Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik

der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. H. J. Refior

Vergleich mittelfristiger klinischer und radiologischer Ergebnisse nach bicondylärem Kniegelenksersatz mit den Oberflächenersatzprothesen Natural-Knee und Genesis I

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin

an der Medizinischen Fakultät

der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Wolfgang Rudolf Josef Mayer

aus

München

2003

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. med. H. J. Refior
Mitberichterstatter:	Priv. Doz. Dr. med. R.J. Schauer
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	Priv. Doz. Dr. med. M. Maier
Dekan:	Prof. Dr. med. Dr. med. h.c. K. Peter
Tag der mündlichen Prüfung:	23. Oktober 2003

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung 1

2 Material und Methodik 3

2.1 Historischer Überblick über die Endoprothetik am Kniegelenk 3

2.2 Biomechanik des Kniegelenks 5

2.3 Konstruktionsklassen in der Knieendoprothetik 9

2.4 Die Oberflächenersatzprothesen Natural-Knee und Genesis I 10

2.4.1 Die Natural-Knee Oberflächenersatzprothese 10

2.4.2 Die Genesis I-Oberflächenersatzprothese 21

2.5 Indikationen zur Implantation einer Oberflächenersatzprothese 30

2.6 Patientengut 32

2.6.1 Patientengruppe Natural-Knee 32

2.6.2 Genesis I Oberflächenersatzprothese 32

2.7 Klinische Untersuchung 33

2.7.1 Hospital for Special Surgery-Score 34

2.7.2 Knee-Society-Score 34

2.7.3 Patella-Score nach Turba et al. 34

2.8 Messung der anterior-posterioren Knieinstabilität mit dem KT 1000 35

2.9 Röntgenologische Auswertung 36

2.9.1 Frontale Aufnahme 37

2.9.2 Beinachsenaufnahme zur Bestimmung des Knieaußenwinkels 38

2.9.3 Seitliche Aufnahme 38

2.9.4 Patella-Tangentialaufnahme 40

2.9.5 Radiologischer Nachweis von Lockerungssäumen 42

2.10 Statistische Auswertung 43

3 Ergebnisse 44

3.1 Patienten mit Natural-Knee-Oberflächenersatzprothesen 44

3.1.1 Knee-Society-Score 44
3.1.2 HSS-Score 45
3.1.3 Patella-Score nach Turba 45
3.1.4 Komplikationen im Nachuntersuchungszeitraum 46
3.1.5 Radiologischer Nachweis von Lockerungssäumen ≥ 2 mm 46
3.2 Patienten mit Genesis I-Oberflächenersatzprothesen 47
3.2.1 Knee-Society-Score 47
3.2.2 HSS-Score 48
3.2.3 Patella-Score nach Turba 49
3.2.4 Komplikationen im Nachuntersuchungszeitraum 49
3.2.5 Radiologischer Nachweis von Lockerungssäumen ≥ 2 mm 50
3.3 Radiologische Auswertung der Natural-Knee- sowie der Genesis I - Oberflächenersatzprothese 51
3.4 Vergleich der Gesamtgruppen: 52
4 Diskussion 55
5 Schlussfolgerung: 71
6 Zusammenfassung 72
7 Anhang 74
7.1 Einteilung des künstlichen Kniegelenkersatzes nach ISO 7207-1: 1994 74
7.2 Nachuntersuchungsgang Knie nach Prothesenimplantation 75
7.3 Knee-Society-Score 78
7.4 HSS - SCORE 80
7.5 Patella - Score nach Turba et al. 82
7.6 Nachbehandlung nach Alloarthroplastik des Kniegelenks 84
7.7 Ergebnisse in der Literatur mit dem HSS- bzw. Knee-Society-Score 86
8 Literaturverzeichnis 90
9 Danksagung 103
10 Lebenslauf 104

1 Einleitung

Die Prävalenz der Arthrose des Kniegelenks (Gonarthrose) ist abhängig vom Lebensalter und beträgt bei den über 65jährigen über 90 % (Cole und Harner 1999). In Deutschland leiden demzufolge derzeit etwa 5 Millionen Menschen an dieser Erkrankung (Theiler 2002). Die Arthrose des Kniegelenks ist eine Erkrankung von hoher sozialmedizinischer Bedeutung (Sun et al. 1997). Die therapeutischen Strategien bei der Gonarthrose umfassen initial konservative Therapieverfahren (Hoffmann und Theiler 2001), wobei am Ende der therapeutischen Maßnahmen der künstliche Gelenkersatz steht (Puhl et al. 2000). In Abhängigkeit der Ausprägung der Gonarthrose, der Gestalt der Beinachse und dem Ausmaß der Kniebandstabilität kann die Implantation von uni- oder bikondylären Oberflächenersatzprothesen oder von Totalendoprothesen jeweils mit oder ohne künstlichem Ersatz der Patellarückfläche erfolgen (Schroeder-Boersch et al. 1998, Zambelli et al. 1996).

Die überwiegende Anzahl an Patienten, bei denen aufgrund einer Gonarthrose ein endoprothetischer Gelenkersatz indiziert ist, wird heute mit bikondylären Oberflächenersatzprothesen versorgt (Jerosch 1997, Pellengahr et al. 1998). Derartige Oberflächenersatzprothesen zeigen individuelle Unterschiede im Design und können wahlweise zementiert oder zementfrei im Knochen verankert werden.

Beispiele für diese zementiert oder zementfrei zu implantierenden Oberflächenersatzprothesen sind die Endoprothesenmodelle Natural-Knee (Intermedics Orthopedics, Austin, Texas, USA) und Genesis I (Smith&Nephew Richards, Memphis, Tennessee, USA). Beide Implantate werden seit über zehn Jahren an der Orthopädischen Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München verwendet. Eigene klinische und radiologische Untersuchungen beider Implantate ergaben, dass die hiermit versorgten Patienten kurzfristig zufriedenstellende Ergebnisse aufwiesen (Pellengahr et al. 1998). Diese Resultate wurden auch von anderen Arbeitsgruppen bestätigt (Liebau et al. 1998, Hofmann et al. 1994).

Langfristige klinische und röntgenologische Ergebnisse zu beiden Implantaten finden sich in der Literatur hingegen nur vereinzelt, obwohl der Stellenwert von Oberflächenersatzprothesen

nur bewertet werden kann, wenn langfristige klinische und röntgenologische Ergebnisse bekannt sind (Scott et al. 1997, Laskin et al. 1996).

In der hier vorliegenden Untersuchung wurde 35 Patienten, bei denen eine Oberflächenersatzprothese Modell Natural-Knee implantiert wurde, einer vergleichbaren Zahl von Patienten gegenübergestellt, die mit einer Oberflächenersatzprothese Modell Genesis I versorgt wurden. Die Patienten beider Gruppen wurden so gewählt, dass die Kollektive bezüglich der Parameter Alter, Geschlecht, Körperseite, Operationsindikation und Nachbeobachtungsdauer vergleichbar waren.

Ziel der vorliegenden Arbeit war die Überprüfung der Hypothese, dass auch die mittel- und längerfristigen klinischen und röntgenologischen Ergebnisse beider Patientenkollektive vergleichbar sind.

2 Material und Methodik

2.1 Historischer Überblick über die Endoprothetik am Kniegelenk

Die endoprothetische Versorgung des Kniegelenks hat eine über einhundertjährige Geschichte. Durch die Entwicklung der Anästhesie und die Verbesserung der Hygiene war es im vergangenen Jahrhundert möglich geworden, operative Gelenkeingriffe erfolgreich durchzuführen.

Noch bis Mitte des 19. Jahrhunderts stellte die Amputation oder Arthrodese eines Gelenks der unteren Extremität eine Standardoperation bei schweren Knorpel- und Knochendestruktionen dar. Um Schlottergelenke bei ausgedehnter Resektion oder Ankylosen bei sparsamer Resektion zu vermeiden, wurden sehr früh Resektionsinterpositionsarthroplastiken durchgeführt. Hierbei wurde z.B. Fascia lata interponiert (Vereneuil 1860, Murphy 1913). Diese Methode brachte den Patienten regelmäßig Schmerzfreiheit. Stabile Gelenkverhältnisse wurden jedoch kaum erreicht.

Bis etwa 1940 wurden weitere Versuche mit unterschiedlichen Interponaten wie Goldfolie, Schweineblase und Schleimbeuteln unternommen (Baer 1918, Campbell 1921). Auch Versuche zur Verpflanzung heterologer Kniegelenke von Schweinen wurden durchgeführt (Lexer 1917).

Der erste endoprothetische Gelenkersatz wurde 1890 durch Themistokles Gluck in Berlin bei einem Patienten mit Kniegelenkstuberkulose implantiert. Diese Scharnierprothese aus Elfenbein wurde mit einem Gemisch aus Kolophonium und Gips im Knochen verankert (Gluck 1890 und 1891, Wessinghage 1998). Diese Operationen scheiterten auf Grund perioperativer Infektionen.

Erst gegen Ende der 30er Jahre des letzten Jahrhunderts gelangen in der Kniegelenkschirurgie erfolgreiche Prothesenimplantationen mittels körperverträglicher Chrom-Kobalt-Molybdänlegierungen, dem sogenannten Vitallium (Venable und Stuck 1938). Ab 1950 wurden Kniegelenksscharnierprothesen (Merle, D`Aubigne 1963, Young 1971, Anstett 1955, v. Hellens 1961), aber auch Schlitten- und Oberflächenersatzprothesen entwickelt. Damit wurde

eine weitere Annäherung an die physiologisch-kinematischen Verhältnisse des Kniegelenks erzielt.

Zu dieser Zeit wurde auch erstmals ein zerstörtes Tibiaplateau durch ein Tibiaplateau aus Acryl unter Belassung der physiologischen Kniegelenkskinematik ersetzt (McKeever 1969, MacIntosh 1958). Die Langzeitergebnisse dieser früh entwickelten Implantate waren unterschiedlich, zeigten jedoch bis zu 70% gute Ergebnisse über einen Nachbeobachtungszeitraum bis zu acht Jahren (Scott et al. 1985).

Eine neue Epoche wurde von Charnley 1959 eingeleitet, der Polymethylmethacrylat-Zement (PMMA) zur Verankerung der Prothesenteile im Knochen einführte (Zenz et al. 1992). Anfang der 60er Jahre des letzten Jahrhunderts brachte das ebenfalls von Charnley beschriebene "Low-friction-Prinzip", die Kombination aus Metall und Polyethylen, weitere Fortschritte (Charnley 1972 und 1979).

1968 erfolgte die Erstimplantation einer unicondylären Schlittenendoprothese (Gunston 1968). Dieses Implantat bestand aus einer Kombination eines halbkreisförmigen femoralen Metallblockes und einer tibialen Polyethylenrinne (Gunston 1971).

Walker, Ranawat und Insall entwickelten die bikondyläre Kniegelenksendoprothese (Ranawat u. Sculco 1985). Vorteile dieser Endoprothese waren neben der geringen Knochenresektion der weitgehende Erhalt des physiologischen Bewegungsumfanges und der Stabilität des Kniegelenks in Abhängigkeit der anatomischen Bandverhältnisse.

Seit 1976 werden ungekoppelte Oberflächenersatzprothesen entwickelt (Insall et al. 1976). Insall konstruierte 1979 das „Total Condylar Knee Prothesis System", welches eine hohe Stabilität bei großer Kongruenz der beiden Komponenten aufwies (Insall u. Kelly 1986).

Moderne Oberflächenersatzprothesen sind seit Anfang der 80iger Jahre des letzten Jahrhunderts im Einsatz. Die Natural-Knee Oberflächenersatzprothese wird seit 1988, die Genesis I Oberflächenersatzprothese seit 1985 in Deutschland implantiert (Bläsius 1995). Diese Systeme berücksichtigen durch ihre Modularität die zunehmende Revisionsproblematik und bieten sowohl die Femur- und Tibiakomponenten als auch Patellainlays in verschiedenen Größen an, wobei alle Elemente frei kombinierbar sind. Dadurch ist es intraoperativ möglich, die Oberflächenersatzprothesen der individuellen ossären und ligamentären Situation anzupassen.

2.2 Biomechanik des Kniegelenks

Galileo Galilei (1564 – 1642) gilt heute als der erste „Biomechaniker“ (Ascenzi 1993), hatte sich jedoch speziell mit der Biomechanik der Gelenke nicht ausdrücklich befasst. Erst sein Schüler Borelli (1608 – 1679) veröffentlichte in seiner Arbeit „De motu animalium“ erstmals ein Experiment im Sinne einer Ganganalyse.

Obwohl ihnen die Lehre der Kinematik, die erst 1834 von Ampère eingeführt wurde, unbekannt war, haben die Brüder Wilhelm und Eduard Weber 1836 in ihrem Werk „Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge“, eine anatomisch-physiologische Untersuchung neben Beobachtungen zum menschlichen Gang, erstmals Beschreibungen des Kniegelenks und seiner Bewegung breiten Raum gewidmet und dadurch unsere Vorstellung von der polyzentrischen Kinematik des Kniegelenks begründet.

Die Kinematik (Bewegungsgeometrie) erfasst die im Kniegelenk auftretenden Relativbewegungen qualitativ und quantitativ. Die kinematische Funktionsfähigkeit des Kniegelenks entsteht nicht durch zufälliges Zusammenspiel der anatomischen Strukturen, sondern das Kniegelenk ist nach genialen mathematischen und geometrischen Gesetzmäßigkeiten konstruiert und seine Bewegungen verlaufen nach zwingenden kinematischen Gesetzen ab (Menschik 1974, Müller 1982). Wie von Weber erstmals 1836 beschrieben, gleicht die Beugung im Kniegelenk biomechanisch annäherungsweise einer Roll-Gleitbewegung (Weber 1836, Müller 1982, Kapandij 1985). Dieses Verhältnis von 1:2 (Rollen:Gleiten) am Beginn der Beugung verändert sich bei maximaler Beugung des Kniegelenks bis auf ein Verhältnis von 1:4 (Abb. 1).

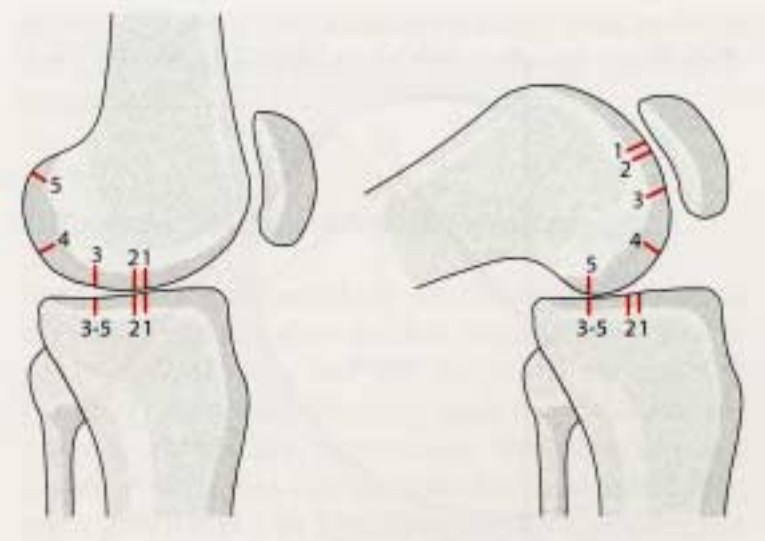

Abbildung 1: Schematische Darstellung des anatomischen Roll-Gleit-Mechanismus des Kniegelenks (Müller 1938).

Die Kinematik des Kniegelenks wird durch eine durch die beiden Kreuzbänder gebildete Viergelenkkette beschrieben. Die Kreuzbänder bilden hierbei ein überschlagenes Trapez im dreidimensionalen Raum (Menschik 1974). Das Prinzip der überschlagenen Viergelenkkette ist das elementare Bauprinzip der Kniegelenkkinematik und verwirklicht die Verschmelzung des Abrollens und des Drehgleitens zum sogenannten Rollgleiten (Goodfellow 1978, Kapandji 1970) (Abb.2).

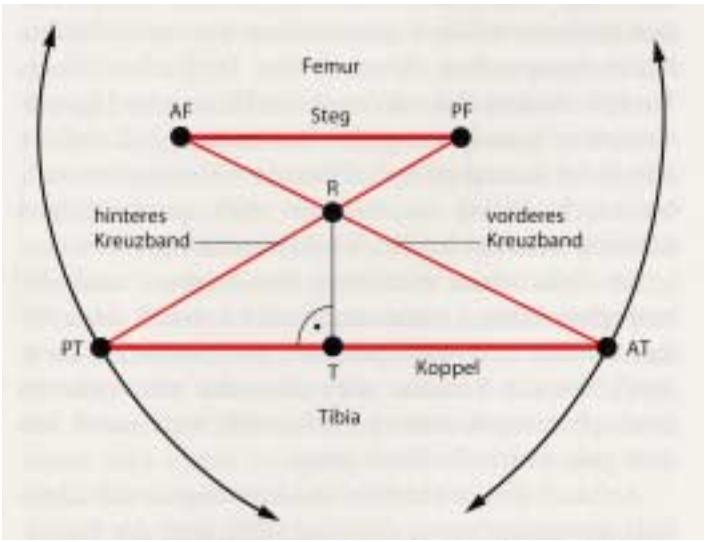

Abbildung 2: Schematische Darstellung des Kniegelenks als Viergelenkkette (Jerosch 1999)

Eine zusätzliche Zwangsrotation der Tibia am Ende der Extension ist automatisch durch die Verlängerung der medialen Kondylenrolle um einen Kreisringsektor von ca. 50° nach ventral und durch die radiär dazugehörende Lage des hinteren Kreuzbandes miteingeschlossen (Menschik 1977). Dadurch kommt es unter anderem zu einer Vergrößerung der femoralen Auflagefläche auf der Tibia in voller Streckstellung (Müller 1982). Diese Schlußrotation ist Voraussetzung für eine vollständige Streckung des Beins.

Anatomische Voraussetzungen zur Entstehung der Schlußrotation sind die Anordnung des vorderen und hinteren Kreuzbandursprungs zwischen den Oberschenkelkondylen in der Transversalebene von 50 – 60 Grad sowie die typische Formgebung der lateralen Femurkondyle.

Der exakte Bewegungsablauf im Kniegelenk ist auf die mediale und laterale Stabilisierung durch die Seitenbänder angewiesen. Bis auf die Phase der Schlußrotation wirken die Seitenbänder in jedem Moment der Bewegung als Stabilisatoren, die den Bewegungsablauf in einer Ebene garantieren. Sie bilden eine elastische Verbindung, die den Kraftschluß beim unbelasteten Gelenk bedingen sowie die Kraftübertragung gewährleisten. In Verbindung mit anderen Bauelementen des Kniegelenks sind sie für die unterschiedliche Beweglichkeit des flektierten bzw. extendierten Kniegelenks verantwortlich. Dies geschieht durch die Verminderung ihrer Zugkraft mit zunehmender Beugung im Kniegelenk.

Beim menschlichen Kniegelenk handelt es sich aus mechanischer Sicht um ein kraftschlüssiges Getriebe mit sechs Freiheitsgraden der Bewegung (Morrison und Ungethüm 1977, Hunziker 1990) (Abb. 3):

- Rotation um die Z-Achse (Beugung und Streckung)
- Rotation um die Y-Achse (Drehung zwischen Femur und Tibia)
- Rotation um die X-Achse (Varus- und Valgus - Verkippung (Aufklappbarkeit))
- Translation zwischen Femur und Tibia in sagittaler Richtung
- Translation zwischen Femur und Tibia in transversaler Richtung
- Distraktion und Kompression des Kniegelenks

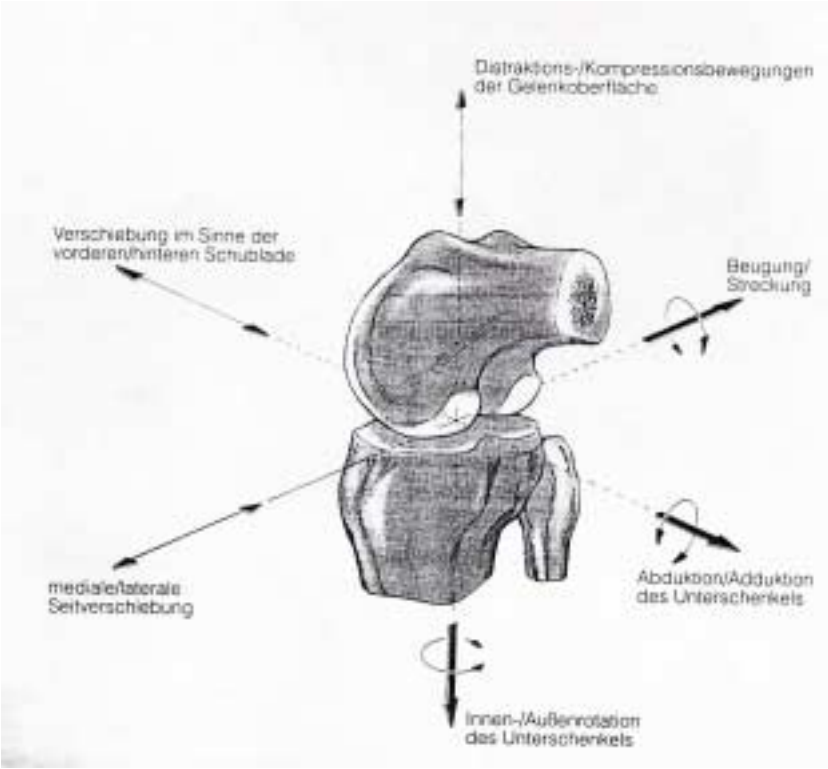

Abbildung 3: Schematische Darstellung der sechs möglichen Rotations- und Translationsbewegungen im Kniegelenk (Rüter 1995)

Aus Sicht der rein topographischen Anatomie ist das Kniegelenk das größte Gelenk des menschlichen Körpers. Es setzt sich funktionell aus dem medialen und lateralen Femorotibialgelenk sowie dem Femoropatellargelenk zusammen. Zwischen dem Lig. patellae und der Sehne des M. quadriceps femoris befindet sich die Patella als größtes Sesambein des menschlichen Körpers. Sie vergrößert den Hebelarm des Beins bei der Beugung und somit die Effektivität der Quadricepsmuskulatur (Bandi et al. 1982).

Nach der Neutral-Null-Methode gelten folgende physiologische Bewegungsumfänge (Debrunner und Hepp 1994):

Extension/Flexion: 5° / 0° / 120° - 150°

Innen-/Außenrotation: 10° / 0° / 25° bei 90° Flexion im Kniegelenk

Die funktionelle Anatomie, welche die rein topographisch orientierte Anatomie erweitert hat, wird heute durch die Bereiche Biomechanik und Kinematik ergänzt und hat auch den Begriff der funktionellen Einheit hervorgebracht. Darunter ist zu verstehen, dass das Kniegelenk aus einer Vielzahl anatomischer Strukturen oder auch Funktionselementen besteht, deren Funktionen aber nie einzeln zu betrachten sind, sondern immer als Bestandteil dieser so definierten funktionellen Einheit gesehen werden müssen (Plitz 2000).

Nicht zuletzt finden die Vorstellungen von der Notwendigkeit der Erhaltung der funktionellen Einheit langsam auch Eingang in die Endoprothetik am Kniegelenk.

Für die Konzeption einer Oberflächenersatzprothese ergeben sich nach Auswertung der biomechanischen Untersuchungen folgende Forderungen:

- Verankerungssysteme, die einen dauerhaften Sitz der Prothese gewährleisten
- Optimale Positionierung der Implantate zur Minimierung der unphysiologischen Krafteinleitung in den Knochen
- Stabilisation des Gelenkersatzes durch den erhaltenen Bandapparat, um Luxationen und Funktionseinbußen zu verhindern

2.3 Konstruktionsklassen in der Knieendoprothetik

Blauth (1977) und Stallforth (1985) teilten die unterschiedlichen Knieendoprothesenmodelle in vier Gruppen ein: unikondyläre Schlittenprothesen, bikondyläre ungekoppelte Schlittenprothesen, teilgekoppelte Schlittenprothesen und achsgekoppelte Scharnierprothesen. Diese Unterteilung wird durch die unterschiedlichen Freiheitsgrade von Rotation und Translation sowie durch die Art der Gelenkstabilisierung bestimmt (Stallforth 1985).

Nach internationaler Norm (ISO 7207-1: 1994 (E)) werden Knieendoprothesen in drei Klassen eingeteilt, wobei die Einteilung Konstruktionsmerkmale der femoralen und tibialen Komponenten sowie deren Kopplung berücksichtigt (siehe Anhang).

Grundsätzlich unterteilt man die retropatellaren Gelenkflächenersatzprothesen in Bezug auf ihre Verankerungsart in zwei Gruppen:

- zementierbare Voll-Polyethylen-Komponenten als Patella-Onlay oder Patella-Inlay
- zementfreie „metal backed"–Patella

Dabei sichert der domförmige Polyethylenteil die Kongruenz zur femoralen Gleitrinne.

2.4 Die Oberflächenersatzprothesen Natural-Knee und Genesis I

Bei den in dieser Studie untersuchten Endoprothesenmodellen, der Natural-Knee- sowie der Genesis I Oberflächenersatzprothese, handelt es sich um bikondyläre ungekoppelte kraftschlüssige Oberflächenersatzprothesen des Kniegelenks. Hier werden die Oberflächen beider Femurkondylen und das komplette Tibiaplateau ersetzt, wobei die beiden Femurkondylenanteile starr untereinander verbunden sind. Die Kollateralbänder und das hintere Kreuzband werden belassen, das vordere Kreuzband wird ohne Stabilitätsverlust reseziert.

Der Bewegungsumfang des Kniegelenks bleibt weitgehend unbeeinflusst und ein nahezu physiologisches Rollgleitverhalten wird ermöglicht.

2.4.1 Die Natural-Knee Oberflächenersatzprothese

Die Natural-Knee Oberflächenersatzprothese (Intermedics Orthopedics, Austin, Texas, USA) wurde von Aaron A. Hofmann (Utah, USA) entwickelt und wird seit 1985 in den USA und seit 1988 in Deutschland implantiert. Weltweit wurden bisher mehr als 150.000 Oberflächenersatzprothesen dieses Types implantiert.

Das Femurimplantat besteht aus Protasul™-2, einer Legierung aus Kobalt (48% – 64%), Chrom (26% – 30%) und Molybdän (5% – 7%) mit einem Anteil von Nickel (1%). Die dem Knochen zugewandten Anteile der Oberschenkelimplantate sind mit SinterLock CTi™, einem Werkstoff aus Reintitan mit knochenähnlicher Struktur, beschichtet, der das Einwachsen des

Knochens verbessern und für die Langzeitstabilität verantwortlich sein soll. Das Tibiaimplantat besteht aus der Titanlegierung Protasul™-64 (Ti6A/4VA). Das Tibiainlay und der Patellarückflächenersatz bestehen aus Sulene™-Polyethylen. Das Natural-Knee wird auch als Reintitan-Version angeboten, welche bei Vorliegen einer Nickel-Allergie verwendet werden kann. Sowohl der femorale als auch der tibiale Anteil kann wahlweise zementfrei oder zementiert implantiert werden. Der tibiale Anteil besteht aus zwei asymmetrischen Gelenkflächen, um die anatomischen Größenunterschiede zu berücksichtigen, da die laterale Gelenkfläche etwas kleiner ist als die mediale. Um das hintere Kreuzband erhalten zu können, ist beim Tibiaplateau die Ansatzstelle des Bandes ausgespart.

Bei ausgeprägter Retropatellararthrose besteht die Möglichkeit eines Patellarückflächenersatzes.

Insgesamt stehen in diesem modularen System sechs unterschiedlich große femorale und tibiale Komponenten (0, 1, 2, 3, 4, 5) zur Verfügung.

Abbildung 4: Natural-Knee Oberflächenersatzprothese (Intermedics Orthopedics Inc.), Ansicht von schräg ventral, lateral und dorsal.

Das Tibiainlay, das in die tibiale Komponente eingerastet und verschraubt wird, ist in zwei Varianten verfügbar: als „PE-Teil Tibia kongruent" in Stärken von 9, 11, 13 und 16 mm und als „PE-Teil Tibia ultrakongruent" in Stärken von 9, 11, 13, 16, 19 und 22 mm. Das ultrakongruente Implantat unterscheidet sich vom kongruenten dadurch, dass es etwas tiefer ausge-

muldet ist und bei einer anterior - posterioren Instabilität des Kniegelenks bei insuffizientem oder gar fehlendem hinteren Kreuzband eine höhere Gelenkstabilität bieten soll.

Die patellare Komponente ist zum einen zur zementfreien Implantation in vier Durchmessern (Größen 0, 1, 2 und 3) mit einer Dicke von 10 mm (patella metal-backed), zum anderen zur zementierten Implantation, ebenfalls in vier Durchmessern (Größen 0, 1, 2 und 3), wobei bei diesem Typ Stärken von 7 und 10 mm angeboten werden (Polyethylen-Patella), verfügbar.

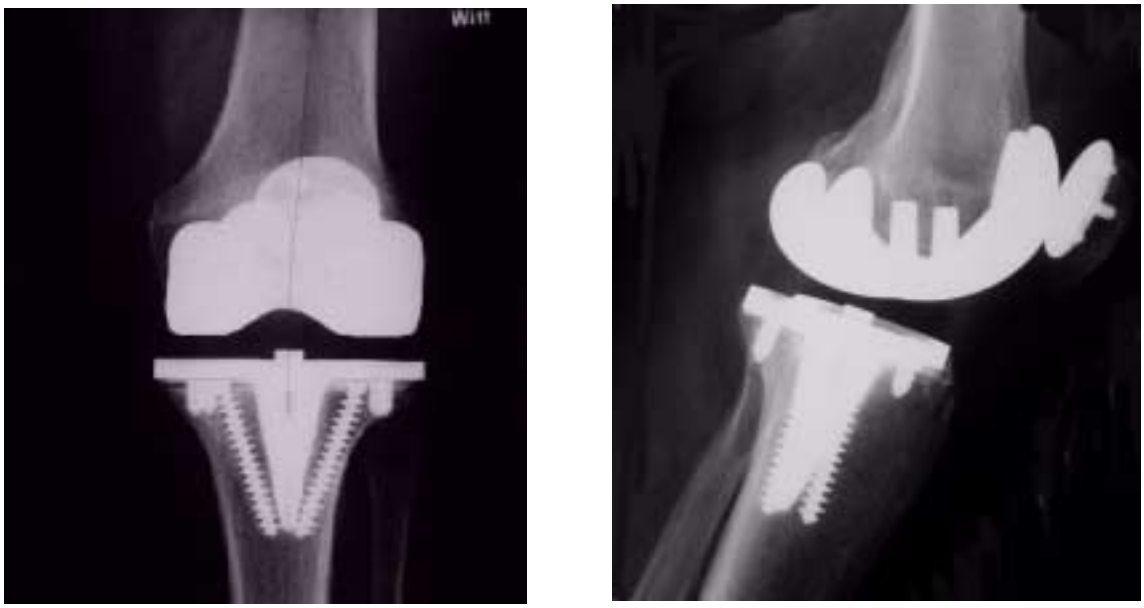

Abbildung 5: Röntgenaufnahmen einer zementfrei implantierten Natural-Knee Oberflächenersatzprothese mit Patella- Rückflächenersatz in a.p. und seitlicher Ansicht

Abbildung 6: Röntgenaufnahmen einer zementiert implantierten Natural-Knee Oberflächenersatzprothese ohne Patella- Rückflächenersatz in a.p. und seitlicher Ansicht.

Abbildung 7: Patella-Onlay (metal backed) zur zementfreien Implantation der Natural-Knee Oberflächenersatzprothese

2.4.1.1 Implantation der Natural-Knee Oberflächenersatzprothesese

Die Planung erfolgt anhand standardisierter Röntgenbilder der betroffenen Extremität in antero-posteriorem und lateralem Strahlengang, einer Beinachsenaufnahme unter Belastung sowie einer tangentialen Röntgenaufnahme der Patella. Mit Hilfe transparenter Schablonen kann präoperativ die Größe der später zu verwendenden femoralen und tibialen Komponenten bestimmt werden.

Eine physiologische Ausrichtung der Oberflächenersatzprothese setzt voraus, dass die mechanische Achse vom Mittelpunkt des Hüftgelenks zum Mittelpunkt des Sprunggelenks durch den Mittelpunkt des Kniegelenks verläuft. Eine korrekte Positionierung wird dadurch erzielt, dass die Tibia im rechten Winkel und der Femur in sechs Grad Valgusstellung zur anatomischen Achse reseziert werden (Abbildung 8).

Zur Implantation der Natural-Knee sind die Instrumente so aufeinander abgestimmt, dass jeder Operationsschritt vom nachfolgenden Instrument überprüft wird.

Nach steriler Abwaschung und Abdeckung sowie Anlegen einer hochsitzenden Oberschenkelblutleere erfolgt der Standardzugang zum Kniegelenk über einen parapatellaren, medialen Hautschnitt. Die Arthrotomie wird senkrecht, direkt entlang der Patella und der Patellasehne, durchgeführt. Der Hoffasche Fettkörper wird an der medialen Seite inzidiert. Die Patella wird dann evertiert und nach lateral luxiert. Das Kniegelenk wird nun maximal gebeugt, um das distale Femur weitflächig freizulegen. Der Streckapparat wird mittels zweier stumpfer Hohmannhebel am distal-medialen und distal-lateralen Femur abgehalten. Die Vorderhörner der Menisci werden reseziert. Alle Osteophyten werden entfernt, damit die benötigten Orientierungspunkte festgelegt werden können.

Die eigentliche Implantation des Gelenkflächenersatzes erfolgt dann in folgenden Schritten:

1. In den Markraum des Femurschaftes wird unter Zuhilfenahme der Markraumbohrlehre ein zentrales 8mm Loch gebohrt.

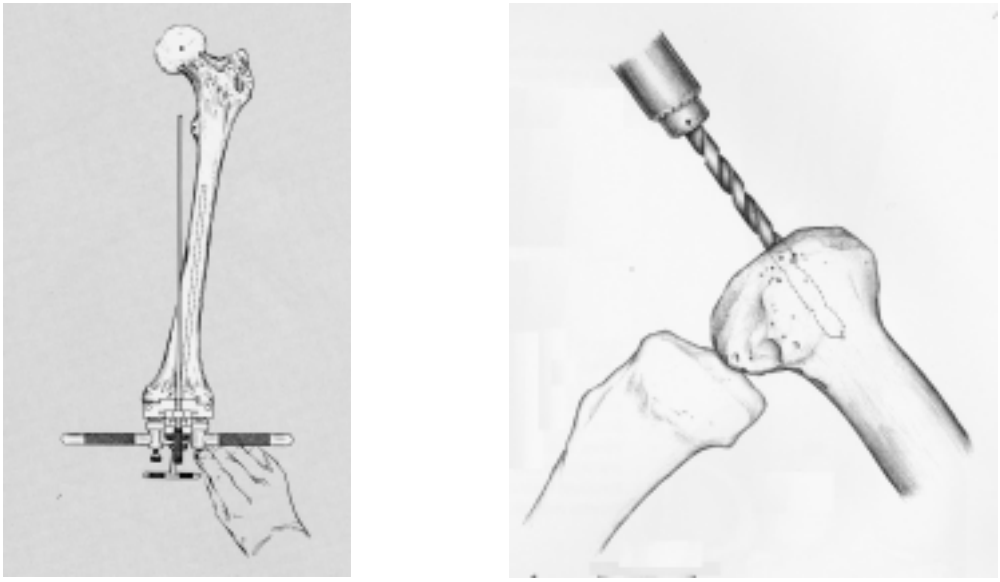

Abbildung 8: Ausrichtung der Oberflächenersatzprothese; Anlage des zentralen Markraumloches im Femurschaft.

2. Die distale Femurlehre für die Achsausrichtung wird aufgesteckt und mit einem Metallstift gesichert, um die Rotation zu verhindern. Das Femur kann mit Hilfe der Achslehre in einem Valguswinkel von sechs Grad in Bezug auf die anatomische Femurachse reseziert werden. Da alle anderen Femurschnitte auf diesem distalen Schnitt aufbauen, muss dieser völlig plan sein, bevor mit der Operation fortgefahren wird.

3. Bei maximal flektiertem Knie wird die Femur-Meß- und Bohrlehre in mediolateraler Richtung über den Femurkondylen zentriert. Die Kufen der Lehre werden an den dorsalen Femurkondylen positioniert und die Lehre durch Einschlagen von zwei Metallstiften im distalen Femur fixiert. Mit dem 6,4 mm Bohrer werden 2 Referenzlöcher für die A/P- und Facettensägelehren gebohrt (Abbildung 9). Nun erfolgt die Bestimmung der korrekten anterio-posterioren und mediolateralen Implantatgröße.

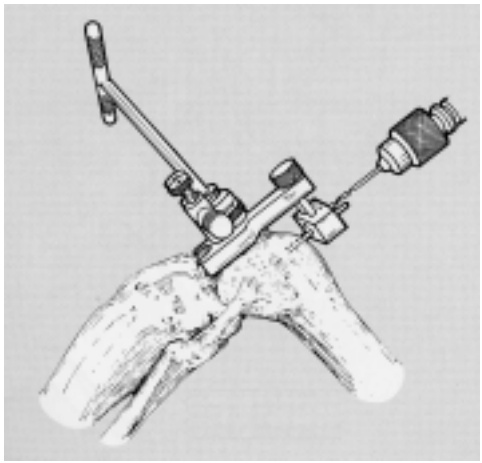

Abbildung 9: Zentrierung der Femur-Meß- und Bohrlehre in mediolateraler Richtung über den Femurkondylen und Fixierung der Lehre mit zwei Metallstiften im distalen Femur.

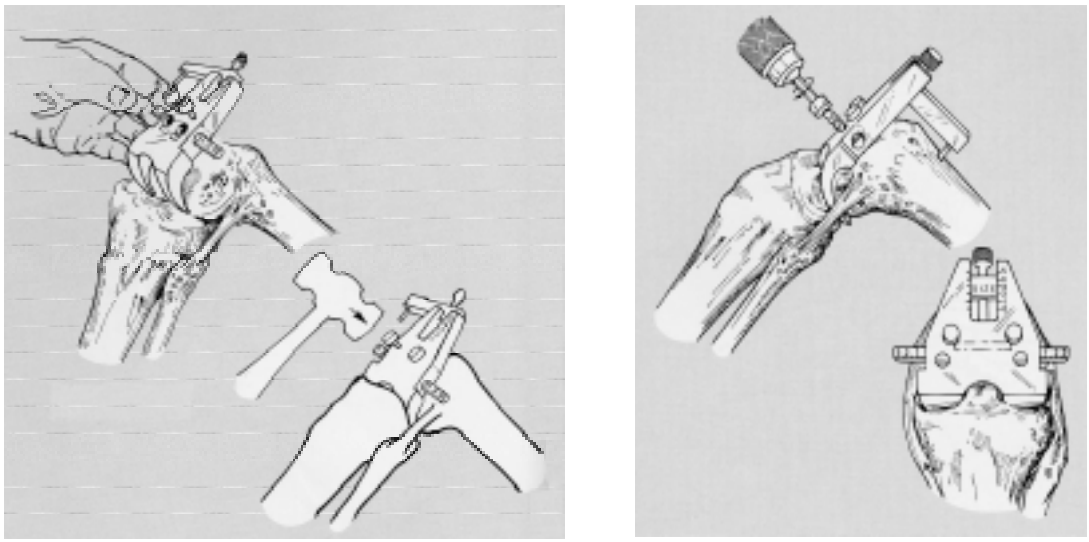

Abbildung 10: Bestimmung der korrekten anterio-posterioren und mediolateralen Implantatgröße und der anterioren Femurresektion.

4. Die Femur-A/P-Sägelehre der zuvor bestimmten Größe wird in die Referenzlöcher eingesetzt und die anteriore Resektion durchgeführt.

5. Die Facettensägelehre der zuvor bestimmten Größe wird für die anterio-posterioren Schrägschnitte und die Resektion der Patellafurche verwendet.

6. Bei maximal flektiertem Knie wird das vordere Kreuzband gemeinsam mit den verbliebenen Meniskusanteilen reseziert. Das hintere Kreuzband bleibt erhalten. Nun wird der hintere Rand der Tibia vor das Femur luxiert.

7. Zur Tibiaresektion wird die Tibiaachslehre auf die ungefähre Tibialänge eingestellt, das Gerät auf die Tibia montiert und durch Einschlagen eines Metallstiftes in das Zentrum des Tibiaplateaus gerade anterior der Eminentia intercondylaris fixiert.

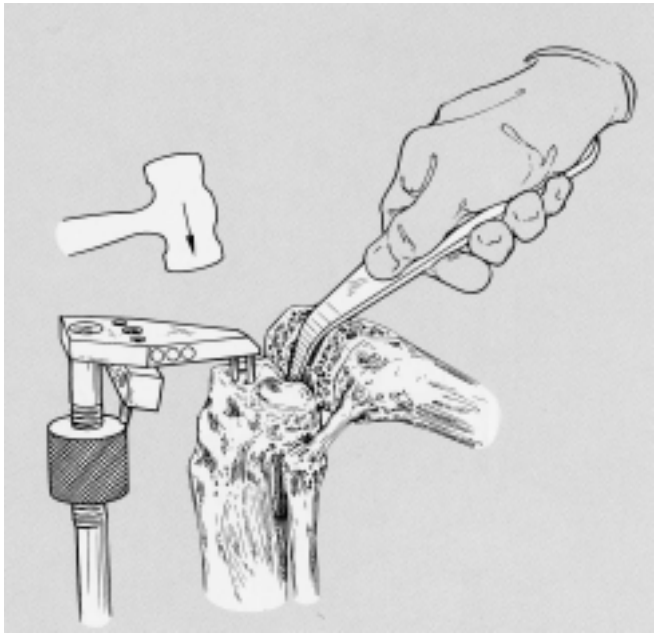

Abbildung 11: Fixierung der Tibiaachslehre im Zentrum des Tibiaplateaus gerade anterior der Eminentia intercondylaris.

8. Zur Einstellung der Rotation soll die Tibiaachslehre direkt medial der Tuberositas tibiae ausgerichtet sein.

9. Im nächsten Schritt wird die posteriore Neigung des Tibiaplateaus wiederhergestellt, indem der distale Anteil der Achslehre nach vorne oder hinten bewegt wird, bis der Zielpin parallel zur proximalen Tibia liegt. Dabei wird eine zu den Gelenkoberflächen parallele Resektion angestrebt.

10. Zuletzt wird die Resektionshöhe bestimmt. Das mit „Primary“ gekennzeichnete Ende der Referenznadel wird über das am wenigsten geschädigte Kompartiment des

Tibiaplateaus plaziert. Die Auflage der Referenznadel entspricht einer Resektionshöhe von 7 mm und entspricht damit der für das 9 mm Polyethylenplateau notwendigen Resektion (Abbildung 12).

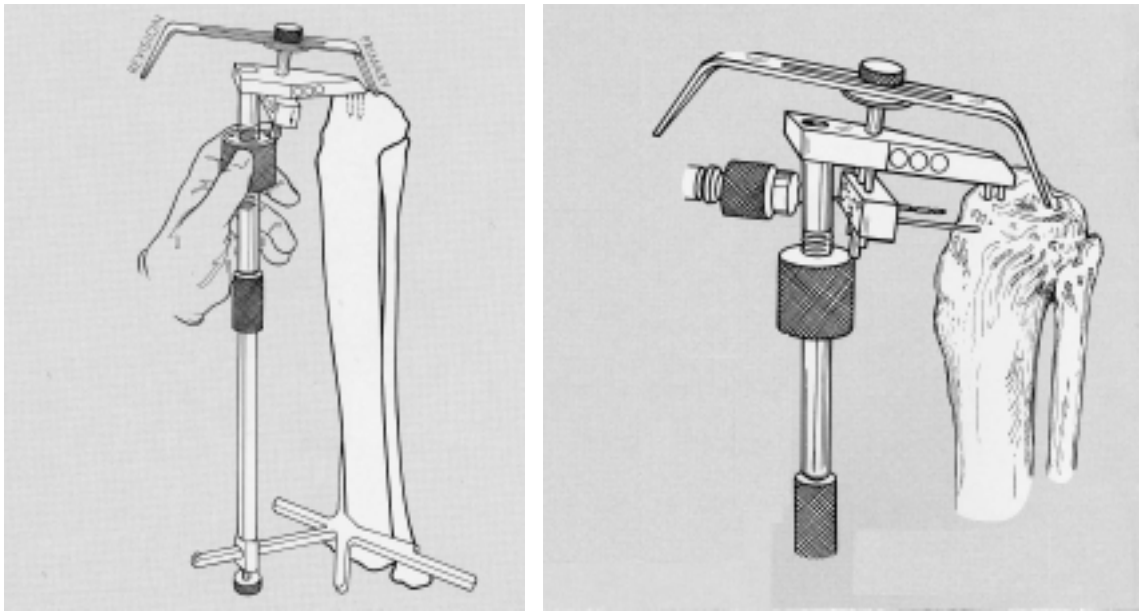

Abbildung 12: Bestimmung der Resektionshöhe am Tibiaplateau.

11. Die Sägelehre wird durch das Bohren zweier Löcher und das Einführen je eines Metallstiftes an der Tibiavorderkannte fixiert. Sobald die Sägelehre fixiert ist, wird die Referenznadel und die Tibiaachslehre entfernt (Abbildung 13).

12. Der extramedulläre Ausrichtestab wird auf die Sägelehre gesteckt. Die distale Spitze des Ausrichtestabs sollte dabei auf die Mitte des Sprunggelenks zeigen, damit die Resektion rechtwinklig verläuft. Bei den meisten Patienten muß das Tibiaplateau mindestens in der Höhe von 9 mm reseziert werden, damit mindestens ein 9 mm – Polyethylenplateau eingesetzt werden kann.

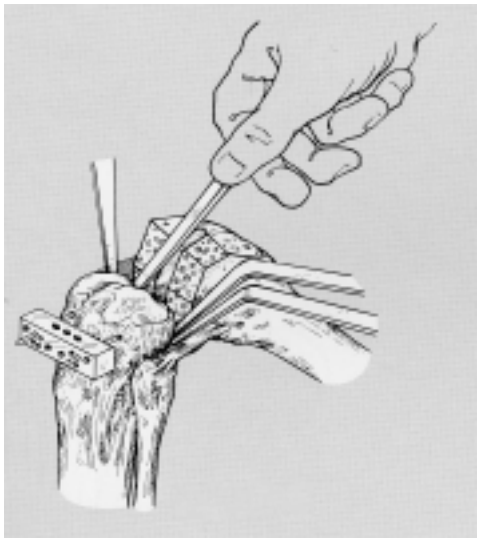

Abbildung 13: Fixierung der tibialen Sägelehre mit zwei Metallstiften an der Tibiavorderkannte

13. Die Bohrlehren der Tibiakomponente werden zur Größenbestimmung auf die resezierte Oberfläche der proximalen Tibia gesetzt, die entsprechenden Referenzlöcher gebohrt und mit einem Metallstift gesichert. Mit einem Dorn wird die Aussparung für den medialen Tibiaschaft geschaffen (Abbildung 14).

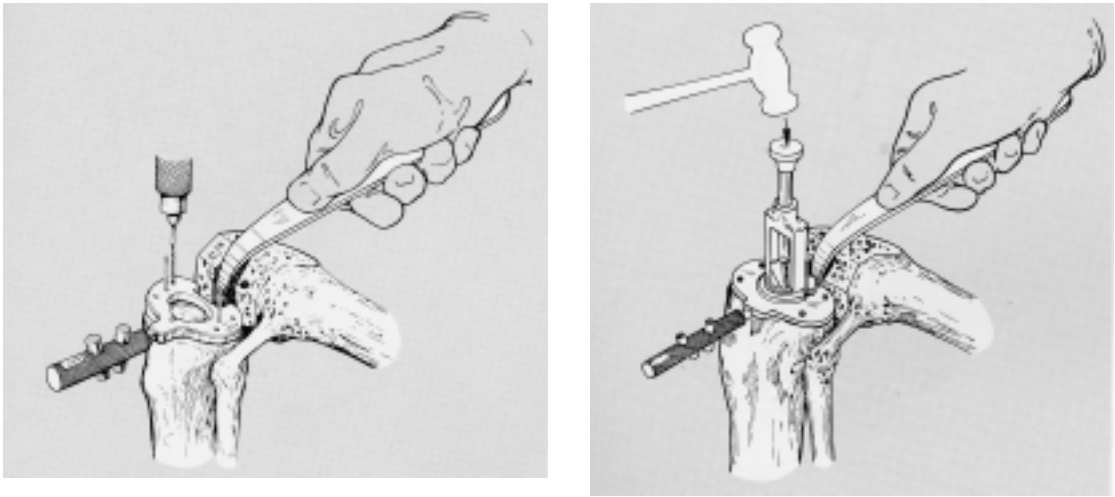

Abbildung 14: Größenbestimmung der Tibiakomponente auf der resezierten Oberfläche der proximalen Tibia und Anlage der Aussparung für den medialen Tibiaschaft mit einem Dorn.

14. Zur Probereposition wird zuerst die Tibiaprobekomponente implantiert, dann die Femurprobekomponente der zuvor festgelegten Größe. Daraufhin wird das Probe-Polyethylentibiaplateau von mindestens 9 mm Stärke eingesetzt. Die Stabilität des Kniegelenks wird bei voller Streckung, bei 20 Grad Beugung sowie bei maximaler Beugung überprüft. Intraoperativ soll die volle Streckung erreicht werden. Ebenfalls wird die Gelenkachse zwischen Spina iliaca anterior-superior und Malleolus medialis überprüft.

15. Jetzt werden die Originalkomponenten wahlweise zementfrei oder zementiert implantiert. Die Tibiakomponente wird mit dem Setzinstrument und dem Hammer in die proximale Tibia eingeschlagen und mit zwei 6,5 mm Titanschrauben mit einer Länge von mindestens 50 mm stabilisiert (Abbildung 15). Die Femurkomponente wird mit dem tibiofemoralen Setzinstrument implantiert (Abbildung 16).

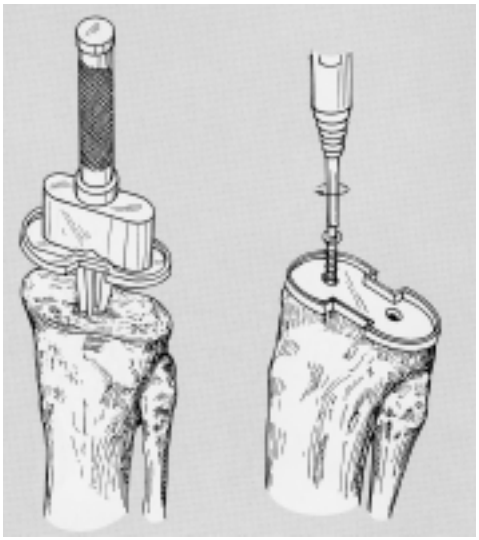

Abbildung 15: Implantation der Tibiakomponente in die proximale Tibia und Stabilisierung mit zwei 6,5 mm Titanschrauben.

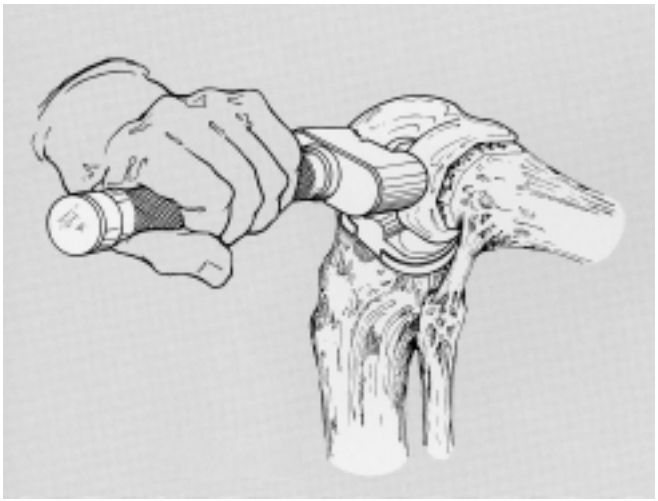

Abbildung 16: Implantation der Femurkomponente

16. Zuletzt wird das Original-Polyethylen-Tibiaplateau der zuvor bestimmten Stärke eingebracht. Die zentrale Fixationsschraube des Polyethylen-Plateaus wird eingesetzt und über den ersten Widerstand eingedreht, bis die Schraube einrastet.

17. Nun werden der Bewegungsumfang und die Stabilität des Bandapparates erneut überprüft. Das Kniegelenk wird gebeugt und gestreckt, um den korrekten Lauf der Patella zu kontrollieren. Eine laterale Retinaculumspaltung nach Viernstein und Weigert sollte vorgenommen werden, wenn die Patella nach lateral tendiert.

2.4.2 Die Genesis I-Oberflächenersatzprothese

Die Genesis I-Oberflächenersatzprothese (Smith&Nephew Richards, Memphis, Tennessee, USA) wurde von Laskin, Gustilo, Rand und Howe entwickelt und wird seit 1990 in Deutschland implantiert. Sie besteht femoral aus einer Legierung von Chrom (27% – 30%), Kobalt (56% – 66%) und Molybdän (5% – 7%) mit einem Nickelanteil (< 2,5%), die mit einem Tibiaplateau aus Titan gepaart wird. Die Genesis I-Oberflächenersatzprothese ist in den Varianten Genesis CR zur zementierten, und Genesis CS zur zementfreien Verankerung erhältlich.

Der femorale Anteil stellt einen Oberflächenersatz für die Facies tibialis und die Facies patellaris des Femurcondylus dar. Die laterale Wandung der Patella-Führungsrinne ist überhöht konstruiert. Die asymmetrische Tibiakomponente sieht den Erhalt des hinteren Kreuzbandes vor und spart den Ansatz

dieses Bandes aus. Der Patellaersatz ist kreisrund und besteht aus ultrahochmolekularem Polyethylen (UHMWPE).

Abbildung 17: Die zementiert zu implantierende Genesis CR – sowie die Genesis CS - Oberflächenersatzprothese zur zementfreien Implantation.

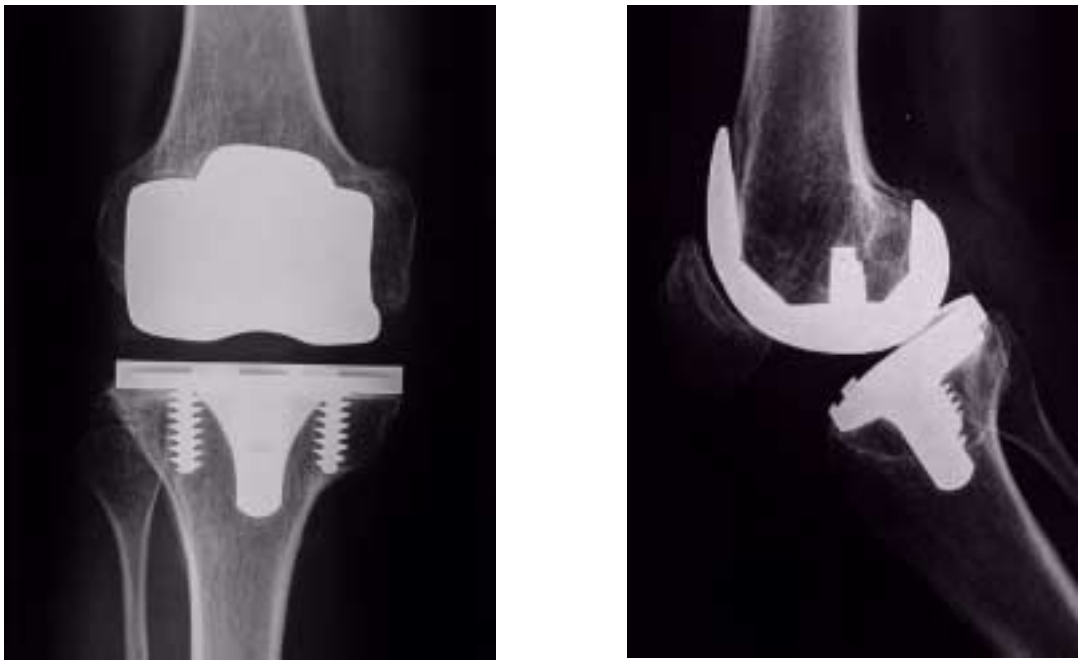

Abbildung 18: Röntgenaufnahmen einer zementfrei implantierten Genesis CS - Oberflächenersatzprothese in a.p. und seitlicher Ansicht

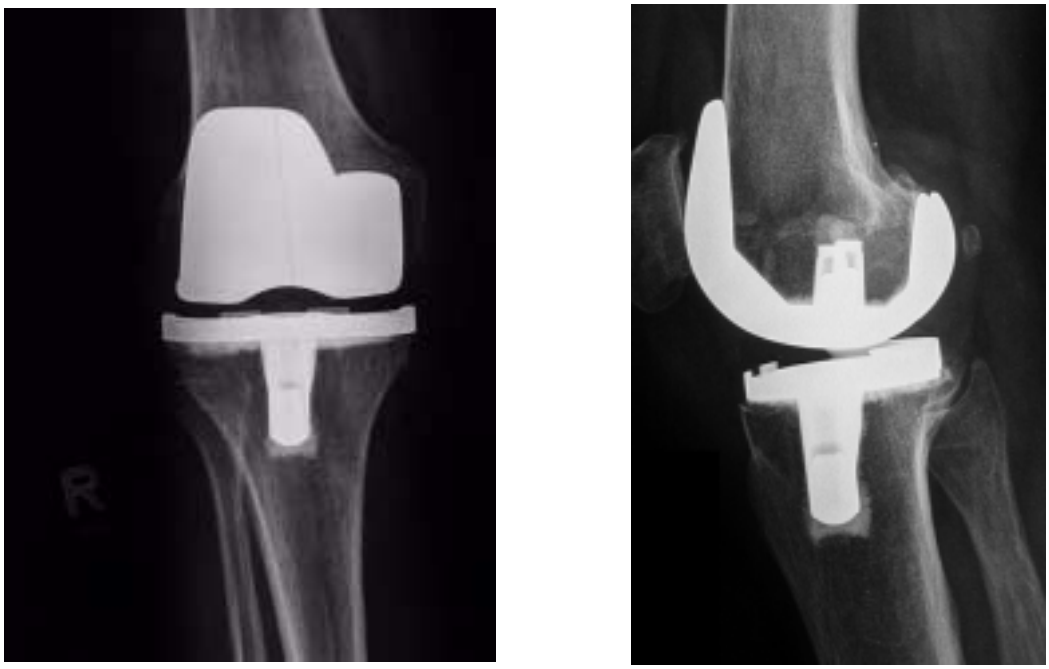

Abbildung 19: Röntgenaufnahmen einer zementiert verankerten Genesis CR-Oberflächenersatzprothese in a.p. und seitlicher Ansicht

Das Modell Genesis I ist ein modulares System mit Komponenten unterschiedlicher Größe, die miteinander frei kombinierbar sind. Insgesamt stehen sechs femorale (small, medium, large, x-large, magnum und magnum plus) sowie fünf tibiale Komponenten (small, medium, large, x-large und magnum) zur Verfügung. Die Tibiakomponente kann bei zementfreier Implantation zusätzlich mit zwei Schrauben verankert werden. Der PE-Tibiaeinsatz ist in Stärken von 8, 10, 12 und 15 mm erhältlich und wird in die Tibiakomponente eingerastet.

Das Patella-Onlay ist in den Durchmessern 32, 35 und 38 mm und einer bikonvexen Patella-Komponente in den Durchmessern 29, 32 und 35 mm verfügbar.

Abbildung 20 Polyethylen-Patella-Onlay der Genesis I Oberflächenersatzprothese zur zementierten Implantation

2.4.2.1 Implantation der Genesis I Oberflächenersatzprothese

Die notwendige präoperative Planung entspricht in allen Schritten der Natural-Knee Oberflächenersatzprothese (siehe S. 14ff).

Nach Anlegen einer hochsitzenden Oberschenkelblutleere erfolgt der Standardzugang über einen parapatellaren, medialen Hautschnitt sowie die Präparation des Femurs und der Tibia.

1. In den Markraum des Femurschafts wird unter Zuhilfenahme der Markraumbohrlehre ein 9,5 mm Loch gebohrt. Dieses Bohrloch muss sowohl in der frontalen als auch in der lateralen Ebene parallel zum Femurschaft verlaufen, um eine spätere Fehlpositionierung des Femurschildes zu verhindern (Abbildung 21).

Abbildung 21: Anlage des zentralen Markraumloches im Femurschaft unter Zuhilfenahme der Markraumbohrlehre.

2. Die Femur-Ausrichtelehre mit eingesetzter Valgushülse wird über den Markraumstab bis zum distalen Femur vorgeschoben. Zur Festlegung der Resektionsebene wird der Femur-Größenfühler an der Ausrichtelehre fixiert und diese entsprechend der festgelegten Größe durch Einschlagen von zwei Metallstiften im distalen Femur fixiert (Abbildung 22).

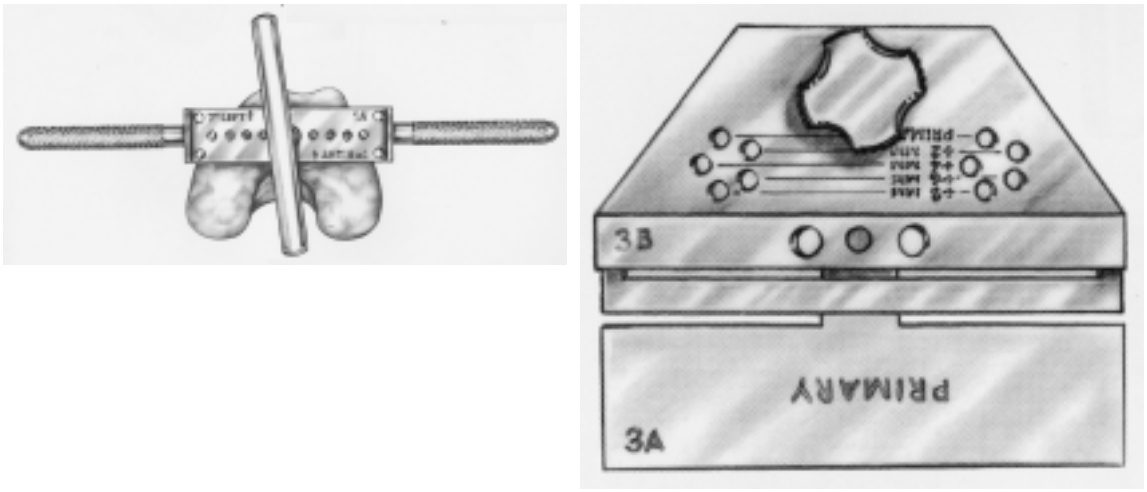

Abbildung 22: Die Femurausrichtelehre und der femorale Sägeblock zur anterioren Resektion

3. Es erfolgt die Resektion der anterioren Kortikalis (Abbildung 23).

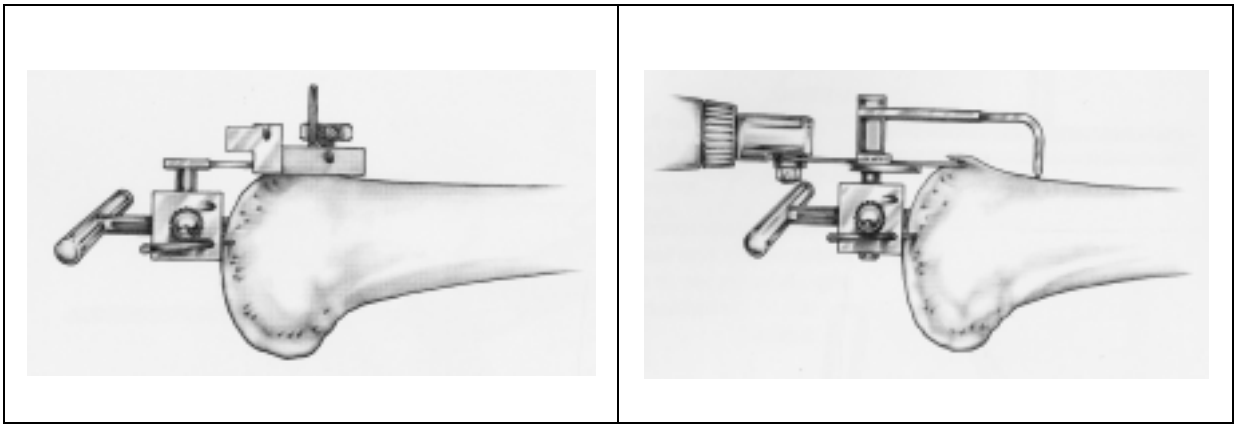

Abbildung 23: Anordnung der Sägeblöcke zur anterioren Resektion

4. Der distale Femurschneideblock wird an der Ausrichtelehre befestigt und die distale Femurresektion durchgeführt (Abbildung 24).

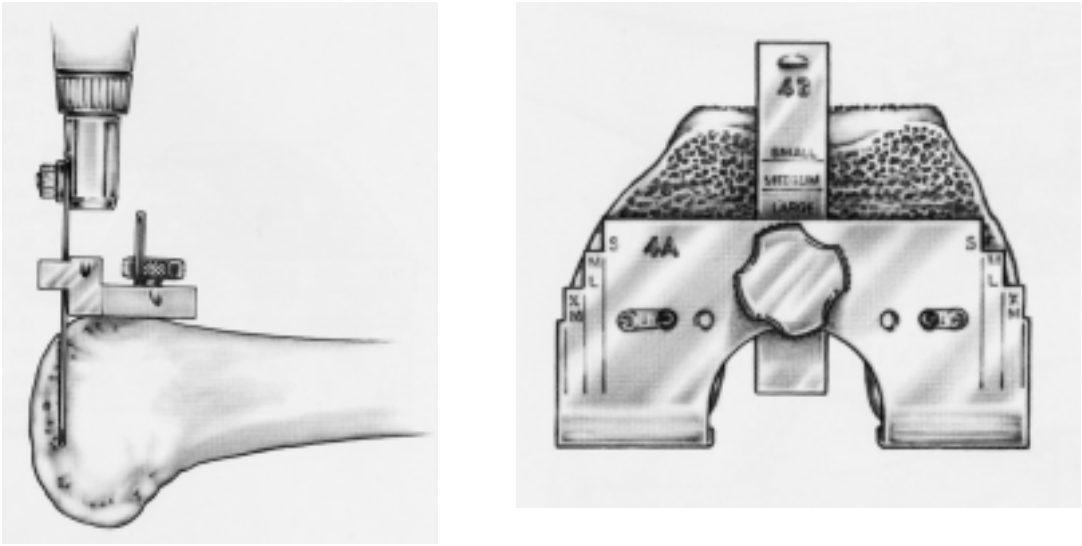

Abbildung 24: Der distale Femurschneideblock zur distalen Femurresektion

5. Nach Entfernung der Ausrichtelehre und des distalen Femurschneideblocks wird der Femur-A/P –Schneideblock mit 2 Metallstiften am distalen Femur aufgesetzt und die posteriore, die posterior-schräge, die anteriore sowie die anterior-schräge Resektion durch den Schneideblock durchgeführt.

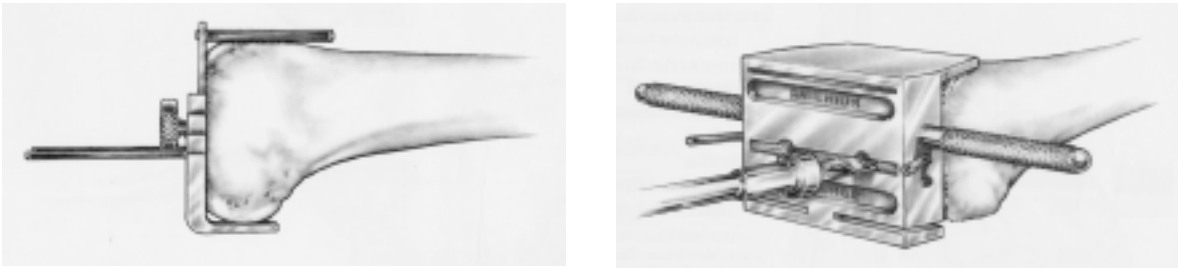

Abbildung 25: Femur-A/P –Schneideblock mit 2 Metallstiften am distalen Femur fixiert.

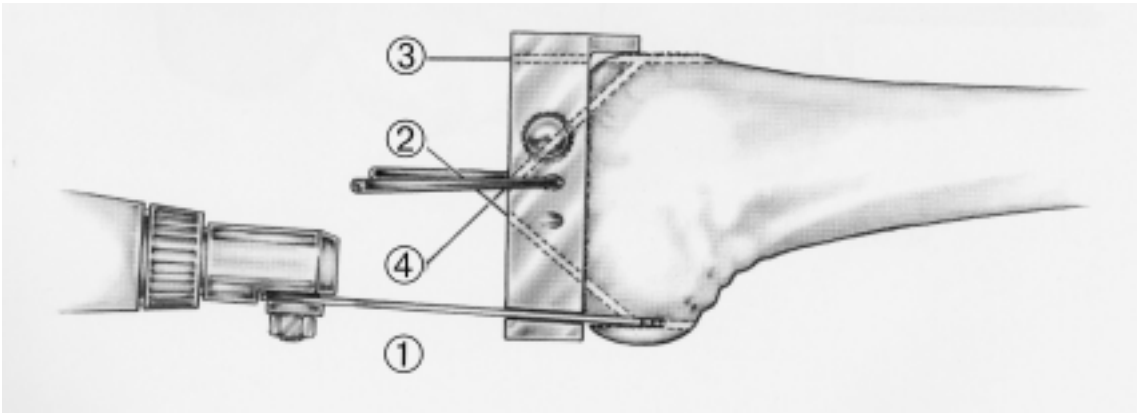

Abbildung 26: Durchführung der posterioren, der posterior-schrägen, der anterioren sowie der anterior-schrägen Resektion durch den Schneideblock.

6. Bei maximal flektiertem Knie wird das vordere Kreuzband gemeinsam mit den verbliebenen Meniskusanteilen reseziert. Das hintere Kreuzband bleibt erhalten. Nun wird der hintere Rand der Tibia vor das Femur luxiert.

7. Zur extramedullären Tibia-Ausrichtung wird die Sprunggelenksklemme an der Tibia befestigt. Die Ausrichtung sollte so rotiert werden, dass der Ausrichtestab über dem medialen Drittel der Tuberositas tibiae ausgerichtet ist.

8. Zuletzt wird die Resektionshöhe bestimmt. Der Tibia-Tiefenfühler wird in den Tibia-Schneideblock eingesetzt. Das Ende des Tiefenfühlers wird über das am wenigsten geschädigte Kompartiment des Tibiaplateaus plaziert (Abbildung 27).

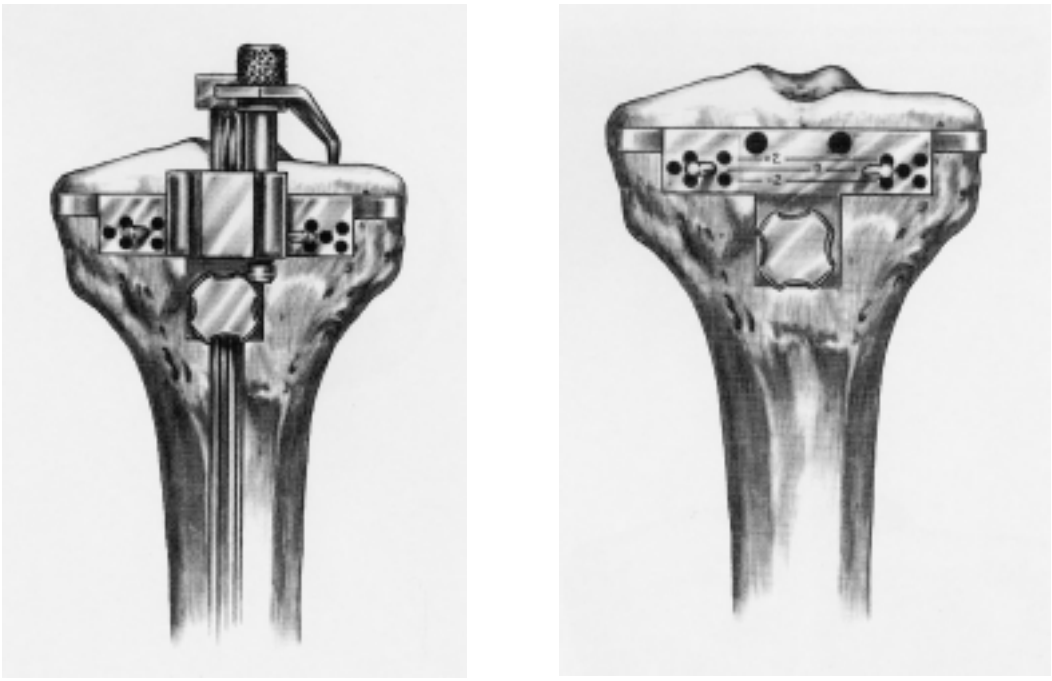

Abbildung 27: Bestimmung der tibialen Resektionshöhe mit dem Tibia-Tiefenfühler und Fixierung des tibialen Schneideblockes mit 2 Metallstiften.

9. Der Schneideblock wird mittels zweier Metallstifte am tibialen Knochen in der gemessenen Höhe befestigt. Sobald der Schneideblock fixiert ist, werden der Tiefenfühler und die Ausrichtelehre entfernt und die tibiale Resektion durchgeführt (Abbildung 28).

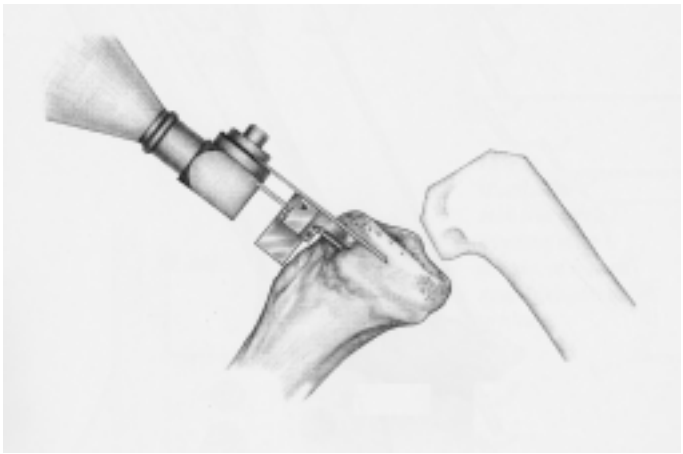

Abbildung 28: Durchführung der tibialen Resektion bei fixiertem tibialen Schneideblock.

10. Die Bohrlehren der Tibiakomponente werden zur Größenbestimmung auf die resezierte Oberfläche der proximalen Tibia gesetzt, sodann werden die entsprechenden Referenzlöcher gebohrt und mit einem Pin gesichert. Mit dem Tibia-Bohrer wird durch die 11 mm Bohrhülse die zentrale Aussparung für den medialen Tibiaschaft geschaffen und mit dem Tibia-Schaftstößel verdichtet (Abbildung 29).

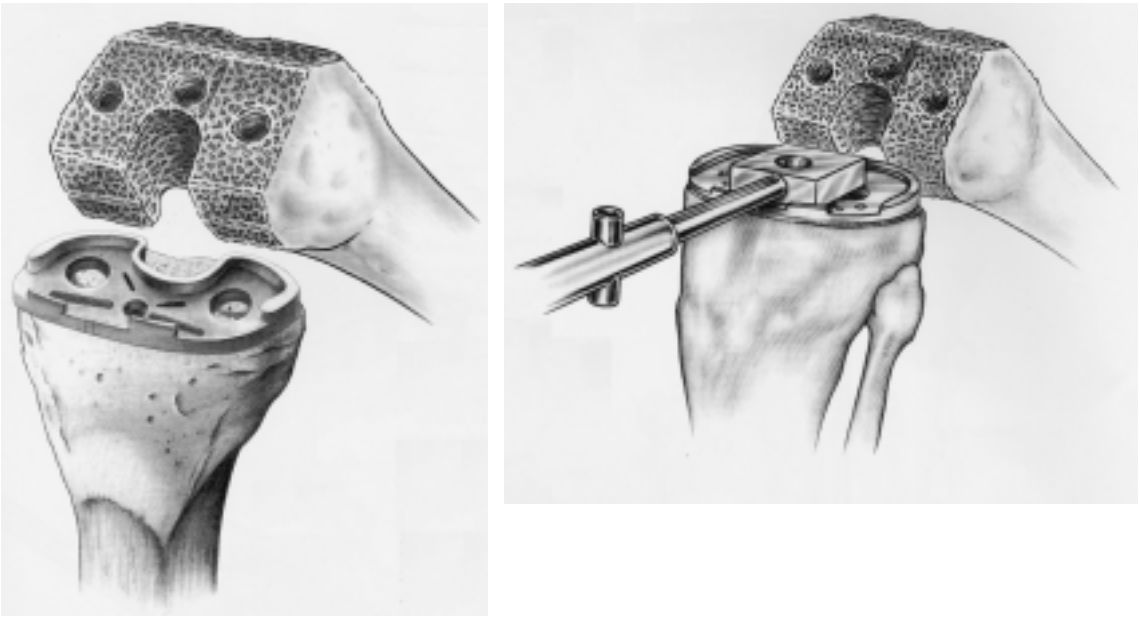

Abbildung 29: Größenbestimmung der tibialen Komponente auf der resezierten Oberfläche der proximalen Tibia und Anlage der entsprechenden Referenzlöcher.

11. Zur Probereposition wird zuerst die Tibiaprobekomponente eingesetzt, dann die Femurprobekomponente der zuvor festgelegten Größe. Daraufhin wird das Probe-Polyethylentibiaplateau eingesetzt. Die Stabilität des Kniegelenkes wird bei voller Streckung, 20 Grad Beugung sowie bei maximaler Beugung überprüft. Intraoperativ muß die volle Streckung erreicht werden. Ebenfalls wird die Gelenkachse zwischen Spina iliaca anterior-superior und Malleolus medialis überprüft.

12. Jetzt werden die Orginalkomponenten in obiger Reihenfolge wahlweise zementfrei oder zementiert implantiert.

Abbildung 30: Zur Reposition wird zuerst die Tibiakomponente, dann die Femurkomponente und zum Schluß das Polyethylentibiaplateau der zuvor bestimmten Stärke eingesetzt.

2.5 Indikationen zur Implantation einer Oberflächenersatzprothese

Die führende Indikation zur endoprothetischen Versorgung des Kniegelenks stellt der starke, invalidisierende Schmerz, der zu deutlichen Einschränkungen der Aktivitäten des täglichen Lebens des Patienten führt, dar (Barnes et al. 1993, Bochner 1991, Jerosch 1998). Der Patient klagt über starke Schmerzen im betroffenen Kniegelenk bei Ausübung täglicher Aktivitäten, wobei häufig ein geringerer Nacht- und Ruheschmerz vorliegt. In allen Fällen ist das Beschwerdebild chronisch progressiv.

Vor der Indikationstellung zur Oberflächenersatzprothese sollten alle konservativen und operativen Behandlungsmöglichkeiten ausgeschöpft worden sein.

Zusätzlich zu den unbeeinflussbaren Beschwerden zeigt sich im konventionellen Röntgenbild eine deutliche Destruktion aller beteiligten Gelenkflächen, die sogenannte Pangonarthrose.

Die Entscheidung zur Indikationsstellung einer ungekoppelten oder teilgekoppelten Oberflächenersatzprothese sowie einer gekoppelten Scharnierprothese hängt ab von der Qualität der aktiven und passiven Stabilisatoren, der Grunderkrankung sowie von der Konstitution des Patienten (Jerosch 1999). Voraussetzung für die Implantation einer Oberflächenersatzprothese

sind eine stabile Seitenbandführung, ein intaktes hinteres Kreuzband sowie eine Achsfehlstellung, die weniger als 25° beträgt (Jerosch 1999).

Die häufigsten Indikationen für die Implantation einer Oberflächenersatzprothese sind die primäre Arthrose (Bochner 1991, Barnes et al. 1993, Teichner 1985), die rheumatoide Arthritis (Hagena 1985) und die posttraumatische Arthrose.

Bei der Planung eines Gelenkflächenersatzes müssen das Alter, das Gewicht und die Größe des Patienten berücksichtigt werden. Der Patient sollte kooperativ sein. Seine Motivation und seine Lebensgewohnheiten (Aktivitäten) müssen miteinbezogen werden. Die gegenwärtige Altersgrenze für einen Kniegelenksersatz wird von einigen Autoren mit 55 Jahren angegeben (Scott 1985), von anderen mit 65 Jahren (Krakow 1990).

Die akute Infektion des Kniegelenks stellt eine absolute Kontraindikation zur Operation dar, nach Ausheilung ist die endoprothetische Versorgung jedoch möglich. Als weitere Kontraindikationen sind folgende Erkrankungen anzuführen.

Absolute Kontraindikationen	**Relative Kontraindikationen**
Akute Infektion des Kniegelenks	Schmerzfreie Arthrodese
Fehlende Quadricepsfunktion	Bindegewebige Ankylose des Kniegelenks
Gelenknahe Paresen	
Hämophilie	Trias: Jugend, Adipositas und Beruf mit hoher Kniegelenksbelastung
Gelenknahe Tumoren	
Ausgedehnte Weichteilschäden	
Hochgradige Osteoporose	
Arterielle Durchblutungsstörungen	

Tabelle 1: Absolute und relative Kontraindikationen für einen endoprothetischen Ersatz des Kniegelenks (Jerosch 1999)

2.6 Patientengut

2.6.1 Patientengruppe Natural-Knee

Von 1991 bis 1996 wurde insgesamt 39 Patienten eine Oberflächenersatzprothese vom Typ Natural-Knee mit einer Femurkomponente aus Titan implantiert. Bei 13 dieser Patienten wurde ein Patella-Onlay eingesetzt (37.1%).

Im Rahmen der vorliegenden Studie konnten 35 der 39 Patienten klinisch und radiologisch nachuntersucht werden, entsprechend einer Wiederfindungsrate von 89,7%. Von den vier Patienten, die nicht nachuntersucht werden konnten, war eine Patientin in der Nachbeobachtungsperiode verstorben, zwei Patienten konnten aufgrund einer zu weiten Fahrstrecke und ein Patient wegen seines schlechten Allgemeinzustandes bei rheumatoider Arthritis die Untersuchung nicht wahrnehmen.

Unter den 35 nachuntersuchten Patienten waren 26 Frauen und neun Männer. Das Durchschnittsalter der Frauen betrug 66,7 Jahre (Minimum [Min] 38 Jahre, Maximum [Max] 85 Jahre, Standardabweichung [SD] 12,9 Jahre). Bei den Männern waren es 69,3 Jahre (Min 57,7 Jahre, Max 79,9 Jahre, SD 7,3 Jahre). Geschlechtsunabhängig betrug das Durchschnittsalter dieser Patienten zum Zeitpunkt der Operation 67,5 Jahre (Min 38 Jahre, Max 85 Jahre, SD 11,6 Jahre).

Bei 23 Patienten wurde das linke, bei zwölf das rechte Kniegelenk operiert. Die Indikation zur Operation wurde bei 26 Patienten auf Grund fortgeschrittener Gonarthrose, bei neun Patienten auf Grund rheumatoider Arthritis gestellt. Der Nachuntersuchungszeitraum betrug im Mittel 25 Monate (Min 6 Monate, Max 64 Monate, SD 10,4 Monate). Sechs Endoprothesen wurden zementiert (17,1%), 24 zementfrei (68,8%) und fünf Prothesen (14.3%) in Hybridtechnik (tibial zementiert und femoral zementfrei) implantiert.

In 13 Fällen wurde ein Patella-Onlay verwendet (37,1%).

2.6.2 Genesis I Oberflächenersatzprothese

Die Genesis I Oberflächenersatzprothese wurde seit 1990 bei 83 Patienten implantiert. 36 Patienten wurden bezüglich der Parameter Alter, Geschlecht, operiertes Bein, Operationsindika-

tion und Nachbeobachtungsdauer als Vergleichskollektiv zum Natural-Knee-Kollektiv ausgewählt.

Unter den 36 nachuntersuchten Patienten waren 25 Frauen und elf Männer. Das Durchschnittsalter der Frauen betrug 74,3 Jahre (Min 54,8 Jahre, Max 84,2 Jahre, SD 6,9 Jahre), das der Männer 67,4 Jahren (Min 42,4 Jahre, Max 78,6 Jahre, SD 9,0 Jahre). Geschlechtsunabhängig betrug das Durchschnittsalter aller Patienten zum Zeitpunkt der Operation 72,2 Jahre (Min 42,4 Jahre, Max 84,2 Jahre, SD 8,1 Jahre).

Bei 20 Patienten wurde das linke, bei 16 das rechte Kniegelenk operiert. Die Indikation zur Operation war bei 26 Patienten eine fortgeschrittene Gonarthrose, bei zehn Patienten eine rheumatoide Arthritis.

Der Nachuntersuchungszeitraum betrug im Mittel 28 Monate (Min 8 Monate, Max 74 Monate, SD11,7 Monate).

Von den nachuntersuchten Genesis I-Oberflächenersatzprothesen wurden 16 vollzementiert (44,4%), 10 zementfrei eingesetzt (27,8%). 10 Prothesen wurden in Hybridtechnik implantiert, acht davon tibial zementiert und femoral zementfrei (22,2%), zwei tibial zementfrei und femoral zementiert (5,6%).

In 5 Fällen wurde ein Patella-Onlay verwendet (13,9%).

2.7 Klinische Untersuchung

Alle Patienten wurden standardisiert nachuntersucht (siehe Anhang).

Nach Erhebung der Anamnese mit Erfassung möglicher postoperativ eingetretener Komplikationen, des Mobilisationsgrades und der schmerzfreien Gehstrecke, erfolgte eine eingehende klinische Untersuchung. Diese basierte auf dem „HSS-Score“ (Ranawat und Shine 1973) und dem „Knee-Society-Score“ (Insall 1989). Beide Scores sind zur Evaluation von Patienten nach Knieendoprothesenimplantation etabliert. (Gore 1986). Zusätzlich wurden die Ergebnisse im Patella-Score nach Turba ermittelt (Turba, Walsh und McLeod 1979).

2.7.1 Hospital for Special Surgery-Score

Beim HSS-Score werden maximal 100 Punkte erreicht. Hierbei beträgt die subjektive Komponente 62%, die objektive 38%. Das Hauptkriterium des Scores ist der Schmerz (30%), gefolgt vom Bewegungsausmaß (18%) und der Gehstrecke (12%). Je 10% fallen auf die Kriterien Muskelkraft, Flexionsdeformität und objektive Instabilität, je 5% auf die Fähigkeit Treppen zu steigen und öffentliche Verkehrsmittel zu benutzen.

Für die erreichten Punkte im HSS-Score gilt folgender Bewertungsmaßstab:

85 - 100 Punkte	=	sehr gut
70 - 84 Punkte	=	gut
60 - 69 Punkte	=	befriedigend
< 60 Punkte	=	schlecht

2.7.2 Knee-Society-Score

Der Knee-Society-Score wurde für die Nachuntersuchung von Patienten mit Knieendoprothesen entwickelt. Der Score wird unterteilt in einen „Knie-Score" (maximal 100 Punkte), der nur das Gelenk beurteilt, und einen „Funktionsscore" (maximal 100 Punkte), der die Fähigkeit des Patienten zu gehen und Treppen zu steigen berücksichtigt. Beim Gesamtscore der Knee-Society werden als Hauptkriterien der insgesamt 200 zu erreichenden Punkte Schmerz (25%), Bewegungsausmaß im Kniegelenk (12,5%), Stabilität des Gelenks (12,5%), Gehstrecke (25%) sowie Treppensteigen (25%) gewertet. Insgesamt beträgt beim Knee-Society-Score der subjektive Anteil 75%, der objektive Anteil 25%.

2.7.3 Patella-Score nach Turba et al.

Der Patella-Score ist in einen subjektiven Abschnitt (A) und einen objektiven Abschnitt (B) unterteilt, wobei 0 bis 12 Punkte bzw. 0 bis 16 Punkte erreicht werden können. Das Ergebnis ist hier umso schlechter, je mehr Punkte erreicht werden. Der subjektive Score wird zu je 25% von der Schwellung des Kniegelenks, dem Schmerz, der subjektiv empfundenen Instabilität des Gelenks und der Einschränkung der persönlichen Aktivität bestimmt. Der objektive Score ergibt sich zu je 18,75% aus Druckdolenz der Patella, Erguß im Kniegelenk, Umfang und To-

nus des M. quadriceps und der Mobilität der Patella. 6,25 % werden durch das Bewegungsausmaß der Patella im femoropatellaren Gleitlager beeinflusst (Krämer 1993).

Dieser Score ist für die Beurteilung des femoropatellaren Schmerzsyndromes relevant. Ursachen dieses Schmerzsyndroms können ein Formfehler der Patella (Dysplasie) und des femoropatellaren Gleitlagers (Abflachung des lateralen Femurcondylus), Stellungsfehler der Patella (Patellahochstand, Lateralisation) sowie in Innenrotation implantierte Femur- und Tibiakomponenten sein.

2.8 Messung der anterior-posterioren Knieinstabilität mit dem KT 1000

Die postoperative Messung der anterior-posterioren Instabilität des Kniegelenks erfolgte mit dem KT 1000–Arthrometer (MEDmetric® corporation, San Diego, Kalifornien, USA).
Das KT 1000-Arthrometer ist etabliert bei der Messung der Gelenkinstabilität, der Diagnostik der vorderen Kreuzbandruptur sowie zur Dokumentation nach einer Kreuzband-Versorgung. Hier ist das Vorliegen einer Seitendifferenz von mehr als 3 mm der wichtigste Indikator einer pathologischen anterior-posterioren Instabilität (Daniel 1985).

Bei der Untersuchung wurde ein passiver Schubladentest in 20° Flexion mit einer Kraftapplikation von 89 N durchgeführt. Der Durchschnittswert von jeweils 3 Tests, gerundet auf 0.5 mm, wurde als Meßwert notiert. Bei jedem Patienten wurden jeweils 3 Untersuchungen dokumentiert. Um eine eventuell vorliegende habituelle beidseitige Instabilität des Kniegelenks auszuschließen, wurden die Messungen auch am gesunden Kniegelenk durchgeführt.

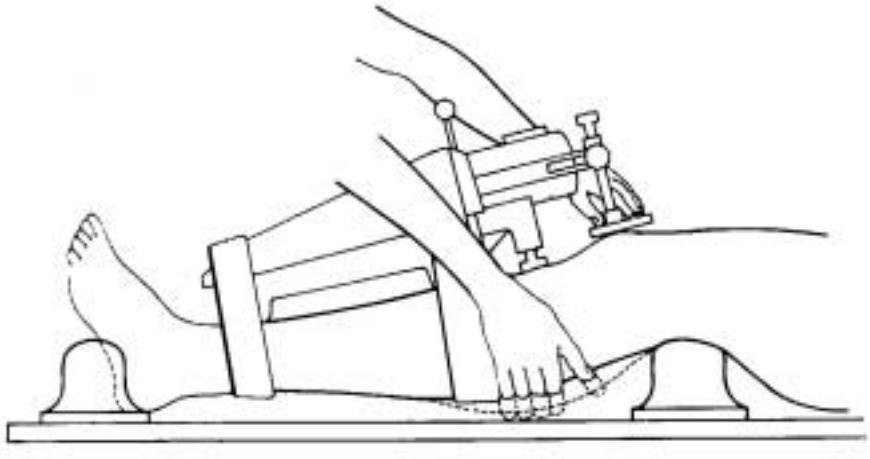

Abbildung 31: Schematische Darstellung zur Handhabung des KT 1000-Arthrometers

Das Vorliegen einer hinteren Kreuzbandruptur wurde durch die Testung der hinteren Schublade in 90° Beugung sowie durch den dorsalen Durchhangtest (gravity sign) ausgeschlossen.

2.9 Röntgenologische Auswertung

Um das Ergebnis der Implantation der Oberflächenersatzprothesen am Kniegelenk röntgenologisch zu kontrollieren, wurden im Rahmen dieser Studie jeweils eine standardisierte anterior-posteriore und seitliche Aufnahme, eine Patellatangential-Aufnahme sowie eine Beinachsenaufnahme des operierten Kniegelenks angefertigt. Verschiedene Winkel oder Parameter wurden messtechnisch auf den Röntgenbildern erfasst. (Tabelle 2)

	a.p.-Aufnahme	Laterale Aufname	Patella-Tangentialaufnahme	Beinachsen-aufname
Femoraler Winkel	+	-	-	-
Tibialer Winkel	+	-	-	-
Knieaußenwinkel	-	-	-	+
Patella-Höhenindex	-	+	-	-
Dors.Neigungswinkel (Tibiaplateau)	-	+	-	
Patella-Tilt	-	-	+	-
Kongruenzwinkel	-	-	+	-

Tabelle 2: Übersicht über die bei jedem nachuntersuchten Patienten angefertigten Röntgenaufnahmen und die darin bestimmten Messwerte.

2.9.1 Frontale Aufnahme

Zur Bestimmung der Position der Oberflächenersatzprothese sowie zur Erfassung möglicher Lockerungszeichen wurde eine Kniegelenksaufnahme in anterior-posteriorer Projektion angefertigt.

Hier wurde die Femur- und Tibiaachse eingezeichnet, sowie die artifizielle Kniebasislinie als Verbindung der Femurkondylen der Oberflächenersatzprothese und die Verbindungslinie der kaudalen Begrenzung des Tibiaplateaus.

Es wurden der sogenannte Tibia-Gleitlager-Winkel, welcher aus der Tibiaachse und der Tibia-Gleitlager-Linie gebildet wird, sowie der Femurwinkel, welcher von der Femurachse und der Kniebasislinie gebildet wird, bestimmt.

Im Idealfall sollte bei der Prothesenimplantation auf einen Neigungswinkel der Femurkomponente in Bezug auf die anatomische Femurachse je nach Größe des Patienten von etwa 5° bis 6° Valgus, also etwa 84° bis 85°, geachtet werden. Der anzustrebende dorsale Neigungswinkel des Tibiaplateaus sollte 90° betragen (Gustilo 1993).

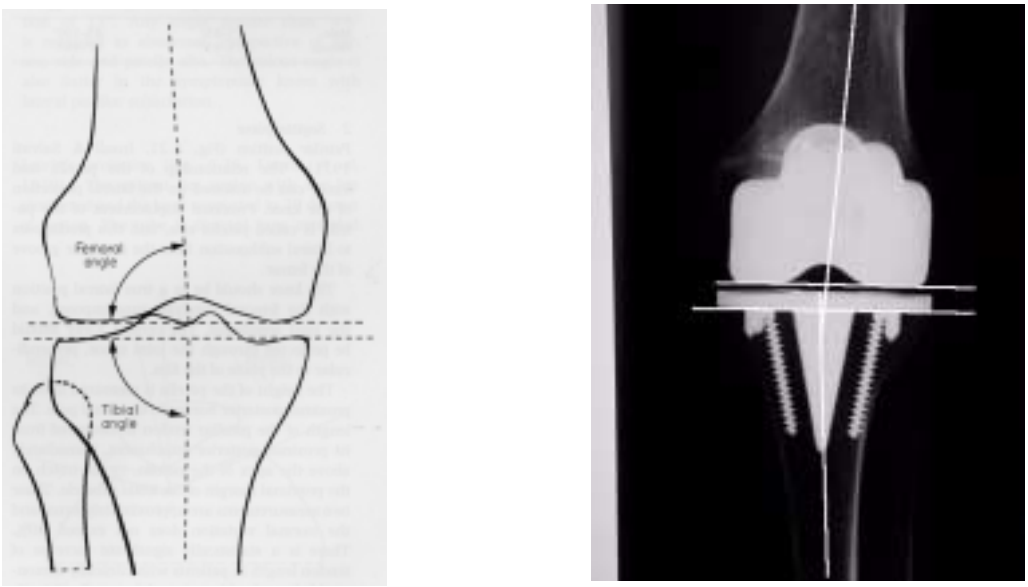

Abbildung 32: Bestimmung des femoralen Winkels (femoral angle) und des tibialen Winkels (tibial angle) schematisch sowie im a.p.- Röntgenbild einer zementfrei implantierten Natural-Knee Oberflächenersatzprothese.

2.9.2 Beinachsenaufnahme zur Bestimmung des Knieaußenwinkels

Um den wahren tibiofemoralen Winkel (Varus / Valgus der Beinachse; Knieaußenwinkel) unter physiologischer Gewichtsbelastung bestimmen zu können, wurde eine Beinachsenaufnahme im Stehen angefertigt. Hier wurde der Winkel, der sich zwischen der Femurachse und der verlängerten Tibiaachse nach lateral bildet, gemessen. Der physiologische Knieaußenwinkel beträgt bei Erwachsenen etwa 173° (Möller 1996).

2.9.3 Seitliche Aufnahme

In der seitlichen Aufnahme des Kniegelenks wurde der Längsdurchmesser der Patella bestimmt. Dieser beträgt bei Männern 40 - 55 mm, bei Frauen 35 - 50 mm (Schmidt 1989).

Die Höhenlage der Patella wurde durch den Patella-Höhenindex festgelegt (Insall und Salvati 1971). Hierbei wurde der größte Längsabstand vom kaudalen zum kranialen Patellapol bestimmt und als Strecke LP (Länge der Patella) bezeichnet. Dann wurde die Länge der Patellasehne von ihrem Ursprung am kaudalen Patellapol zu ihrem Ansatz am kranialen Anteil der Tuberositas tibiae gemessen und als Strecke LT (Länge der Sehne) bezeichnet.

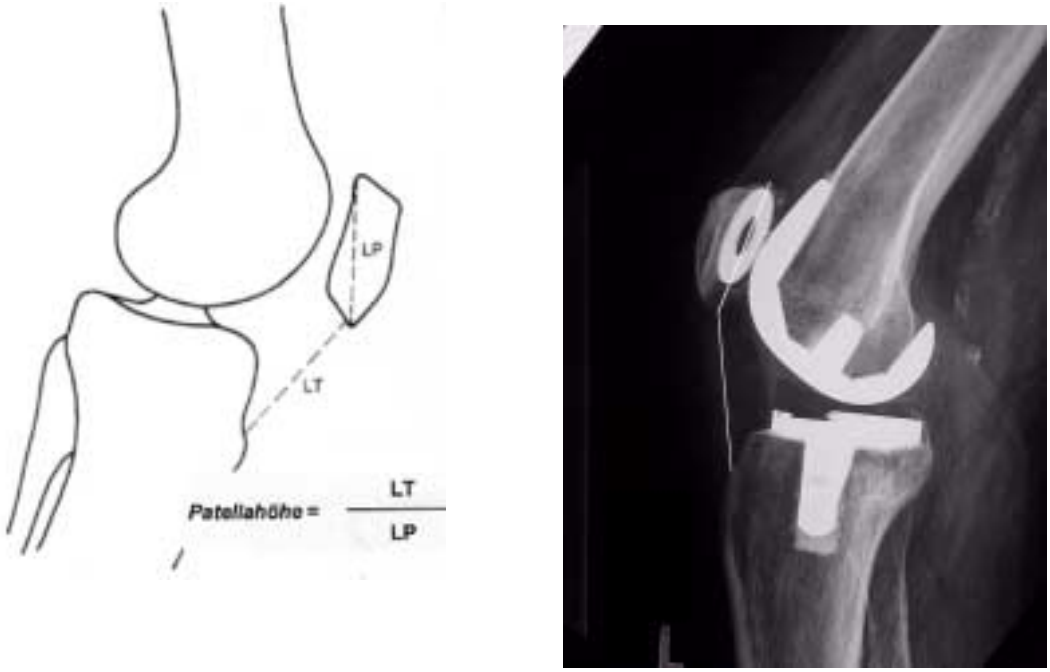

Abbildung 33: Bestimmung des Patella-Höhenindex nach Insall und Salvati (1971) schematisch sowie in einem seitlichen Röntgenbild einer zementierten Genesis I-Oberflächenersatzprothese.

Der Patella-Höhenindex nach Insall und Salvati (1971) ergibt sich aus der Relation LT / LP. Voraussetzung hierfür ist eine seitliche Aufnahme mit mindestens 30 Grad Flexion (Anspannung des Lig. patellae).

Der Normwert für den Patella-Höhenindex nach Insall und Salvati liegt zwischen 0,8 – 1,04 (Übergangsbereich 0,75 – 0,79 und 1,05 – 1,14). Von einer Patella alta spricht man bei einem Wert von > 1,15, von einer Patella baja bei einem Ergebnis < 0,75 (Insall und Salvati 1971).

Weiterhin wurde in der seitlichen Aufnahme der dorsale Neigungswinkel des Tibiaplateaus der Oberflächenersatzprothese bestimmt.

Dieser wird durch die proximale Tibiaachse und die Tibiagleitlagerlinie gebildet. Der Normwert beträgt 84° - 86°, so dass sich ein dorsaler Neigungswinkel von 4° – 6° ergibt.

Abbildung 34: Bestimmung des dorsalen Neigungswinkel des Tibiaplateus im seitlichen Röntgenbild einer zementierten Genesis I-Oberflächenersatzprothese

2.9.4 Patella-Tangentialaufnahme

Diese soll in diesem Zusammenhang detaillierte Aussagen über den Grad der Patelladysplasie, die Konfiguration des femoropatellaren Gleitlagers und über eine Lateralisation der Patella nach tibial oder fibular liefern (Hellinger 1995).

Auf der Patella-Tangentialaufnahme werden der Patella-Tilt nach Laurin (1978) sowie der Kongruenzwinkel nach Merchant et al. (1974) bestimmt.

2.9.4.1 Patella-Tilt nach Laurin

Der Patella-Tilt, die Abkippung der Patella in der Vertikalachse, wurde 1978 von Laurin erstmals beschrieben. Eine Hilfslinie bildet eine Tangente an beide Femurkondylen. Eine zweite Hilfslinie wird entlang der lateralen Facette der Patella gezogen.

Bei einer gut geführten, nicht verkippten Patella, öffnet sich dieser Tiltwinkel, der durch diese zwei Linien festgelegt ist, nach lateral. Bei Patienten mit Subluxation der Patella verlaufen diese zwei Linien parallel, oder der Winkel öffnet sich nach medial (Park 1987).

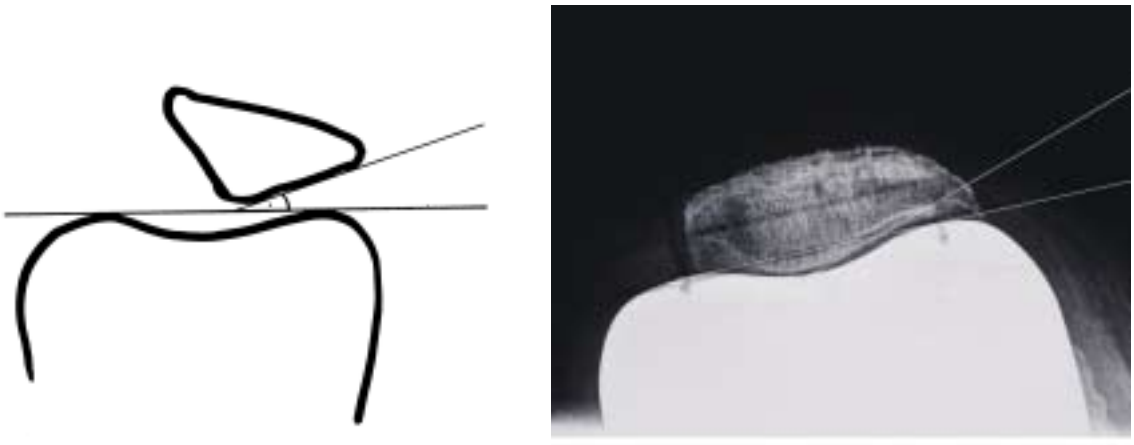

Abbildung 35: Bestimmung des Patella-Tilt nach Laurin schematisch und in einer Patella-Tangentialaufnahme

2.9.4.2 Kongruenzwinkel nach Merchant

Merchant u. Mitarbeiter beschrieben 1974 einen sogennanten Kongruenzwinkel, der die Lagebeziehung der Patellafacetten zum Sulcus femoropatellaris der Femurkondylen definiert (Merchant et al. 1974).

Der Sulcuswinkel, der durch die Verbindung des höchsten Punktes am lateralen (C) und medialen Kondylus (B) und dem tiefsten Punkt im Sulcus intercondylaris (A) festgelegt wird, misst im Mittel 138°. Eine Referenzlinie bildet die Winkelhalbierende des Winkels CAB im tiefsten Punkt des Sulcus intertubercularis (A). Eine weitere verläuft vom tiefsten Punkt der hinteren Tibiagelenkkante der Patella (D), dem Patellafirst, zum tiefsten Punkt des Sulcus (A). Der von diesen beiden Linien gebildete Winkel ist der Kongruenzwinkel.

Liegt der Patellafirst (D) medial dieser Referenzlinie, erhält der dadurch gebildete Winkel ein negatives Vorzeichen. Liegt er lateral der Referenzlinie, ist sein Vorzeichen positiv.

Merchant zeigte in dieser Studie, dass dieser Winkel bei 100 Gesunden durchschnittlich

-6° (Standardabweichung ± 11°) betrug. Bei einem Kongruenzwinkel von +16° und mehr fanden sich verschiedene Anomalien des Femoropatellargelenks, vor allem eine laterale Patellasubluxation.

Jeder Kongruenzwinkel größer als +6° wird als abnormal bezeichnet, unabhängig vom Alter und Geschlecht des Patienten (Greenspan 1993).

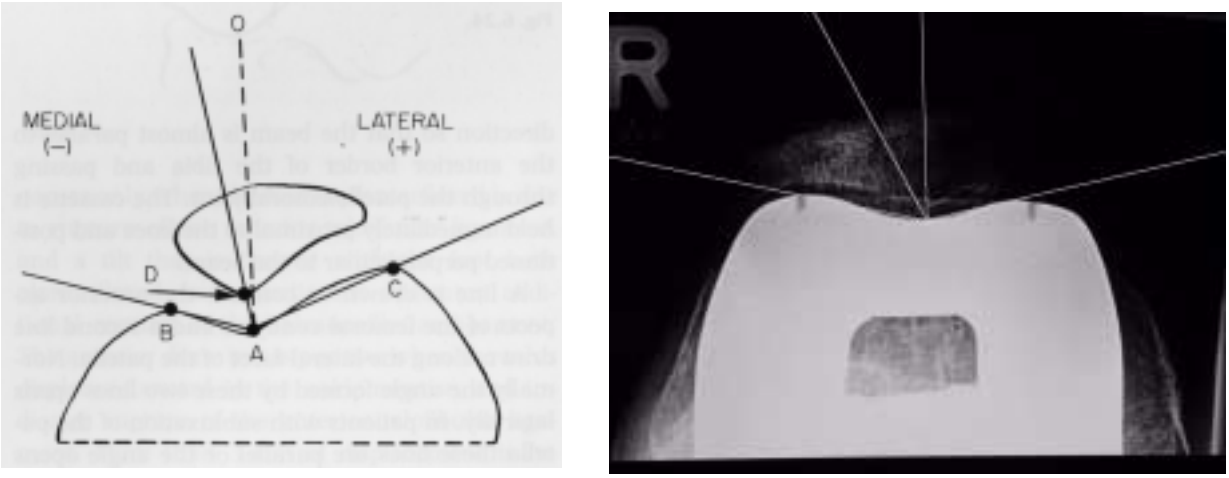

Abbildung 36: Bestimmung des Kongruenzwinkels nach Merchant et al. schematisch sowie in einer Patellatangentialaufnahme. Eine Referenzlinie bildet die Winkelhalbierende des Winkels CAB im tiefsten Punkt des Sulcus intertubercularis (A). Eine weitere verläuft vom tiefsten Punkt der hinteren Tibiagelenkkante der Patella (D), dem Patellafirst, zum tiefsten Punkt des Sulcus (A). Der von diesen beiden Linien gebildete Winkel ist der Kongruenzwinkel.

2.9.5 Radiologischer Nachweis von Lockerungssäumen

Die radiologische Auswertung der Lysesäume wurde nach dem Knee Society Roentgenographic Evaluation and Scoring System durchgeführt (Grelamer et al. 1993).

Die Breite der Lysesäume wird in Millimetern angegeben.

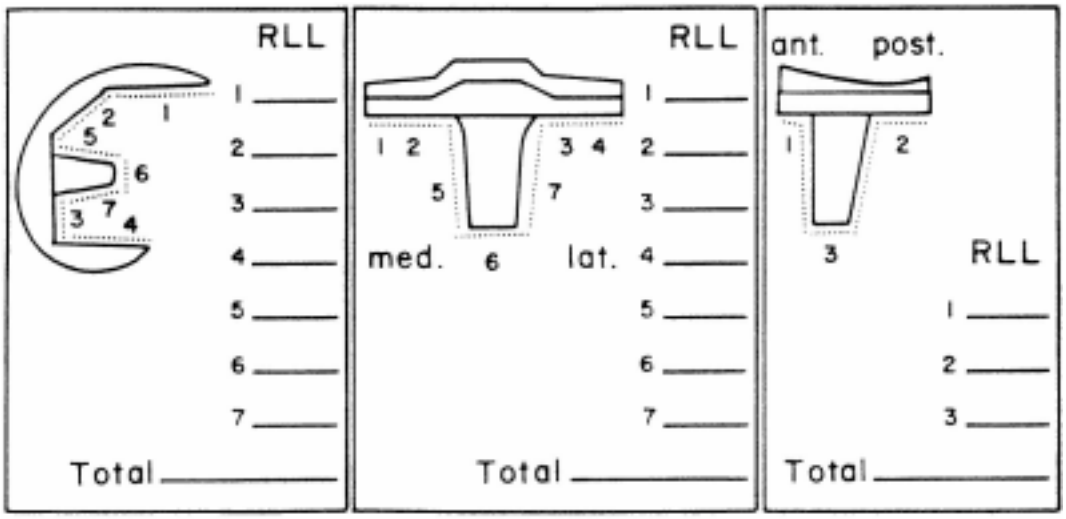

Abbildung 37: Meßblatt des Knee Society Roentgenographic Evaluation and Scoring System zur Bestimmung der Lysesäume an den verschiedenen Verankerungszonen der Oberflächenersatzprothese.

2.10 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der erhobenen Untersuchungsdaten erfolgte unter Zuhilfenahme des Statistikprogramms SPSS (Superior Performing Software Systems, SPSS-Science, Chicago, Illinois, USA) in der Version 7.5..

Bei normalverteilten Werten wurde zum Vergleich von zwei unabhängigen Stichproben der Student t-Test verwendet. Lag keine Normalverteilung vor, wurde zum Vergleich von zwei unabhängigen Stichproben der U-Test nach Mann und Whitney verwendet. Das Signifikanzniveau (SN) wurde mit $p < 0{,}005$ festgelegt.

Bei der deskriptiven Auswertung der einzelnen Variablen wurden Mittelwert, Minimum, Maximum sowie die Standardabweichung bestimmt.

3 Ergebnisse

3.1 Patienten mit Natural-Knee-Oberflächenersatzprothesen

Bei den 35 nachuntersuchten Patienten, die mit einer Oberflächenersatzprothese vom Typ Natural-Knee versorgt wurden, betrug der mittlere Bewegungsumfang (Flex / Ext) 103° (Min 47°, Max 130°, SD 17,2°). Die durchschnittliche anterior-posteriore Instabilität betrug 4,8 mm (Min 2,8 mm, Max 8,3 mm, SD 2,3mm), die mediolaterale Instabilität 5° (Min 3°, Max11°, SD 3,1°).

Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung waren 20 Patienten schmerzfrei, elf hatten geringe Schmerzen, vier Patienten berichteten über Schmerzen nach längerem Gehen oder Treppensteigen. Kein Patient hatte ständige oder heftige Schmerzen. 20 Patienten brauchten postoperativ keinerlei Gehhilfe, neun benutzten einen Gehstock und sechs eine Unterarmgehstütze.

3.1.1 Knee-Society-Score

Das Gesamtkollektiv erreichte im Knie-Score 84,1 Punkte (Min 25, Max 96, SD 12,7), im Funktionsscore 77,7 Punkte (Min 30, Max 100, SD 19,9) und damit einen Gesamtscore von 161,8 Punkten (Min 70, Max 196; SD 27,2 Punkte). Der Durchschnittswert der Schmerzbewertung im Knie-Score betrug 46,1 Punkte (Min 20, Max 50, SD 6,8).

Für die Untergruppen des Knee-Society-Scores ergaben sich im Einzelnen folgende Ergebnisse (siehe Tabellen3 und 4):

	Knie-Score			
	MW (Pkt)	Min (Pkt)	Max (Pkt)	SD (Pkt)
Schmerz	46,1	20	50	6,8
Bewegungsausmaß	20,4	9	25	3,4
Stabilität anterior-posterior	8,6	5	15	2,3
Stabilität mediolateral	12,7	5	15	3,1

Tabelle 3: Punktwerte der postoperativen Bewertung der Natural-Knee Oberflächenersatzprothese aufgeschlüsselt nach den Kriterien des Knie-Scores des Knee-Society-Scores: Schmerz (max. 50 Punkte), Bewegungsausmaß (max. 25 Punkte), anterior-posteriore Stabilität (max. 10 Punkte) und mediolaterale Stabilität (max. 15 Punkte)

	Funktionsscore			
	MW (Pkt)	Min (Pkt)	Max (Pkt)	SD (Pkt)
Gehstrecke	40,3	20	50	10,8
Treppensteigen	39,9	15	50	9,6

Tabelle 4: Punktwerte der postoperativen Bewertung der Natural-Knee Oberflächenersatzprothese aufgeschlüsselt nach den Kriterien des Funktionsscores des Knee-Society- Scores: Gehstrecke (max. 50 Punkte) und Fähigkeit, Treppen zu steigen (max. 50 Punkte)

3.1.2 HSS-Score

Das Gesamtkollektiv erzielte 80,1 Punkte (Min 43, Max 95, SD 12,1). Die erreichten Ergebnisse wurden von 15 Patienten (42,9%) als "sehr gut", von 14 Patienten (40,0%) als "gut", von fünf Patienten (14,3%) als "befriedigend" und von einem Patienten (2,8%) als "schlecht" bewertet. Für die Untergruppen des HSS-Score ergaben sich im Einzelnen folgende Ergebnisse (Tabelle 5):

	HSS-Score			
	MW (Pkt)	Min (Pkt)	Max (Pkt)	SD (Pkt)
Schmerz	27,6	15	30	4,2
Funktion	19,1	12	22	3,0
Bewegungsausmaß	13,2	6	19	2,1
Muskelkraft	9,1	4	10	1,3
Beugedefizit	5,4	0	10	4,1
Instabilität	8,1	5	10	1,9

Tabelle 5: Punktwerte der postoperativen Bewertung der Natural-Knee Oberflächenersatzprothese aufgeschlüsselt nach den Kriterien des HSS-Scores: Schmerz (max. 30 Punkte), Funktion (max. 22 Punkte), Bewegungsausmaß (max. 18 Punkte), Muskelkraft (max. 10 Punkte), Beugedefizit (max. 10 Punkte) und Instabilität (max. 10 Punkte)

3.1.3 Patella-Score nach Turba

Beim Patella-Score nach Turba et al. ergab sich für das Gesamtkollektiv bei der subjektiven Bewertung eine durchschnittliche Punktzahl von 2,9 (Min 0, Max 7, SD 2,91 Punkte), im objektiven Teil B eine Punktzahl von 2,8 (Min 0, Max 7, SD 2,83).

Details sind der Tabelle 6 zu entnehmen:

				Bewertung			
	MW Pkt.	SW Pkt.	SD Pkt.	sehr gut (n)	gut (n)	befriedigend (n)	schlecht (n)
subjektiver Patella-Score	2,9	0 –7	2,91	7 (20%)	20 (57,1%)	8 (22,9%)	-
objektiver Patella-Score	2,8	0 – 7	2,83	7 (20%)	21 (60%)	7 (20%)	-

Tabelle 6: Ergebnisse und prozentuale Verteilung der postoperativen Bewertung der Natural-Knee-Oberflächenersatzprothese im subjekiven und objektiven Teil des Patella-Score nach Turba

3.1.4 Komplikationen im Nachuntersuchungszeitraum

Bei 30 Patienten war der Verlauf bis zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung komplikationslos (85,7%). Bei einem Patienten erfolgte aufgrund einer aseptischen Lockerung des Tibiaplateaus neun Monate nach primär zementfreier Implantation einer Natural-Knee Oberflächenersatzprothese ein zementierter Tibiaplateauwechsel. Bei einem Patienten kam es zu einer klinisch manifesten postoperativen Unterschenkelvenenthrombose, bei drei Patienten zu oberflächlichen Wundheilungsstörungen.

	Patienten	
Komplikation	**n**	**%**
Keine	30	85,7%
Oberflächliche Wundheilungsstörung	3	8.6%
Unterschenkelvenenthrombose	1	2,9%
Aseptische Tibiaplateaulockerung	1	2,9%

Tabelle 7: Postoperative Komplikationen in der Gruppe der Natural-Knee-Patienten

3.1.5 Radiologischer Nachweis von Lockerungssäumen ≥ 2 mm

In der Gruppe der Natural-Knee-Oberflächenersatzprothesen war einmal an der Femurkomponente in der Zone 3 eine Saumbildung von mehr als 2 mm festzustellen. Am Tibiaplateau zeigten sich Saumbildungen mit einer Breite von mehr als 2mm medial in 2 Fällen (Zone 1 und Zone 2) und lateral in einem Fall (Zone 4).

n = 35

	Femoral	Tibial	Prothesenstiel
Zone 1	-	+	-
Zone 2	-	+	-
Zone 3	+	-	-
Zone 4	-	+	-
Zone 5	-	-	-
Zone 6	-	-	-
Zone 7	-	-	-

Tabelle 8: Verteilung der radiologisch nachgewiesenen Lockerungssäume mit einer Breite von mehr als 2 mm im Gesamtkollektiv der Natural-Knee Oberflächenersatzprothesen

3.2 Patienten mit Genesis I-Oberflächenersatzprothesen

Für die 36 nachuntersuchten Patienten, die mit einer Genesis I-Oberflächenersatzprothese versorgt wurden, betrug der mittlere Bewegungsumfang (Flex/ Ext) 103° (Min 10°, Max 130°, SD 22,1°).

Die durchschnittliche anterior-posteriore Instabilität betrug 4,2 mm (Min 2,1 mm, Max 9,2 mm, SD 3,4 mm), die mediolaterale Instabilität 5° (Min 3°, Max 9°, SD 2,1°).

Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung waren 12 Patienten schmerzfrei, 14 hatten noch geringe Schmerzen. 10 Patienten klagten über Schmerzen nach längerem Gehen oder Treppensteigen. Kein Patient hatte ständige oder heftige Schmerzen. 22 Patienten brauchten postoperativ keinerlei Gehhilfe, zehn benutzten einen Gehstock und vier eine Unterarmgehstütze.

3.2.1 Knee-Society-Score

Für das Gesamtkollektiv ergab sich ein mittlerer Knie-Score von 80,6 Punkten (Min 17, Max 100 Punkte, SD 17,9), ein mittlerer Funktionsscore von 76,4 Punkten (Min 30, Max 100 Punkte, SD 20,9) und damit ein durchschnittlicher Gesamtscore von 157,0 Punkten (Min 69, Max 200 Punkte, SD 34,0). Der Durchschnittswert der Schmerzbewertung nach dem Knie-Score der Knee Society betrug 42,2 Punkte (Min 20 Punkte, Max 50 Punkte, SD 8,8 Punkte).

Für die Untergruppen des Knee-Society-Scores ergaben sich im Einzelnen folgende Ergebnisse (Tabellen 9 und 10):

	Knie-Score			
	MW (Pkt)	Min (Pkt)	Max (Pkt)	SD (Pkt)
Schmerz	42,2	20	50	8,8
Bewegungsausmaß	20,6	2	25	4,4
Stabilität anterior-posterior	9,1	5	10	1,9
Stabilität mediolateral	12,8	10	15	2,5

Tabelle 11: Punktwerte der postoperativen Bewertung der Genesis I-Oberflächenersatzprothese aufgeschlüsselt nach den Kriterien des Knie-Scores des Knee-Society-Scores: Schmerz (max. 50 Punkte), Bewegungsausmaß (max. 25 Punkte), anterior-posteriore Stabilität (max. 10 Punkte) und mediolaterale Stabilität (max 15 Punkte)

	Funktionsscore			
	MW (Pkt)	Min (Pkt)	Max (Pkt)	SD (Pkt)
Gehstrecke	41,1	20	50	14,1
Treppensteigen	38,1	30	50	7,8

Tabelle 12. Punktwerte der postoperativen Bewertung der Genesis I-Oberflächenersatzprothese aufgeschlüsselt nach den Kriterien des Funktionsscores des Knee-Society-Scores: Gehstrecke (max. 50 Punkte) und Fähigkeit, Treppen zu steigen (max. 50 Punkte)

3.2.2 HSS-Score

Das Gesamtkollektiv erzielte 76,4 Punkte (Min 43, Max 98, SD 13,8). Es wurden 10 Prothesen (27,8%) als “sehr gut”, 15 Prothesen (41,7%) als “gut”, 7 Prothesen (19,4%) als “befriedigend” und 4 Prothesen (11,1%) als “schlecht” bewertet.

Für die Untergruppen des HSS-Scores ergaben sich im Einzelnen folgende Ergebnisse (Tabelle 13):

	HSS-Score			
	MW (Pkt)	Min (Pkt)	Max (Pkt)	SD (Pkt)
Schmerz	24,6	10	30	5,5
Funktion	18,6	8	22	4,7
Bewegungsausmaß	12,9	1	19	2,9
Muskelkraft	8,7	0	10	1,8
Beugedefizit	5,0	0	10	5,0
Instabilität	8,6	5	10	8,6

Tabelle 13: Punktwerte der postoperativen Bewertung der Genesis I-Oberflächenersatzprothese aufgeschlüsselt nach den Kriterien des HSS-Scores: Schmerz (max. 30 Punkte), Funktion (max. 22 Punkte), Bewegungsausmaß (max. 18 Punkte), Muskelkraft (max. 10 Punkte), Beugedefizit (max. 10 Punkte) und Instabilität (max 10 Punkte)

3.2.3 Patella-Score nach Turba

Beim Patella-Score nach Turba et al. ergab sich für das Gesamtkollektiv bei der subjektiven Bewertung eine mittlere Punktzahl von 4,1 (Min 0, Max 9, SD 2,3) und im objektiven Teil eine mittlere Punktzahl von 2,5 (Min 0, Max 7, SD 2,1) (Tabelle 14).

				Bewertung			
	MW (Pkt)	SW (Pkt)	SD (Pkt)	sehr gut (n)	gut (n)	befriedigend (n)	schlecht (n)
subjektiver Patella-Score	4,1	0 –9	2,33	2 (5,6%)	24 (66,7%)	9 (25%)	1 (2,7%)
objektiver Patella-Score	2,5	0 – 7	2,09	11 (30,6%)	23 (63,8%)	2 (5,6%)	-

Tabelle 14: Punktwerte und postoperative Bewertung der Genesis I-Oberflächenersatzprothese im subjekiven und objektiven Teil des Patella-Score nach Turba et al.

3.2.4 Komplikationen im Nachuntersuchungszeitraum

Bei 25 Patienten war der postoperative Verlauf bis zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung komplikationslos (69,4%).

Es wurden zwei revisionspflichtige Frühinfektionen (1 Monat bzw. 4 Monate postoperativ) erfasst, die saniert werden konnten und nicht zur Prothesenexplantation führten. In zwei Fällen musste aufgrund einer szintigraphisch als aseptisch betrachteten Lockerung des Tibiapla-

teaus 12 bzw. 17 Monate nach primärer Implantation eines zementfreien ein nun zementiertes Tibiaplateau bei gleichzeitiger partieller Synovektomie implantiert werden.

In drei Fällen kam es zu einer klinisch manifesten postoperativen Unterschenkelvenenthrombose, wobei einer dieser Patienten zusätzlich eine symptomatische Lungenembolie erlitt. Weitere Komplikationen waren in zwei Fällen postoperative Bewegungseinschränkungen, die mit einer Narkosemobilisation bzw. einer arthroskopischen Narbenstranglösung behandelt wurden. Außerdem traten je eine oberflächliche Wundheilungsstörung sowie eine postoperative Pneumonie auf.

	Patienten	
Komplikation	**(n)**	**%**
Keine postoperative Komplikation	25	69,4%
Oberflächliche Wundheilungsstörung	1	2,8%
Postoperative Unterschenkelvenenthrombose	3	8,3%
Lungenembolie	1	2,8%
Aseptische Tibiaplateaulockerung	2	5,5%
Revisionspflichtiger Frühinfekt	2	5,5%
Postoperative Pneumonie	1	2,8%
Bewegungseinschränkung	2	5,5%

Tabelle 15: Postoperative Komplikationen in der Gruppe der Genesis I-Patienten

3.2.5 Radiologischer Nachweis von Lockerungssäumen ≥ 2 mm

Bei den Genesis I-Patienten konnten an der Femurkomponente in drei Fällen Saumbildungen von mehr als 2 mm festgestellt werden. Dabei waren zweimal die Zone 1 und einmal die Zone 4 betroffen. Am Tibiaplateau waren die Lockerungssäume nur am Prothesenstiel nachzuweisen. Dabei zeigten sich in der a.p.-Röntgenaufnahme fünfmal Lysesäume (Zone 5, 2 x Zone 6 und 2 x Zone 7) und in der seitlichen Aufnahme zweimal (2 x Zone 3).

n = 36

	Femoral	Tibial	Prothesenstiel
Zone 1	+ +	-	-
Zone 2	-	-	-
Zone 3	-	-	+ +
Zone 4	+	-	-
Zone 5	-	-	+
Zone 6	-	-	+ +
Zone 7	-	-	-

Tabelle 16: Verteilung der radiologisch nachgewiesenen Lockerungssäume mit einer Breite von mehr als 2 mm im Gesamtkollektiv der Genesis I-Oberflächenersatzprothesen

3.3 Radiologische Auswertung der Natural-Knee- sowie der Genesis I - Oberflächenersatzprothese

	Natural-Knee n=35	**Genesis I** n=36	p
Knieaußenwinkel			
MW	175,5°	173,9°	0,659
SW	167° – 187°	166° - 183°	
SD	4,1	3,7	
Femoraler Winkel			
MW	85,1°	83,5°	0,839
SW	78° – 96°	78° – 102°	
SD	4,6	4,6	
Tibialer Winkel			
MW	90,2°	91,2°	0,916
SW	86° – 99°	86° - 95°	
SD	2,7	2,4	

Dorsaler Neigungswinkel (Tibiaplateau)			
MW	5,9°	2,5°	0,095
SW	16° - -2°	7° - -2°	
SD	3,1	2,3	
Patella-Index nach Insall und Salvati			
MW	1,02	1,05	0,927
SW	0,6 – 1,48	0,75 – 1,50	
SD	0,3	0,2	
Patella-Tilt n. Laurin			
MW	15,5°	8,4°	0,742
SW	0° - -26°	0° - -28°	
SD	5,3	6,4	
Kongruenzwinkel n. Merchant			
MW	12,9°	10,1°	0,758
SW	0° – 58°	0° – 60°	
SD	13,5	12,1	

Tabelle 17: Ergebnisse der radiologischen Auswertung des Gesamtkollektivs der Natural-Knee- sowie Genesis I-Oberflächenersatzprothesen, bezogen auf den Knieaußenwinkel, den femoralen und tibialen Winkel der Komponenten in der a.p. Aufnahme, den dorsalen Neigungswinkel des Tibiaplateaus und den Patellahöhenindex nach Insall und Salvati in der seitlichen Aufnahme sowie den Patella-Tilt nach Laurin und den Kongruenzwinkel nach Merchant in der Patellatangential-Aufnahme.

3.4 Vergleich der Gesamtgruppen:

Der Abgleich (Matching) der beiden Prothesenkollektive erfolgte bezüglich der Parameter Geschlecht, Operationsindikation, zu versorgende Seite, Nachbeobachtungsdauer und Alter des Patienten zum Zeitpunkt der Operation. Dabei war bei der statistischen Überprüfung bei keinem der Parameter ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gesamtgruppen nachweisbar.

	Natural-Knee n=35	**Genesis I** n=36	p
Geschlecht			
Männlich	9	11	
Weiblich	26	25	0,792
Diagnose			
Gonarthrose	26	26	
Rheumatoide Arthritis	9	10	1,000
Seite			
Rechts	12	20	
Links	23	16	0,096
Follow up (Monate)			
MW	24,9	28,2	
SW	6 - 64	8 – 74	
SD	17,5	11,1	0,347
Alter (Jahre)			
MW	67,6	72,2	
SW	38 – 85	42,4 – 84,2	
SD	11,6	8,1	0,056

Tabelle 18: Vergleich der beiden Prothesenkollektive bezüglich der Parameter Geschlecht, Operationsindikation, zu versorgende Seite, Nachbeobachtungsdauer und Alter des Patienten zum Zeitpunkt der Operation.

Für das Patienten-Kollektiv der Natural-Knee Oberflächenersatzprothesen und das Patienten-Kollektiv der Genesis I-Oberflächenersatzprothesen ergaben sich im einzelnen folgende Ergebnisse:

	Natural-Knee n=35	**Genesis I** n=36	p
HSS-Score			
MW	80,1	76,4	0,235
SW	43 – 95	43 - 95	
SD	12,1	13,8	
Knie-Score			
MW	84,1	80,6	0,349
SW	25 – 96	17 – 100	
SD	12,7	17,9	

Funktionsscore			
MW	77,7	76,4	0,785
SW	30 – 100	30 - 100	
SD	19,9	20,9	
Patella Score subjektiver Teil			
MW	2,9	4,1	0,038
SW	0 – 7	0 - 9	
SD	2,3	2,3	
Patella Score objektiver Teil			
MW	2,8	2,5	0,495
SW	0 – 7	0 – 7	
SD	2,3	2,1	
Bewegungsumfang			
MW	103°	103°	0,923
SW	47° - 130°	10° - 130°	
SD	18,2	21,7	

Tabelle 19: Vergleich der Gesamtergebnise des Patienten-Kollektivs mit Natural-Knee Oberflächenersatzprothese und des Patienten-Kollektivs mit Genesis I-Oberflächenersatzprothese, bezogen auf den HSS-Score (max. 100 Punkte), den Knie-Score (max. 100 Punkte) und Funktionsscore (max. 100 Punkte) der Knee-Society, den subjektiven (max.12 Punkte) und objektiven Teil (max 16 Punkte) des Patell-Scores nach Turba sowie den postoperativen Bewegungsumfang.

Sowohl die Natural-Knee- als auch die Genesis I-Oberflächenersatzprothesen zeigten im Rahmen dieser Studie beim Vergleich ihrer Gesamtkollektive mittels des Student t-Tests nur hinsichtlich des subjektiven Teils des Patella-Scores nach Turba einen signifikanten Unterschied. Die Patientengruppe, die mit einem Natural-Knee versorgt wurde, erreichte dabei einen Durchschnittswert von 2,9 Punkten, während das Genesis I - Kollektiv im Durchschnitt nur 4,1 Punkte erreichte ($p = 0,038$).

4 Diskussion

Wesentliches Ziel der Oberflächenersatzendoprothetik am Kniegelenk ist es, den Patienten ein schmerzfreies, funktionsfähiges Kniegelenk zu schaffen, mit dem eine normale Gangabwicklung möglich ist. Dabei werden im Normalfall Oberflächenersatzprothesen aus einer Nickel-Chrom-Kobalt-Legierung verwendet. Die tribologischen Eigenschaften dieser Metalllegierung genügt den hohen mechanischen Anforderungen (Pellengahr 2003). Dabei ist aber zu bedenken, dass nach dermatologischen Untersuchungen bei Epikutantestungen die Inzidenz einer Allergie gegen Nickel zwischen 11,1% und 15% und gegen Chrom bei 8% liegt (Nielsen und Menne 1993, Goh 1985). Patienten, die eine Kontaktallergie gegen Nickel- oder Chrom haben, weisen dabei auch ein höheres Risiko einer allergischen Reaktion auf Metallbestandteile eines Gelenkersatzes auf (Merritt et al. 1996). Schon bei Patienten ohne bekannte Metallallergie lassen sich Antikörper des Subtyps E gegen Metallbestandteile des endoprothetischen Gelenkersatzes nachweisen. Bei Patienten mit einer allergischen Disposition gegenüber Nickel-Chrom-Kobalt-Legierungen konnte sowohl eine zelluläre Immunantwort als auch die Produktion von Ig E nachgewiesen werden, in seltenen Fällen sogar beides (Merritt et al. 1996).

Eine allergische Reaktion auf implantierte nickel-chrom-kobalt-haltige Oberflächenersatzprothesen scheint daher in hohem Maße mit dem Vorliegen einer Kontaktdermatitis assoziiert zu sein (Henstten-Pettersen 1993).

Deshalb ist es problematisch, einem Patienten mit bekannter allergischer Kontaktdermatitis gegen Nickel, Chrom oder Kobalt eine Oberflächenersatzprothese, die diese Metallkomponenten enthält, zu implantieren. Für solche Patienten stehen deshalb seit längerem Oberflächenersatzprothesen aus Reintitan zur Verfügung. Dabei gilt es jedoch zu berücksichtigen, dass Oberflächenersatzprothesen aus Reintitan eine deutlich geringere mechanische Belastbarkeit aufweisen als die Standardimplantate, die aus einer Nickel-Chrom-Kobalt-Legierung bestehen (Peterson et al. 1988).

Durch zusätzliche Ionenhärtung der Prothesenoberfläche der Reintitanprothese kann aber speziell das Abriebverhalten der Prothesen entscheidend verbessert werden, wie sich in verschiedenen Untersuchungen zeigen ließ (Buchanan, Crowinsfield, Matthews).

Dieses Verfahren wird auch bei der Reintitan-Version der Natural-Knee Oberflächenersatzprothese (Ti-6Al-4V) angewandt. Nach Herstellerangaben kann bei dieser Prothese ein Abriebverhalten erreicht werden, das der einer Nickel-Chrom-Kobalt-Prothese nahezu entspricht.

Zur Überprüfung der klinischen Tauglichkeit dieser ionengehärteten Reintitanprothesen wurde an der Orthopädischen Klinik und Poliklinik des Klinikums Großhadern der Ludwig-Maximilians-Universität München im Zeitraum von Januar 1991 bis Oktober 1996 bei einer Gruppe von 35 Patienten mit bekannter Metallallergie eine Reintitan-Oberflächenersatzprothese vom Typ Natural-Knee implantiert.

Im gleichen Zeitraum wurde ein Kontrollkollektiv von 36 Patienten ohne Metallallergie mit einer Oberflächenersatzprothese aus Nickel-Chrom-Kobalt-Legierung, der Genesis I-Oberflächenersatzprothese, versorgt.

Zum Vergleich der mittelfristigen postoperativen Ergebnisse dieser beiden Patientengruppen wurden im Rahmen dieser Studie in einem mittleren Beobachtungszeitraum von zwei Jahren und einem Monat (Natural-Knee) bzw. von zwei Jahren und vier Monaten (Genesis I) klinische und radiologische Nachuntersuchungen durchgeführt.

Dabei wurden die Patienten retrospektiv nach dem Knee-Society-Score, dem HSS-Score und dem Patella-Score nach Turba untersucht.

Diese Studie ist die erste, die eine vergleichende Analyse der postoperativen Ergebnisse von Reintitan-Oberflächenersatzprothesen bei Patienten mit bekannter Metallallergie und herkömmlichen Nickel-Chrom-Kobalt-Oberflächenersatzprothesen bei Nichtallergie-Patienten durchführt.

Dabei können die in der Literatur bisher beschriebenen guten Langzeitergebnisse der Oberflächenersatzprothesen vom Typ Natural-Knee bzw. Genesis I bestätigt werden.

Der Knee-Society-Score, der 1989 von Insall und Mitarbeitern entwickelt wurde, hängt in der Beurteilung des Operationsergebnisses zu 75 % von der subjektiven Patientenzufriedenheit und nur zu 25 % von objektivierbaren, messbaren Ergebnissen ab (Krämer et al. 1993). Trotzdem ist dieser Score einer der aussagekräftigsten, da die klinischen und funktionellen Parameter getrennt voneinander bewertet werden können (Zambelli et al. 1995).

Verglichen mit den in der Literatur dargestellten Ergebnissen für die Natural-Knee-, die Genesis I- sowie vergleichbaren ungekoppelten Oberflächenersatzprothesen anderer Hersteller, sind die Resultate der vorliegenden Arbeit entsprechend.

Das Natural-Knee-Kollektiv erreichte im Durchschnitt postoperativ einen Knie-Score von 84,1 Punkten und einen Funktionsscore von 77,7 Punkten und damit einen Gesamtscore von 161,8 Punkten.

Das Genesis I-Kollektiv erreichte einen durchschnittlichen Knie-Score von 80,6 Punkten und einen Funktionsscore von 76,4 Punkten (Gesamtscore 157,0).

Entsprechend erzielten zementfreie Natural-Knee Oberflächenersatzprothesen in einer Studie von Liebau et al. (1998) mit einem mittleren Nachbeobachtungszeitraum von 2 Jahren beim Knie-Score der Knee-Society 81% sehr gute und 10 % gute Ergebnisse sowie beim Funktionsscore 64% sehr gute und 19 % gute Ergebnisse.

Über bessere postoperative Ergebnisse berichteten Hofmann et al. (1999) nach der Implantation von 183 zementfreien Natural-Knee Oberflächenersatzprothesen bei einem durchschnittlichen Nachuntersuchungszeitraum von 3 Jahren und 2 Monaten, die 99,0 Punkte beim Knie-Score erreichten. Zusätzlich veröffentlichte er 1991 seine Ergebnisse einer weiteren prospektiven Studie über 200 zwischen 1985 und 1988 primär implantierten Natural-Knee Oberflächenersatzprothesen. Davon wurden 192 Prothesen zementfrei implantiert. Von diesen Patienten erzielten 96% zum Nachuntersuchungszeitpunkt nach 2 Jahren und 4 Monate gute und sehr gute Ergebnisse. Die durchschnittliche postoperative Beweglichkeit betrug 122 Grad (Hofmann 1991).

Mit der Genesis I Oberflächenersatzprothese wurden 1998 nach Pellengahr und Mitarbeitern bei insgesamt 65 Fällen im Gesamtscore der Knee-Society 154,7 Punkte (Knie-Score 80,9 Punkte, Funktionsscore 73,3 Punkte) erzielt (Pellengahr 1996, 1997).

Mokris (1997) erreichte mit der primär implantierten Genesis I Oberflächenersatzprothese bei einem mittlerem Nachbeobachtungszeitraum von 4 Jahren und 3 Monaten 97,0 Punkte im Knie-Score und 88 Punkte im Funktionsscore der Knee-Society.

Laskin berichtet 1996 nach primärer Implantation von 111 Genesis I Oberflächenersatzprothesen bei Gonarthrose über 76% sehr gute und 20% gute Ergebnisse unter Zugrundelegung des Knie-Score der Knee-Society.

Eine 1992 im Auftrag der Firma Smith & Nephew, dem Hersteller der Genesis I Oberflächenersatzprothese, durchgeführte Multicenter-Studie, in der 1433 Genesis I-Oberflächenersatzprothesen mit einem mittleren Nachbeobachtungszeitraum von 2 Jahren erfasst wurden, ermittelte einen mittleren postoperativen Knie-Score der Knee-Society von 92,4 Punkten.

Hier zeigt sich, dass die Ergebnisse genau im Rahmen der in der Literatur beschriebenen Nachuntersuchungsergebnisse liegen. Diese Übereinstimmung in Bezug auf den Knee-Society-Score ist von besonderer klinischer Relevanz, da dieser Score im Vergleich mit mehreren anderen Tests die höchste Reproduzierbarkeit besitzt (Kreibich et al. 1996).

Deutlicher zeigt sich die Subjektivität der Bewertung des postoperativen Ergebnisses beim HSS-Score, der 1973 von Ranawat und Shine konzipiert wurde. Das Hauptbewertungskriterium ist dabei der vom Patienten angegebene Schmerz, der ein Drittel der Bewertung einnimmt.

In der Gruppe der Patienten mit Natural-Knee Oberflächenersatzprothesen wurden im HSS-Score postoperativ im Schnitt 80,1 Punkte erreicht. Damit erzielten 42,9% (n=15) der Patienten ein „sehr gutes" und 40,0% (n=14) ein „gutes" Ergebnis.

In der Gruppe der Patienten mit Genesis I Oberflächenersatzprothese konnten im Schnitt 76,4 Punkte erreicht werden. Somit wurden 27,8% (n=10) der Patienten als „sehr gut" und 41,7% (n=15) als „gut" bewertet.

Obwohl diese Ergebnisse insgesamt als gut zu bewerten sind, liegen sie deutlich unter den in der Literatur veröffentlichten. Erklärbar wäre diese Abweichung vor allem durch den unterschiedlichen Nachbeobachtungszeitraum, der in der vorliegenden Studie deutlich kürzer war, im Mittel 2,25 Jahre. Im Gegensatz hierzu betrug der Nachbeobachtungszeitraum in der hier aufgeführten Literatur im Mittel 7,1 Jahre.

Hofmann veröffentlichte 2001 die Ergebnisse einer Studie über 176 zwischen 1985 und 1989 primär implantierte Natural-Knee Oberflächenersatzprothesen. Dabei betrug die durchschnitt-

liche Nachuntersuchungsdauer 12 Jahre. Der HSS-Score verbesserte sich von präoperativ 59,1 Punkten auf durchschnittlich 97,8 Punkte postoperativ. Die durchschnittliche postoperative Beweglichkeit betrug 120 Grad (Hofmann 2001). Scott (1997) ermittelte nach zementfreier Implantation von 212 primären Natural-Knee Oberflächenersatzprothesen bei einem durchschnittlichen Nachbeobachtungszeitraum von 8 Jahren und 8 Monaten einen HSS-Score von 98 Punkten.

Baldwin fand 1996 nach zementfreier primärer Implantation von 109 Natural-Knee Oberflächenersatzprothesen bei einem mittleren Nachbeobachtungszeitraum von 2 Jahren und 8 Monaten im HSS-Score 92,5 Punkte mit 94,5% sehr guten und guten Ergebnissen (Baldwin 1996).

Evanich erzielte nach zementfreiem Kniegelenksersatz mit der Natural-Knee Oberflächenersatzprothese bei einem mittleren Nachbeobachtungszeitraum von 7 Jahren und 7 Monaten im HSS-Score im Mittel 98 Punkte (Evanich 1997).

Lediglich in den Untersuchungen von Pellengahr und Mitarbeitern wurden 1998 mit der Genesis I Oberflächenersatzprothese bei insgesamt 65 Fällen durchschnittlich 4 Jahre und 5 Monate postoperativ im HSS-Score durchschnittlich 80,9 Punkte mit 38,5 % sehr guten und 49,2% guten Ergebnissen erzielt (Pellengahr 1998).

Mehrere Autoren weisen auf die große Bedeutung des möglichen Bewegungsumfangs für die gute postoperative Bewertung des Kniegelenks hin (Riley 1985, Landon 1985), wobei zum Teil eine Beugefähigkeit von mindestens 90° zum Erreichen eines guten Ergebnisses gefordert wird (Townley 1985, Marmor 1985). Dieser Forderung tragen auch die in dieser Studie verwendeten Scores Rechnung, bei denen die Beweglichkeit mit 10% (HSS-Score) bzw. 25% (Knie-Score der Knee-Society) des Gesamtwertes berücksichtigt wird.

Sowohl in der Gruppe der Natural-Knee- als auch der Genesis I-Patienten wurde in dieser Studie ein durchschnittlicher postoperativer Bewegungsumfang von 103° erreicht.

Da die Arbeitsgruppe die Schmerzsymptomatik hauptsächlich im retropatellaren Bereich lokalisieren konnte, wurden alle Patienten zusätzlich mittels des Patella-Scores nach Turba und Mitarbeitern untersucht. Dieses Bewertungsschema, das fast ausschließlich den Schmerz zu objektivieren versucht, wurde ursprünglich zur Bewertung des femoropatellaren Schmerzsyn-

droms verwendet. In der einschlägigen Literatur wird dieser Score zur Beurteilung des postoperativen Ergebnisses nach endoprothetischem Kniegelenksersatz jedoch nicht verwendet.

Auch beim Vergleich der Ergebnisse des Natural-Knee und der Genesis I-Oberflächenersatzprothese mit den Ergebnissen anderer Oberflächenersatzprothesen zeigt sich, dass sowohl die Natural-Knee- als auch die Genesis I-Onerflächenersatzprothese unter Berücksichtigung des HSS-Scores und des Knee-Society-Scores im Bereich der für andere ungekoppelte bikondyläre Oberflächenersatzprothesen üblichen Ergebnisse liegen.

So berichtet Stern 1990 nach der Implantation von 68 zementierten Total Condylar III-Oberflächenersatzprothesen bei Gonarthrose über 90 Punkte beim HSS-Score, 92 Punkte beim Knie-Score, 84 Punkte beim Funktionsscore und somit 176 Punkte beim Gesamtscore der Knee Society.

Armstrong (1991) ermittelte nach zementfreier Implantation der Ortholoc I- und II-Oberflächenersatzprothesen bei rheumatoider Arthritis 88,0 Punkte im Knie-Score, 64,0 Punkte im Funktionsscore und damit 144 Punkte im Gesamtscore.

Whiteside registrierte 1988 nach der Implantation von 304 zementfreien Ortholoc-Oberflächenersatzprothesen bei einem Nachbeobachtungszeitraum von 2 bis 5 Jahren beim HSS-Score 79% sehr gute und 13% gute Ergebnisse.

Des weiteren erzielte die Miller-Galante-Oberflächenersatzprothese laut Kraay mit einem mittleren Nachbeobachtungszeitraum von 2 Jahren und 4 Monaten 140,0 Punkte im Gesamtscore der Knee-Society (Knie-Score 93,0 Punkte, Funktionsscore 47,0 Punkte) (Kraay 1991).

Kienapfel ermittelte bei der Nachuntersuchung von 64 zementfrei implantierten Miller-Galante-Prothesen 62,5 Punkte beim Knie-Score und 69 Punkte beim Funktionsscore der Knee-Society (Kienapfel 1991).

Krackow ermittelte 1991 nach primärem Kniegelenksersatz bei fixierter Valgusdeformität mit der PCA ™ -Prothese einen Knie-Score von 87,6 Punkten, einen Funktionsscore von 52,3 Punkten und einen Gesamtscore von 149,9 Punkten.

Der zementfrei implantierte PCA-Kniegelenksersatz erzielte laut Hungerford 1985 bei einem mittleren Nachbeobachtungszeitraum von 2 Jahren beim HSS-Score 73% sehr gute und 19%

gute Ergebnisse (Hungerford 1989). Auch Moran berichtet über 68% gute und sehr gute Ergebnisse nach der Implantation von zementfreien PCA-Prothesen (Moran 1991).

Krismer (1991) erzielte nach zementiertem Ersatz des Kniegelenks mit der Kinematic-Prothese in 88 Fällen einen Knie-Score von 75,1 Punkten und einen Funktionsscore von 86,6 Punkten.

Levitsky berichtete 1993 über ein gemischtes Kollektiv von Patienten, die entweder mit einer Prothese vom Typ Press fit condylar, Kinematic oder Duo Patellar versorgt wurden. Dabei erreichte das Gesamtkollektiv dieser 3 Prothesen ohne retropatellaren Gleitflächenersatz beim Knee-Society-Score 181,9 Punkte (Knie-Score 89,9 Punkte, Funktionsscore 92,0 Punkte).

Unter Verwendung des HSS-Scores fand Amendola (1989) nach primärem Kniegelenksersatz mit Oberflächenersatzprothesen vom Typ Kinematic III, zementfreier PCA sowie zementfreier Miller-Galante über 90% gute und sehr gute Ergebnisse.

Die Total-Condylar-Oberflächenersatzprothese erzielte laut Ranawat (1993) bei einem mittleren Nachbeobachtungszeitraum von 15 Jahren beim HSS-Score 85 Punkte und in 91% gute und sehr gute Ergebnisse.

Donaldson berichtet über 77% gute und sehr gute Ergebnisse im HSS-Score bei der Nachuntersuchung von 31 Total-Condylar III-Prothesen (Donaldson 1988).

Obwohl sich sowohl die Natural-Knee- als auch die Genesis I-Oberflächenersatzprothese im Rahmen dieser Studie in Übereinstimmung mit der einschlägigen Literatur bei einem mittleren Nachbeobachtungszeitraum von 2 Jahren und einem Monat bzw. 2 Jahren und vier Monaten als verlässlicher Gelenkersatz erwiesen haben, kann der Oberflächenersatz am Kniegelenk immer noch nicht als optimale Lösung angesehen werden.

Persistierende Beschwerden und postoperative Komplikationen stellen die häufigsten Probleme dar, die diese Langzeitergebnisse negativ beeinflussen. Hauptursache für Frührevisionen beim Oberflächenersatz am Kniegelenk sind die aseptische Lockerung, Infektion sowie Design- und operationstechnische Fehler (Chuckler 1996).

Von den prothesenrelevanten Komplikationen ist die tiefe Infektion des Kniegelenks eine der gefürchtetsten Komplikationen nach einem endoprothetischen Gelenkersatz. Wundheilungs-

störungen stehen laut Literatur signifikant in Zusammenhang mit einer Adipositas, geringeren Einfluss haben Diabetes mellitus und Nikotinabusus (Wright 1986). Die Infektionsinzidenz für Oberflächenersatzprothesen wie die Natural-Knee- oder die Genesis I-Oberflächenersatzprothese liegt dabei zwischen 1 und 5% (Rand 1986, Insall 1986). Ein revisionspflichtiger Frühinfekt des Kniegelenks trat im Rahmen dieser Studie in der Gruppe der Natural-Knee Oberflächenersatzprothesen nicht auf. In der Gruppe der Genesis I Oberflächenersatzprothesen musste in zwei Fällen wegen eines Frühinfektes eine Revision des Kniegelenks durchgeführt werden, was einer Häufigkeit von 5,55% entspricht.

In der Gruppe der Natural-Knee Oberflächenersatzprothesen traten drei oberflächliche Wundheilungsstörungen (8,9%) auf, in der Gruppe der Genesis I Oberflächenersatzprothesen fand sich dagegen lediglich eine oberflächliche Wundheilungsstörung (2,8%).

Scott berichtete bei der Nachuntersuchung von 212 Natural-Knee Oberflächenersatzprothesen über eine oberflächliche Wundinfektion (0,47%), eine tiefe Gelenkinfektion sowie über Revisionen in 15 Fällen (4,5%), darunter zwei wegen tiefer Infektion. Es lag keine Revision wegen aseptischer Lockerung der Komponenten vor (Scott 1997).

Hofmann veröffentlichte nach seiner Nachuntersuchung von 183 primären Natural-Knee Oberflächenersatzprothesen eine Revisionsrate von 3%. In einem Fall kam es zu einer oberflächlichen Wundinfektion (0,5%). 6 Kniegelenke bedurften einer Revision (3,3%). In 2 Fällen wurde der Patellarückflächenersatz revidiert (Hoffmann 1991).

Von Stork berichtete in seiner Studie über 295 Genesis I Oberflächenersatzprothesen von 5 oberflächlichen Wundheilungsstörungen (2,4 %) und 8 tiefen Gelenksinfektionen (3,8 %), die revidiert werden mussten. In zwei Fällen erfolgte eine Synovektomie mit Debridement und Einlage einer Saug-Spül-Drainage, viermal war ein zweizeitiger Prothesenwechsel notwendig und in zwei Fällen eine Arthrodese (v.Storck 1998).

Pellengahr erfasste bei seinen Untersuchungen von 65 Genesis I Oberflächenersatzprothesen in 83% einen komplikationslosen postoperativen Verlauf. Dagegen traten ein revisionspflichtiger Frühinfekt (1,5%) sowie eine tiefe Infektion des Kniegelenks, die zur Prothesenexplantation führte, auf. Weiterhin fanden sich zwei oberflächliche Wundheilungsstörungen (Pellengahr 1997).

Laskin berichtete in seiner Studie über 205 primäre Genesis I Oberflächenersatzprothesen. Dabei kam es zu keinen Frühinfektionen, jedoch zu drei tiefen Op-pflichtigen Gelenkinfektionen (1,5%) (Laskin 1996).

Auch bei der Betrachtung der aufgetretenen postoperativen Komplikationen in der vorliegenden Arbeit zeigt der Vergleich mit den in der Literatur in entsprechenden Fällen angegebenen Komplikationsraten keine wesentliche Abweichung. Sowohl bei den prothesenspezifischen Komplikationen wie der Lockerung von Prothesenkomponenten und dem tiefen Kniegelenksinfekt als auch bei den allgemeinen postoperativen Komplikationen wie der oberflächlichen Wundheilungsstörung, der tiefen Unterschenkelthrombose oder der Lungenembolie lässt sich keine Abweichung der vorliegenden Ergebnisse zu anderen Autoren zeigen.

In der Literatur sind in den meisten Fällen nur die tiefen Wundinfektionen, die zu einer Explantation der Prothese führten (Pellengahr 1997, Von Stork 1998, Hoffmann 1991), aufgeführt. In der vorliegenden Studie wurde aber keine Differenzierung zwischen oberflächlicher und tiefer Gelenkinfektion vorgenommen. Es wurde auch nicht berücksichtigt, ob die Komplikation eine operative Reintervention zur Folge hatte. Hieraus lassen sich die vergleichbaren Komplikationsraten erklären.

Komplikationen des Streckapparats sind der häufigste Grund für eine Revision. Dazu zählen Patellainstabilität, Patellafraktur, Osteonekrose, Materialabrieb sowie die Lockerung der Patellakomponente (Rand 1994). Komplikationen dieser Art beobachteten wir in keinem der beiden Patientenkollektive.

Aseptische Lockerungen des Tibiaplateaus führten in der Gruppe der Natural-Knee Oberflächenersatzprothesen einmal, in der Gruppe der Genesis I Oberflächenersatzprothesen in zwei Fällen zur operativen Revision.

Evanich verzeichnete bei seiner Nachuntersuchung von 212 Natural-Knee Oberflächenersatzprothesen keine Lockerung der Patellakomponente, bei 11 Patienten (5%) wurde der Patellarückflächenersatz aus anderen Gründen gewechselt (Evanich 1997).

Unabhängig von der Art des operativen Eingriffs gehört die tiefe Beinvenenthrombose zu den häufigen postoperativen Komplikationen. Große Eingriffe im Bereich der unteren Extremität sind hiervon besonders betroffen. (Geerts et al. 2001, Nicolaides 2001). Auf der Grundlage

von Untersuchungen mittels Phlebographie liegt die Inzidenz einer tiefen Beinvenenthrombose zwischen 50 und 70% (Lotke 1993). Hierbei wurde keine Unterscheidung bezüglich klinisch symptomatischer bzw. asymptomatischer Beinvenenthrombosen getroffen.

Symptomatische Lungenembolien können postoperativ in 2 – 7% nachgewiesen werden (Lotke 1994, Geerts et al. 2001, Vresilov et al. 1996).

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit trat in der Gruppe der Natural-Knee Oberflächenersatzprothesen eine klinisch symptomatische postoperative Unterschenkelvenenthrombose auf (2,86%). In der Gruppe der Genesis I-Oberflächenersatzprothesen lag die Inzidenz einer postoperativen Unterschenkelvenenthrombose bei 8,33%, die einer klinisch symptomatischen Lungenembolie bei 2,87%. Damit liegt die Komplikationsrate bezogen auf eine tiefe Unterschenkelvenenthrombose bzw. eine Lungenembolie im unteren Bereich der in der Literatur beschriebenen Inzidenz.

Wegen der geringen Anzahl von nachuntersuchten Patienten in beiden Gruppen war es nicht möglich, eine Aussage über die Verwendung eines Patella-Rückflächenersatzes und über die Frage der zementfreien bzw. zementierten Verankerung der Prothese zu machen. Aus dem gleichen Grund war ein Vergleich der postoperativen Ergebnisse bei verschiedenen Operationsindikationen nicht möglich.

Ziel der radiologischen Untersuchung war es, in den Röntgenbildern der hier vorgestellten Studie eine Bestätigung für die korrekte Implantation sowohl jeder einzelnen Komponente als auch der kompletten Oberflächenersatzprothese zu finden und schließlich die Frage zu klären, ob sich aus den ermittelten Messwerten eine Aussage über die Korrelation von klinischen und radiologischen Ergebnissen ableiten lässt.

Auch in der Literatur finden sich zu dieser Problematik diverse Veröffentlichungen. So haben Lotke und Ecker eine statistisch signifikante Korrelation zwischen guten klinischen und guten radiologischen Ergebnissen festgestellt (Lotke u. Ecker 1977). Insall betont in seinen Veröffentlichungen immer wieder die Relevanz der exakten Prothesenimplantation (Insall 1983). Eine Arbeitsgruppe um Ecker fand 1987 bei 123 Total-Condylar-Oberflächenersatzprothesen eine hochsignifikante Korrelation ($p = 0{,}003$) zwischen der Auswertung des “Roentgenographic rating score” und dem postoperativen Ergebnis (Ecker 1987). Dagegen fand Stern

1995 bei seiner Untersuchung der klinischen und radiologischen Frühergebnisse bei der Implantation der PCA-Knieprothese keinen direkten Zusammenhang zwischen dem klinischen Gesamtbild, erfasst durch den HSS-Score, und der exakten Prothesenimplantation, die durch den "Roentgenographic rating score" überprüft wurde (Stern 1995). Auch Solgaard et al. konnten bei der von ihnen untersuchten AGC 2000-Prothese keinen Zusammenhang zwischen klinischem und radiologischem Bild nachweisen (Solgaard 1987).

Eine sehr große Bedeutung für den Erfolg bzw. Misserfolg einer Implantation, sowohl aus klinischer als auch aus radiologischer Sicht, kommt nach Ansicht vieler Autoren einer Wiederherstellung der physiologischen Tragachse von ca. 7°-Valgus im Verhältnis zur anatomischen Femurschaftachse als Operationsziel für eine Prothesenimplantation zu (Insall 1983, Krackow 1990, Lotke und Ecker 1977, Townley 1985). Nach Bargren ist bei einer postoperativen Valgusstellung von 1° – 13° in 89 % der Fälle mit einem klinischen Erfolg zu rechnen, bei einer Varusstellung von 0° – 8° dagegen nur in 14% (Bargren 1983).

In der vorliegenden Studie wurde der als optimal betrachtete Knieaußenwinkel von 172° - 175° in der Gruppe der Patienten, die mit einer Natural-Knee Oberflächenersatzprothese versorgt wurden, in 16 Fällen erreicht. Diese Patienten erzielten in allen Scores die besten Ergebnisse, ohne dass sich eine Signifikanz der Unterschiede zu größeren Achsabweichungen nachweisen ließ. Der durchschnittliche Knieaußenwinkel betrug 175,5°.

Bei den Genesis I-Oberflächenersatzprothesen konnte bei 12 Patienten ein „optimaler" Knieaußenwinkel ermittelt werden. Diese Teilgruppe erzielte in allen Scores die besten Ergebnisse. Der durchschnittliche Knieaußenwinkel betrug 173,9°.

Die Wiederherstellung der physiologischen Beinachse ist folglich ein wichtiges Ziel in der Knieendoprothetik.

Die Positionierung des Femurschildes sowie des Tibiaplateaus werden kontrovers diskutiert.

Bezüglich des dorsalen Neigungswinkels des Tibiaplateaus (tibial slope),befürworten mehrere Autoren einen exakt rechtwinkligen Einbau (Hungerford 1973, Ranawat 1986, Soudry 1986).

In anderen wissenschaftlichen Veröffentlichungen wird dagegen ein nach dorsal abfallender Einbau des Tibiaplateaus bevorzugt (Marmor 1969, Schurman 1981, Waugh 1985, Whiteside

1988, Zenz 1992). Dieses Vorgehen soll, je nachdem, ob das Polyethylen-Tibiaplateau einen „slope“ eingearbeitet hat, zu einer verbesserten Beugefähigkeit des Kniegelenks und zu einer Verminderung der Scherkräfte in der Prothesen-Knochen-Grenzfläche führen. Auch die Operationsanleitungen für die beiden untersuchten Prothesen empfehlen einen dorsalen Neigungswinkel (tibial slope) von 4° bis 6°.

In der vorliegenden Studie wurde der als optimal betrachtete dorsale Neigungswinkel (tibial slope) von 4° - 6° in der Gruppe der Natural-Knee-Patienten in 22 Fällen erreicht. Diese Patienten erzielten in allen Scores die besten Ergebnisse. Der durchschnittliche dorsale Neigungswinkel der Tibiakomponente in der Sagitalebene betrug 5,9°.

Bei den Genesis I-Oberflächenersatzprothesen konnte bei 11 Patienten ein optimaler dorsaler Neigungswinkel ermittelt werden. Diese Teilgruppe erzielte bei der klinischen Untersuchung in allen Scores die besten Ergebnisse. Der durchschnittliche dorsale Neigungswinkel der Tibiakomponente in der Sagitalebene betrug 2,5°.

Es konnte folglich nachgewiesen werden, dass ein dorsaler Neigungswinkel (tibial slope) zwischen 4° - 6° bei der Implantation einer Oberflächenersatzprothese das postoperative Ergebnis signifikant positiv beeinflusst.

Wie schon bezüglich der Ausrichtung in der Sagitalebene, herrscht auch bei der Ausrichtung des Tibiaplateaus in der Frontalebene (tibial angle) Uneinigkeit unter den Autoren. Die Mehrheit spricht sich jedoch für einen Einbau im rechten Winkel zur Tibialängsachse aus (Lotke und Ecker 1987, Insall 1983, Freeman 1981, Soudry 1986, Waugh 1985 und Uematsu 1987).

In der vorliegenden Studie wurde der als optimal betrachtete tibiale Winkel (tibial angle) von 89° - 91° in der Gruppe der Natural-Knee Patienten in 19 Fällen erreicht. Diese Patienten erzielten auch in den meisten der herangezogenen Scores die besten Ergebnisse. Der durchschnittliche tibiale Winkel betrug 90,2°.

Bei den Genesis I-Oberflächenersatzprothesen konnte bei 12 Patienten ein „optimaler” tibialer Winkel ermittelt werden. Diese Teilgruppe erzielte auch bei der klinischen Untersuchung beim Knie-Score und beim Funktionsscore der Knee Society sowie in beiden Teilen des Patella-Scores nach Turba die besten Ergebnisse. Der durchschnittliche tibiale Winkel betrug 91,2°.

Folglich beeinflusst ein „tibial angle“ von 90° bei der Implantation einer Kniegelenksprothese das postoperative Ergebnis signifikant positiv.

Lotke und Ecker bezeichnen die Neigung der Femurkomponente, den „femoral-angle”, in 4° – 6° Valgusabweichung zur Femurachse in der Frontalebene als ideales postoperatives Ergebnis (Lotke und Ecker 1977). Uematsu fordert ebenfalls eine Valgusstellung von 5° - 7° der Femurkomponente in Frontalebene (Uematsu 1987).

In der vorliegenden Studie wurde der als optimal betrachtete femorale Winkel (femoral angle) von 83° - 85°, also eine Valgusabweichung zur Femurachse in der Frontalebene von 5° - 7°, in der Gruppe der Natural-Knee-Patienten in 9 Fällen erreicht. Diese Patienten erzielten auch in allen untersuchten Scores die besten Ergebnisse. Der durchschnittliche femorale Winkel betrug 85,1°.

Bei den Genesis I-Oberflächenersatzprothesen konnte bei 13 Patienten ein „optimaler” femoraler Winkel ermittelt werden. Diese Teilgruppe erzielte ebenfalls in allen untersuchten Scores die besten Ergebnisse. Der durchschnittliche Femoral angle betrug 83,5°.

Es ergibt sich folglich, dass eine eher valgische Ausrichtung der Femurkomponente zwischen 83° – 85°, entsprechend einer Valgusstellung der Femurkomponente von 5° – 7°, bei der Implantation einer Kniegelenksprothese das postoperative Ergebnis signifikant positiv beeinflusst.

Die Lateralisation der Patella (Shift), die Verkippung (Tilt) und die Rotation der natürlichen Kniescheibe sind bei der Flexion des normalen Kniegelenks zwischen 0° und 45° minimal. Bei Beugung über 45° verschiebt sich die Patella allmählich nach lateral, verkippt nach lateral und rotiert nach medial (v. Kampen 1990, Nothofer 1996).

Bereits vor der Implantation einer Knieprothese konnte Bindelglass bei nur 55 % der untersuchten Kniegelenke in der Patella-Tangentialaufnahme eine normale Stellung finden. 31 % der Patellae waren verkippt, 14 % geshiftet oder subluxiert (Bindelglass 1993). Ranawat berichtet über lateralen Patella-Tilt bei der Total-Condylar-Prothese in 7% der Fälle (Ranawat 1986). Auch Sneppen fand bei seinen Untersuchungen zur Total-Condylar-Prothese einen Patella-Tilt in 12% und eine Lateralisation der Patella in 14% der Fälle (Sneppen 1985). Dabei verringerte sowohl der Patella-Tilt als auch die Dislokation der Patella die patellofemorale

Funktion. Laughlin konnte nachweisen, dass “metal-backed patellae” öfter und weiter nach lateral gekippt waren, als ein Patellarückflächenersatz aus reinem Polyethylen (Laughlin 1996). Aglietti berichtet von einem medialen Patella-Tilt bei 35% ihrer Patienten mit einer posterior stabilized Total-Condylar-Prothese, der aber keinen signifikant negativen Einfluss auf das postoperative Ergebnis hatte (Aglietti 1988)**.** Keiner dieser Autoren konnte signifikante Auswirkungen von Patella-Tilt oder Lateralisation auf das klinische Resultat finden.

Dagegen zeigte sich in den Untersuchungen von Grelsamer ein signifikant größerer Patella-Tilt in der Patientengruppe mit retropatellaren Schmerzen als in der Kontrollgruppe. Für die Entdeckung von patellarem Malalignment war dabei die Auswertung des Patella-Tilts mit 92% Spezifität fast so spezifisch wie der Kongruenzwinkel nach Merchant mit 99%. Der Patella Tilt ist aber mit 85% Sensitivität deutlich sensitiver (Kongruenzwinkel 25% Sensitivität) (Grelsamer 1993).

In der vorliegenden Studie wurde der als optimal betrachtete Patella-Tilt (< 15°) in der Gruppe der Natural-Knee-Patienten in 17 Fällen erreicht. Diese Teilgruppe erzielte klinisch die besten Ergebnisse und in allen untersuchten Scores die höchsten Punktzahlen. Der durchschnittliche Patella-Tilt lag bei 15,5°.

Bei den Genesis I-Oberflächenersatzprothesen konnte bei 29 Patienten ein „optimaler” Patella-Tilt ermittelt werden. Diese Patientengruppe erzielte in allen Scores die besten Ergebnisse. Der durchschnittliche Patella-Tilt lag bei 8,4°.

Es ergibt sich folglich, dass ein Patella-Tilt < 15° das postoperative Ergebnis signifikant positiv beeinflusst.

Der anzustrebende Normwert für den Patella-Höhenindex nach Insall und Salvati liegt zwischen 0,8 und 1,04. Von einer Patella alta spricht man bei einem Ergebnis < 0,75, von einer Patella baja bei einem Ergebnis von > 1,15 (Insall und Salvati 1971).

Nebelung konnte bei seinen Untersuchungen zur GSB-Prothese einen Zusammenhang zwischen dem Vorliegen einer Patella alta oder einer Lateralisation der Patella und dem gehäuften Auftreten von retropatellaren Schmerzen nachweisen (Nebelung 1995).

In der vorliegenden Studie wurde der als optimal betrachtete Patella-Höhenindex (0,8 bis 1,04) in der Gruppe der Natural-Knee-Patienten in 17 Fällen erreicht. Es zeigte sich jedoch kein signifikanter Einfluss der Patellaposition auf das postoperative Ergebnis. Der durchschnittliche Patella-Höhenindex lag bei 1,02.

Bei den Genesis I-Oberflächenersatzprothesen konnte bei 20 Patienten ein „optimaler" Patella-Höhenindex ermittelt werden. Diese Patientengruppe erzielte in allen untersuchten Scores die besten Ergebnisse. Der durchschnittliche Patella-Höhenindex lag bei 1,05.

Bei den Untersuchungen, welchen Einfluss der Kongruenzwinkel nach Merchant auf das postoperative Ergebnis nach Implantation einer Oberflächenersatzprothese hat, zeigte sich, dass die Patienten, bei denen röntgenologisch ein als Norm bezeichneter Kongruenzwinkel <6° nachgewiesen werden konnte, nach der Prothesenversorgung die besten Ergebnisse hatten.

In der Gruppe der Natural-Knee-Patienten zeigte sich in der Patella-Tangentialaufnahme bei 15 Patienten ein Kongruenzwinkel von weniger als 6°. Dieses Kollektiv erzielte in allen der untersuchten Scores die besten Ergebnisse. Der durchschnittliche Kongruenzwinkel betrug 12,9°.

In der Gruppe der Genesis I-Oberflächenersatzprothesen wiesen 18 Patienten einen Kongruenzwinkel von weniger als 6° auf, welche auch in allen der untersuchten Scores die besten Ergebnisse erzielten.

Aus den hier erarbeiteten Ergebnissen lässt sich der signifikant positive Einfluss eines Kongruenzwinkels nach Merchant von weniger als 6° auf das postoperative Ergebnis ableiten.

Anhand der Ergebnisse der hier vorliegenden Studie und im Vergleich mit der aufgeführten Literatur zeigt sich, dass bei der endoprothetischen Versorgung von Patienten mit bekannter Metallallergie durch die Verwendung der Natural-Knee Oberflächenersatzprothese in Reintitanform eine absolut gleichwertige Alternative zu den herkömmlichen Nickel-Chrom-Kobalt-Modellen vorhanden ist. Dadurch wurde eine wichtige offene Frage bei der endoprothetischen Versorgung von Patienten mit Metallallergie gelöst. Der klinische Einsatz und der Stellenwert der Natural-Knee Oberflächenersatzprothese sind insgesamt als positiv zu bewerten. Sie weist den Charakter einer Oberflächenersatzprothese mit wenigen Ausschlusskriterien auf, die bei vielen Operationsindikationen verwendet werden kann. Einschränkungen können sich durch

den Verlust des hinteren Kreuzbandes, einer allgemeinen Bandlaxizität, sowie bei Revisionseingriffen ergeben. Hierfür stehen mit modularen, teilgekoppelten Modellen (posterior stabilized) sowie vertieften Polyethylen-Inlays (deep dish) gute Alternativen zur Verfügung.

5 Schlussfolgerung

Die von uns eingangs formulierte Hypothese, dass auch die mittel- und längerfristigen klinischen und röntgenologischen Ergebnisse betreffend sowohl das Patientenkollektiv der Natural-Knee- als auch der Genesis I-Oberflächenersatzprothese vergleichbar sind, lässt sich durch die Ergebnisse der vorliegenden Studie bestätigen.

Sowohl die Natural-Knee- als auch die Genesis I-Oberflächenersatzprothese haben sich im Rahmen dieser Studie in Übereinstimmung mit der einschlägigen Literatur bei einem mittleren Nachuntersuchungsintervall von zwei Jahren und einem Monat bzw. zwei Jahren und vier Monaten als verlässlicher Gelenkersatz erwiesen.

Die beiden Prothesenmodelle zeigten beim Vergleich ihrer Gesamtkollektive lediglich bei der Betrachtung des subjektiven Teils des Patella-Scores nach Turba einen signifikanten Unterschied zugunsten der Natural-Knee Oberflächenersatzprothese. Bei der Betrachtung des HSS-Scores oder des Knee-Society-Scores ergaben sich keine signifikanten Unterschiede im postoperativen Ergebnis.

Der klinische Einsatz und der Stellenwert der Natural-Knee Oberflächenersatzprothese sind trotz der aus Titan gefertigten Femurkomponente im Vergleichszeitraum als positiv zu bewerten. Sie weist den Charakter einer Prothese ohne viele Ausschlusskriterien auf, die bei vielen Operationsindikationen verwendet werden kann. Einschränkungen können sich durch den Verlust des hinteren Kreuzbandes, einer allgemeinen Bandlaxizität und bei Revisionseingriffen ergeben. Hierfür stehen mit „posterior-stabilized Modellen“ sowie vertieften Polyethylen-Inlays (deep dish) gute Alternativen zur Verfügung.

6 Zusammenfassung

In der Orthopädischen Klinik und Poliklinik des Klinikums Großhadern in München wurden von Januar 1991 bis Oktober 1996 die ersten 39 ungekoppelten Oberflächenersatzprothesen vom Typ Natural-Knee implantiert.

Im Rahmen dieser klinischen und radiologischen Nachuntersuchung wurden von Januar 1996 bis April 1997 35 dieser Kniegelenke (31 Patienten) retrospektiv nach dem Knee-Society-Score, dem HSS-Score und dem Patella-Score nach Turba untersucht. Dies entspricht einer Wiederfindungsrate von 89,7%. Das Nachuntersuchungsintervall betrug dabei zwei Jahre und einen Monat. In 26 Fällen (74,3%) war die Indikation zur Operation eine Gonarthrose, in 9 Fällen (25,7%) eine rheumatiode Arthritis.

Dieses Kollektiv wurde mit 36 Patienten, die im gleichen Zeitraum mit einer Knieprothese vom Typ Genesis I versorgt wurden, verglichen. Der Nachuntersuchungszeitraum betrug in dieser Gruppe zwei Jahre und vier Monate. Hier erfolgte die Operation in 26 Fällen (72,2%) wegen einer Gonarthrose und in 10 Fällen (27,8 %) wegen einer rheumatoiden Arthritis.

Das Natural-Knee - Kollektiv erreichte im Knee-Society-Score im Durchschnitt postoperativ einen Knie-Score von 84,1 Punkten und einen Funktionsscore von 77,7 Punkten und damit einen Gesamtscore von 161,8 Punkten. Beim HSS-Score wurden postoperativ im Schnitt 80,1 Punkte erreicht. Nach der Klassifikation im HSS-Score wurden 42,9% (n=15) der Patienten als „sehr gut" und 40,0% (n=14) als „gut" bewertet. Nur in einem Fall wurde das postoperative Ergebnis als „mangelhaft“ eingestuft. Beim Patella-Score nach Turba wurden im subjektiven Teil durchschnittlich 2,9 Punkte, im objektiven Teil 2,8 Punkte erreicht, was jeweils der Bewertung „gut“ entspricht. Der durchschnittliche postoperative Bewegungsumfang betrug 103° (47° – 130°).
Von den nachuntersuchten 35 Knieprothesen waren im Nachuntersuchungszeitraum von durchschnittlich zwei Jahren und einem Monat 30 komplikationslos, was einer Komplikationsrate von 14,3% entspricht.

Das Vergleichskollektiv der Genesis I–Oberflächenersatzprothesen erreichte einen durchschnittlichen Knie-Score von 80,6 Punkten und einen Funktionsscore von 76,4 Punkten (Ge-

samtscore 157,0 Punkte). Beim HSS-Score wurden postoperativ im Schnitt 76,4 Punkte erreicht. 27,8% (n=10) der Patienten wurden als „sehr gut" und 41,7% (n=15) als „gut" bewertet. In vier Fällen wurde das postoperative Ergebnis als „mangelhaft" eingestuft. Beim Patella-Score nach Turba wurden im subjektiven Teil 4,1 Punkte, im objektiven Teil 2,5 Punkte erreicht, was ebenfalls der Bewertung „gut" entspricht. Das durchschnittliche Bewegungsausmaß betrug ebenfalls 103° (10° – 130°).
In der Gruppe der Genesis I-Patienten waren von den nachuntersuchten 36 Knieprothesen im Nachuntersuchungszeitraum von durchschnittlich zwei Jahren und vier Monaten 25 ohne postoperative Komplikationen, was einer Komplikationsrate von 30,6% entspricht.

Sowohl die Natural-Knee- als auch die Genesis I-Oberflächenersatzprothese haben sich im Rahmen dieser Studie in Übereinstimmung mit der einschlägigen Literatur bei einem mittleren Nachuntersuchungszeitraum von zwei Jahren und einem Monat bzw. zwei Jahren und vier Monaten als verlässlicher Gelenkersatz erwiesen.

Die Natural-Knee Oberflächenersatzprothese kann, verglichen mit der bereits eingeführten und bewährten Genesis I-Oberflächenersatzprothese, die in sie gesetzten Erwartungen voll erfüllen.

Die beiden Prothesenmodelle zeigten beim Vergleich ihrer Gesamtkollektive lediglich bei der Betrachtung des subjektiven Teils des Patella-Scores nach Turba einen signifikanter Unterschied zugunsten der Natural-Knee Oberflächenersatzprothese. Bei der Betrachtung des HSS-Scores oder des Knee-Society-Scores ergaben sich keine signifikanten Unterschiede im postoperativen Ergebnis.

Anhand der Ergebnisse der hier vorliegenden Studie und im Vergleich mit der aufgeführten Literatur zeigt sich, dass bei der endoprothetischen Versorgung von Patienten mit bekannter Metallallergie durch die Verwendung der Natural-Knee Oberflächenersatzprothese in Reintitanform eine vergleichbare Alternative zu den herkömmlichen Nickel-Chrom-Kobalt-Modellen vorhanden ist. Dadurch wurde eine wichtige offene Frage bei der endoprothetischen Versorgung von Patienten mit Metallallergie gelöst. Der klinische Einsatz und der Stellenwert der Natural-Knee Oberflächenersatzprothese sind insgesamt als positiv zu bewerten.

7 Anhang

7.1 Einteilung des künstlichen Kniegelenkersatzes nach ISO 7207-1: 1994

ISO-Ziffer ISO-Definition

3.1 Prothesis used to replace some or all of the bearing surfaces in the knee joint shall be classified as follows:

a) unicondylar

1) femoral

2) tibial

b) bicondylar

1) femoral

2) tibial

3.2 The intended use of the prothesis shall be classified as follows:

a) partial joint replacement

1) unicondylar

2) unicompartimental

b) total joint replacement

3.3 For total joint replacement the assembled components shall be classified according to the function of the joint in the unloaded condition as follows:

a) non-constrained

b) semi-constrained

c) full-constrained

Tabelle 16: Einteilung des künstlichen Gelenkersatzes am Kniegelenk nach ISO 7207-1: 1994

7.2 Nachuntersuchungsgang Knie nach Prothesenimplantation

Patientenetikett

Allgemeines:

Operationsdatum:

Nachuntersuchungsdatum:

Prothesenmodell Primary Posterior stabilized Revision

Verankerungsart zementiert zementfrei teilzementiert

Patellarückflächenersatz ja nein

Diagnose Gonarthrose rheumatoide Arthritis andere

Subjektive Zufriedenheit mit dem Operationsergenbis:

Postoperative Komplikationen: keine

Wundheilunsstörung

Prothesenlockerung

Tiefe Beinvenenthrombose – Lungenembolie

Einschränkungen im täglichen Leben: Hausarbeit ? Gartenarbeit?

Freizeitaktivitäten? Berufsausübung?

Schmerzen:

Beim Gehen beim Treppensteigen im Stehen in Ruhe bei Nacht

Im Seitenvergleich: rechts links

vorübergehend dauernd

Inspektion im Stehen:

Gang (Hinken): ja nein

Achsfehlstellung Varus Valgus Recurvatum

Gemessener Knieaußenwinkel: _____°

Beckengeradstand?

Schwellung des Kniegelenks

Narbenverhältnisse

Sichtbare Atrophie des M. quadriceps femoris

Messung des Quadricepsumfangs in cm: 20 cm oberhalb der Patella
15 cm oberhalb der Patella
auf Mitte der Patella

Extension im Kniegelenk: Ist gerades Stehen ohne Kontraktur möglich?

Inspektion im Sitzen:

Muskelkraft des M. quadriceps femoris:

- Halten des gestreckten Beins gegen die Schwerkraft
- Halten des gestreckten Beins gegen Widerstand
- Volle Muskelkraft erhalten

Extension im Kniegelenk: aktiv möglich passiv möglich
Streckdefizit in Grad:

Flexion im Kniegelenk: Sitzen auf engem Raum möglich (Kino, Autorücksitz)
Hinknien, um sich die Schuhe zu binden
Beugung bis in die Hocke möglich
Schmerzen beim Aufstehen aus der Hocke

Bewegungsumfang (Neutral-Null-Methode): Flexion / Extension: - - °

Stabilitätstests: mediolateral: in ca. 20° Beugung und Außenrotation
Varus-/ Valgusstress
anterior-posterior: Lachmann-Test in 30° Beugung
Vordere Schublade in 90° Beugung

Patella: Verschieblichkeit retropatellarer Druckschmerz

Stabilitätstest mit dem KT 1000 Arthrometer

Röntgenologische Untersuchung

Knie in zwei Ebenen

Patella-Tangentialaufnahme

Beinachsenaufnahme im Stehen

Knee-Society-Score

HSS-Score

Patella-Score nach Turba et al.

7.3 Knee-Society-Score

A. Knee-Score

Schmerz	keiner	50
	wenig/ gelegentlich	45
	beim Treppensteigen	40
	Gehen + Treppen	30
	mittel manchmal	20
	immer	10
	stark	0

Bewegungsausmaß

5 Grad = 1 Punkt

(max. 25 Punkte für 125 Grad)

.....

Stabilität

anterior-posterior

< 5 mm	10
5-10 mm	5
> 10 mm	0

mediolateral

< 5 Grad	15
6-9 Grad	10
10-14 Grad	5
> 15 Grad	0

Zwischenpunktzahl _____

(max. 100)

B. Function-Score

Gehstrecke	unbegrenzt	50
	> 10 Blocks (1000m)	40
	5-10 Blocks	30
	< 5 Blocks	20
	nur im Hause	10
	unmöglich	0

Treppensteigen

normal	50
aufwärts normal, abwärts mit Geländer	40
auf- + abwärts mit Geländer	30
aufwärts mit Geländer, abwärts nicht möglich	15
gar nicht möglich	0

Zwischenpunktzahl ____

(max. 100)

		Abzüge		**Abzüge**
Beugekontraktur	5°-10°	2	1 Gehstock	5
(passiv)	10°-15°	5	2 Gehstöcke	10
	16°-20°	10	Krücken oder Gehwagen	20
	> 20°	15		
Streckdefizit	< 10°	5		
	10°-20°	10		
	> 20°	15		

Fehlstellung der Beinachse (Norm 175° Knieaußenwinkel)

5-10°	0	(170° - 175°)
0-4°	3 / Grad	(176° - 180°)
11-15°	3 / Grad	(165° - 169°)
anderer	20	

Totalabzüge _____ **Totalabzüge** ____

Knie-Score _____ **Funktionsscore** ____

7.4 HSS - SCORE

The Hospital for Special Surgery Rating System

Schmerz : niemals Schmerzen (max. 30 Punkte)		30
	schmerzfrei beim Gehen	15
	leichter Schmerz beim Gehen	10
	mäßiger Schmerz beim Gehen	5
	starker Schmerz beim Gehen	0
	kein Ruheschmerz	15
	leichter Ruheschmerz	10
	mäßiger Ruheschmerz	5
	starker Ruheschmerz	0

Funktion :	Gehen und Stehen unbegrenzt möglich	12
(max. 22 Punkte)	max. Gehstrecke 5-10 Blocks, Stehen < 30 min möglich	10
	max. Gehstrecke 1-5 Blocks,	
	Stehen < 30 min möglich	8
	Gehstrecke weniger als 1 Block (100 m)	4
	Gehen unmöglich	0
	Treppensteigen ungehindert möglich	5
	Treppensteigen nur mit Hilfe möglich	2
	Auto aus-/ einsteigen problemlos	5
	Auto aus-/ einsteigen nur mit Hilfe	2

Bewegungsausmaß : 1 Punkt pro 8 Grad Bewegungsausmaß

(18 Punkte) max. 18 Punkte für 144 Grad

Muskelkraft : (10 Punkte)	Quadrizeps unüberwindbar	10
	Quadrizeps überwindbar	8
	mäßig	4
	schlecht	0

Beugedefizit : (10 Punkte)	Norm von > 120 Grad Beugung	10
	0 - 4 Grad	8
	5 - 10 Grad	5
	11 Grad oder mehr	0

Instabilität : (10 Punkte)	keine	10
	gering (0 - 5 Grad)	8
	mäßig (6 - 15 Grad)	5
	> 16 °	0

Zwischenpunktzahl (max. 100) ____

Abzüge :	1 Gehstock	1	pro 5 Grad Valgus	1
	1 Unterarmgehstütze	2	pro 5 Grad Varus	1
	2 Unterarmgehstützen	3		
	Streckdefizit < 5 Grad	2		
	Streckdefizit < 10 Grad	3		
	Streckdefizit < 15 Grad	5		

Totalabzüge _____

HSS-Score Gesamtergebnis _____

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

7.5 Patella - Score nach Turba et al.

A. Subjektiver Teil

Schwellung :	keine	0
	manchmal nach starker Anstrengung	1
	gelegentlich nach Belastungen im Alltag	2
	häufig nach Belastungen im Alltag	3
Schmerz :	keiner	0
	leichter Schmerz bei Wetteränderungen oder nach starker Anstrengung	1
	leichter oder mittelstarker Schmerz nach längerem Sitzen mit angezogenen Knien oder stechender oder dumpf-bohrender Schmerz beim Treppensteigen oder Unfähigkeit, eine Treppe Stufe für Stufe hinaufzugehen, oder starke Schmerzen nach langem Sitzen, retropatellarer Schmerz	2
	Beeinträchtigung beim Gehen und im Alltagsleben	3
Instabilitäten:	keine	0
	manchmal bei der Ausübung anstrengender Sportarten	1
	manchmal bei alltägl. Belastungen	2
	regelmäßige und deutliche Luxation der Patella	3

Bewegungseinschränkung :	keine	0
	volles Hinknien unmöglich	1
	belastende Sportarten nicht möglich	2
	im tägl. Leben eingeschränkt	3

Ergebnis : _____

B. Objektiver Teil

Patella-Bewegung :	voll	0
	ungleich dem anderen, nicht operierten Knie	1
Schmerz :	keiner	0
	leichter Schmerz bei Retropatellar-Kompression	1
	mittlerer Schmerz bei Retropatellar-Kompression	2
	starker retropatellarer Schmerz	3

Erguß :	keiner	0
	gering mit min. Hervortreten des Fettpolsters im Seitenvergleich	1
	mäßig mit Hervortreten des Fettpolsters	2
	schwerer Erguß mit „tanzender Patella ”	3

Quadriceps-Tonus:	kein Unterschied zur Gegenseite	0
	gering mit Abflachung	1
	mittel mit auffallender Umfangsminderung	2
	stark	3

Quadriceps-Atonie :	keine	0
	minimaler Tonusverlust im Seitenvergleich	1
	mittelmäßiger Tonusverlust	2
	starker Tonusverlust	3

Passive Patella-Hypermobilität :	keine	0
	minimale Hypermobilität im Seitenvergleich	1
	mittelgradige Hypermobilität mit möglicher Luxation der lateralen Patella-Facette über den lateralen Femurcondylus ohne Dislokation	2
	ausgeprägte Hypermobilität mit möglicher Dislokation der Patella mit Einklemmung und Schmerz	3

Ergebnis : _____

Für den Patella-Score nach Turba gilt folgender **Bewertungsmaßstab:**

0	Punkte	Sehr gut
1 - 5	Punkte	Gut
6 - 8	Punkte	Befriedigend
>8	Punkte	Schlecht

7.6 Nachbehandlung nach Alloarthroplastik des Kniegelenks

(Unikondyl. Prothese, bikondyl. Prothesen (Genesis, Natural-Knee), GSB-Prothese)

1. Tag postoperativ:	**CPM: aktiv assistierte Extension/Flexion 0-10-40°, KG, isometrische Übungen, Mobilisierung im Gehwagen mit Bodenkontakt.**
2. Tag postoperativ:	**Redon-Entfernung. Anschließend CPM: Ext./Flex. 0-10-50°, Eisbehandlung 3 mal tägl.**
3. Tag postoperativ:	**CPM: aktiv assistierte Ext./Flex. 0-0-60° (weitere Steigerung d. Flexion tägl. um 10°). KG, isometrische Übungen, besonders Quadrizeps-Muskulatur, Bewegungsübungen passiv, aktiv assistiert ohne Widerstand, Patella-Mobilisierung.**
ab 7. Tag postop.:	**Sitzen an der Bettkante. Kompressionsstrumpf bds. Selbstständige Unterstützung der Bewegungsübung durch kontralaterales Bein. Bei freier Streckung bzw. Streckdefizit nicht größer als 10° Einleitung der Teilbelastung mit halbem Körpergewicht, das mit 20 kg pro Woche gesteigert werden kann.**
10.-14. Tag postop.:	**Wenn Flexion konstant nicht über 60° zu steigern ist, Anmeldung für Mobilisierung des Gelenkes in Narkose (möglichst zum Wochenbeginn). Anschließend noch am selben**

	Tag zweimal KG mit Analgetika-Schutz. Ansonsten Fortsetzung des Bewegungs- und Belastungsschemas.
Ca. 14. Tag postop.:	**Entlassung bzw. Verlegung zur AHB.**

7.7 Ergebnisse in der Literatur mit dem HSS- bzw. Knee-Society-Score

	Autor	**Prothesentyp**	**Anzahl**	**Follow up**	**HSS - Score**	**Knee - Score**	**Function - Score**
I	Liebau,Ch., 1998	zementfreie **Natural-Knee**	62	24 Monate		81% sehr gut 10% gut	64% sehr gut 19% gut
II	Hofmann, AA, 1994	zementfreie **Natural-Knee**	183	3Jahre, 2 Monate		99 Punkte	
III	Hofmann AA, 2001	zementfreie **Natural-Knee**	176	12 Jahre	97,8 Punkte		
III	Scott, DF, 1997	zementfreie **Natural-Knee**	212	8,6 Jahre (7 - 11)	98 Punkte		
IV	Baldwin JL, 1996	zementfreie **Natural-Knee**	109	2Jahre, 8 Monate	92,5 Punkte 94,5% excel-lent + good		
V	Evanich, CJ 1997	zementfreie **Natural-Knee**	212	7Jahre, 7 Monate	98 Punkte		

Tabelle 19: Ergebnisse anderer Autoren mit der Natural-Knee-Oberflächenersatzprothese in der Literatur

	Autor	Prothesentyp	Anzahl	Follow up	HSS - Score	Knee - Score	Function - Score
VI	Pellengahr, C. et al, 1998	**Genesis I**– Oberflächenersatzprothese	65	4Jahre, 5 Monate	80,9 Punkte 38,5% excellent, 49,2% good, 4,6% fair, 7,7% poor	80,9 Punkte	73,3 Punkte
VII	Mokris JG 1997	primary **Genesis I** prothesis	105	4 Jahre,3 Monate		97,0 Punkte	88,0 Punkte
VIII	Laskin RS, 1996	**Genesis I** prothesis in osteoarthrosis	111	5 Jahre		76% excellent 20% good	
IX	Smith& Nephew	**Genesis I** Total knee system	1433	2 Jahre		92,4 Punkte	

Tabelle 20: Ergebnisse anderer Autoren mit der Genesis I-Oberflächenersatzprothese in der Literatur

	Autor	Prothesentyp	Anzahl	Follow up	HSS - Score	Knee-Score	Function-Score
X	Stern S.H. 1990	cemented Total Condylar III prothesis in gonarthrosis	68	6,2 Jahre	90Punkte	92 Punkte	84 Punkte
XI	Armstrong RA 1991	cementless Ortholoc I + II prothesis in rheumatoid arthritis	55	1 - 7 Jahre		88 Punkte	64 Punkte
XII	Whiteside, LA, 1989	zementfreie Ortholoc Prothesen	304	2 - 5 Jahre	79% excellent, 13% good 6% fair, 2% poor		
XIII	Kraay MJ 1991	Miller-Galante "Hybrid" prothesis	29	2 Jahre, 4 Monate		93 Punkte	47 Punkte
XIV	Kienapfel, 1991	zementfreie Miller-Galante	64	2-5 Jahre		62,6 Punkte	69 Punkte
XV	Krackow KA 1991	prim.PCA in fixed valgus deformity	99	2 - 10 Jahre		87,6 Punkte	52,3 Punkte
XVI	Hungerford D1985	cementless PCA-Knee replacement	52	2Jahre	73% excellent, 19 % gut		
XVII	Moran, C.G., 1991	cementless PCA-Knee replacement			68% excellent + good		

	Autor	Prothesentyp	Anzahl	Follow up	HSS - Score	Knee - Score	Function - Score
XVIII	Krismer, M., 1991	zementierte Kinematikprothese	88	64 Monate		75,1 Punkte	86,6 Punkte
XIX	Levitzky KA, 1993	Press fit Condylar-, Duo patellar-, Kinematic prothesis without patella resurfacing	79	7 Jahre, 6 Monate		89,9 Punkte	92 Punkte
XX	Amendola A. 1989	Kinematic II-, PCA-, Miller –Galante prothesis	41	37 Monate	90% excellent + good		
XXI	Ranawat CS, 1993	Total Condylar knee arthroplasty	49	15 Jahre	85,0 Punkte 91% excellent + good		
XXII	Insall J 1979	Total condylar knee prothesis	220	3 - 5 Jahre	62% excellent, 28% good 4,5% fair,5,5% poor		
XXIII	Donaldson WF, 1988	Total Condylar III knee prothesis	31	3 Jahre, 7 Monate	77% excellent + good		

Tabelle 21: Ergebnisse vergleichbarer anderer bicondylärer Oberflächenersatzprothesen des Kniegelenks in der Literatur

8 Literaturverzeichnis

1. **Aglietti P, Buzzi R, Gaudenzi A**; 1988; Patellofemoral functional results and complications with the posterior stabilized total condylar knee prothesis; J. Arthroplasty; 3(1): 17 – 25

2. **Aglietti P, Buzzi R**; 1988; Patellofemoral functional results and complications with the posterior stabilized total condylar knee prothesis; J. Arthroplasty; 3:17

3. **Aglietti P, Insall Jn, WalkerPs, Trent P**; 1975; A new patella prosthesis. Design and application; Clin Orthop 107: 175 - 187

4. **Aglietti P, Rinonapoli E**; 1975; A new total knee prosthesis: the "total condylar"; Ital J Orthop Traumatol; 2: 207 - 219

5. **Amendola A., Rorabeck C.H., Bourne R.B., Apayan P.M**.; 1989; Total knee arthroplasty following high tibial osteotomy for osteoarthritis; J Arthroplasty 4 Suppl: 11-17.

6. **Anstett F.**; 1955; Klinische Anwendung von Kunststoffen in der Medizin; J.A. Barth, Leipzig Georg Thieme Verlag, Stuttgart; 22.35 - 22.38

7. **Armstrong RA, Whiteside LA**; 1991; Results of cementless total knee arthroplasty in an older rheumatoid arthritis population; J Arthroplasty 6: 357 - 362

8. **Baer W.S**.; 1918; Arthroplasty with the Aid of Animal Membrane; Am. J. Orth. Surg. 1 – 29 und 171 – 199

9. **Baldwin JL, EL-Saied MR, Rubinstein RA**;1996; Uncemented total knee arthroplasty: report of 109 titanium knees with cancellous-structured porous coating; Orthopedics, 19(2): 123 - 130

10. **Bandi W.**;1982; Die retropatellaren Kniegelenksschäden: Pathogenese, pathol. Anatomie, Klinik, Therapie und Begutachtung; Verlag Huber, Bern, Stuttgart, Wien (Aktuelle Probleme in der Chirurgie und Orthopädie, Band 4)

11. **Bargren JH, Blaha JD, Freeman MAR**; 1983; Alignement in totally arthroplasty: Correlated biomechanical and clinical observations; Clin Orthop 173: 178 – 183

12. **Barnes CL, Clark AE, Thornhill T**; 1993; Patient selection and indications for total knee replacement. In: Rand JA, Hrsg. Total knee arthroplasty. New York: Raven Press: 85 – 92

13. **Bartel DL, Bicknell VL, Wright TM**; 1986; The effect of confority, thickness and material on stresses in ultra-high molecular weight components for total joint replacement; J. Bone. Joint Surg. 68A (7): 1041 – 1051

14. **Bartel DL, Rawlinson JJ, Burnstein AH, Ranawat CS, Flynn WF Jr**; 1995; Stresses in polyethylene components of contemporary total knee replacements; Clin Orthop 317: 76 – 82

15. **Bindelglass DF, Cohen JL, Dorr LD**; 1993; Patella telt and subluxation in total knee arthroplasty. Relationship to pain, fixation and design; Clin Orthop 286: 103 - 109

16. **Bläsius Klaus**; 1995; Endoprothesenatlas Knie; Thieme Verlag, Stuttgart, New York

17. **Bochner R.;** 1991; Indications and alternatives to total knee replacement.In: Laskin RS, Hrsg. Total knee replacement: London, Springer Verlag: 17 - 24

18. **Buchanan RA, Rigney ED jun., Williams JM;** 1987; Ion implantation of surgical Ti-6Al-4V for improved resistance to wear-accelerated corrosion.J Biomed Mater Res. 1987 Mar;21(3):355-66.

19. **Campbell W.C**.; 1921; Arthroplasty of the Knee. Report of cases; Am. J. Orth. Surg. 3:430 – 439

20. **Campbell W.C**.; 1940; Interposition of Vitallium plates in arthroplasty of the knee; Am. J. Surg. 47:639-641

21. **Charnley J**.; 1972; The long term results of low friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention; J Bone Joint Surg 54-B: 61

22. **Charnley J**.; 1979; Low-friction arthroplasty of the hip; Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York

23. **Chuckler J.M.;** 1996; Mechanisms of knee implant failure; 12th Ann Current Concepts in Joint Replacement; Orlando: 163 - 164

24. **Cobb AC., Ewald F.C., Wright R-J., Sledge C.B**.; 1990; The kinematic knee survivorship analysis of 1943 knees. Proceedings of the Annual meeting of the British Orthopedic Association; J. Bone Joint Surg. 72B : 542

25. **Cole BJ, Harner CD**; 1999; Degenerative arthritis of the knee in active patients: evaluation and management; J Am Acad Orthop Surg 7(6): 389 - 402

26. **Collier JP, Mayor MB, McNamara JL, Surprenant VA, Jensen RE**; 1991; Analysis of the failure of 122 polyethylene inserts from uncemented tibial knee components; Clin Orthop 273: 232 – 242

27. **Crowinshield R., Lamer J., Gilbertson L., Jacobs O., Price H., Jones F.**; 1990; Stimulating total knee replacement wear in vitro: Comparison of TiA1-4V and nitrogen ion implanted Ti-6A1-4V, Transaction of the ORP, 470

28. **D`Aubigne, Merle**; 1963; Use of a hinged Vitallium Prothesis for Arthroplasty of the Knee; J. Bone Joint. Surg. 45-A: 1627 – 1635

29. **Daniel D.M., Malcom LL., Losse G, Stone M. L., Sachs R., Burks R.,:** 1985; Instrumented measurement of the anterior laxity of the knee; J. Bone Joint Surg.[Am]; 67(5): 720 - 726

30. **Daniel D.M., Stone M. L., Rangger Ch.;** 1992; Instrumented measurement of the anterior-posterior knee motion; In: "Knee Surgery - Current practice" 191 - 203, Hrsg.: Aichroth, P.M:, Cannon, W.D. Jr.; Dt. Ärzteverlag, Köln

31. **Daniel D.M., Stone M. L., Sachs R., Malcom LL**.; 1985; Instrumented measurement of anteroir knee laxity in patients with acute ACL disruption; Am J. Sports Med; 13/6: 401 – 407

32. **Debrunner,H.U., Hepp W.R.;** 1994; Orthopädisches Diagnostikum, S. 177ff; Thieme Verlag, Stuttgart, New York

33. **Donaldson WF,Sculco TP, Insall JN, Ranawat CS**; 1988; Total condylar III knee prothesis. Long-term follow-up study; Clin Orthop., 226: 21 - 28

34. **Ecker ML, Lotke PA, Windor RE, Cella JP**; 1987; Long-term results after total condylar knee arthroplasty. Significance of radiolucent lines; Clin Orthop 215: 151 – 158

35. **Evanich CJ, Tkach TK, von Glinski S, Camargo MP, Hofmann AA;** 1997; 6 to 10-years experience using countersunk metal-backed patellas; J Arthroplasty, 12(2): 149 – 154

36. **Ewald F.C.;** 1989; The Knee Society Total Knee Arthroplasty Evaluation and Scoring System; Clin. Orthop.; 248: 9 - 12

37. **Feller JA, Bartlett RJ, Lang DM; 1996**; Patellar resurfacing versus retention in total knee arthroplasty; J Bone Joint Surg [Br], 78 (2): 226 – 228

38. **Freeman M.A.R., Blaha J.D., Brown G., Day W.H., Insler H.P., Revel P.A**.; 1981; Cementless fixation of a tibial component of the knee; Trans Orthop. Res Soc. 6: 157

39. **Geerts WH, Heit JA, Clagett GP**; 2001; Prevention of venous thromboembolism; Chest ; 119, Suppl: 132 - 175

40. **Gluck Th.;** 1891; Referat über die durch das moderne chirurgische Experiment gewonnen-en positiven Resultate, betreffend Naht und den Ersatz höherer Gewebe, sowie die Verwert-ung resorbierbarer und lebendiger Tampons in der Chirurgie. Arch Klein.Chir. 41: 187

41. **Gluck Th**; 1890; Autoplastik, Transplantation, Implantation; Berl. Klein. Wschr. 19: 32 – 53

42. **Goh CL**; 1985; Prevalence of contact allergy by sex, race and age.Contact Dermatitis. 1986 Apr;14(4):237-40.

43. **Goodfellow J.W., O`Connor J.;** 1978; The mechanics of the knee and prothesis design; J Bone Joint Surg Br; 60: 358 - 369

44. **Gore DR, Murray MP, Sepic SB, Gardner GM**; 1986; Correlation between objective measures of function and a clinical rating scale following total knee replacement; Orthopedics; 9: 1363 – 1369

45. **Greenspan A.;** 1993; Skelettradiologie; Kapitel 8, Untere Gliedmaße II: Knie; VCH - Verlagsgesellschaft

46. **Grelamer RP, Bazon AN, Proctor CS**; 1993; Radiographic analysis of patellar tilt; J Bone Joint Surg [Br]; 75/5 – B: 822 - 824

47. **Gunston F.H**.; 1971; Polycentric knee arthroplasty. Prothetic simulation of normal knee movement; J Bone Joint Surg 53-B: 272-279

48. **Gustilo RB, Rand JA**; 1992; Operationstechnik zum Genesis – CR Knie System; Smith & Nephew Richards;

49. **Hagena F.W.**; 1985; Ergebnisanalyse: Schmerz und Gehvermögen. In: Weber, U., Hackenbroch M.A.(Hrsg): Endoprothetik am Kniegelenk. Derzeitiger technischer und klinischer Stand. Thieme Verlag Stuttgart, New York.

50. **Heinert K., Engelbrecht, E.;** 1988; Langzeitvergleich der Knieendoprothesensysteme „ St. Georg“; Der Chirurg 59: 755 - 768

51. **Hellinger J**; 1995; Meßmethoden in der Skelettradiologie; Kapitel 13, Untere Extremität; Thieme Verlag; Stuttgart, New York

52. **Henstten-Pettersen A.;** 1993; Allergy and hypersensibility; In: Morris BF: Biological, material and mechanical considerations of joint replacement: Raven, New York, 353 - 361

53. **Hoffmann S, Theiler R**; 2001; Physiotherapy in osteoarthritis – a review of literature on conservative therapy on knee and hip osteoarthritis; Ther Umsch., 58(8): 480-486

54. **Hofmann AA, Murdoch LE, Wyatt RWB, Alpert JP**; 1991; Two- to four-year experience using an asymmetric tibial try and a deep trochlear grooved femoral component; Clin. Orthop., 269: 78 – 88

55. **Hofmann AA, Murdock LE, Wyatt RWB, Alpert JP**; Totale Knie Arthroplastik: klinische Resultate nach 2 – 4 Jahren; Produktinformation der Fa. SULZER medica

56. **Hungerford DS, Kenna RV**; 1973; Preliminary experience with a total knee prothesis with porous coating used without cement; Clin Orthop 176: 23 - 33

57. **Hungerford DS, Krackow KA, Kenna RV**; 1989; Cementless total knee replacement in patients 50 years old and under; Orthop. Clin. North Am., 20:131

58. **Hunziger E.B., Stäubli H.-U., Jakob R.P.,** 1990; Chirurgische Anatomie des Kniegelenks, aus „Kniegelenk und Kreuzbänder“, Hrgs. Jakob, R.P.und Stäubli, H.-U, ; Springer Verlag; Berlin, Heidelberg, New York

59. **Hvid I., Kjaersgaard P., Wethelund JO., Sneppen O.;** 1987; Knee arthroplasty in rheumatoid arthritis; J Arthroplasty 2 (3) 233-129

60. **Insall J, Kelly, M**.; 1986; The Total Condylar Prothesis; Clin Orthop 205: 43 - 48

61. **Insall J, Ranawat CS, Scott WNS, Waler P.;** 1976; Total condylar knee replacement: preliminary report; Clin Orthop 120: 149-154

62. **Insall J, Scott WN, Ranawat CS**; 1979; The total condylar knee prothesis. A report of 220 cases; J Bone Joint Surg [Am], 61(2): 173 - 180

63. **Insall J.N.;** 1986; Infection of total knee arthroplasty; In: Aderson L.D: (Hrsg.): AAOS Instructional Course Lectures , Vol 25: C.V. Mosby, St. Louis: 319

64. **Insall JN, Dorr LD, Scott RD, Scott WN**; 1989; Rationale of the Knee Society clinical rating system; Clin Orthop (United States); 248 : 13-14

65. **Insall JN, Hood RW, Flawn LB, Sullivan DJ**; 1983; The Total Condylar Knee Prothesis in Gonarthrosis; J Bone Joint Surg [Am]; 65 – A: 619 - 628

66. **Insall JN, Ranawat CS, Aglietti P, Shine J**; 1990; A Comperison of four Total Knee-Replacement Protheses; J Bone Joint Surg Am ; 58 : 754-765

67. **Insall J., Salvati E.;** 1971; Patella position in normal knee joint; Radiology; 101: 101-104

68. **International Organisation for Standardization**, Genève, Switzerland ; 1994; Implants for surgery – Femoral and tibial components for partial and total knee joint prothesis- Part 1: Classification, definitions and designation of dimensions [ISO 7207-1:1994 (E)]

69. **Jansson V**.; 1998; Vortrag anläßlich des Orthopädischen Kolloquiums am 25.11.98 der Orthopädischen Klinik des Klinikums Großhadern; Minimalinvasive Chirurgie in der Knieendoprothetik - ein neuer Weg.

70. **Jerosch J., Heisel J**.; 1999;Knieendoprothetik: Indikationen, Operationstechnik, Nachbehandlung, Begutachtung; Springer Verlag; Berlin, Heidelberg, New York; S. 55

71. **Jerosch J.**; 1997; Knieendoprothetik - eine Standortbestimmung; Dt. Ärzteblatt 1997; 94: A-449-455 [Heft 8]

72. **Jerosch J**.; 1999; Knieendoprothetik: Indikationen, Operationstechnik, Nachbehandlung; Med Monatsschr Pharm.; 22(10): 305 - 312

73. **Van Kampen A, Huiskes R** ; 1990; The three dimensional tracking pattern of the human patella problems; J Orthop Res; 8: 372 – 382

74. **Kapandji I.A**.; 1970; The Physiology of the joints; vol. II; Chirchill-Livingstone, Edinburgh

75. **Kapandij I.A.;** 1985; Funktionelle Anatomie der Gelenke, Untere Extremität (Band 2); Bücherei des Orthopäden 47, Enke Verlag, Stuttgart

76. **Kienapfel H., Griss P**., Orth J.;1991; Zwei- bis Fünfjahresergebnisse mit der zementfrei einsetzbaren Kniegelenkprothese vom Typ Miller-Galante; Orthopäde, 20:189 - 196

77. **Knutson K., Lindstrand A., Lindgren L**; 1986: Survival of knee arthroplasties, a nation-wide multicentre investigation of 8000 cases; J. Bone Joint Surg. 68B : 795 - 803

78. **Kraay MJ, Meyers SA, Goldberg VM, Fiffie HE, Conrroy PA**; 1991; "Hybrid" total knee arthroplasty with the Miller Galante prothesis. Clin Orthop 273: 32-41

79. **Krackow K.A.;** 1990; Technique of total knee arthroplasty; St.Louis, Baltimore

80. **Krackow KA, Jones MM, Teeny SM, Hungerford DS;** 1991; Primary total knee arthroplasty in patients with fixed valgus deformity; Clin Orthop 273: 9-18

81. **Krämer K.-L., Maichl F.-P**.; 1993 ; Scores, Bewertungsschemata und Klassifikationen in der Orthopädie und Traumatologie; Thieme Verlag, Stuttgart, New York

82. **Kreibich DN, Vaz M., Bourne RB, Rorabeck CH, Kim P., Hardie R.; Kramer J, Kirkley A.;** 1996; What is the best way of assessing outcome after total knee replacement? ; Clin Orthop 331: 221 - 225

83. **Krismer M., Stöckl B., Achammer T., Penz T., Weber F.;** 1991; Mittelfristige Ergebnisse mit der Kinematikknieprothese; Orthopäde, 20:181 - 188

84. **Landon GC, Galante JO, Cassini J;** 1985; Essay on Total Knee Arthroplasty; Clin Orthop 192: 69 - 74

85. **Laskin RS**; 1996; Cemented Total Knee Replacement in Patients with Osteoarthrosis; Product Update der Fa. Smith&Nephew Richards

86. **Laughlin RT, Werries BA, Verhulst SJ, Hayes J**M; 1996; Patellar tilt in total knee arthroplasty; Am-J-Orthop. 25/4: 300 – 304

87. **Laurin CA, Levesque HP, Labelle H., Peides JP;** 1978; The abnormal patellofemoral angle. A diagnostic roentgenographic sign of recurrent patellar subluxation; J Bone Joint Surgery Am; 60: 55-61

88. **Levai JP, Mc Leod HC, Freeman MA**; 1983; Why not resurface the patella; J Bone Joint Surg Br 65: 448 - 451

89. **Levitzky KA, Harris WJ, McManus J, Scott RD**; 1993; Total knee arthroplasty without patellar resurfacing. Clinical outcomes and long-term follow-up evaluation; Clin Orthop 286: 116-121.

90. **Lexer E.;** 1917; Das Beweglichmachen versteifter Gelenke mit und ohne Gewebszwischenlagerung; Zentralbl. f. Chir. 44: 1-6

91. **Liebau Ch., Pap G., Nebelung H., Merk H., Neumann H.W.;**1998; Vergleich funktioneller Ergebnisse bei der Implantation von Natural-Knee Knieprothesen mit und ohne Patellarückflächenersatz; Z. Orthop.,136: 65 - 69

92. **Lotke P.A., Ecker M.L**.; 1993; Deep venous thrombosis after total knee surgery. In: Rand J.A. (Hrsg.) Total knee arthroplasty. Raven, New York: 409 – 416

93. **Lotke PA, Ecker ML**; 1977; Influence of positioning of prothesis in total knee replacement; J Bone Joint Surg [Am]; 59 – A: 77 – 79

94. **Lotke PA, Steinberg ME, Ecker ML**; 1994; Significance of deep venous thrombosis in the lower extremity after total joint arthroplasty; Clin Orthop 299: 25 - 30

95. **MacIntosh D.L.;** 1958; Hemiarthroplasty of the knee, using space occopying prothesis for painful varus and valgus deformities; J. Bone Joint. Surg. 40-A: 1431

96. **Marmor L.;** 1988; Unicompatimental arthroplasty of the knee with a minimum 10 year follow-up period; Clin Orthop 228: 171-177

97. **Marmor L;** 1969; Salvage of the knee severely involved by Rheumatoid Arthritis; Surg. Gyn. Obstetr.; 128: 788 – 792

98. **McKeever D.C.;** 1960; Tibial Plateau prothesis; Clin. Orthop. 18: 86-95

99. **Menschik A.;** 1975; Mechanik des Kniegelenks, Teil 2; Z. Orthop. 113: 388 – 400

100. **Menschik A.;** 1974; Mechanik des Kniegelenks, Teil 1; Z. Orthop. 112: 481 – 495

101. **Merritt KM, Brown SA.;** 1996; Distribution of cobalt chromium wear and corrosion products and biologic reactions.Clin Orthop.;(329 Suppl):S233-43. Review.

102. 95. **Merchant C., Mercier EL, Jacobson RH, Loll CR**; 1974; Roentgenographic analysis of patella femoral congruence; J Bone Joint Surgery Am; 56: 1391-1396

103. **Mokris JG, Smith SW, Anderson SE;** 1997; Primary total knee arthroplasty using the Genesis Total knee arthroplasty system; J Arthroplasty 12 (1): 91 - 98

104. **Möller TB**; 1996; Röntgennormalbefunde; Thieme Verlag; Stuttgart, New Y-ork

105. **Moran CG, Pinder IM, Lees TA, Midwinter MJ;** 1991; Survivorship analysis of the uncemented porous coated Anatomic knee replacement; J Bone Joint Surg Am 73 (6): 848 - 857

106. **Morrison J.B**.; 1970; The mechanics of the knee joint in relation to normal walking; J Biomech.6:79

107. **Muller W.;** 1938; Kinematics; In: The knee: form, function and ligament reconstruction; Springer Verlag, New York

108. **Müller W.;** 1982; Das Knie: Form, Funktion und ligamentäre Wiederherstellungs-chirurgie; Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York

109. **Murphy JB**; 1904; Ankylosis, Arthroplasty. Clinical & Experimental; Tr. Am. Ssurg. Ass Phila. 22: 315 – 376

110. **Murphy JB**; 1913; Arthroplasty; Ann Surg; 57: 597-647

111. **Nafei A, Kristensen O, Knudsen HM, Hvid I, Jensen J**; 1996; Survivorship analysis of cemented total condylar knee arthroplsty; J Arthroplasty 11 (1) 7 - 10

112. **Nagamine R, Otani T, White SE, McCarthy DS, Whiteside LA**; 1995; Patellar tracking measurement in the normal knee; J-Orthop-Res. 13/1:115 – 122

113. **Nebelung W, Awaszus F, Mahlfeld K, Neumann HW**; 1995; Beeinflussen Patellahochstand, Patellaventralisation und Patellalateralisation das patellare Schmerzsyndrom nach Implantation von GSB-Totalendoprothesen; Z Orthop Ihre Grenzgebiete; 133: 535 - 538

114. **Nicolaides AN**; 2001; Prevention of venous thromboembolism; International consensus statement: guidelines complied in accordance with the scientific evidence; Int. Angiol. 20:1 -37

115. **Nielsen NH, Menne T.,** 1993; Nickel sensitization and ear piercing in an unselected Danish population. Glostrup Allergy Study; Contact Dermatitis.; 29(1):16-21.

116. **Nothofer W.;** 1996; Vortrag anläßlich des 8. Unfallchirurgischen Symposiums Regensburg 12/1996; " Der unicondyläre Schlitten "; Krankenhaus der Barmherzigen Brüder, Regensburg

117. **Park W.**; 1987 ; Orthopaedic Radiology; Chapter 6, Bone and joint measurement; Blackwell scientific publications

118. **Pellengahr C., Refior H.J., Jansson V.;** 1997; The influence of the implant size on the outcome of unconstrained total knee arthroplasty; Vortrag anläßlich des Knieendoprothesen-symposiums 1997 in Straßburg

119. **Pellengahr C., Refior H.J., Quick M., Jansson V**., Bikondylärer Kniegelenkersatz - eine mittelfristige Bewertung der Genesis I Prothese; Z. Orthop.,136: 343 - 349

120. **Pellengahr C.;** 1996; Poster auf dem Kongress der Norddt. Orthopädenvereinigung

121. **Pellengahr C., Refior H.J., Jansson V.;** 1997; The influence of the implant size on the outcome of unconstrained total knee arthroplasty; Vortrag anläßlich des Knieendoprothesen-symposiums 1997 in Straßburg

122. **Pellengahr C., Mayer W., Maier M., Müller P., Schulz C., Dürr H.R., Trouillier H., Steinborn M., Jansson V., Refior H.J.,** 2003; Resurfacing knee arthroplasty in patients with allergic sensitivity to metals; Arch Orthop Trauma Surg.;123(4):139-43.

123. **Peterson CD, Hillberry BM, Heck DA;** 1988; Component wear of total knee prostheses using Ti-6A1-4V, titanium nitride coated Ti-6A1-4V, and cobalt-chromium-molybdenum femoral components.; J Biomed Mater Res.; 22(10):887-903.

124. **Plitz W**.; 1991; Endoprothetik am Kniegelenk - Bestandsaufnahme und Perspektiven; Orthopäde 20: 164-169

125. **Plitz W.;** 1998, Labor für Biomechanik und experimentelle Orthopädie der LMU München

126. **Plitz W.**; 2000, Biomechanik des Kiniegelenks; In: Das Knie; Kohn D. Georg Thieme Verlag Stuttgart

127. **Puhl W, Bernau A, Bohle E, Brune K;** 2000; Ambulatory diagnosis and therapy of gonarthrosis; Z Orthop Ihre Grenzgeb.; 138(1): 85-92

128. **Ranawat CS, Flynn WF, Saddler S, Hansraj KK, Maynerd MJ**; 1993; Long-term results of the total Condylar knee arthroplasty; Clin Orthop 286: 94 - 102

129. **Ranawat CS, Padgett DE, Ohashi Y;** 1989; Total knee arthroplasty for patients younger than 55 years; Clin Orthop 248: 27-33

130. **Ranawat CS**; 1986; The patellofemoral joint in total condylar knee arthroplasty: Pros and Cons based on five-to ten -Year follow-up observation; Clin Orthop 205: 93 - 99

131. **Ranawat CS., Shine JJ.;** 1973; Duocondylar total knee arthroplasty ; Clin Orthop (United States); 94 : 185-195.

132. **Ranawat CS., Sculco TP.;** 1985; History of the Development of Total knee Prothesis at the hospital for Special Surgery; In: Total-condylar knee Arthroplasty - Technique, Results and Complications,Hrsg.: Ranawat CS.; Springer Verlag, New York, Berlin, Heidelberg

133. **Ranawat CS., Jordan L., Straub LR;** 1973; Mac Intosh hemiarthroplasty in rheumatoid knee; Acta Orth Belg; 39(1): 102 - 112

134. **Rand J.A., Peterson L.F.A., Bryan R.S., Ilstrup R.S.;** 1986; Revision total knee arthroplasty; Instructional Course Lectures 35. 305 – 324

135. **Rand J.A.;** 1994; The patellofemoral joint in total knee arthroplasty; J. Bone. Joint Surg. 76A: 612 – 620

136. **Riley LH**; 1985; Total Knee Arthroplasty; Clin Orthop 192: 34 - 39

137. **Ritter MA, Eizember L, Keating EM, Faris PM**; 1995; The influenze of age and gender on the outcome of total knee arthroplasty; Todays-OR-Nurse; 17(4): 10 – 15

138. **Rüter, Trenz, Wagner**; 1995; Unfallchirurgie, Urban & Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore; 728

139. **Schmidt, Köhler, Zimmer;** 1989; Grenzen des Normalen und Anfänge des Patho-logischen im Röntgenbild des Skeletts; Thieme Verlag; Stuttgart, New York

140. **Schroeder-Boersch H, Scheller G, Synnatschke M, Arnold P;** 1998; Patellar refurfacing. Results of a prospective randomizes study; Orthopäde 27(9): 642-650

141. **Schroeder-Boersch H.;** 1998; Der Patellarückflächenersatz in der Knietotalendoprothetik; Orthopäde 27(9): 600-611

142. **Schurman DJ;** 1981; Functional outcome of GUEPAR Hinge knee arthroplasty evaluated with ARAMIS; Clin Orthop 155: 118 - 132

143. **Schwetlick G., Roessner A.;** 1998; Der zementierte Patellaersatz – 450 Kondylarpatellaimplantationen: Operatives Vorgehen und Ergebnisse; In: Rabenseifner, Knieendoprothetik, Steinkopff Verlag Darmstadt

144. **Scott DF, Hofmann AA, Tkach TK, Camargo MP, Evanich CJ;** 1997; Seven to eleven year experience with cementless fixation using the Natural-Knee; Scientific Exhibit presented at the AAOS Annual Conference

145. **Scott RD, Joice MJ, Ewald FC, Thomas WH**; 1985; McKeever metallic hemiarthroplasty of the knee in unicompartmental arthritis; J Bone Joint Surg 67-A: 203-207

146. **Scott W.N., Rubinstein M.P**.; 1985; Total-condylar arthroplasty: Indications. In. Ranawat, C.S. (Hrsg): Total-condylar knee arthroplasty. Technique, results, complications. New York; 17 – 83

147. **Smith&Nephew Richards Medizintechnik GmbH**; Produktinformation über das Genesis I System; Telefonat Abteilung Hr. M.Büttner (040-839003-37)

148. **Smith&Nephew Richards Medizintechnik GmbH**; 1992; Genesis I – Total Knee System, Patient outcomes Evaluation

149. **Sneppen O, Godmondsson, Bunger C**; 1985; Patellofemoral function in total condylar knee arthroplasty; Int. Orthop.; 9:65

150. **Solgaard S, Rechnagel K, Rasmussen M**; 1987; Total knee replacement with an uncemented prothesis (AGC 2000), A preliminary report; The Review; 53 - 55

151. **Soudry M, Mestriner LA, Binazzi R, Insall JN**; 1986; Total knee arthroplasty without patellar resurfacing; Clin Orthop 205: 166 - 170

152. **Stallforth H.**; 1985; Technische Klassifikationen kommerziell verfügbarer Kniegelenksendoprothesen; In: Endoprothetik am Kniegelenk - Derzeitiger technischer und klinischer Stand, Hrsg. U. Weber und M.H. Hackenbroch; Thieme Verlag, Stuttgart, New York

153. **Stallforth H., Ungethüm M.;** 1982; Grundlagenforschung zu Problemen der Tribologie und der Biomechanik künstlicher Kniegelenke; Aesculap- Wissenschaftliche Informationen im Selbstverlag

154. **Stern SH, Bowen MK, Insall JN, Scuderi GR**; 1990; Cemented total knee arthroplasty for gonarthrosis in patients 55 Years old or younger; Clin Orthop, 260: 124 - 129

155. **Stern T**; 1995; Klinische und radiologische Frühergebnisse bei der Implantation der Knieprothese vom Typ PCA"; Dissertation, Mainz

156. **Sulzer Medica**; 1998; Produktinformation u. Operationstechnik zum Natural-Knee Primary Knee

157. **Sulzer Medica**; Produktinformation im Internet zum Natural-Knee Primary Knee; www.sulzerortho.de

158. **Sun Y, Sturmer T, Gunther KP, Brenner H**; 1997; Incidence and prevalence of cox- and gonarthrosis in the general population; Z Orthop Ihre grenzgeb. 135(3): 184-192

159. **Teichner, A**.; 1985; Möglichkeiten und Grenzen der Schlittenendoprothesen anhand mittelfristiger Ergebnisse. In: Lechner, F., Ascherl R., Blümel G., Hungerford D.S.; Kniegelenksendoprothetik – eine aktuelle Bestandsaufnahme; Schattauer Verlag, Stuttgard, New York; 257 - 268

160. **Theiler R**.; 2002; Schweiz Med Forum; Arthrose – Epidemiologie, Diagnose und Differentialdiagnose, Abklärung und Dokumentation; Nr.23: 555 - 561

161. **Townley CO**; 1985; The Anatomic Total Knee Arthroplasty; Clin Orthop 192:

162. **Turba JE, Walsh WM, McLeod WD**; 1979; Long-term result of extensor mechanism recostruction; Am J Sports Med; 7 : 91-94

163. **Uematsu O, Hsu HP, Kelley KM, Ewald FC, Walker PS;** 1987; Radiographic study of Kinematic Total Knee Arthroplasty; J Arthroplasty; 2: 319 - 326

164. **Ungethüm M., Plitz W.,** 1992; Implantate und Biomaterialien, Normung und Prüfung; In: Praxis der Orthopädie; Hrsg: Jäger, Wirth; Thieme-Verlag Stuttgart, New York

165. **Ungethüm M., Stallforth H.;** 1977; Systhematisierung künstlicher Kniegelenke unter Berücksichtigung von am natürlichen Kniegelenk abgeleiteten Konstruktionsmerkmalen; Arch.Orthop. Unfall-Chir. 89:227

166. **Venable C.S., Stuck W.G.;** 1938; Electrolysis controlling factor in use of metals in treating fractures; J Am. Med. Ass.; 111: 1349 - 1361

167. **Vereneuil A.S.;** 1860; La création d`une fausse articulation par section on résection partielle de l`os maxillaire inferieur, comme moyen de remèdier à l`ankylose vraie on fausse de la machoire inferieure. Arch. Gèn. Med. 15 (5): 174;284

168. **Von Hellens H.;** 1961; Proceedings Ann. Chir. Et Gynaecology; Fennaie: 132

169. **Von Stork M., Jüsten H.-P., Wessinghage D;** 1998; Funtionelle Ergebnisse nach Implan-tation von Doppelschlittenprothesen Typ Genesis; Orthopädische Praxis 34 (6): 404 – 408

170. **Vresiloovic EJ, Hozack WJ, Booth RE, Rothman RH;** 1996; Comparative risk of early postoperative pulmonary embolism after cemented total knee versus total hip arthroplasty with low-dose warfarin prophylaxis; Am J Knee Surg 9: 2 -6

171. **Waugh TR**; 1985; Total knee arthroplasty in 1984; Clin Orthop 192: 40 - 45

172. **Weber W., Weber E.;** 1836; Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge; Dietrich Verlag, Göttingen

173. **Wessinghage D.;** 1998; Der Pionier des zementierten Kniegelenkersatzes - Themistokles Gluck; Knieendoprothetik: Komplikationen - Revision – Problemlösung; Hrsg.: L. Rabenseifner, Steinkopff Verlag, Darmstadt, 1998

174. **Whiteside LA, Amador DD**; 1988; The effect of posterior tibial slope on knee stability after Ortholoc total knee arthroplasty; J. Arthroplasty; 3 Suppl 51 – 57

175. **Whiteside LA;** Cementless TKA: an endangered species? In opposition; 12th Annual current concepts in Joint replacement (abs); 125

176. **Wong R.Y., Lotke P.A., Ecker M.L.;** 1986; Factors influencing wound healing after total knee arthroplasty; Orthop. Trans. 10: 497

177. **Wright TM, Bartel DL**; 1986; The problem of surface damage in polyethylene total knee components; Clin Orthop 205: 67 - 74

178. **Wright TM, Rimnac CM, Stuhlberg SD, Mintz L, Tsao AK, Klein RW, McCrae C;** 1992; Wear of polyethylene in total joint replacement. Observations from retrieved PCA knee implants; Clin Orthop 276: 126 - -134

179. **Young H.H.;** 1971; Reconstruction of knee joint with Young-type hinged vitallium prothesis; Reconstr. Surg. Traumatol; 12: 176 - 180

180. **Zambelli PY, Leyvraz PP**; 1995; Clinical evaluation of total knee prothesis: comparative analysis of scores; Rev-Chir-Orthop-Reparatrice-Appar-Mot; 81(1): 51 – 58

181. **Zambelli PY, Leyvraz PP, Wellensiek B;** 1996; Knee joint endoprotheses; Ther Umsch. 53(10): 797-805

182. **Zenz P, Schwägerl W, Jantsch S;** 1992; Zwei- bis Fünfjahresergebnisse nach Implantation der zementfreien APS-Knietotalendoprothese; Z. Orthop. 130: 317 - 322

183. **Zichner L.;** 1997; Der endoprothetische Gelenkersatz - eine Standortbestimmung; Sport bei Arthrose und nach endoprothetischem Einsatz, Hrsg. Zichner, Engelhardt, Freiwald, Ciba- Geigy Verlag, Wehr 1997

9 Danksagung

Mein ganz besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. H.J Refior für die Überlassung des Dissertationsthemas und für seine Unterstützung bei der Durchführung dieser Arbeit.

Herrn OA PD Dr. med. M. Maier danke ich recht herzlich für die Betreuung der Dissertation. Ihm verdanke ich zahlreiche Anregungen bei der Auswertung der Arbeit. Die gemeinsamen Diskussionen gaben mir stets wertvolle Impulse bei der Weiterführung der vorliegenden Schrift.

Ich danke Frau Dr. med. T. Maier-Bosse und Herrn Dr. med. Ch. Pellengahr für die geduldige Unterstützung bei der Ausarbeitung und Durchführung der Untersuchungen.

Ein ebenso großer Dank gilt den Patienten für deren zahlreiches Erscheinen.

Besonders danke ich meinen Eltern für die Ermöglichung meines Studiums.

München im Oktober 2003

Wolfgang Mayer

10 Lebenslauf

Allgemeines:

Name:	Wolfgang Rudolf Josef Mayer
geb. am:	5.März 1971 in München
Staatsangehörigkeit:	deutsch
Familienstand:	ledig
Eltern:	Dr. med. Rudolf Mayer, Chefarzt der Inneren Abteilung des Krankenhauses Schongau
	Ingeborg Mayer

Schulbildung:

1977 - 1981	Grundschule Schongau
1981 - 1990	Mathematisch-naturwissenschaftliches Gymnasium Schongau
Juni 1990	Allgemeine Hochschulreife

Wehrdienst:

Juli 1990 bis Juni 1991	Gebirgsbegleitbatterie 8 in der GFM-von-Leeb-Kaserne in Landsberg / Lech

Freiwilliges soziales Jahr:

Okt. 1991 bis April 1992	Altenpflegeheim der Arbeiterwohlfahrt in Peiting

Studium:

März 1992	Immatrikulation und Studium der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilians - Universität München
März 1994	Ärztliche Vorprüfung
März 1995	1. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
März 1997	2. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

April 1997 bis Feb. 1998	Praktisches Jahr 1. Tertial: Medizinische Klinik Innenstadt der LMU München 2. Tertial: Orthopädische Klinik im Klinikum Großhadern 3. Tertial: Chirurgische Klinik im Klinikum Großhadern
Mai 1998	3. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung Erteilung der Teilapprobation als Arzt im Praktikum

AiP:

15. Mai 98 bis 14. Nov.99	Orthopädische Klinik im Klinikum Großhadern der Ludwig-Maximilians-Universität München

Approbation:

15. November 1999	Erteilung der Approbation als Arzt

Beruflicher Werdegang:

Febr. 2000 – Okt.2000	Anstellung als Weiterbildungsassistent in der Orthopädischen Praxis Dr. E. Maier-Bosse, Heimeranplatz 2, 80339 München
Okt. 2000 – Juni 2002	Anstellung als Assistenzarzt an der Chirurgischen Klinik Dr. Rinecker, Am Isarkanal 30, 81379 München
Seit Juli 2002	Anstellung als Assistenzarzt an der Orthopädischen Klinik und Poliklinik im Klinikum Großhadern der Ludwig-Maximilians-Universität München, Marchioninistr. 15, 81377 München