniegelenks lassen sich in vier Schweregrade einteilen (Jäger und Wirth 1992) (Tab. 2), dabei besteht jedoch keine zwingende Korrelation zu den klinischen Befunden oder subjektiven Beschwerden (Abb. 2 a-b).

Tab. 2: Schweregrade der Gonarthrose (Jäger und Wirth 1992)

	Röntgenologische Veränderungen
Grad I – initiale Gonarthrose	angedeutete Ausziehung der Eminentia interkondylaris und der gelenkseitigen Patellapole
Grad II – mäßige Gonarthrose	Ausziehung an den Tibiakonsolen, mäßige Verschmälerung des Gelenkspaltes und beginnende Abflachung der Femurkondylen, beginnende subchondrale Sklerosierung
Grad III - mittelgradige Gonarthrose	Verschmälerung des Gelenkspaltes um 50%, deutliche Entrundung der Femurkondylen, Osteophytenbildung an den Tibiakonsolen, der Eminentia interkondylaris, den Femurkondylen und den Patellapolen, ausgeprägte subchondrale Sklerosierung
Grad IV - ausgeprägte Gonarthrose	Gelenkdestruktion mit ausgeprägter Verschmälerung des Gelenkspaltes, unruhige Randkontur, zystische Veränderungen an Tibiakopf, Femurkondylen und Patella, femorotibiale Subluxationsstellung

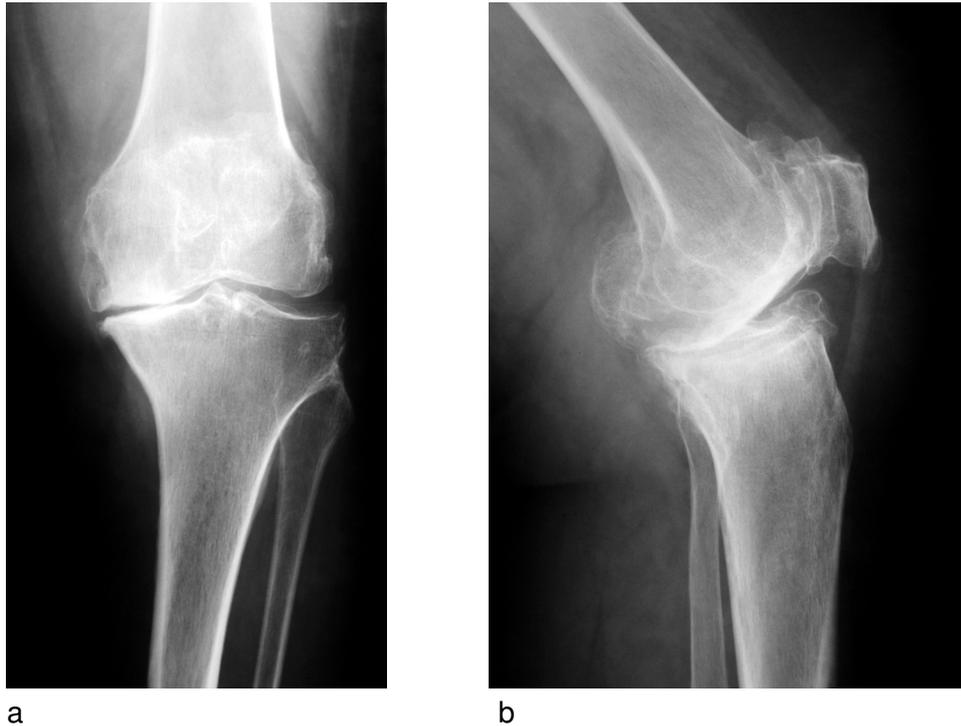


Abb. 2 a-b: ausgeprägte Varusgonarthrose, Grad IV nach Jäger und Wirth

1.2.5 Therapie der Gonarthrose

Konservative Therapie

Die hohe Inzidenz von Gonarthrosen in der Bevölkerung der Industriestaaten ist bedingt durch eine deutlich erhöhte Lebenserwartung bei diagnostisch verbesserten Möglichkeiten und besitzt eine große Bedeutung unter sozialmedizinischen und insbesondere sozialökonomischen Aspekten. Infolgedessen gilt der Prophylaxe der Gonarthrose heute ein großes Augenmerk. Im Rahmen der Prophylaxe einer Gonarthrose gilt es, folgende wesentliche Faktoren zu beachten:

- Vermeidung von Überlastungen (Übergewicht, Leistungssport, schwere körperliche Tätigkeiten)
- möglichst genaue anatomische Rekonstruktion nach Traumata
- optimale Therapie bei Stoffwechselkrankheiten
- adäquate medikamentöse und physiotherapeutische Behandlung
- Benutzung orthopädischer Hilfsmittel

Die konservative Therapie der Gonarthrose umfasst zahlreiche Maßnahmen, die insbesondere im Frühstadium der Gonarthrose gute Resultate mit Beschwerdelinderung erbringen.

Pharmakotherapie der Gonarthrose

Nichtsteroidale Antirheumatika (NSAR) können in allen Stadien der Gonarthrose eingesetzt werden. Sie führen über die Hemmung der Prostaglandinsynthese zur Reduktion der entzündlichen Veränderungen und Schmerzzustände.

Die intraartikuläre Injektion von Kortikosteroiden, ggf. in Kombination mit Lokalanästhetika, erfolgt bei hochschmerzhaften Gonarthrosen im Endstadium. Dabei wird die sofortige Schmerzlinderung durch die Lokalanästhesie und die prolongierte antiinflammatorische Wirkung durch das Kortikosteroid therapeutisch genutzt. Eine nachgewiesene oder vermutete Gelenkinfektion stellt eine absolute Kontraindikation zur intraartikulären Injektion dar.

Begleitend verabreichte Myotonolytika können in allen Stadien der Gonarthrose über eine Detonisierung der kniegelenkführenden Muskulatur ebenfalls zur Schmerzreduktion beitragen.

Physikalische und funktionelle Therapie der Gonarthrose

Im Frühstadium der Gonarthrose kann eine Verbesserung der Gelenkbeweglichkeit durch Manualtherapie erreicht werden (Winkel 1991). Die Durchführung von Krankengymnastik (Knieschule) dient der Vermeidung von Inaktivität und Muskelatrophie und führt zur Verbesserung des Knorpel- und Knochenstoffwechsels (Calkins et al. 1991).

Bei aktivierter Arthrose kann eine unterstützende Kryotherapie zur Schmerzlinderung und Abschwellung beitragen.

Die Anwendung von dämpfenden Einlagen und Absätzen mit Stoß- und Druckentlastung des Gelenkes kann den Verlauf der Gonarthrose günstig beeinflussen und erfolgt überwiegend im Frühstadium (Grifka 1993). Orthesen (Schiene-, Schellen- und Hülsenapparate) kommen bei schwersten inoperablen Gonarthrosen mit Instabilitäten zum Einsatz. Sie dienen dabei zur Entlastung und Stabilisierung des Kniegelenkes, um eine begrenzte Geh- und Stehfähigkeit zu erhalten. Im Gegensatz dazu vermitteln Kniebandagen allenfalls ein subjektives Stabilitätsgefühl (Neff 1995).

Eine echte Basistherapie, mit der die Gonarthrose verhindert oder ihr Verlauf wesentlich verlangsamt wird, gibt es bisher nicht (Reichel 2000).

Gelenkerhaltende operative Therapie

Die Möglichkeiten der gelenkerhaltenden operativen Maßnahmen bei bestehender Gonarthrose reichen von arthroskopischem Debridement mit Lavage bis hin zur achskorrigierenden Umstellungsosteotomie (Jackson und Waugh 1961, Klein 1988). Die zeitweise positive Wirkung einer reinen Gelenkspülung kann durch Entfernung von Detritus und proteolytischen Enzymen erreicht werden (Miehlke 1979). Bei der arthroskopischen Abrasionschondroplastik ist nach kurzfristiger Besserung der klinischen Symptomatik, im weiteren Verlauf eine deutliche Verschlechterung zu erwarten (Baumgaertner et al. 1990, Ewing 1990).

Bei lokal begrenztem Knorpelschaden und physiologischen Beinachsen ist die retrograde subchondrale Anbohrung zur Induktion von faserknorpeligem Ersatzgewebe einsetzbar. Umschriebene dritt- und viertgradige Knorpelläsionen können auch durch verschiedene Verfahren der osteochondralen Transplantation versorgt werden (Wirth et al. 1990, Bobic 1996, Hangody et al. 1996).

Fortschritte bei der Knorpelzellzüchtung in vitro ermöglichen die Behandlung von umschriebenen posttraumatischen Knorpelläsionen im Kniegelenk durch autologe Chondrozytentransplantation. Hierzu werden bei einem arthroskopischen Ersteingriff zur Diagnosesicherung (Ausmaß der Knorpelläsion) Chondrozyten aus einem nichtgeschädigten Knorpelareal entnommen. Nach Anzüchtung dieser in vitro erfolgt ca. 6 Wochen nach Entnahme die Reimplantation dieser autologen Chondrozyten (Peterson et al. 2000, Brittberg et al. 2001)

Zur Durchführung von kniegelenknahen Korrekturosteotomien sollte der Patient jünger als 60 Jahre alt sein, klinisch und röntgenologisch eine leichte bis mittelgradige, überwiegend unikompartimentelle Arthrose aufweisen und noch gute Beweglichkeit bei weitgehend intakter Bandstabilität des betroffenen Gelenkes besitzen (Reichel 2000). Die Arthrodese des Kniegelenkes bei Gonarthrose wird heute nur noch als Ultima ratio angewandt, wenn weder Osteotomie, Gelenkersatz noch andere Alternativen möglich sind (Laskin 1991, Rand 1993).

Gelenkersetzende operative Therapie

Indikation

Die ausgeprägte, schmerzhafte, alle Gelenkanteile betreffende Gonarthrose mit erheblicher Gehstreckenverkürzung und Beweglichkeitseinschränkung stellt die Indikation zur Alloarthroplastik des Kniegelenkes dar (Jäger und Wirth 1992). Der Patient erfährt typischerweise Einschränkungen bei der Ausführung von Aktivitäten des täglichen Lebens

infolge von mittelgradigen bis starken Schmerzen im betroffenen Kniegelenk bei zusätzlich bestehendem Ruhe- und Nachtschmerz. Der Verlauf ist chronisch und die Symptomatik oft schnell progredient. Bevor eine Knie-TEP-Implantation durchgeführt wird, sollten alle konservativen und gelenkerhaltenden operativen Behandlungsmöglichkeiten ausgeschöpft sein und neben der klinischen Symptomatik auch röntgenologisch deutliche Destruktionen aller Gelenkflächen (Pangonarthrose) und Achsabweichungen nachgewiesen werden (Jerosch und Heisel 1999).

Die häufigste Indikation für den alloarthroplastischen Kniegelenkersatz stellen heute die idiopathischen bzw. primären Gonarthrosen dar (Barnes et al. 1993, Bochner 1991, Teichner 1985), gefolgt von der Rheumatoiden Arthritis (Hagena 1985) und der posttraumatischen sekundären Arthrose.

Als relative Kontraindikation werden ein Lebensalter unter 55 Jahren (Scott und Rubinstein 1985) und bestehende neurologische Erkrankungen mit Verlust der Tiefensensibilität angesehen. Absolute Gegenanzeigen sind bestehende oder vor kurzem abgelaufene Infektionen, fehlende Quadricepsfunktion und gelenknahe Paresen sowie nicht sanierbare Weichteilverhältnisse (Jerosch und Heisel 1999).

Voraussetzungen für die Implantation einer ungekoppelten Oberflächenersatzendoprothese sind eine stabile Seitenbandführung, kein Vorliegen eines Genu recurvatum sowie eine Achsfehlstellung, die weniger als 25 Grad beträgt (Jerosch und Heisel 1999) und bei Systemen mit Erhalt des hinteren Kreuzbandes die suffiziente Funktion desselben (Hofmann et al. 1991).

Nicht beherrschbare Schmerzen führen als Hauptgrund zur Implantation einer Knieendoprothese. Funktionelle Einschränkungen werden trotz massiver Ausprägung vom Patienten relativ lange toleriert. Dies wird durch das schwedische Knieendoprothesenregister bestätigt (Knutson et al. 1994).

Konstruktionsklassen von Knieendoprothesen

Trotz der großen Vielfalt können Knieendoprothesen in 4 Klassen unterteilt werden. Dabei bestimmen die Art der Gelenkstabilisierung und die unterschiedlichen Freiheitsgrade von Rotation und Translation die Einteilung der verschiedenen Modelle in diese Systematik (Stallforth 1985):

- unikondyläre Schlittenprothesen
- bikondyläre ungekoppelte Schlittenprothesen (Oberflächenersatz)
- teilgekoppelte bikondyläre Schlittenprothesen
- achsgekoppelte Scharnierprothesen (intramedulläre Verankerung)

Die Verankerung der Implantate kann abhängig vom verwendeten System zementfrei bzw. zementiert erfolgen. Für den retropatellaren Gelenkflächenersatz kommen Vollpolyethylenkomponenten als Patellaonlay zur zementierten Implantation.

Probleme in der Knieendoprothetik

Nach Angaben aus der Literatur stellen femoropatellare Probleme im Sinne eines anterioren Schmerzsyndroms eine der Hauptursachen für Revisionsoperationen nach totalem Kniegelenkersatz dar (Booth 1994, Bourne et al. 1995, Campbell et al. 1995).

Die Problematik des Retropatellarersatzes wird in der Fachliteratur kontrovers diskutiert. Sowohl Befürworter (Bourne et al. 1995) als auch Kritiker (Johnson und Eastwood 1992) eines retropatellaren Gelenkflächenersatzes berichten jeweils über gute Ergebnisse ihrer Vorgehensweisen. Probleme nach Retropatellarersatz können Osteonekrosen der Patella, Lockerung des Patellaonlays, Patellarsehnenrupturen, Subluxationen und Luxationen, Fremdkörperreaktionen auf Polyethylenabrieb und Beugehemmungen sein (Abraham et al. 1988, Boyd et al. 1993, Fuchs et al. 1993). Der Patellarückflächenersatz kann unterbleiben, wenn die Patella schmal erscheint, die Gelenkfläche gut überknorpelt ist und der Patient kein massives Übergewicht hat (Insall et al. 1976).

Instabilitäten bei liegender Oberflächenersatzendoprothese können ebenfalls zu Problemen führen. Die Indikation zur Revision besteht bei einer antero-posterioren Instabilität von über 10 mm sowie einer medialen oder lateralen Instabilität von über 5°. Instabile Knieendoprothesen nach Oberflächenersatz sind zum größten Teil durch intraoperative Ursachen bedingt. Dazu zählen eine ungenügende Korrektur präoperativer Deformitäten infolge von insuffizientem Weichteilrelease oder unzureichender Knochendefektauffüllung, die Fehlpositionierung von Prothesenkomponenten mit ungleichem Beuge-Streck-Spalt und die Wahl des falschen Prothesentyps. Zu den postoperativen Ursachen werden echte traumatische Kapsel- und Bandrupturen, Bandinsuffizienzen nach Bagatelltraumata und Lageveränderung des Implantats bei einer Lockerung gerechnet. Hochgradige präoperative mediolaterale oder anteroposteriore Instabilitäten können ebenfalls zu einer unzureichenden Stabilität der Knieprothese führen (Reichel 1997).

Die schwerwiegendste Komplikation nach Knie-TEP-Implantation ist die Protheseninfektion. Achsgeführte Scharnierendoprothesen zeigen eine wesentlich höhere Infektionsrate als oberflächenersetzende Systeme (Bengston et al. 1989). Auch bei den aseptischen Lockerungen konnten höhere Revisionsraten bei achsgeführten Scharnierendoprothesen im Vergleich zum Oberflächenersatz nachgewiesen werden (Pilz 1998).

Eine Infektion der liegenden Endoprothese kann hämatogen, durch lokale Wundheilungsstörungen oder durch intraoperative Kontamination mit Keimen erfolgen. Durch Anwendung einer perioperativen Antibiotikaphylaxe kann die Infektionsrate deutlich gesenkt werden (Lidwell et al. 1982). Bei Frühinfektionen, innerhalb von 6 Wochen postoperativ (Härle 1991), kann nach ausreichendem Debridement, Spülung und Wechsel des PE-Inlays die Endoprothese gegebenenfalls in situ belassen werden. Arthroskopien mit gleichzeitiger intensiver Gelenklavage in kurzen Intervallen dienen der Befundkontrolle und Sicherung des Sanierungserfolges. Voraussetzung für ein solches Vorgehen ist eine intakte Implantat-Knochengrenze.

Bei Spätinfektionen erfolgt ein zweizeitiger Endoprothesenwechsel mit zwischenzeitlicher Implantation eines antibiotikahaltigen Platzhalters aus Knochenzement unter fortlaufender intravenöser Antibiotikatherapie bei bekannter Resistenzlage des Erregers. Die Reimplantation erfolgt bei mikrobiologisch nachgewiesener Keimfreiheit im Intervall von 6 Wochen. Eine andere Vorgehensweise bei zweizeitigen Wechseln besteht in der Anwendung eines Fixateur externe zur Gelenkdistraktion mit kurzfristigen regelmäßigen arthroskopischen Spülungen im prothesenfreien Intervall. Bei ausgedehnten Knochen- und Weichteildefekten sollte die Möglichkeit einer Arthrodeese anstelle der Reimplantation erwogen werden.

Die häufigste Spätkomplikation nach endoprothetischem Kniegelenkersatz ist die aseptische Lockerung bei Auftreten von Osteolysen. In zahlreichen Veröffentlichungen der letzten Jahre wurde Polyethylenabrieb als Ursache für die Osteolysen mit nachfolgender Implantatlockerung identifiziert (Lonner et al. 1999, Bert et al. 1998, Castro et al. 1997, Robinson et al. 1995, Engh et al. 2000). Es erfolgten zahlreiche Versuche der Abriebreduktion durch Modifikation der Polyethyleninserts. Die modifizierten Polyethylen-typen zeigten alle eine höhere Dichte bei reduziertem Ermüdungswiderstand (Versprödung). Infolge dieses Elastizitätsverlustes kam es auch bei diesen Materialien zu Versagensfällen inklusive Materialbruch.

Da durch die Materialmodifikationen beim tibialen Polyethyleninsert keine wesentlich verbesserten Abriebeigenschaften erreicht werden konnten, folgten in zunehmendem Maße Untersuchungen des femoralen Gleitpartners. Dabei konnte in Simulatortests zum Abriebverhalten schon nach zwei Millionen Testzyklen eine erhöhte Oberflächenrauigkeit von Kobalt-Chrom-Femurkomponenten nachgewiesen werden. Der daraus resultierende erhöhte Reibungswiderstand führte zu einem vermehrten adhäsiven Abrieb am Tibia-PE-Insert (White et al. 1994).

Um das Abriebverhalten der Femurkomponenten zu verbessern, unterlagen auch diese Materialveränderungen. Zum Einsatz kamen Femurkomponenten, deren Gleiteigenschaften durch keramische Beschichtungen so verbessert wurden, daß ein geringerer PE-Abrieb

auftrat. Ein Beispiel hierfür ist die Titannitritbeschichtung von Titanlegierungen (Fink 1997). Auch die aus der Hüftendoprothetik bekannten monolithischen Keramiken mit sehr guten Gleiteigenschaften fanden Einzug in die Knieendoprothetik. Diese wurden jedoch nur in geringer Zahl und überwiegend zum Gelenkersatz bei präoperativ ausgedehnten Knochendefekten infolge tumoröser Veränderungen bzw. bei ausgeprägten Deformierungen im Rahmen von Rheumatoidarthritiden eingesetzt, da hier sowieso ein großvolumiges System implantiert werden mußte. Bei diesen monolithischen Aluminiumoxid- und Zirkoniumoxidkeramiken besteht prinzipiell immer das Risiko eines Keramikbruches durch die hohe Sprödigkeit des Materials. Aus diesem Grund sind sie für den Oberflächenersatz, der heute die Standardimplantationsmethode bei der Knieendoprothetik darstellt und geringe Wandstärken der Implantate erfordert, nicht geeignet.

Als Alternative zu den vorgenannten Materialien werden derzeit auch Femurkomponenten zum Kniegelenkoberflächenersatz implantiert, die aus einer metallischen Zirkonium-Niob-Legierung bestehen und deren Oberfläche durch einen Oxidations- und Wärmebehandlungsprozeß in reinkeramisches Zirkoniumoxid umgewandelt wird (Abb. 3). Dabei handelt es sich nicht um eine Beschichtung wie bei Titannitrit, sondern um die Überführung der ursprünglich metallischen Oberfläche in Keramik. Damit wird erreicht, dass die tribologischen Eigenschaften an den gleitenden Gelenkpartnern denen einer Zirkoniumoxidkeramik entsprechen, wobei die hohe Bruch- und Dauerfestigkeit der Zirkonium-Niob-Legierung erhalten bleibt (Ezzet et al. 2004, Spector et al. 2001, Walker et al. 1996, White et al. 1994).



Abb. 3: Oberflächenkeramisiertes Femur-implantat aus einer Zirkonium-Niob-Legierung (Smith & Nephew)

2 Material und Methodik

2.1 Das Knie totalendoprothesensystem Genesis II

Die Genesis-II-Knie-TEP der Firma Smith & Nephew ist ein anatomisch geformter bikondylärer Kniegelenkoberflächenersatz. Das hintere Kreuzband kann erhalten oder seine Funktion ersetzt werden (posterior stabilisiert). Der Retropatellarersatz erfolgt durch ein Patellaonlay aus UHMW-Polyethylen mit drei Verankerungszapfen zur rotationsstabilen zementierten Implantation und wird in verschiedenen Größen angeboten. Die Domform der Artikulationsfläche sichert die Kongruenz zur Gleitrinne des Femurimplantates (Abb. 4).

Der Tibiplateauersatz ist durch eine anatomisch angepasste asymmetrische Basisplatte in verschiedenen Größen für jede Seite möglich. Die Tibiakomponenten bestehen aus einer Titan-Aluminium-Vanadium-Legierung und weisen einen systemintegrierten Dorsalabfall von 3° auf. Die Verankerung erfolgt zementiert mit Rotationssicherung durch einen kurzen Stem mit medialer und lateraler Finne (Abb. 5). Bei Verwendung als teilgekoppeltes System besteht die Möglichkeit einer langstreckigen intramedullären Verankerung. Komplettiert wird die Tibiabasisplatte durch Inserts aus UHMW-Polyethylen in verschiedenen Dicken und Designs (CR, DD, PS, CC, HF, MB) (Abb. 6).

Die Standardfemurimplantate bestehen aus einer Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung und sind zur zementierten Implantation in verschiedenen Größen vorhanden. Die systemintegrierte Außenrotation beträgt 3°. Eine tiefe Patellafurche und die laterale Erhöhung dienen der möglichst genauen Rekonstruktion des femoropatellaren Gleitlagers. Verschiedene Designs ermöglichen den Einsatz als ungekoppeltes oder teilgekoppeltes System mit gegebenenfalls intramedullärer Verankerung (Abb. 7) .

Die oberflächenkeramisierten Femurkomponenten aus einer Zirkonium-Niob-Legierung werden zur zementierten Implantation als Oberflächenersatz ohne intramedulläre Verankerung angeboten und können als System mit oder ohne Erhalt des hinteren Kreuzbandes eingesetzt werden (Abb. 8).



Abb. 4: Patellaonlay, Genesis II (Smith & Nephew)



Abb. 5: Tibiakomponente, Genesis II (Smith & Nephew)



Abb. 6: Polyethylen-Insert, Genesis II (Smith & Nephew)



Abb. 7: Standardfemurkomponente, Genesis II (Smith & Nephew)



Abb. 8: Zirkoniumfemurkomponente, Genesis II (Smith & Nephew)

Die idealen Voraussetzungen für die Implantation einer ungekoppelten bikondylären Knie-TEP mit Erhalt des hinteren Kreuzbandes sind:

- korrigierbare Varus- oder Valgusdeformität
- posteriore Bandstabilität
- mediolaterale Bandstabilität
- ausreichend gute Knochenstruktur
- korrigierbare Beugekontraktur

Bei suboptimalen präoperativen Verhältnissen kann durch Lockerung der Seitenbänder, Variation der Inlayhöhen und –designs und Augmentation von Knochendefekten eine Rekonstruktion der Beinachse und der Bandspannung erfolgen.

2.1.1 Operationstechnik

Zur exakten präoperativen Planung werden eine Ganzbeinröntgenaufnahme im Stehen im ap-Strahlengang, eine Röntgenaufnahme der Patellagleitbahn in 30° Flexion sowie standardisierte Röntgenaufnahmen des Kniegelenks in 2 Ebenen benötigt. Die Ganzbeinaufnahme dient der Bestimmung der präoperativen Achsverhältnisse und Festlegung der geplanten Resektionen an Femur und Tibia. Anhand der Röntgenaufnahmen in 2 Ebenen erfolgt mittels Durchsichtschablonen die Bestimmung der geplanten Implantatgrößen (Maßstab 1:1,15). Die Patellagleitbahnaufnahme wird zur Bestimmung von Patellalateralisation und –tilt und zur Abschätzung der Rotationsverhältnisse am distalen Femur herangezogen.

Aufgrund des identischen Prothesendesigns bestehen keine Unterschiede hinsichtlich des operativen Vorgehens zwischen der Implantation einer Standardfemurkomponente aus Kobalt-Chrom und einer oberflächenkeramisierten Femurkomponente aus Zirkonium.

Die Implantation der Knieendoprothesen erfolgt in allen Fällen als bikondylärer ungekoppelter Oberflächenersatz mit Erhalt des hinteren Kreuzbandes. Bei Insuffizienz des hinteren Kreuzbandes kommen anstelle der Standard-Tibia-PE-Inserts ultrakongruente (Deep Dished) Implantate zum Einsatz. Bei bestehender retropatellarer Arthrose wird die Patellarrückfläche ebenfalls ersetzt. Sämtliche Komponenten werden zementiert implantiert.

Perioperativ wird einmalig intravenös ein Antibiotikum verabreicht. Die Operation wird in Rückenlage des Patienten und Blutleere durchgeführt. Der Zugang zum Gelenk erfolgt durch einen geraden längsgestellten anterioren Hautschnitt über dem Kniegelenk, die Präparation der Hautfettlappen nach medial und lateral sowie durch parapatellar-mediale Kapselinzision als Midvastus-approach. Nach Eversion der Patella und Flexion des Gelenkes werden die Menisci und das vordere Kreuzband reseziert, das distale Femur dargestellt und gegebenenfalls Osteophyten abgetragen. Nachfolgend wird der Femurmarkraum eröffnet, der Ausrichtungsstab eingeführt und die Resektionslehre für die Größenbestimmung und anteriore Osteotomie unter Beachtung der korrekten Rotation angebracht. Nach erfolgter anteriorer Osteotomie wird der Schneideblock für die distale Osteotomie angebracht und selbige durchgeführt.

Danach erfolgt die Darstellung des Tibiaplateaus, das Anlegen und Ausrichten des extramedullären Zielgerätes, die Überprüfung der Resektionshöhe mit Taster und die sparsame Resektion der Knochenknorpelscheibe von der proximalen Tibia.

Die Kontrolle der Seitenbandspannung mit Distanzblock in Extension wird erforderlichenfalls mit einem Kapselbandrelease ergänzt. Der korrekte Beugespalt wird markiert, um eine ausgewogene Seitenbandstabilität in Extension und Flexion zu erreichen.

Der Schneideblock entsprechender Größe für die posteriore und anteriore sowie die beiden schrägen Osteotomien wird am Femur angebracht. Nach Durchführung dieser Osteotomien erfolgt das dorsale Kapselrelease mit Abtragung von dorsalen Osteophyten. Nun wird erneut die Tibia dargestellt, die Implantatgröße über Sichtschablone bestimmt und die Stemverankerung mittels Bohrer und Tibiastößel vorbereitet.

Nach Einsetzen der Probeimplantate wird bei bestehender Retropatellararthrose die Patella denerviert sowie deren Rückfläche in entsprechender Höhe reseziert. Die Zurichtung des Implantatlagers erfolgt nach Größenbestimmung unter Beachtung eines regelrechten Patellalaufs. Bei regelrechter Funktionskontrolle sowie röntgenologisch korrektem Probeimplantatsitz werden nach entsprechender Vorbereitung mit endgültiger Festlegung der tibialen Rotation die definitiven Implantate zementiert (Abb. 9). Die Blutstillung erfolgt nach Öffnung der Blutsperrre, gefolgt von Drainageneinlage und Wundverschluss.

Nach der abschließenden Funktionskontrolle wird der korrekte Implantatsitz mit dem Bildwandler dokumentiert und ein elastischer Verband angelegt.



Abb. 9: OP-Situs nach zementierter Implantation aller Komponenten

2.1.2 Nachbehandlung

Wenn keine gastrointestinalen Kontraindikationen vorliegen, wird die Analgesie nach Überwinden der Akutphase mit oralen NSAR durchgeführt. In den ersten postoperativen Tagen kann Hochlagerung und Anwendung von Kryotherapie den Lokalbefund günstig beeinflussen. Die Mobilisation der Patienten mit Gangschule bei Vollbelastung des operierten Beines unter Verwendung zweier Unterarmstützen beginnt am 1. postoperativen Tag. Zeitgleich wird das operierte Gelenk mehrmals täglich unter Anwendung einer Bewegungsschiene (CPM) beübt. Der Bewegungsaus Schlag wird befund- und beschwerdeadaptiert eingestellt und sollte vom ersten bis vierten postoperativen Tag mindestens E/F 0/0/60 betragen. Ab dem 5. postoperativen Tag wird ein Bewegungsumfang von mindestens E/F 0/0/90 angestrebt. Flankiert werden diese Maßnahmen durch aktive Bewegungsübungen und isometrische Spannungsübungen unter krankengymnastischer Anleitung. Bei deutlicher Atrophie der Quadrizepsmuskulatur wird zusätzlich Schwellstrom für den M. vastus medialis verordnet. Die aktive Beweglichkeit des operierten Kniegelenkes soll zur Entlassung mindestens E/F 0/0/90 betragen.

Die Drainagen werden am 1. postoperativen Tag mobilisiert und abhängig von der Fördermenge um den 2. Tag entfernt. Bei nachfolgender Ergußbildung wird frühzeitig unter sterilen Kautelen punktiert. Das Hautnahtmaterial kann bei primärer Wundheilung am 14. postoperativen Tag entfernt werden. Auf die Benutzung der Unterarmstützen kann nach Erreichen der Gangsicherheit verzichtet werden. Die Thrombembolieprophylaxe erfolgt gewichtsadaptiert mit niedermolekularem Heparin bis zum 30. postoperativen Tag in Kombination mit Kompressionsstrümpfen, intermittierender pneumatischer Kompression und durch die genannte frühzeitige Mobilisation.

2.2 Patientengut

2.2.1 Patientengruppe Zirkonium

In der Universitätsklinik und Poliklinik für Orthopädie der MLU Halle- Wittenberg wurde in den Jahren 2000 bis 2002 bei 40 Patienten eine Genesis-II-Knieendoprothese mit oberflächenkeramisierte Femurkomponente aus einer Zirkonium-Niob-Legierung implantiert. Von diesen Implantationen konnten 31 klinisch und radiologisch in einem mittleren Zeitraum von 46,4 Monaten (36-63 Monate; SD 6,13 Monate) nachuntersucht werden. Unter diesen Patienten befanden sich 21 Frauen und 8 Männer. Das geschlechtsunabhängige Durchschnittsalter betrug zum Operationszeitpunkt 67,0 Jahre (38-79 Jahre; SD 6,99 Jahre). Der Gelenkersatz erfolgte fünfzehnmal am rechten und sechzehnmal am linken Knie und wurde in 29 Fällen aufgrund einer primären Varusgonarthrose durchgeführt. Bei jeweils einer Patientin bestand präoperativ eine primäre Valgusgonarthrose bzw. eine posttraumatische Varusgonarthrose. Ein Retropatellarersatz wurde an 19 Gelenken vorgenommen. Zwei Patientinnen wurden beidseitig versorgt, eine davon einseitig.

2.2.2 Patientengruppe Kobalt-Chrom

Zum Vergleich wurden 32 Kniegelenke, die in den Jahren 1999 bis 2002 mit Standardfemurkomponenten aus einer Kobalt-Chrom-Legierung des gleichen Systems versorgt wurden, in einem Zeitraum von durchschnittlich 48,8 Monaten (35-78 Monate; SD 10,5 Monate) klinisch und radiologisch nachuntersucht. Dabei wurden 21 Frauen und 4 Männer mit einem Durchschnittsalter von 66,8 Jahren (59-77 Jahre; SD 4,48 Jahre) kontrolliert. Die Implantation erfolgte neunzehnmal rechts- und dreizehnmal linksseitig. In dieser Gruppe wurden 26 Varusgonarthrosen und 6 Valgusgonarthrosen endoprothetisch versorgt. Bei 26 Kniegelenken wurde ein Retropatellarersatz durchgeführt. 5 Frauen und 2 Männer erhielten den Gelenkersatz beidseitig, davon eine Patientin einseitig.

3 Patientinnen wurde rechts die Standardfemurkomponente und links die Femurkomponente aus Zirkonium implantiert.

2.3 Nachuntersuchung

Die klinische Nachuntersuchung erfolgte bei beiden Patientengruppen nach dem Untersuchungsschema der Knee Society (Insall et al. 1989). Dabei werden der Knee-Score (klinischer Score) und der Functional-Score (funktioneller Score) mit jeweils bestmöglich maximal 100 Punkten bewertet. Diese gliedern sich beim Knee-Score in maximal 50 Punkte für den Bereich Schmerz, maximal 25 Punkte für den Bewegungsumfang ($5^\circ=1$ Punkt) und maximal 25 Punkte für Stabilität, abzüglich Achsfehlstellung und Streckdefizit (aktiv/passiv). Beim Functional-Score erfolgt die Unterteilung in maximal 50 Punkte für das Gehen und maximal 50 Punkte für das Treppensteigen abzüglich Benutzung von Hilfsmitteln (Anlage 1).

Zusätzlich erfolgte die subjektive Beurteilung des operativen Ergebnisses mit Hilfe des WOMAC-Index (Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index). Dieser Test erfragt Schmerzintensitäten (5 Kategorien), Steifigkeitsgefühl (2 Kategorien) und Schwierigkeiten bei der Verrichtung von Aktivitäten des täglichen Lebens (17 Kategorien). Dabei können für jede Kategorie bestmögliche 4 Punkte erreicht werden. Nach Summierung der Punkte von 0 (schlechtestes Ergebnis) bis 96 (bestes Ergebnis) erfolgt die Normalisierung durch Multiplikation mit 100 und Division durch 96. Dadurch erhält man einen WOMAC-Index von bestmöglichen maximal 100 Punkten (Anlage 2).

Die röntgenologische Auswertung erfolgte nach dem Roentgenographic Evaluation and Scoring System der Knee Society (Ewald 1989). Grundlage für diese Auswertung sind eine Ganzbeinröntgenaufnahme im Stehen im anteroposterioren Strahlengang, eine Röntgenaufnahme der Patellagleitbahn in 30° Flexion und standardisierte Röntgenaufnahmen des Kniegelenks in 2 Ebenen (Maßstab 1:1,15). Anhand der postoperativen Röntgenbilder erfolgte die Beurteilung des Implantatsitzes, der Patellastellung und der Resorptionssäume. Hierfür können folgende Parameter ausgemessen werden: der Femurteilwinkel (ap), der Tibiateilwinkel (ap), der totale Valguswinkel (ap) als Summe der beiden vorgenannten (Beinachse), der Femurimplantatflexionswinkel (seitlich), der Tibiawinkel für den Dorsalabfall (seitlich), der Patellaneigungswinkel (30°).

Die Beurteilung der Resorptionssäume erfolgt in der seitlichen Röntgenaufnahme für das Femurimplantat in den Zonen 1-7 sowie für das Tibiaimplantat in den Zonen 1-3, in der ap-Röntgenaufnahme für das Tibiaimplantat in den Zonen 1-7 und in der Patellatangentiaaufnahme für die Patella in den Zonen 1-5 (Anlage 3). Für den Vergleich der Gruppen untereinander wurden sämtliche gefundenen Resorptionssäume pro Gelenk quantitativ (Anzahl) und qualitativ (Ausdehnung) addiert und eine Gruppengesamtsumme gebildet. Für

das Tibiaimplantat bedeutet dies eine Summation der Säume aus den Röntgenaufnahmen in zwei Ebenen.

Nachgewiesene Lageveränderungen des Implantats gelten als sichere röntgenologische Lockerungszeichen.

2.4 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der Daten erfolgte unter Zuhilfenahme des Programms MATLAB in der Version 6.5 (The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, USA).

Bei Normalverteilung der Werte wurde zum Vergleich von zwei unabhängigen Stichproben der Student t-Test (ungepaart zweiseitig) mit einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ verwendet. Bei der deskriptiven Auswertung wurden Mittelwert, Minimum, Maximum und Standardabweichung bestimmt.

3 Ergebnisse

3.1 Klinische Ergebnisse

3.1.1 Patientengruppe Zirkonium

Knee-Society-Score

Bei den 31 mit einer oberflächenkeramisierten Femurkomponente aus einer Zirkonium-Niob-Legierung versorgten Kniegelenken betrug der mittlere Bewegungsumfang (ROM) 109,5° (Min. 75°, Max. 130°; SD 13,05°).

Eine Instabilität Grad II bestand in 2 Fällen anteroposterior und in 10 Fällen mediolateral. Beugekontrakturen (passiv) von 5-10° mußten bei 4 der nachuntersuchten Patienten festgestellt werden. Ein Streckdefizit (aktiv) von weniger als 10° zeigte sich bei 8 der 31 kontrollierten Kniegelenke.

Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung bestand in 17 Fällen Schmerzfreiheit. Geringe und gelegentliche Schmerzen wurden achtmal angegeben. Geringe Schmerzen lediglich beim Treppensteigen empfanden 2 Patienten, beim Treppensteigen und Gehen 3 Patienten. Eine Patientin klagte über ständige Schmerzen. Die Gehfähigkeit war in 16 Fällen unbegrenzt, betrug in 11 Fällen mehr als 1000 m, in 3 Fällen 500-1000 m und einmal weniger als 500 m. Das Treppensteigen gelang ohne Einschränkungen in 13 Fällen, nur mit Benutzung eines Geländers treppab in 8 Fällen, treppauf und treppab in weiteren 8 Fällen und war zwei Patienten treppab unmöglich. Die einseitige Benutzung einer Gehhilfe machte sich für 6 Patienten erforderlich, eine Patientin benötigte beidseitig Unterarmstützen.

Das gesamte Zirkoniumkollektiv erzielte einen mittleren Knee-Score von 87,8 Punkten (Min. 40, Max. 100; SD 13,6) und einen mittleren Functional-Score von 82,4 Punkten (Min. 40, Max. 100; SD 18,0). Der Durchschnittswert der Schmerzbewertung im Knee-Score betrug 44,8 Punkte (Min. 10, Max. 50; SD 8,9). Der erreichte Punktwert für den Bewegungsumfang betrug im Mittel 21,9 (Min. 15, Max. 25; SD 2,61).

Im Functional-Score wurde ein Mittelwert für die Gehstrecke von 43,5 Punkten (Min. 20, Max. 50, SD 7,9) und für das Treppensteigen von 40,0 Punkten (Min. 15, Max. 50; SD 10,56) erreicht.

WOMAC-Index

Bei der Auswertung des geglätteten WOMAC-Index erreichte das Gesamtkollektiv einen Durchschnittswert von 87,6 (Min. 28,1, Max. 100; SD 17,5). Die Gruppenmittelwerte für die einzelnen Kategorien sind nachfolgend dargestellt (Tab. 3). Dabei stellen 4 Punkte das beste und 0 Punkte das schlechteste Ergebnis dar.

Tab. 3: Mittelwerte für das Zirkoniumkollektiv im WOMAC-Index

		Mittelwert
Schmerzen	Gehen	3,71
	Treppensteigen	3,48
	Nachts	3,81
	Sitzen/Liegen	3,77
	Stehen	3,74
Steifigkeit	Morgens	3,45
	nach Ruhe-Phase	3,35
Aktivitäten des täglichen Lebens	Treppe hinunter	3,26
	Treppe hinauf	3,52
	Aufstehen aus Sitzen	3,55
	Stehen	3,52
	Zum Boden bücken	3,45
	Gehen auf Ebene	3,68
	PKW aus-/einsteigen	3,19
	Einkaufen	3,64
	Strümpfe anziehen	3,45
	Aufstehen aus Bett	3,61
	Strümpfe ausziehen	3,48
	Liegen im Bett	3,84
	Badewannenbenutzung	2,58
	Sitzen	3,55
	Toilettenbenutzung	3,58
	Hausarbeiten schwer	3,19
	Hausarbeiten leicht	3,68

Komplikationen

Bis zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung war der Verlauf in 28 Fällen komplikationslos. Bei einer Patientin erfolgte aufgrund eines Frühinfektes eine offene Synovektomie mit Debridement und Inlaywechsel. Bei einem Kniegelenk musste wegen eingeschränkter Beweglichkeit 8 Monate postoperativ eine Mobilisation in Allgemeinnarkose und 17 Monate nach Primärimplantation eine Verringerung der Inlayhöhe erfolgen. Dadurch konnte eine zufriedenstellende Beweglichkeit erreicht werden. Bei einer weiteren Patientin wurde 47 Monate nach Primärimplantation eine Osteophytenabtragung am lateralen Patellarand mit gleichzeitiger Denervierung und Synovektomie notwendig.

3.1.2 Patientengruppe Kobalt-Chrom

Knee-Society-Score

Bei den 32 mit einer Standardfemurkomponente aus einer Kobalt-Chrom-Legierung versorgten Kniegelenken betrug der mittlere Bewegungsumfang (ROM) 108,0° (Min. 70°, Max. 130°; SD 14,1°).

In 10 Fällen bestand eine anteroposteriore und in 14 Fällen eine mediolaterale Instabilität Grad II. Beugekontrakturen (passiv) von 5-10° ließen sich bei 3 der nachuntersuchten Patienten feststellen. Bei 3 der kontrollierten Kniegelenke lag ein Streckdefizit (aktiv) von weniger als 10° vor.

Schmerzfreiheit bestand in 8 Fällen zur Nachuntersuchung. Geringe und gelegentliche Schmerzen wurden vierzehnmal geäußert. 4 Patienten gaben lediglich beim Treppensteigen geringe Schmerzen an und 2 beim Treppensteigen und Gehen. Ein Patient klagte über gelegentlich mäßige und 3 Patienten über ständige Schmerzen im versorgten Gelenk. In 16 Fällen lag eine unbegrenzte Gehfähigkeit vor. In 8 Fällen betrug sie mehr als 1000 m, in 3 Fällen 500-1000 m und in 5 Fällen weniger als 500 m. Ohne Einschränkungen gelang das Treppensteigen in 7 Fällen, nur mit Benutzung eines Geländers treppab in 12 Fällen, treppauf und treppab in weiteren 13 Fällen. Die einseitige Zuhilfenahme einer Gehhilfe war in 8 Fällen erforderlich.

Der mittlere Knee-Score betrug in dieser Patientengruppe 81,6 Punkte (Min. 37, Max. 99; SD 15,46) und der mittlere Functional-Score 77,81 Punkte (Min. 45, Max. 100; SD 16,99). Die Schmerzbewertung im Knee-Score erfolgte im Mittel mit 40,6 Punkten (Min. 10, Max. 50; SD 11,96). Der erreichte Punktwert für den Bewegungsumfang lag durchschnittlich bei 21,6 (Min. 15, Max. 25; SD 2,82).

Im Functional-Score wurde ein Mittelwert für die Gehstrecke von 40,9 Punkten (Min. 20, Max. 50; SD 11,18) und für das Treppensteigen von 38,1 Punkten (Min. 30, Max. 50; SD 7,8) erreicht.

WOMAC-Index

Die Gesamtgruppe erreichte bei der Auswertung des geglätteten WOMAC-Index einen Durchschnittswert von 80,23 (Min. 22,92, Max. 100; SD 20,85). In der folgenden Tabelle sind die Gruppenmittelwerte für die einzelnen Kategorien dargestellt (Tab. 4). Dabei stellen 4 Punkte das beste und 0 Punkte das schlechteste Ergebnis dar.

Tab. 4: Mittelwerte für das Kobalt-Chrom-Kollektiv im WOMAC-Index

		Mittelwert
Schmerzen	Gehen	3,66
	Treppensteigen	3,22
	Nachts	3,50
	Sitzen/Liegen	3,66
	Stehen	3,63
Steifigkeit	Morgens	3,47
	nach Ruhe-Phase	3,31
Aktivitäten des täglichen Lebens	Treppe hinunter	3,00
	Treppe hinauf	3,28
	Aufstehen aus Sitzen	3,25
	Stehen	3,38
	Zum Boden bücken	2,91
	Gehen auf Ebene	3,50
	PKW aus-/einsteigen	2,81
	Einkaufen	3,00
	Strümpfe anziehen	2,81
	Aufstehen aus Bett	3,47
	Strümpfe ausziehen	2,88
	Liegen im Bett	3,50
	Badewannenbenutzung	1,41
	Sitzen	3,66
	Toilettenbenutzung	3,50
	Hausarbeiten schwer	2,63
	Hausarbeiten leicht	3,69

Komplikationen

In dieser Gruppe waren 28 Fälle bis zum Nachuntersuchungszeitpunkt komplikationsfrei. Bei 2 Patientinnen mit Adipositas permagna mußte eine Revision wegen oberflächlicher Wundheilungsstörungen durchgeführt werden. Eine Patientin entwickelte postoperativ eine inkomplette Thrombose der V. femoralis superficialis, die erfolgreich therapiert werden konnte. 10 Monate postoperativ wurde bei einer weiteren Patientin wegen eines femoropatellaren Schmerzsyndroms mit eingeschränkter Beweglichkeit eine Patellarevision mit lateralem Release, ein Inlaywechsel und eine Synovektomie erforderlich.

3.2 Radiologische Ergebnisse

3.2.1 Patientengruppe Zirkonium

Implantatstellung

Bei der Auswertung der postoperativen Röntgenaufnahmen fand sich im ap-Strahlengang ein mittlerer totaler Valguswinkel von $185,23^\circ$ (Min. 180° , Max. 190° ; SD $2,57^\circ$). Dies entspricht einer anatomischen Beinachse von durchschnittlich $5,23^\circ$ Valgusstellung. Dabei betrug der Femurteilwinkel im Mittel $95,48^\circ$ (Min. 90° , Max. 100° ; SD $2,16^\circ$) und der mittlere Tibiateilwinkel $89,94^\circ$ (Min. 87° , Max. 93° ; SD $1,69^\circ$). Im seitlichen Strahlengang wurde ein mittlerer Femurimplantatflexionswinkel von $3,65^\circ$ (Min. -5° , Max. 10° ; SD $2,76^\circ$) ermittelt. Der Tibiaimplantatwinkel betrug im Durchschnitt $85,13^\circ$ (Min. 79° , Max. 91° ; SD $2,42^\circ$), was einem mittleren Dorsalabfall von $4,87^\circ$ entspricht. In den 30° -Patellatangentialaufnahmen fand sich für die 19 mit einem Retropatellarersatz versorgten Gelenke eine mittlere laterale Patellaverkipfung von $2,37^\circ$ (Min. -5° , Max. 13° , SD $4,71^\circ$). Bei den 12 Patellae ohne Retropatellarersatz ergab sich eine mittlere laterale Verkipfung von $15,42^\circ$ (Min. 7° , Max. 22° , SD $4,38^\circ$).

Resorptionssäume

Die Bestimmung der Resorptionssäume erfolgte unter Anwendung des Roentgenographic Evaluation and Scoring System der Knee Society. Die Gesamtzahl aller Säume der 31 nachuntersuchten Gelenke beträgt 112. Daraus ergibt sich ein Mittelwert von 3,61 (Min. 1, Max. 10; SD 1,89) Säumen pro Gelenk. Die Summe aller femoralen Säume beträgt 47 und damit durchschnittlich 1,52 (Min. 0, Max. 7; SD 1,31) pro Gelenk. Die Summe aller tibialen Säume von 61 ergibt einen Durchschnittswert von 1,97 (Min. 0, Max. 5; SD 1,25) pro Gelenk. Die Summe der Säume der 19 mit Rückflächenersatz versorgten Patellae ergab 4 und somit durchschnittlich 0,21 (Min. 0, Max. 2; SD 0,54) pro Gelenk.

Nicht progrediente Resorptionssäume einer Ausdehnung von 1mm oder weniger fanden sich im seitlichen Strahlengang in 22 Fällen in der femoralen Zone 1 und neunmal in der femoralen Zone 4 sowie tibial in Zone 1 siebenmal und in Zone 2 und 3 je viermal. Im ap-Strahlengang konnten tibial 18 Säume in der Zone 1, 8 Säume in der Zone 4 und 4 Säume in der Zone 6 gesehen werden. Bei Inspektion der 30° -Patellatangentialaufnahmen fanden sich jeweils 2 Säume für die Zone 1 und 2.

Resorptionssäume von 2 mm waren im seitlichen Strahlengang in der femoralen Zone 1 zweimal, in der femoralen Zone 3 einmal und in der femoralen Zone 4 viermal zu sehen. Bei

einer Patientin fand sich hierbei ein Resorptionssaum von 3 mm in der Zone 3 und 4 des Femurimplantats. Tibial trat in Zone 1 einmal ein Resorptionssaum von 2 mm auf. Im ap-Strahlengang fanden sich in der tibialen Zone 1 sechsmal und in der tibialen Zone 4 einmal Resorptionssäume von 2 mm. In der 30°-Patellatangentialaufnahme konnten keine Resorptionssäume von 2 mm oder größer nachgewiesen werden.

Die Häufigkeit der Säume für jede einzelne Zone des entsprechenden Implantats wird für die Gesamtgruppe im Folgenden dargestellt (Tab. 5).

Tab. 5: Resorptionssäume Zirkoniumgruppe

	Zone	bis 1 mm	ab 2 mm
Femurkomponente	1	22	2
	2	0	0
	3	0	1
	4	9	4
	5	0	0
	6	0	0
	7	0	0
Tibiakomponente seitlich	1	7	1
	2	4	0
	3	4	0
Tibiakomponente ap	1	18	6
	2	0	0
	3	0	0
	4	8	1
	5	0	0
	6	4	0
	7	0	0
Patella	1	2	0
	2	2	0
	3	0	0
	4	0	0
	5	0	0

3.2.2 Patientengruppe Kobalt-Chrom

Implantatstellung

Im ap- Strahlengang fand sich bei der Auswertung der postoperativen Röntgenaufnahmen ein durchschnittlicher totaler Valguswinkel von $184,78^\circ$ (Min. 178° , Max. 190° ; SD $3,05^\circ$). Die anatomische Beinachse hat dabei eine mittlere Valgusstellung von $5,22^\circ$. Der Femurteilwinkel betrug im Mittel $95,34^\circ$ (Min. 90° , Max. 100° ; SD $2,34^\circ$), der Tibiateilwinkel $89,44^\circ$ (Min. 86° , Max. 93° ; SD $1,56^\circ$). Im seitlichen Strahlengang wurde ein mittlerer Femurimplantatflexionswinkel von $2,88^\circ$ (Min. 0° , Max. 6° ; SD $2,01^\circ$) ermittelt. Der durchschnittliche Tibiaimplantatwinkel betrug $86,13^\circ$ (Min. 81° , Max. 90° ; SD $2,27^\circ$). Dies entspricht einem mittleren Dorsalabfall von $3,87^\circ$. In den 30° -Patellatangentialaufnahmen zeigte sich für die 26 mit einem Retropatellarersatz versorgten Gelenke eine mittlere laterale Patellaverkipfung von $2,88^\circ$ (Min. -5° , Max. 10° , SD $3,76^\circ$). Bei den 6 Patellae ohne Retropatellarersatz fand sich eine mittlere laterale Verkipfung von $16,66^\circ$ (Min. 10° , Max. 26° , SD $5,66^\circ$).

Resorptionssäume

Bei Anwendung des Roentgenographic Evaluation and Scoring System der Knee Society ergab die Gesamtzahl aller Resorptionssäume der 32 nachuntersuchten Gelenke 72 und damit durchschnittlich 2,25 (Min. 0, Max. 5; SD 1,50) pro Gelenk. Die Summe der femoralen Säume von 43 ergibt damit durchschnittlich 1,34 (Min. 0, Max. 4; SD 0,83) pro Gelenk. Die 28 tibialen Säume bedingen einen Mittelwert von 0,88 (Min. 0, Max. 4; SD 1,10) pro Gelenk und ein einmalig aufgetretener 1 mm-Saum bei den 26 mit Rückflächenersatz versorgten Patellae führt zu durchschnittlich 0,04 (Min. 0, Max. 1; SD 0,20) patellaren Säumen pro Gelenk.

Nichtprogrediente Resorptionssäume von 1 mm und weniger waren femoral in der Zone 1 in 15 Fällen und in der Zone 4 zwölfmal präsent. Bei den Tibiaimplantaten fanden sie sich im seitlichen Strahlengang je dreimal in Zone 1 und 2. Im ap-Strahlengang wurden solche Säume tibial dreizehnmal in Zone 1, dreimal in Zone 4 und je einmal in Zone 5 bzw. Zone 7 gesehen. Bei Durchsicht der 30° -Patellatangentialaufnahmen trat lediglich ein Resorptionssaum in Zone 2 auf.

Resorptionssäume von 2 mm erschienen femoral insgesamt in 8 Fällen, davon sechsmal in Zone 1 und zweimal in Zone 4. Tibial fanden sie sich einmal in Zone 1 im seitlichen und einmal in Zone 1 im ap-Strahlengang. Beim Retropatellarersatz in dieser Gruppe wurden keine Resorptionssäume von 2 mm oder mehr gesehen.

Die Häufigkeit der Säume für jede einzelne Zone des entsprechenden Implantats wird für die Gesamtgruppe in folgender Tabelle dargestellt (Tab. 6).

Tab. 6: Resorptionssäume Kobalt-Chrom-Gruppe

	Zone	bis 1 mm	ab 2 mm
Femurkomponente	1	15	6
	2	0	0
	3	0	0
	4	12	2
	5	0	0
	6	0	0
	7	0	0
Tibiakomponente seitlich	1	3	1
	2	3	0
	3	0	0
Tibiakomponente ap	1	13	1
	2	0	0
	3	0	0
	4	3	0
	5	1	0
	6	0	0
	7	1	0
Patella	1	0	0
	2	1	0
	3	0	0
	4	0	0
	5	0	0

3.3 Vergleich der Ergebnisse beider Patientengruppen

Die Parameter Geschlecht, versorgte Seite, Diagnose und präoperative Achsfehlstellung waren für beide Gruppen vergleichbar. Bezüglich Alter zum Operationszeitpunkt und Nachuntersuchungsintervall bestanden bei der statistischen Überprüfung keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gesamtgruppen.

Hinsichtlich der untersuchten klinischen und funktionellen Parameter ergeben sich zwischen den beiden Patientenkollektiven keine statistisch signifikanten Unterschiede (Tab. 7).

Die mit der oberflächenkeramisierten Femurkomponente aus einer Zirkonium-Niob-Legierung versorgten Patienten erreichten jedoch im Vergleich zu den mit der Standardfemurkomponente aus einer Kobalt-Chrom-Legierung versorgten Patienten durchschnittlich gering bessere Ergebnisse. Dies trifft sowohl für den Score der Knee Society mit seinen Unterkategorien, als auch für den WOMAC-Index zu. Innerhalb der beiden Patientengruppen besteht nach statistischer Auswertung eine hohe Korrelation zwischen den Teilscores der Knee Society untereinander sowie jeweils zum WOMAC-Index (Lingard et al. 2001).

Tab. 7: Gruppenvergleich klinische Ergebnisse

	Femurkomponente Zirkonium MW (SD)	Femurkomponente Kobalt-Chrom MW (SD)	p
Knee-Score	87,77 (13,6)	81,59 (15,46)	0,097
ROM	109,5° (13,5°)	108,0° (14,1°)	0,652
Schmerz	44,84 (8,89)	40,63 (11,96)	0,117
Functional-Score	82,42 (18,0)	77,81 (16,99)	0,301
WOMAC-Index	87,60 (17,55)	80,24 (20,85)	0,134

Die Ergebnisse der röntgenologischen Untersuchungen zeigen bezüglich des Implantatsitzes keine statistisch signifikanten Abweichungen zwischen den einzelnen Gruppen auf (Tab. 8, Abb. 10, Abb. 11).

Tab. 8: Gruppenvergleich radiologische Ergebnisse Implantatstellung

	Femurkomponente Zirkonium MW (SD)	Femurkomponente Kobalt-Chrom MW (SD)	p
Totaler Valguswinkel (Beinachse, ap)	185,23° (2,57°)	184,78° (3,05°)	0,533
Femurteilwinkel (ap)	95,48° (2,16°)	95,34° (2,34°)	0,806
Tibiateilwinkel (ap)	89,94° (1,69°)	89,44° (1,56°)	0,230
Femurimplantatflexions- winkel (seitlich)	3,65° (2,76°)	2,88° (2,01°)	0,213
Tibiaimplantatwinkel (Dorsalabfall, seitlich)	85,13° (2,42°)	86,13° (2,27°)	0,097
Patellaverkipfung bei Retropatellarersatz (30°-tangential)	2,37° (4,71°)	2,88° (3,76°)	0,704



Abb. 10: Korrekter Implantatsitz
Knie-TEP Genesis II,
Femurkomponente
Kobalt-Chrom



Abb. 11: Korrekter Implantatsitz
Knie-TEP Genesis II,
Femurkomponente
Zirkonium

In der Zirkoniumgruppe fanden sich im seitlichen Strahlengang nichtprogrediente Resorptionssäume von 1mm oder weniger bei 25 Kniegelenken femoral (80,6%) sowie bei 14 Kniegelenken tibial (45,2%). Im ap-Strahlengang konnten bei 20 Tibiaimplantaten (64,5%) selbige Resorptionssäume gesehen werden. Beim Retropatellarersatz wurden solche Säume dreimal beobachtet (15,8%). Resorptionssäume von 2 und mehr mm Ausdehnung fanden sich femoral und tibial in je 7 Fällen (22,6%). Klinische Hinweise für eine Lockerung ergaben sich nicht.

Bei Überprüfung der Kobalt-Chrom-Gruppe traten femoral bei 21 Kniegelenken (65,6%) nichtprogrediente Resorptionssäume von 1 mm oder weniger auf. Tibial fanden sich in der seitlichen Röntgenaufnahme bei 6 (18,8%) und in der ap-Aufnahme bei 14 Kniegelenken (43,8%) derartige Säume, retropatellar nur einmal (3,8%). Resorptionssäume von 2 mm zeigten sich tibial bei 1 (3,1%) und femoral bei 7 (21,9%) Kniegelenken. Dabei traten in keinem der Fälle klinische Zeichen einer Lockerung auf.

Mittels des Student-t-Tests lassen sich statistisch signifikante Unterschiede zwischen den beiden Patientenkollektiven hinsichtlich bestehender Resorptionssäume nachweisen. Diese finden sich vermehrt beim Gelenkersatz mit der oberflächenkeramisierten Femurkomponente aus einer Zirkonium-Niob-Legierung. Die Resorptionssäume treten dabei gehäuft im Bereich des Tibiaimplantates auf (Tab. 9). Signifikant vermehrt betroffen sind die Zonen 1 und 4 im ap-Strahlengang.

Tab. 9: Gruppenvergleich radiologische Ergebnisse Resorptionssäume

	Femurkomponente Zirkonium MW (SD)	Femurkomponente Kobalt-Chrom MW (SD)	p
Resorptionssäume gesamt	3,61 (1,89)	2,25 (1,50)	0,0025
Resorptionssäume Femur (seitlich)	1,52 (1,31)	1,34 (0,83)	0,5373
Resorptionssäume Tibia gesamt	1,97 (1,25)	0,88 (1,10)	0,0005
Resorptionssäume Tibia (seitlich)	0,55 (0,62)	0,25 (0,51)	0,0422
Resorptionssäume Tibia (ap)	1,42 (0,99)	0,63 (0,79)	0,0009
Resorptionssäume bei Retropatellarersatz (30°-tangential)	0,21 (0,54)	0,04 (0,20)	0,1951

4 Diskussion

4.1 Klinische Ergebnisse

Die Ziele der Oberflächenersatzendoprothetik am Kniegelenk bestehen darin, ein funktionsfähiges Kniegelenk zu schaffen mit dem eine physiologische Gangabwicklung möglich ist. Die Qualität eines Kniegelenkersatzes wird gekennzeichnet durch Schmerzfreiheit nach Prothesenimplantation, wobei das System ein hohes Maß an Funktionalität gewährleisten und sich durch Langlebigkeit hinsichtlich Verankerung und Materialverschleiß auszeichnen soll (Gondolph-Zink et al. 1998). Dabei werden als Standard Femurkomponenten aus einer Kobalt-Chrom-Legierung verwendet. Die tribologischen Eigenschaften dieser Implantate genügen den hohen mechanischen Anforderungen beim Kniegelenkersatz (Pellengahr et al. 2003).

Ziel der vorliegenden Untersuchung war der Vergleich der im klinischen Einsatz bewährten Standardfemurkomponenten mit Femurkomponenten aus einer oberflächenkeramisierten Zirkonium-Niob-Legierung gleichen Designs hinsichtlich klinischer Parameter und radiologischer Ergebnisse.

Die keramisierte Oberfläche dieser Femurkomponenten besitzt Gleiteigenschaften, die denen einer monolithischen Keramik entsprechen. Dies sollte bei der klinischen Anwendung geringere Raten von PE-Abrieb am artikulierenden Tibiainset erwarten lassen, was wiederum zu geringeren Osteolyseraten und einer verminderten Anzahl von aseptischen Lockerungen als häufigste Spätkomplikation (Lonner et al. 1999, Bert et al. 1998, Castro et al. 1997, Robinson et al. 1995, Engh et al. 2000) in der Knieendoprothetik führen müsste. Von zusätzlicher klinischer Bedeutung ist der unterhalb der Nachweisgrenze gelegene Nickelgehalt dieser Legierung, was einen Einsatz auch bei Patienten mit Metallallergien ermöglicht. Dabei liegt die Inzidenz einer Nickelallergie zwischen 10 und 15 % und einer Chromallergie bei 8% (Nielsen und Menne 1993, Goh 1986).

Der zur Erfassung der klinischen Parameter angewendete und im englischen Sprachraum häufig benutzte Knee-Society-Score erfasst zur Beurteilung des postoperativen Ergebnisses zu 75 % subjektive Daten, die von der Patientenzufriedenheit abhängen. Objektiv messbare Ergebnisse gehen nur zu 25 % in den Score ein (Krämer und Maichl 1993). Er zählt trotzdem zu den aussagekräftigsten, da durch seine Unterteilung in Knee-Score und Functional-Score die klinischen und funktionellen Ergebnisse getrennt bewertet werden können (Zambelli und Leyvraz 1995) und eine hohe Reproduzierbarkeit der Ergebnisse besteht (Kreibich et al. 1996). Außerdem weist er zum weltweit am häufigsten verwendeten HSS-Score (Score des

Hospital for Special Surgery) eine hohe Korrelation auf, wodurch beide Scores vergleichbar werden (Kißlinger et al. 1998).

Zur Beurteilung der postoperativen Ergebnisse wurde außerdem der WOMAC-Index hinzugezogen. Dieser stellt ein aussagekräftiges Instrument zur Bewertung der funktionellen Ergebnisse nach Kniegelenkersatz dar (Lingard et al. 2001).

Im Rahmen einer 2003 von Laskin veröffentlichten Arbeit wurden 73 Patienten 2 Jahre nach zementierter Implantation der Genesis-II-Knieendoprothese mit Femurkomponenten aus Zirkonium nachuntersucht. Dabei wurde im Mittel ein Knee-Score von 92 Punkten und ein Functional-Score von 74 Punkten erreicht. Die passive Beugefähigkeit betrug durchschnittlich 117°. Laskin berichtet außerdem über weitere 28 Patienten die identisch entweder mit einer Standardfemurkomponente aus Kobalt-Chrom oder einer Femurkomponente aus Zirkonium versorgt wurden. Bei der Nachuntersuchung 2 Jahre postoperativ betragen die Mittelwerte für das Zirkonium-Kollektiv 91 Punkte im Knee-Score, 76 Punkte im Functional-Score und 119° für die Flexion. Das Kobalt-Chrom-Kollektiv erreichte durchschnittlich 92 Punkte im Knee-Score, 72 Punkte im Functional-Score und 116° Flexion. Statistisch signifikante Unterschiede konnten bei diesen Parametern nicht nachgewiesen werden (Laskin 2003).

Pellengahr und Mitarbeiter fanden bei einer Nachuntersuchung von 65 Genesis-I-Oberflächenersatzendoprothesen einen mittleren Knee-Score von 80,9 Punkten und einen mittleren Functional-Score von 73,7 Punkten. Der mittlere Nachuntersuchungszeitraum betrug 4 Jahre und 5 Monate (Pellengahr et al. 1998).

Im Rahmen einer Nachuntersuchung des Genesis-I-Systems bei 110 zementierten Implantationen konnten Chen und Mitarbeiter in einem Nachuntersuchungszeitraum von durchschnittlich 7,3 Jahren einen deutlich verbesserten WOMAC-Index postoperativ nachweisen. Das durchschnittlich erreichte Bewegungsausmaß lag bei 112,5°. Im Mittel betragen der Knee-Score 92 Punkte und der Functional-Score 88 Punkte (Chen et al. 2001).

105 von Mokris nachuntersuchte Genesis-I-Prothesen erzielten nach durchschnittlich 4 Jahren und 3 Monaten einen mittleren Knee-Score von 97 Punkten und Functional-Score von 88 Punkten (Mokris et al. 1997).

Bei zementierter Implantation von 145 Insall-Burstein-II-Knieendoprothesen berichten O'Rourke und Mitarbeiter in einem Nachuntersuchungszeitraum von durchschnittlich 6,4 Jahren über ein durchschnittlich erreichtes Bewegungsausmaß von 113° sowie über einen mittleren Knee-Score von 85 Punkten und einen mittleren Functional-Score von 79 Punkten (O'Rourke et al. 2002).

Stern fand bei einer Nachuntersuchung von 68 zementierten Total-Condylar-III-Prothesen nach durchschnittlich 6,2 Jahren einen mittleren Knee-Score von 92 Punkten und einen Functional-Score von 84 Punkten (Stern et al. 1990).

Die Nachuntersuchung von 88 zementierten Kinematik-Knieendoprothesen nach durchschnittlich 64 Monaten durch Krismer ergab 75,1 Punkte im Knee-Score und 86,6 Punkte im Functional-Score (Krismer et al. 1991).

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung befinden sich hinsichtlich der klinisch-funktionellen Parameter für beide Gruppen in Übereinstimmung mit der einschlägigen Literatur.

4.2 Röntgenologische Ergebnisse

Nach Ansicht vieler Autoren kommt der Wiederherstellung einer physiologischen Beinachse von ca. 6° Valgus eine große Bedeutung für eine erfolgreiche Prothesenimplantation zu (Insall et al. 1983, Lotke und Ecker 1977). Der in der vorliegenden Untersuchung erreichte mittlere totale Valguswinkel von 184,8° in der Kobalt-Chrom-Gruppe und 185,2° in der Zirkoniumgruppe entspricht dabei einem Valguswinkel von 4,8° bzw. 5,2° und rangiert damit innerhalb der empfohlenen 4°-8° Valgusstellung. Die Beinachse wird dabei durch die Ausrichtung der Femurkomponente und der Tibiakomponente in der Frontalebene bestimmt. Bezüglich der Femurkomponente wird eine Valgusabweichung von 4° bis 7° zur Femurlängsachse empfohlen (Lotke und Ecker 1977, Uematsu et al. 1987). In den vorliegenden Untersuchungen fand sich eine durchschnittliche Valgusstellung der Femurkomponente von 5,3° für die Kobalt-Chrom-Gruppe und 5,5° für die Zirkoniumgruppe. Die mehrheitlich von den Autoren geforderte Tibiaplateaustellung im rechten Winkel zur Tibialängsachse (Lotke und Ecker 1977, Insall et al. 1983, Bargren et al. 1983, Soudry et al. 1986, Uematsu et al. 1987) konnte in beiden Gruppen mit einem Toleranzbereich von 1° realisiert werden. Dabei bestand im Mittel eine varische Abweichung von 0,6° in der Kobalt-Chrom-Gruppe und von 0,1° in der Zirkoniumgruppe.

Im seitlichen Strahlengang erfolgte die Messung des Femurimplantatflexionswinkels, welcher durchschnittlich 2,9° in der Kobalt-Chrom-Gruppe und 3,6° in der Zirkoniumgruppe betrug.

Bezüglich der dorsalen Neigung des Tibiaplateaus (Dorsalabfall, Tibial Slope) bestehen in der Literatur unterschiedliche Auffassungen. Einige Autoren befürworten eine exakt rechtwinklige Implantation zur Tibialängsachse (Ranawat 1985, Soudry et al. 1986) während andere eine nach dorsal abfallende Implantation des Tibiaplateaus empfehlen (Schurman 1981, Whiteside und Amador 1988, Zenz et al. 1992). Letzteres Vorgehen führt zu einer

verbesserten Beugefähigkeit des Kniegelenks und vermindert die Scherkräfte zwischen Implantat und Knochen. Der in dieser Untersuchung durchschnittlich erzielte Dorsalabfall des Tibiaimplantats beträgt für die Kobalt-Chrom-Gruppe $3,9^\circ$ und für die Zirkoniumgruppe $4,9^\circ$ und gilt damit entsprechend den Literaturangaben als optimal.

Nach Untersuchungen von Grelsamer besteht eine Korrelation zwischen vermehrter Patellaverkipfung (Tilt) und dem Auftreten von retropatellaren Schmerzen (Grelsamer et al. 1993). Andere Autoren fanden bei ihren Nachuntersuchungen keine signifikanten Auswirkungen der Patellaverkipfung auf die klinischen Resultate (Laughlin et al. 1996, Aglietti et al. 1988). In einer Untersuchung von Bindelglass weisen 25% der Kniescheiben mit Rückflächenersatz eine mediale oder laterale Neigung von mehr als 5° auf, was als Fehlimplantation gewertet wird (Bindelglass et al. 1993). Bei den vorliegenden Untersuchungen fand sich bei durchgeführtem Retropatellarersatz eine durchschnittliche Patellaverkipfung von $2,9^\circ$ in der Kobalt-Chrom-Gruppe (26 Fälle) und von $2,4^\circ$ in der Zirkoniumgruppe (19 Fälle). Bei je einem Fall pro Gruppe musste eine Zweitoperation zur Beseitigung einer retropatellaren Schmerzsymptomatik bzw. einer Bewegungseinschränkung erfolgen.

Für beide Patientenkollektive können die in der Literatur geforderten optimalen Implantatstellungen nachgewiesen werden, was durch die klinischen Ergebnisse bestätigt wird. Dabei bestehen zwischen den Gruppen keine statistisch signifikanten Unterschiede.

Bei der Durchsicht der Literatur variieren die Resultate bezüglich des Auftretens von Resorptionssäumen bei zementiertem Kniegelenkersatz erheblich.

In einer Untersuchung von van Loon wird über Osteolysen an der Zement-Knochen-Grenze in den femoralen Zonen 1 und 4 berichtet. Dabei kommt der Autor zu der Einschätzung, daß das tatsächliche Ausmaß der Osteolysen, die bei der Revisionsoperation gefunden werden, röntgenologisch oft unterschätzt wird (van Loon et al. 1999).

Bei einer Nachuntersuchung von 82 zementierten Freeman-Samuelson-Prothesen, fanden Arora und Ogden 7,25 Jahre nach Implantation in 50% der Fälle Resorptionssäume und Osteolysen in 16% (Arora und Ogden 2005).

Im Gegensatz dazu berichten Lachiewicz und Soileau über lediglich 16% Resorptionssäume an Tibiakomponenten durchschnittlich 7 Jahre nach Implantation von 193 Insall-Burstein-Prothesen (Lachiewicz und Soileau 2004).

Ecker und Mitarbeiter fanden bei einer Studie von 123 Total-Condylar-Prothesen bei 65% Resorptionssäume an der Zement-Knochen-Grenze der Tibiakomponenten ohne statistisch signifikante Korrelation zum klinisch erzielten Resultat. In 7% waren diese Säume größer als 2 mm und assoziiert mit schlechten klinischen Ergebnissen (Ecker et al. 1987).

Huddleston berichtet über das Auftreten von Resorptionssäumen in der femoralen Zone 4 bei 69% der nach durchschnittlich 7,6 Jahren nachuntersuchten zementiert implantierten Knieendoprothesen. 27% davon wiesen eine Progredienz auf. Es bestand jedoch kein klinischer Anhalt für eine Lockerung (Huddleston et al. 2005).

Bei einer Nachuntersuchung von 54 zementiert implantierten Knieprothesen nach durchschnittlich 4,5 Jahren fanden Farron und Mitarbeiter bei 81% der Tibiaimplantate Resorptionssäume von mindestens 1mm. Diese Säume traten bevorzugt in der Peripherie des Implantats auf (Farron et al. 1995).

Bei einer vergleichenden Untersuchung fanden Marx und Mitarbeiter, dass ein konventionelles Röntgenbild die effektivste Methode darstellt, um Implantatlockerungen nach Kniegelenkersatz zu diagnostizieren. Verglichen wurde dabei mit der Subtraktionsarthrographie und der Radionuklidarthrographie (Marx et al. 2005).

Die in der vorliegenden Untersuchung gefundene Anzahl von Resorptionssäumen liegt für beide Patientengruppen im oberen Segment der Literaturangaben und für die Femurkomponenten aus Zirkonium leicht darüber.

Eine mögliche Erklärung, für die erhöhte Anzahl von Resorptionssäumen bei den Zirkoniumfemurkomponenten im Vergleich zur Literatur und der statistisch signifikant höheren Anzahl von Resorptionssäumen am Tibiaimplantat der Zirkonium-Gruppe gegenüber der Kobalt-Chrom-Gruppe, könnte die Freisetzung von Zirkoniumionen aus der Zirkonium-Niob-Legierung sein. Nach Untersuchungen einer Arbeitsgruppe der Universitätsklinik und Poliklinik für Orthopädie und Physikalische Medizin der MLU Halle-Wittenberg am Kaninchenmodell, scheinen diese Ionen die Mineralisierung von vorhandenem Osteoid im angrenzenden Interface zu hemmen (Bernstein et al. 2003, Nöbel 2006). Die Mineralisationsstörung wird vermutlich durch einen negativen Einfluß auf die Entwicklung und Funktion von Matrixvesikeln verursacht (Gross et al. 2003, Gross et al. 2004).

5 Schlussfolgerungen

Bei der Anwendung von oberflächenkeramisierten Femurkomponenten aus einer Zirkonium-Niob-Legierung in der Knieendoprothetik werden aufgrund der sehr guten tribologischen Eigenschaften mit einer resultierenden verbesserten Gleitfähigkeit ein verbessertes klinisches Ergebnis sowie geringere Osteolyseraten aufgrund eines geringeren PE-Abriebs erwartet.

Das hierbei verwendete Prothesensystem Genesis II hat sich bei der klinischen Anwendung mit den Standardfemurkomponenten gleichen Designs aus Kobalt-Chrom bereits als zuverlässig erwiesen.

Die vorliegenden Untersuchungen zeigen anhand der klinischen und funktionellen Ergebnisse ein geringes, jedoch nicht statistisch signifikant verbessertes klinisches Outcome bei Anwendung von Zirkoniumfemurkomponenten im Vergleich zu den identisch implantierten Standardfemurkomponenten. Dabei befinden sich die erzielten Resultate beider Femurkomponenten in Übereinstimmung mit der Literatur.

Die röntgenologischen Ergebnisse konnten die erwartete Reduktion von Resorptionssäumen bei Verwendung von Zirkoniumfemurkomponenten nicht bestätigen. Stattdessen fand sich trotz zementierter Implantation derselben eine statistisch signifikant erhöhte Anzahl von Resorptionssäumen an den artikulierenden Tibiakomponenten im Vergleich zur Standardimplantationsmethode.

Der Einsatz von Zirkoniumfemurkomponenten beim zementierten Oberflächenersatz in der Knieendoprothetik stellt derzeit aufgrund des niedrigen Nickelgehalts der Legierung eine Alternative bei der Versorgung von Patienten mit Metallallergien dar. Eine zunehmende Anwendung außerhalb dieser Indikation sollte erst nach kritischer Prüfung von Langzeitergebnissen und weiterführenden Untersuchungen zur Osteointegration von Zirkoniumlegierungen erfolgen.

6 Zusammenfassung

An der Universitätsklinik und Poliklinik für Orthopädie und Physikalische Medizin der MLU Halle-Wittenberg wurde in den Jahren 2000 bis 2002 bei 40 Patienten eine Endoprothese des Typs Genesis II mit einer oberflächenkeramisierten Femurkomponente aus einer Zirkonium-Niob-Legierung zementiert implantiert. Im Rahmen der vorliegenden klinischen und röntgenologischen Nachuntersuchungen konnten 31 Kniegelenke nach durchschnittlich 46,4 Monaten kontrolliert werden. Das Durchschnittsalter zum Operationszeitpunkt betrug 67 Jahre.

Zum Vergleich wurden 32 Kniegelenke, die mit Standardfemurkomponenten aus Kobalt-Chrom des gleichen Systems identisch versorgt wurden, nach durchschnittlich 48,8 Monaten nachuntersucht. In dieser Patientengruppe betrug das Durchschnittsalter 66,8 Jahre.

Die Auswertung erfolgte bei beiden Gruppen mittels des Scores der Knee Society, des WOMAC-Index und röntgenologisch nach dem Scoring System der Knee Society.

Das mit den Femurkomponenten aus Zirkonium versorgte Patientenkollektiv erreichte einen mittleren Knee-Score von 87,77 Punkten und einen mittleren Functional-Score von 82,42 Punkten. Der durchschnittliche Bewegungsumfang betrug 109,5°. Die Schmerzintensität im Knee-Score wurde mit durchschnittlich 44,84 Punkten bewertet. Der mittlere WOMAC-Index ergab 87,60 Punkte.

Die Vergleichsgruppe, die mit Standardfemurkomponenten aus Kobalt-Chrom versorgt wurde, erzielte einen durchschnittlichen Knee-Score von 81,59 Punkten und Functional-Score von 77,81 Punkten. Der durchschnittliche Bewegungsumfang umfaßte 108,0°. Im Mittel wurde die Schmerzintensität im Knee-Score mit 40,63 Punkten angegeben. Der mittlere WOMAC-Index betrug 80,2 Punkte.

Die Auswertung der Ergebnisse erbrachte keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Patientengruppen bei den genannten klinisch-funktionellen Parametern.

Bei der Auswertung der röntgenologischen Ergebnisse fanden sich keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Implantatstellung, die in beiden Gruppen mit den Forderungen aus der Literatur übereinstimmt. Die statistische Auswertung der gefundenen Resorptionssäume ergab signifikante Unterschiede zwischen beiden Gruppen. Dabei wurde ein vermehrtes Auftreten von Resorptionssäumen beim Gelenkersatz mit Zirkonium-femurkomponenten nachgewiesen. Die Resorptionssäume treten gehäuft im Bereich des Tibiaimplantates auf. Betroffen sind die Zonen 1 und 4 im ap-Strahlengang.

Aufgrund des niedrigen Nickelgehalts der Legierung kann die oberflächenkeramisierte Femurkomponente aus Zirkonium-Niob auch bei Patienten mit einer Metallallergie zum Einsatz kommen. Dabei muß eine sorgfältige Zementiertechnik angewandt werden.

7 Literaturverzeichnis

- 1 Abraham W, Buchanan JR, Daubert H, de Greer RB, Keefer J: Should the patella be resurfaced in total knee arthroplasty? Efficacy of patellar resurfacing. Clin Orthop Relat Res 236 (1988) 128-134
- 2 Aglietti P, Buzzi R, Gaudenzi A: Patellofemoral functional results and complications with the posterior stabilized total condylar knee prosthesis. J Arthroplasty 3 (1988) 17-25
- 3 Ahlbäck S, Bauer GC, Bohne WH: Spontaneous osteonecrosis of the knee. Arthr Rheum 11 (1968) 705-733
- 4 Arora J, Ogden AC: Osteolysis in a surface-cemented, primary, modular Freeman-Samuelson total knee replacement. J Bone Joint Surg Br 87 (2005)1502-1506
- 5 Bandi W: Die retropatellaren Kniegelenksschäden: Pathogenese, pathologische Anatomie, Klinik, Therapie und Begutachtung. Huber, Bern, Stuttgart, Wien, 1982
- 6 Bargren JH, Blaha JD, Freeman MA: Alignment in total knee arthroplasty. Correlated biomechanical and clinical observations. Clin Orthop Relat Res 173 (1983) 178-183
- 7 Barnes CL, Clark AE, Thornhill T: Patient selection and indications for total knee replacement. In: Rand JA (Hrsg): Total knee arthroplasty. Raven Press, New York, 1993, S. 85-92 ;
- 8 Baumgaertner MR, Cannon WD jr, Vittori JM, Schmidt ES, Maurer RC: Arthroscopic debridement of the arthritic knee. Clin Orthop Relat Res 253 (1990) 197-202
- 9 Bengston S, Knutson K, Lidgren L: Treatment of infected knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res 245 (1989) 173-178
- 10 Bernstein A, Gildenhaar D, Nöbel D, Berger G: Biocompatibility screening of different calcium phosphate ceramics. Biomaterialien 2 (2003) 89
- 11 Bernstein A, Gildenhaar D, Nöbel D, Berger G: In vitro Untersuchungen von neuen calciumphosphathaltigen Materialien für Implantatbeschichtungen. Biomaterialien 3 (2003) 207
- 12 Bert JM, Reuben J, Kelly F, Gross M, Elting F: The incidence of modular tibial polyethylene insert exchange in total knee arthroplasty when polyethylene failure occurs. J Arthroplasty 13 (1998) 609-614
- 13 Bindelglass DF, Cohen JL, Dorr LD: Patella tilt and subluxation in total knee arthroplasty. Relationship to pain, fixation and design. Clin Orthop Relat Res 286 (1993) 103-109

- 14 Blauth W, Hassenpflug J: Scharnierprothesen des Kniegelenkes. Langzeiterfahrungen am Beispiel der Blauth-Prothese. Orthopäde 20 (1991) 206-215
- 15 Bobic V: Arthroscopic osteochondral autograft transplantation in anterior cruciate ligament reconstruction: a preliminary clinical study. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 3 (1996) 262-264
- 16 Bochner R: Indications and alternatives to total knee replacement. In: Laskin RS (Hrsg): Total Knee Replacement. Springer, London, 1991, S. 17-24
- 17 Booth RE jr: Patellar complications in total knee arthroplasty. In: Scott WN (Hrsg): The Knee. Mosby, New York, 1994, S. 139-142
- 18 Bourne RB, Rorabeck CH, Vaz M, Kramer J, Hardie R, Robertson D: Resurfacing versus not resurfacing the patella during total knee replacement. Clin Orthop Relat Res 321 (1995) 156-161
- 19 Boyd AD jr, Ewald FC, Thomas WH, Poss R, Sledge CB: Long term complications after total knee arthroplasty with or without resurfacing of the patella. J Bone Joint Surg Am 75 (1993) 674-681
- 20 Brittberg M, Tallheden T, Sjogren-Jansson B, Lindahl A, Peterson L: Autologous chondrocytes used for articular cartilage repair: an update. Clin Orthop Relat Res 391 (2001) 337-348
- 21 Calkins E, Gresham GE, Pendergast DR, Fisher NM: Muscle rehabilitation: its effect on muscular and functional performance of patients with knee osteoarthritis. Arch Phys Med Rehabil 72 (1991) 367-374
- 22 Campbell DG, Mintz AD, Stevenson TM: Early patellofemoral revision following total knee arthroplasty. J Arthroplasty 10 (1995) 287-291
- 23 Castro FP, Chimento G, Munn B, Levy R, Timon S, Barrack R: An analysis of Food and Drug Administration medical device reports relating to total joint components. J Arthroplasty 12 (1997) 765-771
- 24 Chen AL, Mujtaba M, Zuckerman JD, Jeong GK, Joseph TN, Wright K, Di Cesare PE: Midterm clinical and radiographic results with the genesis I total knee prosthesis. J Arthroplasty 16 (2001) 1055-1062.
- 25 Cotta H: Morpho-pathogenetische Betrachtung zur Präarthrose und präarthrotischen Deformität. Z Orthop Ihre Grenzgeb 116 (1973) 422-428
- 26 Debrunner HU, Hepp WR: Orthopädisches Diagnostikum. Thieme, Stuttgart, New York, 1994
- 27 Ecker ML, Lotke PA, Windsor RE, Cella JP: Long-term results after total condylar knee arthroplasty. Significance of radiolucent lines. Clin Orthop Relat Res 216 (1987) 151-158.
- 28 Eichler J: Präarthrose durch Immobilisation. Z Orthop Ihre Grenzgeb 112 (1974) 571-573

- 29 Engh GA, Koralewicz LM, Pereles TR: Clinical results of modular polyethylene insert exchange with retention of total knee arthroplasty components. *J Bone Joint Surg Am* 82 (2000) 516-523
- 30 Ewald FC: The Knee Society total knee arthroplasty roentgenographic evaluation and scoring system. *Clin Orthop Relat Res* 248 (1989) 9-12
- 31 Ewing JE: Arthroscopic Treatment of Degenerative Meniscal Lesions and Early Degenerative Arthritis of the Knee. *Basic Science and Arthroscopy*. Raven Press, New York, 1990, S. 137-145
- 32 Ezzet KA, Hermida JC, Colwell CW Jr, D'Lima DD: Oxidized zirconium femoral components reduce polyethylene wear in a knee wear simulator. *Clin Orthop Relat Res* 428 (2004) 120-124
- 33 Farron A, Rakotomanana RL, Zambelli PY, Leyvraz PF: Total knee prosthesis. Clinical and numerical study of micromovements of the tibial implant. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 80 (1995) 28-35.
- 34 Ficat RP, Philippe J, Hungerford DS: Chondromalacia patellae: a system of classification. *Clin Orthop Relat Res* 144 (1979) 55-62
- 35 Fink U: Sicherheitsaspekte bei der Beschichtung von Titangleitkomponenten. *Orthopäde* 26 (1997) 160–165
- 36 Fuchs S, Griese H, Maaz B: Ist die GSB-Knieendoprothesenimplantation aufgrund der Patellasymptomatik noch vertretbar? Erfahrungen und Erkenntnisse aufgrund von 230 implantierten GSB-Kniegelenken. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 131 (1993) 425-430
- 37 Goh CL: Prevalence of contact allergy by sex, race and age. *Contact Dermatitis* 14 (1986) 237-240
- 38 Gondolph-Zink B, Degenhart M, Waldburg T: Erfahrungen mit dem Knieendoprothesensystem Wallaby-I. *Orthop Praxis* 34 (1998) 1-4
- 39 Goodfellow J, O`Connor J: The mechanics of the knee and prosthesis design. *J Bone Joint Surg Br* 60 (1978) 358-369
- 40 Grelsamer RP, Bazon AN, Proctor CS: Radiographic analysis of patellar tilt. *J Bone Joint Surg Br* 75 (1993) 822-824
- 41 Grifka J: Einlagen: Indikation, Verordnung, Ausführung. Enke, Stuttgart, 1993, S.30-38
- 42 Gross U, Müller-Mai C, Berger G, Ploska U: Do calcium zirconium phosphate ceramics inhibit mineralization? *Key Eng Mater* 254/256 (2004) 635-638
- 43 Gross U, Müller-Mai C, Berger G, Ploska U: The tissue response to a novel calcium zirconium phosphate ceramics. *Key Eng Mater* 240/242 (2003) 629-632
- 44 Gschwend N, Siegrist H: Das GSB-Kniegelenk. Revisionseingriffe und Infektionen. *Orthopäde* 20 (1991) 197-205

- 45 Hagena FW: Ergebnisanalyse: Schmerz und Gehvermögen. In: Weber U, Hackenbroch MA (Hrsg): Endoprothetik am Kniegelenk. Derzeitiger technischer und klinischer Stand. Thieme, Stuttgart, New York, 1985, S. 97
- 46 Hangody L, Szigeti I, Karpati Z, Sükösd L: Eine neue Methode in der Behandlung von schweren lokalen Knorpelschäden im Kniegelenk. Osteosynthese Int 3 (1996) 106-112
- 47 Härle A: Die Infektion der Knieendoprothesen. Orthopäde 20 (1991) 227-238
- 48 Hofmann AA, Murdock LE, Wyatt RW, Alpert JP: Total knee arthroplasty. Two- to four-year experience using an asymmetric tibial tray and a deep trochlear-grooved femoral component. Clin Orthop Relat Res 269 (1991) 78-88
- 49 Huddleston JI, Wiley JW, Scott RD: Zone 4 femoral radiolucent lines in hybrid versus cemented total knee arthroplasties: are they clinically significant? Clin Orthop Relat Res 441 (2005) 334-339.
- 50 Hunziger EB, Stäubli HU, Jakob RP: Chirurgische Anatomie des Kniegelenks. In: Jakob RP, Stäubli HU (Hrsg): Kniegelenk und Kreuzbänder. Springer, Berlin, Heidelberg, New York (usw.), 1990, S. 319
- 51 Insall JN, Dorr LD, Scott RD, Scott WN: Rationale of the Knee Society clinical rating system. Clin Orthop Relat Res 248 (1989) 13-14
- 52 Insall JN, Hood RW, Flawn LB, Sullivan DJ: The total condylar knee prosthesis in gonarthrosis. A five to nine-year follow-up of the first one hundred consecutive replacements. J Bone Joint Surg Am 65 (1983) 619-628
- 53 Insall JN, Ranawat CS, Aglietti P, Shine J: A comparison of four total knee-replacement prostheses. J Bone Joint Surg Am 58 (1976) 754-765
- 54 Jackson JP, Waugh W: Tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. J Bone Joint Surg Br 43 (1961) 746-751
- 55 Jäger M, Wirth CJ: Praxis der Orthopädie. 2. Aufl. Thieme, Stuttgart, New York, 1992
- 56 Jerosch J, Fuchs S, Heisel J: Knieendoprothetik - eine Standortbestimmung. Dtsch Ärztebl 94 (1997) 449-455
- 57 Jerosch J, Heisel J: Knieendoprothetik. Indikation, Operationstechnik, Nachbehandlung, Begutachtung. Springer, Berlin, Heidelberg, New York (usw.), 1999
- 58 Johnson DP, Eastwood DM: Patellar complications after knee arthroplasty. A retrospective study of 56 cases using the kinematic prosthesis. Acta Orthop Scand 63 (1992) 74-79
- 59 Kapandji IA: Funktionelle Anatomie der Gelenke. Untere Extremität Band 2. Bücherei des Orthopäden 47, Enke, Stuttgart, 1985
- 60 Kißlinger A, Stucki L, Wessinghage D: Sind Scores geeignet zur Messung funktioneller Ergebnisse nach Kniegelenk-Schlittenprothesen? Orthop Praxis 34 (1998) 331-334

- 61 Klein W: Die maschinelle arthroskopische Chirurgie der Gonarthrose. *Arthroskopie* 1 (1988) 109-115
- 62 Knutson K, Lewold S, Lindgren L, Robertson O: The Swedish knee arthroplasty register: A nation-wide study of 30,003 knees 1976-1992. *Acta Orthop Scand* 65 (1994) 374-386
- 63 Krämer KL, Maichl FP: Scores, Bewertungsschemata und Klassifikationen in der Orthopädie und Traumatologie. Thieme, Stuttgart, New York, 1993
- 64 Kreibich DN, Vaz M, Bourne RB, Rorabeck CH, Kim P, Hardie R, Kramer J, Kirkley A: What is the best way of assessing outcome after total knee replacement? *Clin Orthop Relat Res* 331 (1996) 221-225
- 65 Krismer M, Stöckl B, Achammer T, Penz T, Weber F: Mittelfristige Ergebnisse mit der Kinematikkniprothese. *Orthopäde* 20 (1991) 181-188
- 66 Lachiewicz PF, Soileau ES: The rates of osteolysis and loosening associated with a modular posterior stabilized knee replacement. Results at five to fourteen years. *J Bone Joint Surg Am* 86 (2004) 525-530.
- 67 Laskin RS: An oxidized Zirconium ceramic surfaced femoral component for total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 416 (2003) 191-196
- 68 Laskin RS: Soft Tissue Techniques in Total Knee Replacement. In: Laskin RS (Hrsg): *Total Knee Replacement*. Springer, New York, Berlin, Heidelberg (usw.), 1991, S. 41-54
- 69 Laughlin RT, Werries BA, Verhulst SJ, Hayes JM: Patellar tilt in total knee arthroplasty. *Am J Orthop* 25 (1996) 300-304
- 70 Lidwell OM, Lowbury W, Whyte R, Blowers S, Stanley J, Lowe D: Effect of ultraclean air in operating rooms on deep sepsis in the joint after total hip and knee replacement. A randomized study. *Br Med J* 285 (1982) 10-14
- 71 Lingard EA, Katz JN, Wright RJ, Wright EA, Sledge CB: Validity and responsiveness of the Knee Society Clinical Rating System in comparison with the SF-36 and WOMAC. *J Bone Joint Surg Am* 83 (2001) 1856-1864
- 72 Lonner JH, Siliski JM, Scott RD: Prodromes of failure in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 14 (1999) 488-492
- 73 Lotke PA, Ecker ML: Influence of positioning of prosthesis in total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am* 59 (1977) 77-79
- 74 Marx A, Saxler G, Landgraeber S, Loer F, Holland-Letz T, von Knoch M: Comparison of subtraction arthrography, radionuclide arthrography and conventional plain radiography to assess loosening of total knee arthroplasty. *Biomed Tech* 50 (2005) 143-147
- 75 Menschik A: Mechanik des Kniegelenks, Teil 1. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 112 (1974) 481-495
- 76 Menschik A: Mechanik des Kniegelenks, Teil 2. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 113 (1975) 388-400

- 77 Miehke K: Synovialflüssigkeitsbefunde bei der Synovialdialyse. In: Thumb N (Hrsg): Synovialflüssigkeit und synoviales Milieu. Thieme, Stuttgart, 1979, S. 154-158
- 78 Mohing W: Klinik und operative Behandlung der Gonarthrose. In: Dettmer N (Hrsg): Die Kniegelenkarthrose. Luitpold-Werk München, 1979, S.75-80
- 79 Mokris JG, Smith SW, Anderson SE: Primary total knee arthroplasty using the Genesis Total Knee Arthroplasty: 3- to 6-year follow-up study of 105 knees. J Arthroplasty 12 (1997) 91-98
- 80 Morrison JB: The mechanics of the knee joint in relation to normal walking; J Biomech 3 (1970) 51-61
- 81 Müller W: Das Knie: Form, Funktion und ligamentäre Wiederherstellungschirurgie. Springer, Berlin, Heidelberg, New York (usw.), 1982
- 82 Neff G: Orthesenversorgung bei Arthrose der unteren Extremität. In: Eulert J, Eichler J (Hrsg): Arthrose. Prakt. Orthopädie 25, Thieme, Stuttgart, 1995, S.127-137
- 83 Nielsen NH, Menne T: Nickel sensitization and ear piercing in an unselected Danish population. Glostrup Allergy Study. Contact Dermatitis 29 (1993) 16-21.
- 84 Nöbel D: Untersuchungen zur Osteointegration und Resorbierbarkeit von Implantatbeschichtungen für den Knochenersatz. Halle Univ Med Fak und Leipzig Univ Veterinärmed Fak Diss (2006)
- 85 O'Rourke MR, Callaghan JJ, Goetz DD, Sullivan PM, Johnston RC: Osteolysis associated with a cemented modular posterior-cruciate-substituting total knee design: five- to eight-year follow-up. J Bone Joint Surg Am 84 (2002) 1362-1371
- 86 Pellengahr C, Mayer W, Maier M, Muller PE, Schulz C, Dürr HR, Trouillier H, Steinborn M, Jansson V, Refior HJ: Resurfacing knee arthroplasty in patients with allergic sensitivity to metals. Arch Orthop Trauma Surg 123 (2003) 139-143
- 87 Pellengahr C, Refior HJ, Quick M, Jansson V: Bikondylärer Kniegelenkersatz - eine mittelfristige Bewertung der Genesis I Prothese. Z Orthop Ihre Grenzgeb 136 (1998) 343-349
- 88 Peterson L, Minas T, Brittberg M, Nilsson A, Sjogren-Jansson E, Lindahl A: Two- to 9-year outcome after autologous chondrocyte transplantation of the knee. Clin Orthop Relat Res 374 (2000) 212-234
- 89 Pilz H: Retrospektivanalyse der primären Knieendoprothetik an der Orthopädischen Universitätsklinik Halle im Zeitraum 1987 bis 1994 unter besonderer Berücksichtigung des Natural-Knee- sowie des GSB-Systems. Halle Univ Med Fak Diss (1998)
- 90 Plitz W: Biomechanik des Kniegelenks. In: Kohn D (Hrsg): Das Knie. Thieme, Stuttgart, 2000
- 91 Ranawat CS: Total-condylar knee Arthroplasty. Technique, Results and Complications. Springer, New York, Berlin, Heidelberg (usw.), 1985

- 92 Rand JA: Preoperative Planning and Templating. In: Rand JA (Hrsg): Total Knee Arthroplasty. RavenPress, New York, 1993, S. 93-114
- 93 Reichel H: Arthrose. In: Kohn D (Hrsg): Das Knie. Thieme, Stuttgart, 2000, S. 221-278
- 94 Reichel H: Instabilität nach Knieendoprothese -Möglichkeiten der schrittweisen Prothesenkopplung. In: Jerosch J (Hrsg): Knie-TEP Revisionseingriffe. Thieme, Stuttgart, New York, 1997, S. 61-68
- 95 Robinson EJ, Mulliken BD, Bourne RB, Roraback CH, Alvares C: Catastrophic osteolysis in total knee replacement. A report of 17 cases. Clin Orthop Relat Res 321 (1995) 98-105
- 96 Rütt A: Geschichte der Orthopädie im deutschen Sprachraum. Enke, Stuttgart, 1993
- 97 Schurman DJ: Functional outcome of GUEPAR Hinge knee arthroplasty evaluated with ARAMIS. Clin Orthop Relat Res 155 (1981) 118-132
- 98 Scott WN, Rubinstein MP: Total-condylar arthroplasty: Indications. In: Ranawat CS (Hrsg): Total-condylar knee arthroplasty. Technique, Results and Complications. Springer, New York, Berlin, Heidelberg (usw.), 1985, S. 17-83
- 99 Soudry M, Mestriner LA, Binazzi R, Insall JN: Total knee arthroplasty without patellar resurfacing. Clin Orthop Relat Res 205 (1986) 166-170
- 100 Spector BM, Ries MD, Bourne RB, Sauer WS, Long M, Hunter G: Wear performance of ultra-high molecular weight polyethylene on oxidized zirconium total knee femoral components. J Bone Joint Surg Am 83 (2001) 80-86
- 101 Stallforth H: Technische Klassifikationen kommerziell verfügbarer Kniegelenksendoprothesen. In: Weber U, Hackenbroch MH (Hrsg): Endoprothetik am Kniegelenk - Derzeitiger technischer und klinischer Stand. Thieme, Stuttgart, New York, 1985
- 102 Stein H, Duthie RB: The pathogenesis of chronic haemophilic arthropathy. J Bone Joint Surg Br 63 (1981) 601-609
- 103 Stern SH, Bowen MK, Insall JN, Scuderi GR: Cemented total knee arthroplasty for gonarthrosis in patients 55 years old or younger. Clin Orthop Relat Res 260 (1990) 124-129
- 104 Teichner A: Möglichkeiten und Grenzen der Schlittenendoprothesen anhand mittelfristiger Ergebnisse. In: Lechner F, Ascherl R, Blümel G, Hungerford DS (Hrsg): Kniegelenksendoprothetik – eine aktuelle Bestandsaufnahme. Schattauer, Stuttgart, New York, 1985, S. 257-268
- 105 Uematsu O, Hsu HP, Kelley KM, Ewald FC, Walker PS: Radiographic study of Kinematic total knee arthroplasty. J Arthroplasty 2 (1987) 317-326
- 106 van Loon CJ, de Waal Malefijt MC, Buma P, Verdonschot N, Veth RP: Femoral bone loss in total knee arthroplasty. A review. Acta Orthop Belg 65 (1999) 154-163

- 107 Venable CS, Stuck WG: Electrolysis controlling factor in use of metals in treating fractures. J Am Med Ass 111 (1938) 1349-1361
- 108 Walker PS, Blunn GW, Lilley PA: Wear testing of materials and surfaces for total knee replacement. J Biomed Mater Res 33 (1996) 159-175
- 109 Weber W, Weber E: Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge. Dietrich, Göttingen, 1836
- 110 Wessinghage D: Themistokles Gluck. 100 Jahre künstlicher Gelenkersatz. Z Orthop Ihre Grenzgeb 129 (1991) 383-388
- 111 White SE, Whiteside LA, McCarthy DS, Anthony M, Poggie RA: Simulated knee wear with cobalt chromium and oxidized zirconium knee femoral components. Clin Orthop Relat Res 309 (1994) 176-184
- 112 Whiteside LA, Amador DD: The effect of posterior tibial slope on knee stability after Ortholoc total knee arthroplasty. J Arthroplasty 3 (1988) 51-57
- 113 Winkel D, Hirschfeld P: Das Knie. Perimed, Erlangen, 1991
- 114 Wirth T, Rauch G, Schuler P, Griss P: Das autologe Knorpel-Knochen-Transplantat zur Therapie der Osteochondrosis dissecans des Kniegelenkes. Z Orthop Ihre Grenzgeb 126 (1990) 80-84
- 115 Zambelli PY, Leyvraz PP: Clinical evaluation of total knee prosthesis: comparative analysis of scores. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 81 (1995) 51-58
- 116 Zenz P, Schwägerl W, Jantsch S: Zwei- bis Fünfjahresergebnisse nach Implantation der zementfreien APS-Knieendoprothese. Z Orthop Ihre Grenzgeb 130 (1992) 317-322

8 Anlagen

Anlage 1: Fragebogen klinische Nachuntersuchung, Knee Society Clinical Rating System (Original Methode) (Insall et al. 1989)

A. „Knee-Score“ (max. 100 Punkte)

1.) Schmerzen

- | | | |
|-----------------------|---|----|
| <input type="radio"/> | Ich habe keine Schmerzen. | 50 |
| <input type="radio"/> | Ich habe geringe oder nur gelegentliche Schmerzen. | 45 |
| <input type="radio"/> | Ich habe immer geringe Schmerzen beim Treppensteigen. | 40 |
| <input type="radio"/> | Ich habe immer geringe Schmerzen beim Gehen und Treppensteigen. | 30 |
| <input type="radio"/> | Ich habe gelegentlich mäßige Schmerzen. | 20 |
| <input type="radio"/> | Ich habe immer Schmerzen. | 10 |
| <input type="radio"/> | Ich habe starke Schmerzen. | 0 |

= _____

2.) Bewegungsumfang

ROM : (5° = 1 Punkt, 125 ° max. bzw. max. 25 Punkte)

E / F = _____ = (ROM in °) / 5 = _____

= _____

3.) Stabilität

-anterior – posterior

- | | | |
|-----------------------|-----------|----|
| <input type="radio"/> | < 5 mm | 10 |
| <input type="radio"/> | 5 – 10 mm | 5 |
| <input type="radio"/> | >10 mm | 0 |

= _____

-medio - lateral

- | | | |
|-----------------------|-----------|----|
| <input type="radio"/> | < 5 ° | 15 |
| <input type="radio"/> | 6 – 9 ° | 10 |
| <input type="radio"/> | 10 – 14 ° | 5 |
| <input type="radio"/> | >15 ° | 0 |

= _____

Abzüge bei

-Flexionskontraktur (passiv):

- | | | |
|-----------------------|-----------|------|
| <input type="radio"/> | 0° | 0 |
| <input type="radio"/> | 5 – 10 ° | - 2 |
| <input type="radio"/> | 10 – 15 ° | - 5 |
| <input type="radio"/> | 16 – 20 ° | - 10 |
| <input type="radio"/> | > 20 ° | - 15 |

= _____

-Streckdefizit (aktiv):

- | | | |
|-----------------------|-----------|------|
| <input type="radio"/> | 0° | 0 |
| <input type="radio"/> | < 10 ° | - 5 |
| <input type="radio"/> | 10 – 20 ° | - 10 |
| <input type="radio"/> | > 20 ° | - 15 |

=

-Malalignment (Achsabweichung, Valgus femorotibial)

- | | | |
|-----------------------|-----------|--------------|
| <input type="radio"/> | 5 – 10 ° | 0 |
| <input type="radio"/> | 0 – 4 ° | -3 Punkte /° |
| <input type="radio"/> | 11 – 15 ° | -3 Punkte /° |
| <input type="radio"/> | <0 – 15°< | -20 |

=

Gesamtpunktzahl A: =

B. „Functional-Score“ (max. 100 Punkte)

1.) Gehfähigkeit

- | | | |
|-----------------------|-----------------------------------|----|
| <input type="radio"/> | Ich kann unbegrenzt gehen. | 50 |
| <input type="radio"/> | Ich kann mehr als 1 km gehen. | 40 |
| <input type="radio"/> | Ich kann 500 m bis 1000 m gehen. | 30 |
| <input type="radio"/> | Ich kann weniger als 500 m gehen. | 20 |
| <input type="radio"/> | Ich bin an das Haus gebunden. | 10 |
| <input type="radio"/> | Ich kann nicht gehen | 0 |

=

2.) Treppensteigen

- | | | |
|-----------------------|--|----|
| <input type="radio"/> | Ich kann normal treppauf und treppab gehen. | 50 |
| <input type="radio"/> | Ich kann normal treppauf gehen, treppab nur mit Geländer. | 40 |
| <input type="radio"/> | Ich gehe treppauf und treppab mit Geländer. | 30 |
| <input type="radio"/> | Ich gehe treppauf mit Geländer, treppab ist nicht möglich. | 15 |
| <input type="radio"/> | Ich kann keine Treppen gehen. | 0 |

=

Abzüge bei

- | | | |
|-----------------------|--------------------------------------|------|
| <input type="radio"/> | 1 Gehstock/-stütze | - 5 |
| <input type="radio"/> | 2 Gehstöcke/-stützen | - 10 |
| <input type="radio"/> | Gehbank/Rollator, Achselstützen etc. | - 20 |

=

Gesamtpunktzahl B: =

Anlage 2: Fragebogen subjektive Beurteilung OP-Ergebnis, Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index

WOMAC-Index

I. Schmerzfragen

Die folgenden Fragen beziehen sich auf die Stärke der Schmerzen, die Sie in den betroffenen Kniegelenken haben. Bitte geben Sie für jede Frage die Stärke der Schmerzen an, die Sie in den letzten 2 Tagen verspürt haben. (Bitte kreuzen Sie die zutreffenden Kästchen an.)

1.) Gehen auf ebenen Boden

keine Schmerzen

extreme Schmerzen

2.) Treppen hinauf- oder hinuntersteigen

keine Schmerzen

extreme Schmerzen

3.) Nachts im Bett

keine Schmerzen

extreme Schmerzen

4.) Sitzen oder Liegen

keine Schmerzen

extreme Schmerzen

5.) Aufrecht stehen

keine Schmerzen

extreme Schmerzen

II. Fragen zur Steifigkeit

Die folgenden Fragen beziehen sich auf die Steifigkeit (nicht die Schmerzen) Ihrer Kniegelenke. Steifigkeit ist ein Gefühl von Einschränkung oder Langsamkeit in der Beweglichkeit, wenn Sie Ihre Gelenke bewegen. Bitte geben Sie für jede Frage die Steifigkeit an, die Sie in den letzten 2 Tagen verspürt haben. (Bitte kreuzen Sie die zutreffenden Kästchen an.)

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

keine Steifigkeit

extreme Steifigkeit

2.) Wie stark ist Ihre Steifigkeit nach dem Sitzen, Liegen oder Ausruhen im späteren Verlauf des Tages?

keine Steifigkeit

extreme Steifigkeit

III. Fragen zur körperlichen Tätigkeit

Die folgenden Fragen beziehen sich auf Ihre körperliche Tätigkeit. Damit ist Ihre Fähigkeit gemeint, sich im Alltag zu bewegen und sich um sich selbst zu kümmern. Bitte geben Sie für jede der folgenden Aktivitäten den Schwierigkeitsgrad an, den Sie in den letzten 2 Tagen wegen Beschwerden in Ihren Kniegelenken verspürt haben. (Bitte kreuzen Sie die zutreffenden Kästchen an.)

1.) Treppen hinuntersteigen

keine Schwierigkeiten extreme Schwierigkeiten

2.) Treppen hinaufsteigen

keine Schwierigkeiten extreme Schwierigkeiten

3.) Aufstehen vom Sitzen

keine Schwierigkeiten extreme Schwierigkeiten

4.) Stehen

keine Schwierigkeiten extreme Schwierigkeiten

5.) Sich zum Boden bücken

keine Schwierigkeiten extreme Schwierigkeiten

6.) Gehen auf ebenem Boden

keine Schwierigkeiten extreme Schwierigkeiten

7.) Einsteigen ins Auto / Aussteigen aus dem Auto

keine Schwierigkeiten extreme Schwierigkeiten

8.) Einkaufen gehen

keine Schwierigkeiten extreme Schwierigkeiten

9.) Socken/Strümpfe anziehen

keine Schwierigkeiten extreme Schwierigkeiten

10.) Aufstehen vom Bett

keine Schwierigkeiten extreme Schwierigkeiten

11.) Socken/Strümpfe ausziehen

keine Schwierigkeiten extreme Schwierigkeiten

12.) Liegen im Bett

keine Schwierigkeiten extreme Schwierigkeiten

13.) Ins Bad(Badewanne) steigen / aus dem Bad(Badewanne) steigen

keine Schwierigkeiten extreme Schwierigkeiten

14.) Sitzen

keine Schwierigkeiten extreme Schwierigkeiten

15.) Sich auf die Toilette setzen / Aufstehen von der Toilette

keine Schwierigkeiten extreme Schwierigkeiten

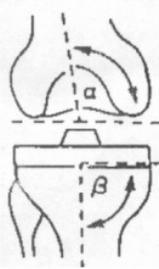
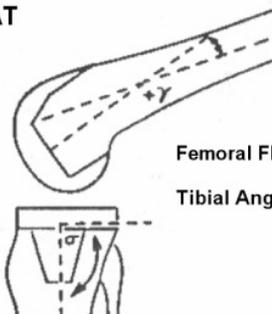
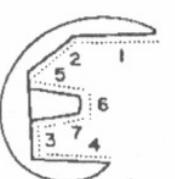
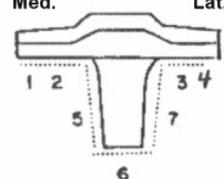
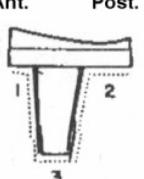
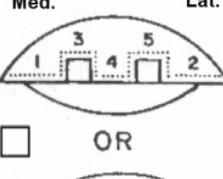
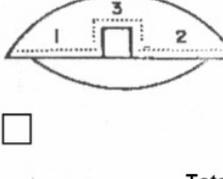
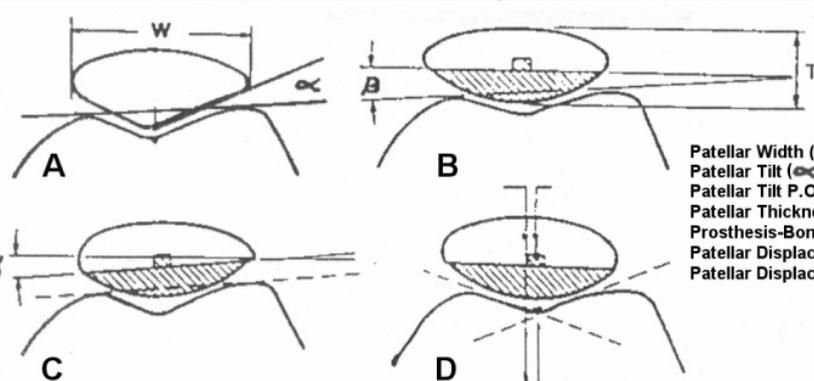
16.) Anstrengende Hausarbeiten

keine Schwierigkeiten extreme Schwierigkeiten

17.) Leichte Hausarbeiten

keine Schwierigkeiten extreme Schwierigkeiten

Anlage 3: Fragebogen radiologische Nachuntersuchung, Roentgenographic Evaluation and Scoring System der Knee Society (Ewald 1989)

<p>AP</p>  <p>Femoral Flexion (a) _____ Tibial Angle (b) _____ Total Valgus Angle(a+b) _____ 18" Film _____ 3' Film _____</p>		<p>LAT</p>  <p>Femoral Flexion (γ)⁺ _____ Tibial Angle (σ) _____</p>	
 <p>1. _____ 2. _____ 3. _____ 4. _____ 5. _____ 6. _____ 7. _____</p> <p>Total <input type="text"/></p>	<p>Med. Lat.</p>  <p>1. _____ 2. _____ 3. _____ 4. _____ 5. _____ 6. _____ 7. _____</p> <p>Total <input type="text"/></p>	<p>Ant. Post.</p>  <p>1. _____ 2. _____ 3. _____</p> <p>Total <input type="text"/></p>	<p>Med. Lat.</p>  <p>OR</p>  <p>1. _____ 2. _____ 3. _____ 4. _____ 5. _____</p> <p>Total <input type="text"/></p>
 <p>A B C D</p> <p>Patellar Width (w) _____ Patellar Tilt (α) _____ Patellar Tilt P.O. (γ) _____ Patellar Thickness (T) _____ Prosthesis-Bone Angle (β) _____ Patellar Displacement Medial (d) _____ Patellar Displacement Lateral (d) _____</p>			

9 Thesen

1. Das Ziel der Kniegelenkendoprothetik ist die Wiederherstellung der natürlichen Gelenkfunktion.
2. Bei Versagen der konservativen Therapie stellt die Implantation einer Knieendoprothese die zeitgemäße Behandlung schwerer Gonarthrosen dar. Die Anzahl der implantierten Knieendoprothesen ist weltweit steigend.
3. Bei korrigierbarer Valgus- oder Varusdeformität und Beugekontraktur sowie bestehender Bandstabilität können Systeme zum Oberflächenersatz implantiert werden.
4. Die häufigste Ursache für das Spätversagen von Knieendoprothesen ist die aseptische Lockerung infolge von Polyethylenabrieb.
5. Ziel der vorliegenden retrospektiven Analyse war der Vergleich von mittelfristigen Ergebnissen nach Implantation von Femurkomponenten aus einer oberflächenkeramisierten Zirkonium-Niob-Legierung mit Standardfemurkomponenten aus Kobalt-Chrom beim zementierten bikondylären Oberflächenersatz mit dem System Genesis II.
6. Zum Vergleich erfolgte die Einteilung der Patienten in zwei Gruppen mit vergleichbaren Charakteristika (Nachuntersuchungszeitraum, Alter, Geschlecht, Diagnose).
7. Die klinisch funktionellen Ergebnisse wurden nach dem Score der Knee Society und dem WOMAC-Index bewertet.
8. Der Score der Knee Society mit seinen Unterkategorien zeigte im Gruppenvergleich keine signifikanten Unterschiede. Das Zirkoniumkollektiv erreichte im Mittel einen Knee-Score von 87,77 und einen Functional-Score von 82,42 Punkten. In der Vergleichsgruppe wurde ein mittlerer Knee-Score von 81,59 und ein mittlerer Functional-Score von 77,81 Punkten erzielt.

9. Bei einem WOMAC-Index von durchschnittlich 87,60 für die Zirkoniumgruppe und 80,24 für das Kontrollkollektiv waren keine signifikanten Unterschiede feststellbar.
10. Die Bewertung der Implantatstellung und der Resorptionssäume erfolgte nach dem Roentgenographic Evaluation and Scoring System der Knee Society.
11. Für beide Patientenkollektive konnten die in der Literatur geforderten optimalen Implantatstellungen ohne statistisch signifikante Unterschiede nachgewiesen werden.
12. Die Auswertung der gefundenen Resorptionssäume ergab signifikante Unterschiede zwischen beiden Gruppen. Ein vermehrtes Auftreten von Resorptionssäumen wurde beim Gelenkersatz mit Zirkoniumfemurkomponenten festgestellt. Die Resorptionssäume traten signifikant gehäuft im Bereich des Tibiaimplantates auf.
13. Der Einsatz von Zirkoniumfemurkomponenten beim zementierten Oberflächenersatz in der Knieendoprothetik stellt derzeit aufgrund des niedrigen Nickelgehalts der Legierung eine Alternative bei der Versorgung von Patienten mit Metallallergien dar.
14. Eine zunehmende Anwendung von Zirkoniumfemurimplantaten in der Knieendoprothetik sollte erst nach kritischer Prüfung von Langzeitergebnissen und weiterführenden Untersuchungen zur Osteointegration von Zirkoniumlegierungen erfolgen.

Tabellarischer Lebenslauf

Name:	Steffen Ulbricht
Geburtsdatum:	29.01.1967
Geburtsort:	Wolfen
Eltern:	Kurt-Werner Ulbricht, Facharzt für Chirurgie Hannelore Ulbricht, verstorben
Familienstand:	eheähnliche Gemeinschaft, ein Sohn
Schulbildung:	1973 - 1978 POS „Fritz Weineck“, Wolfen- Nord 1978 - 1983 POS „Helene Lange“, Bitterfeld 1983 - 1985 EOS „Ernst Thälmann“, Bitterfeld
Schulabschluß:	Abitur mit dem Prädikat „Sehr gut“
Sprachkenntnisse:	sehr gute Englischkenntnisse, Russisch- und Lateinkenntnisse
Studium:	Humanmedizin
Berufsausbildung:	
3/85	Zulassung zum Medizinstudium an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg für das Studienjahr 86/87
9/85 - 8/86	Vorpraktikum im Kreiskrankenhaus Bitterfeld, Innere Abteilung Carlsfeld
9/86 - 9/92	Medizinstudium an der MLU Halle- Wittenberg einschließlich Ableistung des Praktischen Jahres im Stadtkrankenhaus Halle
9/92	Staatsexamen
10/92 - 4/93	Datenerfassung im Rahmen einer wissenschaftlichen Arbeit am Institut für Pathologie der MLU Halle-Wittenberg
5/93 - 11/93	Auslandsaufenthalt
12/93 - 6/95	Tätigkeit als Arzt im Praktikum am Institut für Pathologie der MLU Halle-Wittenberg

6/95	Approbation als Arzt
6/95 - 12/97	Stationsarzt orthopädische Abteilung Krankenhaus Naumburg
1/98 - 12/98	Stationsarzt gefäßchirurgische Abteilung Krankenhaus Naumburg
1/99 - 12/99	Weiterbildungsassistent orthopädische Gemeinschaftspraxis Weißenfels
1/00 - 9/00	ohne Anstellung, Erziehungszeit
10/00 - 3/01	wissenschaftlicher Mitarbeiter Orthopädische Klinik der FSU Jena am Waldkrankenhaus „Rudolf Elle“ in Eisenberg
4/01 - 3/02	Stationsarzt orthopädische Rehabilitations- klinik „Sachsenklinik Naunhof“
3/02 – 1/03	Stationsarzt Zentralklinik Bad Berka, Klinik für Orthopädie/Wirbelsäulenchirurgie und Querschnittgelähmte
seit 2/03	Assistenzarzt in Weiterbildung Universitäts- klinik und Poliklinik für Orthopädie und Physikalische Medizin der Martin-Luther- Universität Halle-Wittenberg

Nebentätigkeiten:

9/95 - 12/98	Lehrtätigkeit im Fach Spezielle Orthopädie bei Berufsfachschule für Physiotherapie der GFBB Bad Kösen
--------------	---

Halle, 27.04.2006

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit versichere ich an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation selbständig und nur unter Verwendung der angegebenen Quellen und Hilfsmittel angefertigt habe.

Ein früherer Promotionsversuch mit dieser oder einer anderen Dissertation ist auch an keiner weiteren Fakultät erfolgt.

Halle, 27.04.2006

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor Dr. med. habil. W. Hein für die Überlassung des Dissertationsthemas und für seine Unterstützung bei der Erstellung dieser Arbeit.

Herrn Oberarzt Dr. med. F. Göbel danke ich für seine hilfreiche Kritik und die anregenden Diskussionen während der Erstellung dieser Arbeit.

Für die Beratung und Unterstützung bei der statistischen Auswertung der Ergebnisse bedanke ich mich bei Herrn Dr. rer. nat. K. Raum.