

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. Volkmar Jansson

Mittelfristige Ergebniskontrolle nach Implantation einer
Kniegelenksendoprothese mit beweglichem Meniskallager
Typ LCS® - Mobile Bearing rotating platform

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin

an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Brigitte Seidl

aus

München

2011

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. habil. Dr. Ing. Wolfgang Plitz

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. Marcus Schmitt-Sody

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. med. Michael Krüger-Franke

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. Maximilian Reiser,
FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 17.02.2011

INHALT

1.	Einleitung	1
2.	Grundlagen	2
2.1.	Anatomie des Kniegelenkes	2
2.2.	Funktion des Kniegelenkes	8
2.3.	Gonarthrose	10
2.4.	Therapieoptionen der Gonarthrose	11
2.5.	Indikation zum endoprothetischen Kniegelenkersatz	13
2.6.	Historische Entwicklung der Endoprothetik	13
2.7.	Klassifikation von Kniegelenksendoprothesen	17
2.8.	Vorstellung der LCS-Prothese	19
3.	Zielsetzung	21
4.	Material und Methoden	22
4.1.	Patienten	22
4.2.	Operation und Nachbehandlung	26
4.3.	Nachuntersuchung	27
4.4.	Auswertung und Statistik	31
5.	Ergebnisse	32
5.1.	Klinische Untersuchungsergebnisse	32
5.2.	Knee Society Score	38
5.3.	Radiologische Ergebnisse	46
5.4.	Überlebenszeit der Prothese	48
5.5.	Subjektive Patientenzufriedenheit	49
6.	Diskussion	51
7.	Zusammenfassung	58
8.	Literaturverzeichnis	60
9.	Danksagung	67
10.	Lebenslauf	68
11.	Anhang	70
11.1.	Einladungsschreiben	70
11.2.	Dokumentationsbogen - Nachuntersuchung	71

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

Abb.	Abbildung
BMI	Body mass index
et al.	et alia
LCS	Low Contact Stress
lat.	Lateralis
max.	Maximus
med.	Medialis
NU	Nachuntersuchung
OP	Operation
PASW	Predictive Analysis SoftWare
SPSS	Superior Performing Software System
UHMWPE	Ultra-high Molecular Weight Polyethylene
WHO	Weltgesundheitsorganisation

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abb. 1	Anatomie des menschlichen Kniegelenkes	3
Abb. 2	Tibiaplateau des rechten Kniegelenkes mit Blick von oben	5
Abb. 3	Oberschenkelmuskulatur des rechten Kniegelenkes	6
Abb. 4	Standbeinaufnahmen mit zentrierter Patella	10
Abb. 5	Themistokles Gluck	14
Abb. 6	Kniescharnierapparat nach Gluck – Fotomontage	15
Abb. 7	LCS® Mobile Bearing System, Fa. DePuy	20
Abb. 8	Anteil der weiblichen und männlichen Patienten	23
Abb. 9	Altersverteilung des Gesamtkollektives zum Operationszeitpunkt	24
Abb. 10	Diagnoseverteilung in der Gesamtgruppe	25
Abb. 11	Geschlechtsspezifische Diagnoseverteilung	25
Abb. 12	Altersverteilung des Gesamtkollektives bei der Nachuntersuchung	28
Abb. 13	Verteilung der erfolgten Voroperationen	33
Abb. 14	Zusatzeingriffe im Rahmen des endoprothetischen Gelenkersatzes	34
Abb. 15	Verteilung der erfolgten Prothesenfixation	35
Abb. 16	Ausmaß der medikamentösen Schmerztherapie	37
Abb. 17	Einteilung der postoperativen Komplikationen	38
Abb. 18	Schmerzausmaß	39
Abb. 19	Bewegungsausmaß (ROM)	40
Abb. 20	Punkteverteilung im Knee Score	42
Abb. 21	Ausmaß der möglichen Gehstrecke	43
Abb. 22	Fähigkeit des Treppensteigens	44
Abb. 23	Punkteverteilung im Functional Score	45
Abb. 24	Punkteverteilung im Gesamtscore	46
Abb. 25	Überlebensrate der Prothese bezogen auf den Beobachtungszeitraum	49
Abb. 26	Einteilung der subjektiven Patientenzufriedenheit	50

TABELLENVERZEICHNIS

Tab. 1	Kriterien des Knee Score	29
Tab. 2	Kriterien des Functional Score	30
Tab. 3	WHO-Klassifikation des Body Mass Index	30
Tab. 4	Geschlechtsspezifische Seitenverteilung des operierten Kniegelenkes	32
Tab. 5	Geschlechtsspezifische Verteilung der Begleiterkrankungen	35
Tab. 6	Geschlechtsspezifische Verteilung des Übergewichtes	36
Tab. 7	Tabellarische Darstellung der Punkte im Knee Score	41
Tab. 8	Tabellarische Darstellung der Punkte im Functional Score	45
Tab. 9	Radiologische Lysesäume – Einteilung der Lokalisation	47

1. EINLEITUNG

Der primäre endoprothetische Ersatz des Kniegelenkes hat insbesondere in den letzten 15 bis 20 Jahren zur Therapie degenerativer Kniegelenkserkrankungen zunehmend an Bedeutung gewonnen und wird inzwischen als Goldstandard in der Behandlung der fortgeschrittenen Gonarthrose bezeichnet. Mittlerweile werden jährlich über 175.000 Implantationen mit steigender Tendenz durchgeführt. Aufgrund der hohen Erfolgsquote und niedriger Komplikationsraten gilt die endoprothetische Versorgung als eine der erfolgreichsten Operationen überhaupt (Schröder, P et al., 2007). Durch die permanente Weiterentwicklung der Kniegelenksprothesen steht heute eine Vielzahl von Prothesenmodellen zur Verfügung, die jedoch hinsichtlich ihres Erfolges in Langzeituntersuchungen zu überprüfen sind.

Bei der Erfolgsbeurteilung zählt jedoch nicht nur die operationstechnisch korrekte Implantation, sondern vor allem die Berücksichtigung des stetig steigenden Anspruches der Patienten. Diese möchten neben einem schmerzfreien Gehen auch eine Wiederherstellung der physiologischen Funktionen des natürlichen Kniegelenkes erreichen, damit auch im höheren Lebensalter eine körperliche Aktivität, beispielsweise durch das Betreiben von Sportarten, möglich ist.

Während in den letzten Jahren laufend neue Designs entwickelt wurden und den Markt dominierten, konnten sich letztendlich viele davon nicht durchsetzen. Die in den Vereinigten Staaten von Buechel und Pappas entwickelte LCS-Prothese (Low Contact Stress) wird bereits seit über 30 Jahren eingesetzt. Ziel dieser Arbeit ist es zu untersuchen, ob diese Prothese immer noch den Ansprüchen der betroffenen Patienten genügt.

2. GRUNDLAGEN

2.1. Anatomie des Kniegelenks

Das Kniegelenk, *Articulatio genus*, ist das größte und am komplexesten strukturierte Gelenk des menschlichen Körpers (Appell und Stang-Voss, 2008). Es ist ein polyzentrisches Gelenk mit Rotationsmöglichkeit in Beugstellung (*Trochoginglymus*) (Rohen, 2008), deren Elemente wie Knochen, Knorpel, Menisken und der Kapsel-Band-Apparat eine funktionelle Einheit bilden (Plitz, 2000). In ihm artikulieren drei Knochen miteinander, das Femur mit dem Schienbein im Femorotibialgelenk und das Femur mit der Kniescheibe im Femoropatellargelenk. (Tillmann, 1998). Das Fibulaköpfchen ist nicht direkt am Aufbau des Gelenks mitbeteiligt, dient jedoch als Ansatzstelle für laterale Kapsel-Band-Strukturen und Sehnen (Wagner und Schabus, 1982).

Das Femorotibialgelenk ist ein bikondyläres Gelenk, das von den beiden walzenförmigen Femurkondylen und den beiden leicht konkav-ovalen Gelenkflächen des Tibiaplateaus gebildet wird. Die Gelenkrollen des Femurs sind dorsal durch die *Fossa intercondylaris* getrennt und ventral durch die *Facies patellaris* verbunden. Die Gelenkflächen beider Kondylen besitzen in sagittaler Ebene keine Kreisform, sondern sind spiralförmig gekrümmt; dabei ist die stärkste Krümmung mit dem kleinsten Krümmungsradius hinten gelegen, während sich die geringere Krümmung mit dem größeren Radius vorne befindet. Die Verbindungspunkte der verschiedenen Krümmungsradien der Kondylen wird *Evolute* genannt (Benninghoff, 2008). An den Seitenflächen befinden sich medial und lateral knöcherne Erhebungen, *Epicondylus medialis* und *lateralis*. Sie dienen den Seitenbändern des Kniegelenkes als Ursprung.

Die Tibia ist proximal ebenfalls zu zwei Kondylen verbreitert, zwischen denen eine firstartige Erhöhung, die *Eminentia intercondylaris* liegt; an dieser Stelle sind die Kreuzbänder und die Meniskushörner tibialseits fixiert. An der Vorderfläche des proximalen Endstücks erhebt sich die *Tuberositas tibiae*, auf die man sich in knieender Stellung abstützt. Sie dient als Ansatzstelle der Patellarsehne. Das Tibiaplateau ist beim Erwachsenen dorsal um etwa 10° gegenüber der Horizontalen nach unten geneigt, diese

Absenkung wird als tibialer Slope oder Retrovesio tibiae bezeichnet (Lobenhoffer et al., 2000).

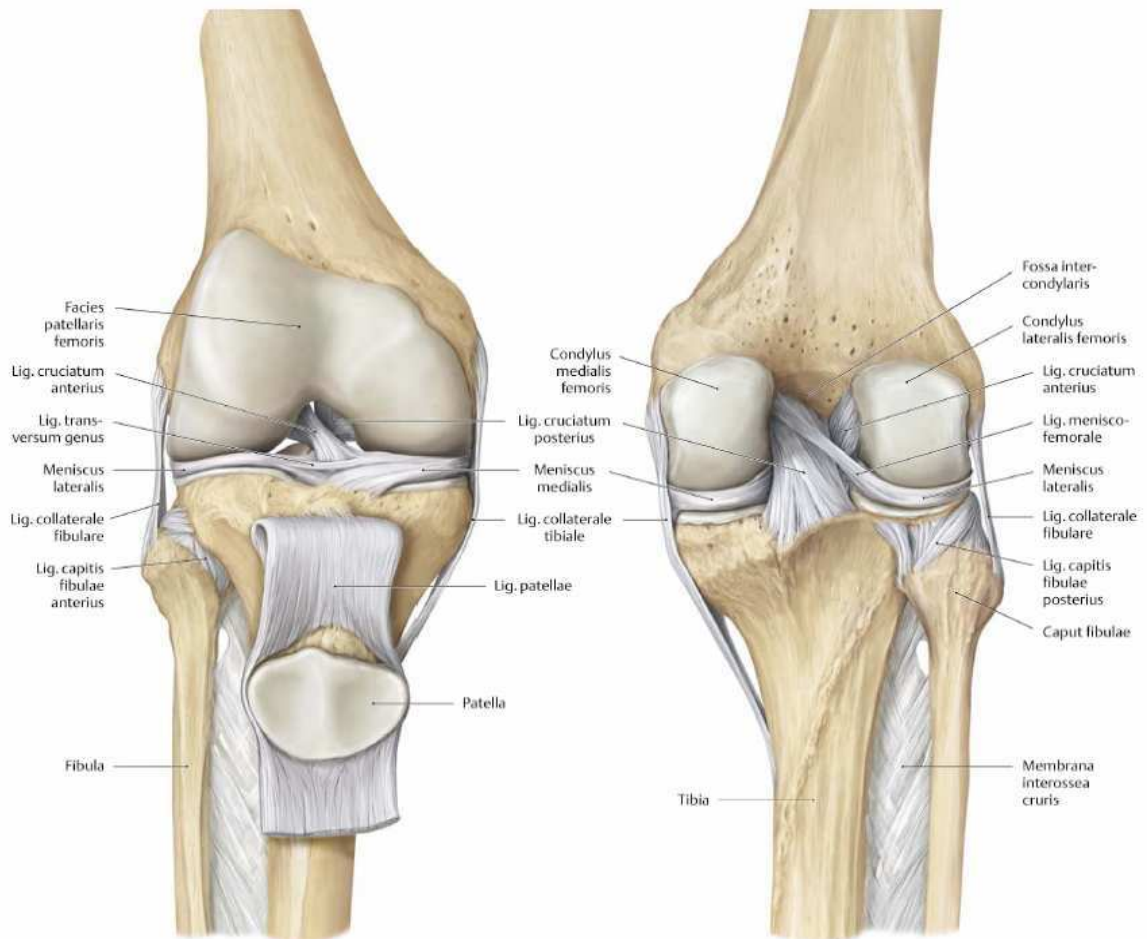


Abb. 1 Anatomie des menschlichen Kniegelenkes, linke Abbildung von ventral in leichter Beugstellung, rechte Abbildung von dorsal in Streckstellung. Aus Schünke et al., 2004.

Die Form- und Flächeninkongruenz der walzenförmigen Oberschenkelkondylen und des flachen Tibiaplateaus wird durch deren druckelastischen Knorpelbeläge und die verschieblichen Menisken verkleinert. Das Kniegelenk weist die größten Gelenkflächen und den dicksten Gelenkknorpel des menschlichen Körpers auf. Die Kontaktflächen von Femur und Tibia sind mit hyalinem Knorpel überzogen. Er besteht aus in einer hyalinen Grundsubstanz eingelagerte Chondrozyten und kollagene Fibrillen, was den Ausgleich von großen und wiederholten Kräften ermöglicht. Unter axialer Belastung verformt sich der Knorpel, was zu einer Vergrößerung der Kontaktfläche gegenüber dem unbelasteten

Bein führt. Dadurch ergibt sich ein glattes, sanftes Bewegen der Knochen gegeneinander mit Reduzierung der Reibung. Auch die Knorpelernährung wird durch die Gelenkbewegung verbessert, da die hierdurch ausgelösten Druck- und Schubkräfte eine „Durchwalkung“ des Knorpels bewirken und somit durch wechselnden Druck und Sog die Diffusion als hauptsächliche Nährstoffquelle aktivieren (Wagner und Schabus, 1982).

Die faserknorpeligen Menisken des Kniegelenkes verbessern funktionell die Kongruenz und vergrößern die Auflageflächen der Femurkondylen. Das Kniegelenk besitzt zwei Menisci, einen medialen und einen lateralen. Sie liegen jeweils in den seitlichen Rändern des Tibiofemoralgelenkes zwischen Tibia und Femur. Der mediale Meniskus ist größer und C-förmig, der laterale ist kleiner und ringförmig mit einem kleineren Krümmungsradius konfiguriert. Beide besitzen ein keilförmiges Profil und sind untereinander durch Bänder verbunden. Die Unterseite beider Menisken ist flach und liegt den Gelenkflächen des Tibiaplateaus auf, dagegen ist die Oberseite leicht konkav gekrümmt und schmiegt sich den Femurkondylen wie eine Manschette an. Ihre Enden sind an der Tibia angeheftet und ihre breiten Ränder mit der Gelenkkapsel des Kniegelenkes verwachsen. Ansonsten sind sie beweglich und können sich den unterschiedlichen Krümmungen der Femurkondylen gut anpassen. Je stärker das Kniegelenk gebeugt wird, desto mehr verschieben sich die Menisken nach hinten, was zu einer erhöhten Spannung führt. Auch bei Rotationsbewegungen folgen die Menisken den Femurkondylen. Durch diese Mitbewegungen bilden sie eine verformbare Ergänzung der Pfanne und vergrößern damit in allen Stellungen das Berührungsfeld der Gelenkkörper (Appell und Stang-Voss, 2008; Benninghoff, 2008).

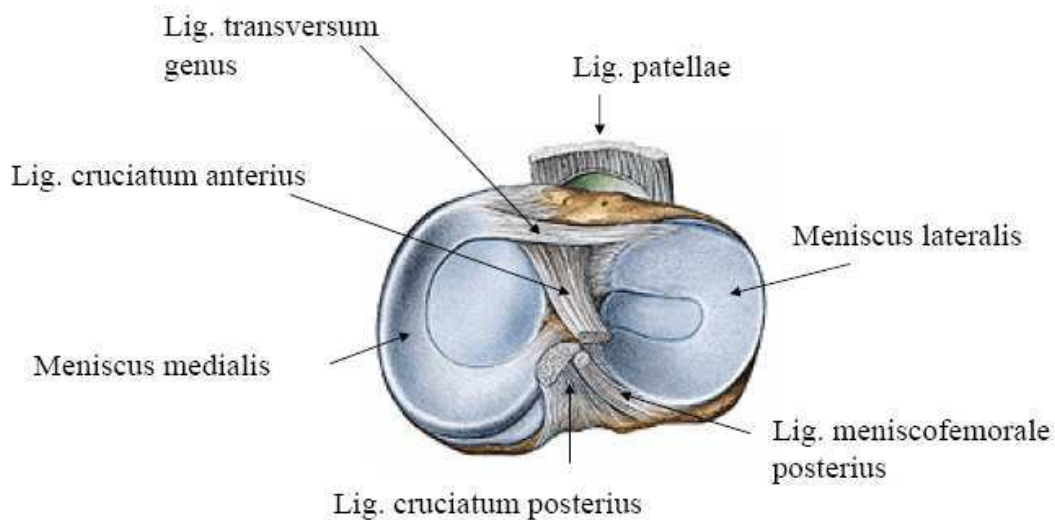


Abb. 2 Tibiaplateau des rechten Kniegelenkes mit Blick von oben. Aus Lehrmaterial der Anatomischen Anstalt, München.

Für die feste und exakte Führung des Kniegelenkes sorgen die Bänder. Sie bestehen vorwiegend aus Kollagenfasern vom Typ I mit einem komplex mechanisch visköselastischen Verhalten (Zschäbitz, 2005). Es gibt ein inneres und ein äußeres Seitenband sowie zwei Kreuzbänder, ein vorderes und ein hinteres Kreuzband, die im Gelenk liegen. Dieser Bandapparat sichert die Bewegungsabläufe im Kniegelenk im Zusammenspiel mit der Muskulatur und ermöglicht die richtige Führung sowie einen festen Halt. Die beiden Seitenbänder sichern vor allem das gestreckte Gelenk in der Frontalebene. Sie hemmen die Überstreckung und lassen bei gestrecktem Bein keine Rotationsbewegung zu. Mit zunehmender Beugung entspannen sie sich, so dass im selben Maße auch die Rotation möglich wird. Die Kreuzbänder bilden die wesentliche Sicherung des Kniegelenkes. Sie sind als vorderes und hinteres Kreuzband schräg zueinander angeordnet und verlaufen im Innern des Gelenkes zwischen den Femurkondylen. In der Beugstellung verhindert vor allem das vordere Band, dass die Femurkondylen nach hinten aus der Pfanne gleiten. Bei der Innenrotation des Unterschenkels wickeln sich die Kreuzbänder umeinander und lassen daher diese Bewegung nur in geringem Maße zu. Bei der Außenrotation wickeln sie sich voneinander ab, so dass diese nur durch die Spannung des medialen Seitenbandes begrenzt wird. Auch bei maximaler Beugung und Streckung geraten die Kreuzbänder

unter Spannung. Diese wird bei endgradig gestrecktem Kniegelenk dadurch verringert, dass gleichzeitig eine geringe Außenrotation der Tibia um 5 bis 10°, so genannte Schlussrotation, erfolgt.

Der große Bewegungsumfang im Kniegelenk wird neben den Bändern durch den Muskelapparat ermöglicht, darüber hinaus üben die Muskeln einen aktiven Einfluss auf die Stabilität des Gelenkes aus. Als Streckmuskel gilt der M. quadriceps femoris, der sich aus den Mm. rectus femoris, vastus medialis, intermedius und lateralis zusammensetzt. Die Muskeln der ischiokruralen Muskulatur (M. semimembranosus, M. semitendinosus und M. biceps femoris) ermöglichen die Beugung, wobei sie durch die Mm. gracilis, sartorius, popliteus und gastrocnemius unterstützt werden. Die beiden letztgenannten Muskelgruppen befähigen zusätzlich auch zur Rotationsbewegung.

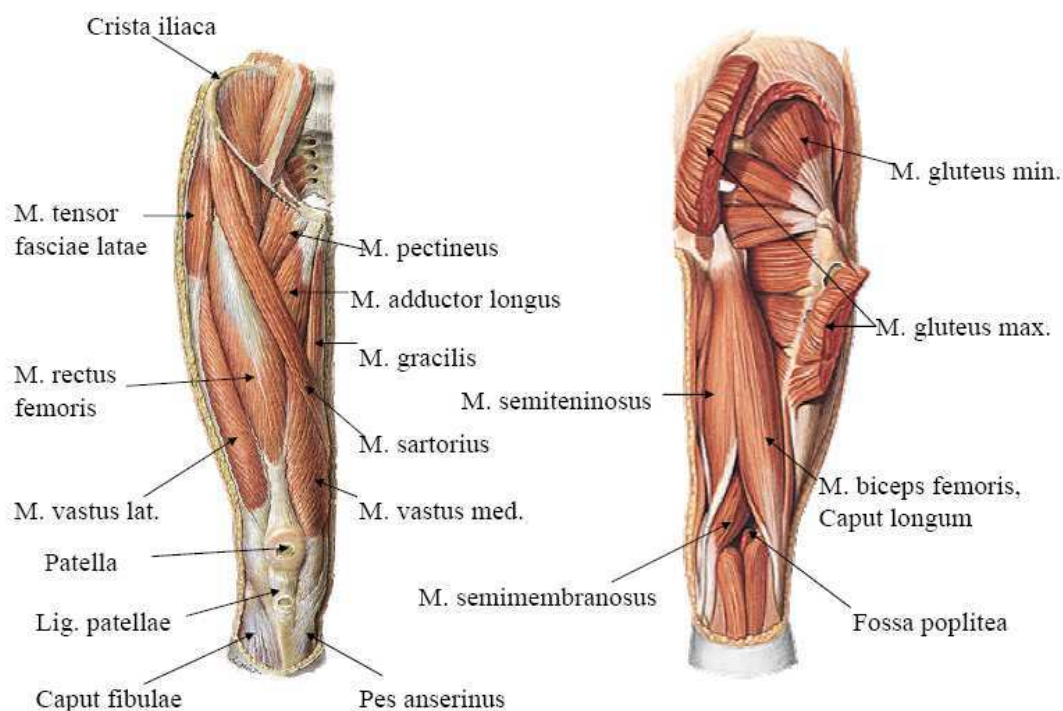


Abb. 3 Oberschenkelmuskulatur des rechten Kniegelenkes. Links abgebildet ist die ventrale Muskulatur, rechts die dorsale Muskulatur. Aus Lehrmaterial der Anatomischen Anstalt, München.

Im Femoropatellargelenk artikuliert die Kniescheibe (Patella) mit der Facies patellaris des Femurs. Die Patella ist ein dreieckiger Knochen, der in die Ansatzsehne des M. quadriceps eingelagert ist. Solche in Sehnen eingelagerte Knochen werden als

Sesambeine bezeichnet, die Patella ist das größte Sesambein des menschlichen Körpers. Die überknorpelte glatte Rückfläche der Patella ist durch einen längs verlaufenden First in eine große laterale und eine kleinere mediale Facette unterteilt. Der knöcherne First ist in der Mitte der Patella häufig etwas eingedellt, was als Haglund-Delle bezeichnet wird (Graf et al., 1993). Diese Delle wird durch eine bis zu 7 mm dicke – und damit als stärkste – Knorpelschicht des menschlichen Körpers ausgeglichen. Die Patella ist ein Sesambein, das in die Sehne des Musculus quadriceps femoris eingelagert ist. Sie wirkt als Hypomochlion für die Quadrizepssehne, wodurch der virtuelle Hebelarm der Streckmuskulatur verbessert wird, um so die Wirkung der zu übertragenden Kräfte zu erhöhen (Benninghoff, 2008).

Die Gelenkkapsel umschließt sowohl das Femorotibialgelenk als auch das Femoropatellargelenk. Sie besteht aus zwei Teilen, einer straffen Gelenkkapsel (Membrana fibrosa), die das Gelenk insgesamt schützt und einer zarten, inneren Gelenkkapsel (Membrana synovia), welche die Gelenkflüssigkeit produziert, und dadurch den Knorpel hauptsächlich ernährt sowie die Reibungskräfte vermindert. Der straffe, fibröse Kapselanteil ist an allen Seiten zusätzlich mit Bänder und Sehnen verstärkt und mit der gesamten Außenfläche beider Menisken verwachsen und erhöht hierdurch die Stabilität. Zwischen den beiden Schichten der Gelenkkapsel befindet sich unterhalb der Patella und oberhalb des Tibiakopfes ein Fettkörper, Corpus adiposum infrapatellaris oder auch Hoffascher Fettkörper genannt. Er wirkt einen Druckausgleich im Knieinnenraum bei der Kniegelenksbewegung.

Die größten Blutgefäße und Nerven verlaufen in der Kniekehle. Die A. poplitea ist ab dem Adduktorenkanal die Fortsetzung der A. femoralis und zieht bis zum unteren Rand des M. popliteus, wo sie sich beim Austritt aus der Fossa poplitea in die A. tibialis anterior und A. tibialis posterior teilt. Sie gibt zwei paarige, die Aa. superior lateralis und medialis genus sowie die Aa. inferior lateralis und medialis genus, und einen unpaaren Ast, A. media genus, ab, die untereinander anastomosieren und so ein dichtes Kollateralnetzwerk, das Rete articulare genus ausbilden. Dadurch wird eine ausreichende Durchblutung der Kapsel-Band-Strukturen trotz des bradytrophen Gewebetypes der Bänder gewährleistet. Die nervale Innervation für die Flexion wird

durch die N. fibularis communis und N. tibialis sichergestellt, der N. femoralis ermöglicht die Extension. Nerven und Nervenendigungen, die so genannten Propriozeptoren, finden sich in allen Bändern und auch in den beiden Menisken, welche durch die räumliche Wahrnehmungsfähigkeit die Stabilität des Gelenkes mit beeinflussen.

2.2. Funktion des Kniegelenks

Das Kniegelenk dient wie die übrigen Gelenke der freien unteren Extremität der Fortbewegung und verbindet Ober- und Unterschenkel. Die physiologischen Bewegungsabläufe beim Auf- und Abwärtsgehen, beim Treppensteigen sowie für die Fähigkeit des Hinsetzens und des Aufstehens sind nur bei funktionierender Beugung und Streckung im Kniegelenk möglich (Tillmann und Petersen, 2000).

Die besonderen Anforderungen an das Kniegelenk zur Bewältigung von Mobilität und Stabilität wurden bereits im Jahr 1836 durch die Gebrüder Weber untersucht. Sie fanden in ihrem Werk „Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge“ heraus, dass beim Beugen des Kniegelenkes die tibialen Gelenkflächen auf denen des formalen Kondylus nicht nur gleiten, sondern auch aufeinander rollen. Auf Grundlage dieser frühen Erkenntnisse wurde das Modell des „überschlagenen Gelenkvierecks“ entwickelt (Huson, 1974; Menschik, 1974). Nach diesem Prinzip bewegt sich das Tibiaplateau beim Beugen und Strecken in der Sagittalebene als Tangente um die Femurkondylen, die Ursprungs- und Ansatzpunkte von vorderem und hinterem Kreuzband bilden die Begrenzung eines überschlagenen Gelenkvierecks. Dabei sind die Bandursprünge und -ansätze als punktförmig und die Bänder als homogene Stangen anzusehen. Mit diesem Modell wird die Abrollgleitbewegung von Femur und Tibia in ihrem Verhältnis zueinander erklärt. Allerdings wird hier der Bewegungsablauf nur in einer Ebene berücksichtigt, tatsächlich jedoch ist die Kniegelenksbewegung ein komplexer, dreidimensionaler Ablauf, der auch Translations- und Rotationsbewegungen beinhaltet. Weiterhin sind die als Ursprungs- und Ansatzstellen von vorderem und hinterem Kreuzband nicht punktförmig, sondern weiter gefasste Areale. Obwohl einige kinematische Aspekte noch nicht berücksichtigt wurden, so stellte dieses Modell die Basis weiterer Untersuchungen dar. Heute gibt es

eine Vielzahl von Modellen, die jedoch entweder die Effekte der aktiven oder passiven Gelenkstabilisatoren erfassen, nicht aber die reale Kniegelenksbewegung in ihrer Vollständigkeit beschreiben.

Nach der Neutral-Null-Methode gelten eine Extension/Flexion von 5/0/120-150° sowie eine bei 90° gebeugtem Kniegelenk bei frei hängendem Unterschenkel mögliche Innenrotation/Außenrotation von 10/0/25° als physiologisch erreichbare Bewegungsabläufe (Debrunner und Hepp, 2004). Diese Bewegungsausmaße sind durch einen großen Bewegungsspielraum in der Sagittalebene und einen kleineren Bewegungsspielraum in der Transversalebene möglich. Das Knie bewegt sich damit in drei Dimensionen und lässt sechs Freiheitsgrade zu, die jeweils in drei Translations- und Rotationsfreiheitsgrade weiter unterteilt werden (Hamelynck et al., 2002). Unter den Translationsfreiheitsgraden werden die antero-posteriore und die medio-laterale Translation sowie Kompression und Distraktion verstanden. Als Rotationsbewegungen werden die Flexion und Extension, Außen- und Innenrotation sowie Ab- und Adduktion definiert. Die Rotation ist allerdings nur in gebeugtem Zustand möglich.

Für die notwendige Stabilität bei den unterschiedlichen Bewegungsabläufen sorgen passive und aktive Stabilisatoren. Zu den passiven Stabilisatoren zählen die knöchernen Gelenkpartner des Kniegelenkes, beide Menisci, das vordere und hintere Kreuzband, beide Kollateralbänder sowie die Gelenkkapsel mit ihren Verstärkungszügen. Als aktiver Stabilisator wirkt die das Kniegelenk um greifende Muskulatur. Dabei kommt dem M. quadriceps die größte Bedeutung zu, da er die divergierenden Kräfte zentralisiert und gebündelt über die Kniescheibe auf das Gelenk überträgt.

Bei normalen Achsenverhältnissen liegen die großen Gelenke der unteren Extremität – Hüft-, Knie- und oberes Sprunggelenk – auf einer Geraden, der mechanischen Längsachse (Mikulicz-Linie). Sie ist die Traglinie des Beines und verbindet das Drehzentrum des Femurkopfes, die Eminentia intercondylaris des Tibiaplateaus und die Mitte der Malleolengabel. Am Unterschenkel stimmen mechanische und anatomische Achsen weitgehend überein, am Oberschenkel besteht zwischen diesen beiden Achsen ein Winkel von 6°. Beim Genu varum (O-Bein) liegt die Mitte des Kniegelenkes lateral der Traglinie, wodurch die innere Gelenkfläche überlastet und das mediale

Kollateralband gedehnt wird. Beim Genu valgum (X-Bein) liegen umgekehrte Verhältnisse vor. Infolge der Fehlbelastung kommt es bei O- und X-Beinen im Verlauf von Jahren zu degenerativen Veränderungen des Knorpel- und Knochengewebes sowie zu Überdehnungen von Kapsel-, Band- und Muskelanteilen (Paley, 2005).

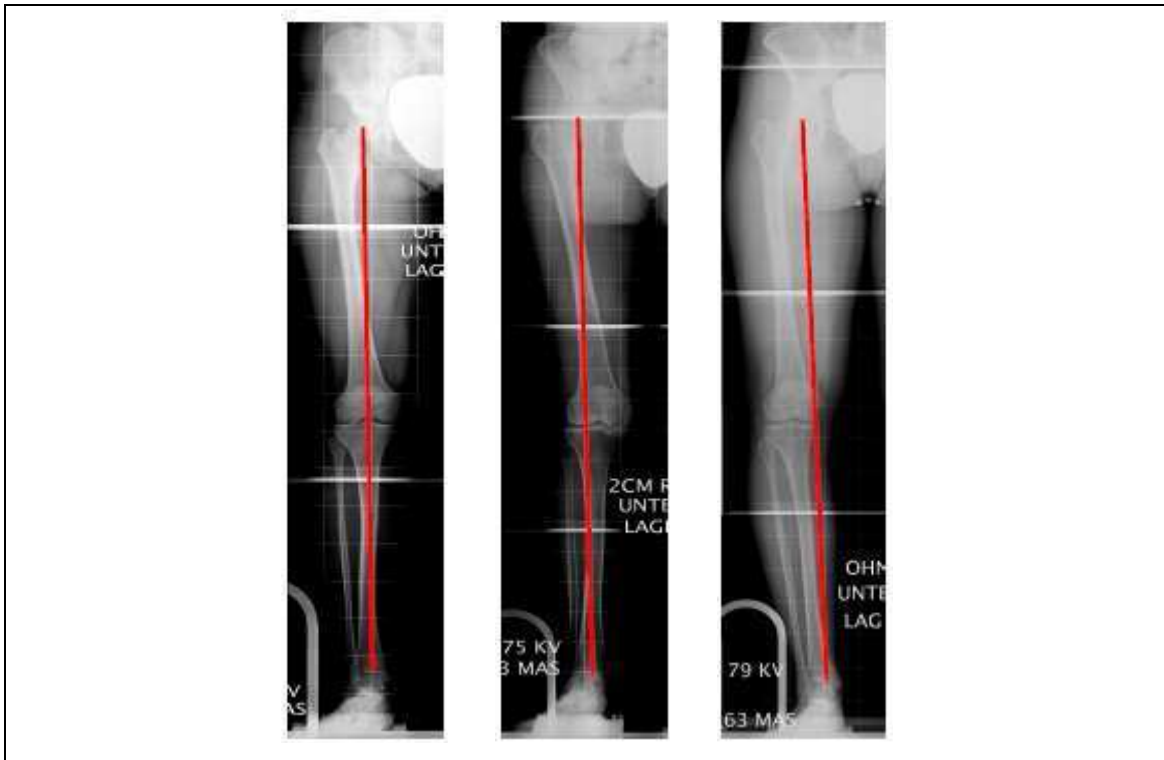


Abb. 4 zeigt drei Standbeinaufnahmen mit zentrierter Patella. Links dargestellt ist ein Normalbefund mit Verlauf der Belastungsachse vom Hüftkopfbereich über den medialen Intercondylenhöcker zur Talusmitte. Mittig dargestellt ist eine X-Beinstellung mit Verlauf der Belastungsachse lateral und rechts dargestellt ist eine O-Beinstellung mit Verlauf der Belastungsachse medial.

2.3. Gonarthrose

Als Gonarthrose wird die degenerative Veränderung des Gelenkkörpergewebes mit sekundärer Knochenläsion im Femorotibialgelenk oder im Femoropatellargelenk bezeichnet, sind beide Gelenke betroffen, spricht man von Pangonarthrose. Die Gonarthrose ist die häufigste Arthrose der großen Gelenke. Frauen sind häufiger betroffen als Männer.

Die Arthrose entsteht immer aufgrund eines Missverhältnisses zwischen Belastung und Funktionsfähigkeit des Gelenkes bzw. seiner Anteile. Die Zerstörung des Knorpels

erfolgt aus verschiedenen Gründen meist über viele Jahre langsam zunehmend, was konsekutiv zu typisch morphologischen Reaktionen des Gewebes führt. Der arthrotische Prozess läuft in mehreren Phasen ab, die trotz der unterschiedlichen Auslösefaktoren identisch sind. Am Anfang entsteht aufgrund einer Läsion der Verlust an Proteoglykanen, was zu einer Demaskierung der Kollagenbündel führt. Dadurch entstehen Einrisse an den Kollagenfasern bis zum subchondralen Knochen, was sich als fortschreitender Knorpelabrieb bis auf den Knochen sowie damit einhergehender ossärer Umbauvorgänge mit vermehrter subchondraler Sklerosierung fortsetzt. Im weiteren Verlauf kommt es zum Abschleif des Knochens, so dass der subchondrale Knochen wie poliertes Elfenbein aussieht (Eburnisierung). Die für das Knochengewebe unphysiologische Reibebewegung fördert den Untergang von Knochengewebe unmittelbar an der Gelenkoberfläche oder in Form kleiner Knochenfrakturen, über die dann die Synovia in die subchondralen Markräume eingepresst wird. Sie werden zu Pseudozysten, so genannte Geröllzysten umgewandelt. Letztendlich kommt es durch diese chronische Entzündungsreaktion zur Ausbildung eines proliferativ aktiven Bindegewebes (Gelenkpannus), das über eine nachfolgende Verknöcherung zu weiteren knöchernen Anbauten (Osteophyten) führt (Riede et al, 2004).

Durch die an Knorpel und Knochen entstandenen Veränderungen sind aufgrund des nicht mehr physiologischen Bewegungsablaufes auch Sehnen und Muskeln betroffen. Die genannten morphologischen Veränderungen führen zu zunehmenden Fehlstellungen, Bewegungseinschränkungen, Gelenkschwellungen oder Formveränderungen der Gelenke, was funktionelle Beeinträchtigungen mit verändertem Gangbild bis hin zu einem hinkenden Gang hervorruft.

2.4. Therapieoptionen der Gonarthrose

Die Behandlungsmöglichkeiten der Gonarthrose sind beschränkt und dienen daher weitgehend der Symptomlinderung. Eine Heilung der Arthrose im Sinne einer Restitutio ad integrum ist nicht möglich, Ziele sind daher die Verminderung von Schmerz, Verbesserung der Lebensqualität, Erhalt von Beweglichkeit und Gehleistung sowie die Verzögerung des weiteren Verschleißprozesses.

Die konservativen Maßnahmen beinhalten die umfassende Patientenaufklärung über die Erkrankung, deren Verlauf und die Beeinflussbarkeit durch verschiedene Therapieoptionen. Die Beratung ist individuell zu gestalten und sollte die Besonderheiten des betroffenen Patienten berücksichtigen. Die Empfehlungen beinhalten eine eventuelle Gewichtsreduktion, regelmäßige Bewegung mit Gelenk schonendem Sport wie Nordic Walking, Schwimmen oder Radfahren und das Vermeiden von Zwangshaltungen. Daneben ist eine medikamentöse Behandlung zur Schmerzreduktion und Entzündungshemmung durch Antiphlogistika und Kortikosteroide möglich. Seit einigen Jahren wird auch zunehmend Hyaluronsäure intraartikulär zur Verbesserung des Knorpelmetabolismus appliziert. Diese Maßnahmen können durch physikalische Behandlungen zur Muskelkräftigung oder orthopädische Hilfsmittel wie Pufferabsätze oder Gehstöcke ergänzt werden.

Die operativen Therapieoptionen haben den Zweck, ein weiteres Fortschreiten des Knorpelverschleißes aufzuhalten. Als häufigste Therapiemaßnahme wird eine so genannte Gelenktoilette durchgeführt. Hierbei werden in einem arthroskopischen Verfahren mechanische Irritationen beseitigt, Zelldedritus und Entzündungsmediatoren durch ausgiebige Spülungen entfernt und eventuell Weichteileingriffe zur besseren Gelenkführung vorgenommen. Eine weitere Behandlungsmöglichkeit ist die gelenknahe Osteotomie zur Beseitigung einer Achsenfehlstellung in der Frontal- oder Sagittalebene, um die mechanische Belastung des Kniegelenkes zu reduzieren. Daneben werden in den vergangenen Jahren zunehmend Knorpeltransplantationen bei lokal begrenzten, bis in die Tiefe reichenden Knorpeldefekten durchgeführt. Ziel ist die Neubildung einer Knorpelschicht an der Defektzone, um einer Arthrose entgegenzuwirken. Als letzte Gelenkfunktion erhaltende operative Behandlungsmöglichkeit besteht die Implantation einer unikondylären oder bikondylären Kniegelenkendoprothese zum Erhalt oder Wiederherstellung der Gelenkfunktionalität. Die primäre Arthrodeese wird nur in wenigen Ausnahmefällen durchgeführt, heutzutage wird eine Gelenkversteifung meist nach fehlgeschlagenem Kniegelenkersatz eingeleitet.

2.5. Indikation zum endoprothetischen Kniegelenkersatz

Bei Versagen aller konservativen und operativ gelenkerhaltenden Behandlungsmöglichkeiten besteht bei relevanten, Lebensqualität mindernden Kniebeschwerden und radiologischem Nachweis der Gelenkflächendestruktion die Indikation zum alloplastischen Ersatz des Kniegelenkes. Die Auswahl der für den individuell betroffenen Patienten am besten geeigneten Prothese hängt von der Art, Ausdehnung und Lokalisation des Gelenkschadens sowie von der Funktionalität des Bandapparates einerseits und vom Alter des Patienten und seiner Co-Morbidität andererseits ab (Blömer, 2000; Kreusch-Brinker, 2000).

Ziel der Implantation eines künstlichen Kniegelenkes ist die Wiederherstellung der Funktionalität und Stabilität des Kniegelenkes verbunden mit einer deutlichen Schmerzlinderung bzw. einer weitgehenden Schmerzfreiheit bei gleichzeitig dauerhafter Prothesenverankerung (Hagena, 1985).

2.6. Historische Entwicklung der Endoprothetik

Die arthroplastische Versorgung von Gelenken blickt auf eine rund 250 Jahre alte Geschichte zurück. Im Jahre 1768 entfernte der schottische Chirurg White bei einem 14jährigen Jungen mit vollständig versteiftem Schultergelenk erstmals mit dem Oberarmkopf einen knöchernen Gelenkpartner, um die Gelenkbeweglichkeit wenigstens wieder teilweise wiederherzustellen. Damit begann die Ära der Resektionsarthroplastik, wodurch eingehende anatomische und physiologische Studien über Strukturen und biologische Eigenschaften von Knochengewebe initiiert wurden (Blauth und Donner, 1979). Diese Art des Extremitätenerhaltes wurde während des 19. Jahrhunderts weiter untersucht und an verschiedenen Gelenken angewandt. Ferguson berichtete im Jahr 1861 über die Bildung einer Pseudarthrose durch Resektion eines Kniegelenkes (Riley, 1976). Bis zum Ende des 19. Jahrhunderts folgten dann Interpositionsarthroplastiken mit Hilfe verschiedener körpereigener Gewebe wie Muskel, Periost, Schleimbeutel, Faszie oder Haut, welche man zwischen den Gelenkflächen anlagerte. Dieses Verfahren konnte sich jedoch aufgrund der mangelnden Gelenkstabilität bzw. einer

unbefriedigenden Beweglichkeit nicht durchsetzen (Murphy, 1913; Blauth und Donner, 1979).

Um die Jahrhundertwende wurden völlig neue Wege der Gelenkchirurgie erprobt. 1907 verpflanzte Lexer als erster die Hälfte eines Kniegelenkes, das er zuvor einem Amputierten entnommen hatte (Lexer, 2008).

Ende des 19. Jahrhunderts implantierte Themistokles Gluck (1853 – 1942) bei Patienten mit Gelenktuberkulose erstmals eine Endoprothese aus Elfenbein. Zur knöchernen Befestigung der Scharnierteile verwendete er ein Gemisch aus Kolphoniumharz und Gips (Gluck, 1890; Blauth und Donner, 1979; Riley, 1976; Breitenfelder, 1983, Wessinghage, 1991; Wessinghage, 1995). Bedingt durch die tuberkulöse Grunderkrankung mit Infektionen von Haut und der implantierten Gelenkteile war die damalige Behandlungsmethode jedoch nicht erfolgreich (Blauth und Donner, 1979; Gluck, 1891).



Abb. 5: Themistokles Gluck (wissenschaftliche Sammlungen der Humboldt-Universität zu Berlin)

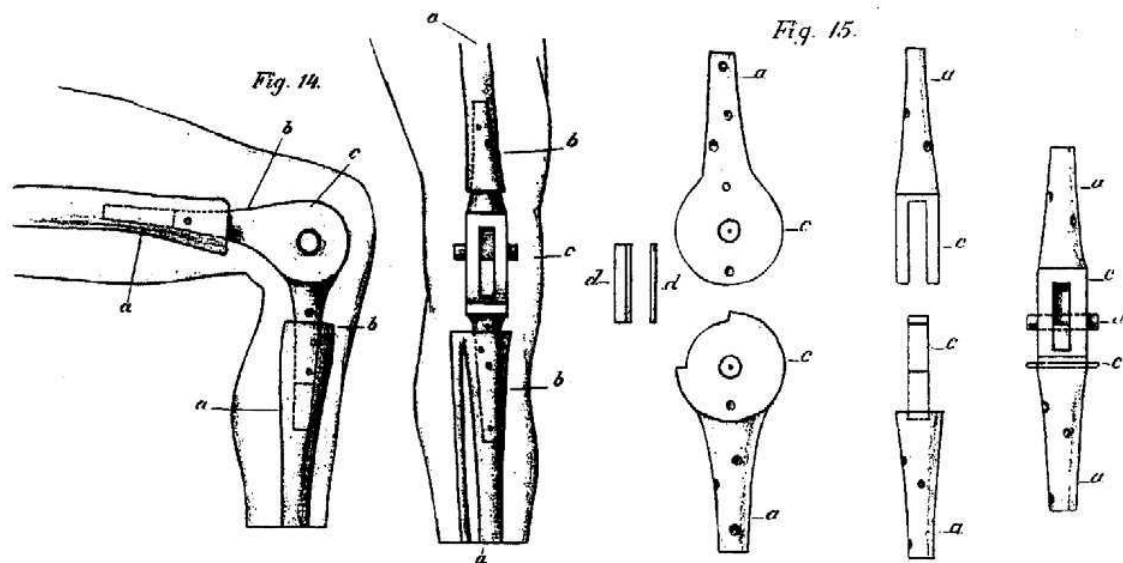


Abb. 6: Kniescharnierapparat nach Gluck – Fotomontage (Wessinghage, 2000)

Weitere Erfolg versprechende Implantationen wurden erst rund 50 Jahre später durchgeführt. Dabei wurden neue Prothesendesigns entwickelt. Die Modelle von Campbell (1940), Smith-Peterson (1942), McKeever (1952) und McIntosh (1958) ersetzten lediglich jeweils nur den defekten femoralen oder tibialen Gelenkanteil (McIntosh, 1958; Vince, 1995). Aufgrund der fehlenden Versorgung des korrespondierenden Gelenkpartners und der damit verbundenen hohen Lockerungsrate konnte sich dieses Konzept nicht durchsetzen (Riley, 1976).

Im Jahre 1947 wurde durch die Brüder J. und R. Judet, G. Crepin und A. Rigault eine Scharnierprothese aus Acrylharz implantiert (Riley, 1976; Blauth und Donner, 1979) und damit das Zeitalter des Kunstgelenkersatzes im engeren Sinne eingeleitet. Die Ergebnisse derartiger Prothesen wurden jedoch erst durch die von Walldius 1951 und Shiers 1953 entwickelten Scharniergelenke aus Acrylharz (Riley, 1976; Walldius, 1957; Walldius, 1960) verbessert, trotzdem konnten sich die Erfolge nicht langfristig durchsetzen. Problematisch erwies sich dabei insbesondere die mangelnde Abriebfestigkeit. Diese Modelle entstanden noch vor Einführung des Knochenzementes (Grundeis, 2006).

Die in den 60er Jahren erreichten Fortschritte in der Hüftendoprothetik mit der Einführung des „low-friction-Prinzips“ – hier kombinierte Charnley nicht mehr Metall mit Metall, sondern setzte einen Metall-Hüftkopf in die Polyethylen-Hüftpfanne (Engelbrecht, 1984; Wessinghage, 2000) – konnten Anfang der 70er Jahre auch auf die Knieendoprothetik übertragen werden. Dabei wurde das Prinzip der Last tragenden Achsen hin zu großflächigen Kontaktflächen verändert. Es artikulierten die metallischen Femurkondylen mit einer Polyethylenlauffläche, die auf dem metallischen Tibiaplateau befestigt war zur Reduzierung der Reibung zwischen den Gelenkpartnern. Darauf aufbauend wurden weitere Modelle entwickelt. Mit diesen Prothesen wurde jedoch die physiologische Kinematik kaum berücksichtigt. Dadurch waren nur Flexions- und Extensionsbewegungen möglich. Die einwirkenden Kräfte durch Rotations- oder Translationsbewegungen wurden durch das Implantatlager selbst aufgefangen, was häufig zu Prothesenlockerungen führte.

Eine neue Epoche wurde durch Gunston eingeleitet. Er entwickelte die erste achsenlose bikondyläre Kniegelenksendoprothese mit Metallkufe und Kunststoffplateau, wobei er beide Teile mit Knochenzement fixierte (Gunston, 1971). Er bezeichnete diese Methode als „Polycentric Knee Arthroplasty“. Neu war der Erhalt der Bänder, wodurch der physiologische Bewegungsablauf insbesondere bei der Beugung reproduziert werden sollte. Diese polyzentrisch geformte Prothese war Grundlage für die Entwicklung der Oberflächenprothesen und wird daher als Prototyp der aktuell modernen Knieendoprothese bewertet (Zambelli et al., 1996).

Ein entscheidender Fortschritt gelang in den frühen 70er Jahren mit dem „total-condylar-knee“ (Insall et al. 1976, Insall et al., 1979). Die Femurkondylen ahmten die anatomische Form nach und artikulierten mit einem leicht konkaven Kunststoff-Tibiaplateau, das zudem mit einem Schaft verankert wurde. Vorteile dieser Prothese waren neben der geringen Knochenresektion der weitgehende Erhalt des physiologischen Bewegungsumfanges und der guten Stabilität des Kniegelenks in Abhängigkeit der anatomischen Bandverhältnisse. Von da an wurden die verschiedenen Modelle kontinuierlich weiterentwickelt. Mitte der 70er Jahre entwickelten Goodfellow und O'Connor eine unikondyläre Endoprothese mit beweglichen tibialen Kunststoffkomponenten, womit der Roll-Gleit-Mechanismus bei der Flexion besser

umgesetzt werden sollte (Goodfellow und O'Connor, 1978). Buechel und Pappas konzipierten im Jahr 1977 erstmals eine bikondyläre Knieprothese mit beweglichen Meniskallagern und hoher Flächenkongruenz: das New Jersey Low Contact Stress (LCS[®]) System mit dem Ziel, neben einer möglichst nahe kommenden physiologischen Bewegungsablauf auch die Kontaktfläche zu vergrößern, um die Belastung der tibialen Verankerung zu minimieren und das Abriebverhalten des Inlays zu reduzieren. (Buechel und Pappas, 1989; Buechel et al., 1989; Kuster et al. 1997). Die Idee beweglicher Elemente leitete die moderne Prothesenentwicklung ein.

2.7. Klassifikation von Kniegelenksendoprothesen

Die Klassifikation der Knieendoprothesen ist nach verschiedenen Ansätzen möglich. So unterscheidet man nach dem Ausmaß der endoprothetischen Versorgung die unikondyläre von der Totalendoprothese. Bei der ersteren handelt es sich um die prothetische Versorgung nur eines – meist des medialen – Femurhöckers sowie des gegenüber liegenden anteiligen Tibiaplateaus, während bei der bikondylären bzw. Totalendoprothese beide Femurhöcker und das komplette Tibiaplateau ersetzt werden. Darüber hinaus ist ein trikompartimenteller Ersatz, bei dem zusätzlich auch die Kniescheibenrückseite arthroplastisch versorgt wird, möglich.

Nach der Art der endoprothetischen Versorgung unterteilt man die einzusetzenden Prothesen in

- ungekoppelten
- teilweise gekoppelten
- gekoppelten bzw. achsgeführten

Gelenkersatz. Diese Einteilung hat sich international durchgesetzt und wird nach der internationalen Norm ISO 7207-1 klassifiziert (Blömer, 2000).

Ungekoppelte Prothesen (nonconstrained)

Diese Prothesenart hat sich seit der Mitte der 80er Jahre zur Standardtherapie der Gonarthrose etabliert. Sie ermöglicht ein an die physiologische Kniegelenkfunktion

angelehntes Roll-Gleitverhalten mit hoher Beweglichkeit, jedoch begrenzter Rotationsmöglichkeit. Vorteilhaft ist die deutlich reduzierte Krafteinwirkung auf die Implantatverankerung, erfordert aber eine ausreichende ligamentäre Stabilität durch intakte Kollateralbänder, die den Kraftschluss der Prothese gewährleisten. Dieser Prothesentyp kann auch bei Fehlstellungen der Beinachse in der Frontalebene begrenzt eingesetzt werden (Merle und Aldinger, 2009). Vertreter dieser Gruppe ist beispielsweise die in dieser Arbeit untersuchte LCS-Prothese®. Eine weitere Unterteilung erfolgt nach der Art des verwendeten Gleitlagers (mobil versus fixiert).

Teilweise gekoppelte Prothesen (semiconstrained)

Diese Prothesen entsprechen dem Prinzip des Oberflächenersatzes, können aber Instabilitäten des Bandapparates in der Frontal- und Sagittalebene bis zu einem gewissen Grad ausgleichen. Dies wird durch einen Zapfen des Polyethylen-Inlays, welche sich interkondylär in der femoralen Komponente abstützt, ermöglicht. Hierzu gehört auch die von Gschwend, Scheier und Bähler entwickelte GSB-Totalkniegelenkprothese. Es handelt sich dabei um eine teilgekoppelte Prothese mit polyzentrischer Gleitachse, bei der die Last über die breit gestalteten Femurkondylen auf die PE-Gleitfläche der Tibiafläche übertragen wurde.

Gekoppelte Prothesen (fullconstrained)

Hierbei handelt es sich um Scharnierprothesen mit einer festen Achse, die mit lediglich einem Freiheitsgrad nur eine Beuge- und Streckbewegung zulässt. Vertreter dieser Gruppe sind beispielsweise die Blauth-Kniegelenktotalendoprothese und die Totalknieprothese „Modell St. Georg“.

Die gekoppelte Scharnierprothese ist heutzutage nur noch in Ausnahmefällen wie bei erheblicher Achsenfehlstellung, bei ausgeprägten Kapsel-Band-Instabilitäten und bei Revisionseingriffen indiziert (Townely, 1988; Jerosch et al., 1997; Zichner, 2000).

Weitere Einteilungen nach funktionellen Gesichtspunkten wie durch Laskin (1984) oder durch Scott (1991) haben sich international nicht durchgesetzt.

Die Auswahl des geeigneten Implantates hängt letztendlich vom individuellen Befund des zu versorgenden Kniegelenkes ab.

2.8. Vorstellung der LCS-Prothese

Das Modell LCS (Low Contact Stress) der Firma DePuy Inc., Warshaw, IN, USA wurde in den 70er Jahren von Buechel und Pappas, New Jersey, USA entwickelt und erstmals 1977 als zementierte sowie 1981 als zementfreie Knieprothese implantiert. Das LCS-System ermöglicht mit seinen beweglichen Meniskallagern eine hohe Flächenkongruenz, wodurch das Abriebverhalten des PE-Inlays positiv beeinflusst wird. Zusätzlich sollen durch die axiale Rotationsmöglichkeit des beweglichen Rotationsplateaus Torsionskräfte vermieden werden, die eine frühzeitige Lockerung verursachen können.

Die Metallkomponenten bestehen aus einer Cobalt-Chrom-Molybdän-Legierung, für Patienten mit einer Nickelallergie steht außerdem Titan-Nitrid-Oberflächenbeschichtung zur Verfügung. Die Geometrie der metallischen Anteile ist so konzipiert, dass während der Hauptbelastungsphase beim Gehen eine optimale Kongruenz zum Polyethylenlager besteht. Die Rückseite der femoralen bzw. tibialen Prothesenteile besitzt eine spezielle aufgeraute Oberfläche mit einer Vielzahl unregelmäßig angeordneter Poren zur besseren Zementverankerung bzw. bei zementfreiem Vorgehen zum optimalen knöchernen Einwachsen. Diese Beschichtung wird zusätzlich durch eine Hydroxylapatit-Schicht ergänzt. Dadurch entsteht eine ideale Oberfläche für eine stabile Implantatfixierung.

Die beweglichen Meniskallager werden aus UHMW-Polyethylen gefertigt. Durch den flächenhaften Kontakt zwischen Metallkomponente und Kunststoff mit einer Kontaktfläche von 877 mm^2 (Produktinformation De Puy Orthopädie, 2002) kann die kritische Belastungsgrenze von 10 bis 15 Mega Pascal für PE-Lager unterschritten werden (Rinner, 2008).

Die LCS-Prothese wird in verschiedenen Ausführungen angeboten. Bei der in dieser Studie untersuchten Prothese handelt es sich um einen Oberflächenersatz mit Rotationsplattform, bei der das hintere Kreuzband reseziert wird. Das PE-Inlay wird mit einem Zylinder in einer Vertiefung der Tibiakomponente verankert, wodurch

Rotationsbewegungen ermöglicht werden, wobei sich die Rotationsachse zentral zwischen den beiden Kompartimenten befindet. Ein besonderes Merkmal bei der Implantation dieser Prothese ist, dass die knöchernen Resektion grundsätzlich an der Tibia beginnt, weil hierdurch zunächst der Beugespalt und anschließend ein identischer Streckspalt hergestellt werden. Durch die übereinstimmende Spannung des Bandapparates soll im vollen Bewegungsablauf ein stabiles Kniegelenk erreicht werden (Laskin, 1995). Die durch diese als „weichteilreferenzierte“ beschriebene Vorgehensweise erreichte Stabilität erhält den Kontaktdruck auf die Gleitlager aufrecht und verhindert Subluxationen oder Luxationen des beweglichen Gleitlagers.



Abb. 7: LCS® Mobile Bearing System, Fa. DePuy (DePuy Orthopädie GmbH, 2002)

3. ZIELSETZUNG

Ziel dieser Studie ist es zu prüfen, ob die von Buechel und Pappas entwickelte und seit über 30 Jahren auf dem Markt befindliche New Jersey Low Contact Stress (LCS) Kniegelenksendoprothese immer noch die Ansprüche einer langfristig erfolgreichen endoprothetischen Gelenkversorgung entspricht.

Dies wird an einem Patientenkollektiv untersucht, das in einem Medizinischen Versorgungszentrum in München behandelt wurde. Die Behandlung erstreckte sich in diesem Zentrum von der präoperativen Diagnostik, über den operativen Gelenkersatz bis hin zur Nachbetreuung nach abgeschlossener stationärer Rehabilitationsbehandlung. Als Erfolgskriterium wurden in einer klinischen Nachuntersuchung eine standardisierte Erhebung mit dem Knee Society Score, eine radiologische Kontrolle und eine Überlebenszeitanalyse der Prothese durchgeführt. Ferner wurde die von den einzelnen Patienten berichtete subjektive Zufriedenheit herangezogen.

4. MATERIAL UND METHODEN

4.1. Patienten

Das Patientengut wurde aus einem Patientenkollektiv, dem zwischen März 2000 und Oktober 2003 im Medizinischen Versorgungszentrum am Nordbad, München eine Kniegelenksendoprothese mit mobilem Meniskallager, dem LCS-System „rotating platform“, eingesetzt wurde, ausgewählt. Ein gezieltes Auswahlkriterium bei der Gewinnung der Probanden wurde nicht festgelegt, da die Alltagstauglichkeit der untersuchten Prothese in einem möglichst großen und heterogenen Kollektiv sämtlicher im Medizinischen Versorgungszentrum operierter Patienten getestet werden sollte. Deshalb wurde auch hinsichtlich evtl. pulmonaler, kardialer oder metabolischer Begleiterkrankung keine Selektion vorgenommen. Die Zuteilung zur Studie ergab sich durch die Bereitschaft der betroffenen Patienten, an dieser Evaluation teilzunehmen.

Aufgrund des bereits bei Implantation relativ hohen Lebensalters konnten einige Patienten nicht ausfindig gemacht werden, bei manchen Patienten war aus der Patientenakte die Betreuung in einem Pflegeheim ersichtlich, einige Patienten waren vor der geplanten Nachuntersuchung bereits verstorben. Bei der Patientenauswahl wurden sämtliche Patienten in einer chronologischen Aufstellung gelistet und bei Einverständnis aufgrund einer telefonisch durchgeführten Anfrage zusätzlich schriftlich eingeladen (Anhang 1). Die Nachuntersuchung erfolgte durch die Verfasserin unter Anleitung und Aufsicht eines Facharztes für Orthopädie bzw. Chirurgie in dem Medizinischen Versorgungszentrums. Bei Patienten mit einem beidseitigen Kniegelenksersatz wurde das als erstes operierte Kniegelenk untersucht, das andere Kniegelenk ging nicht in die Studie mit ein.

Ein Ethikantrag zur Durchführung der Nachuntersuchung wurde gestellt, nach Auskunft des Vorsitzenden war eine weitere Prüfung des Ausschusses jedoch nicht erforderlich.

Patientenanzahl und Geschlechterverteilung

Insgesamt nahmen 53 Patienten an der Studie teil ($n = 53$), davon lag der Anteil der 10 männlichen Patienten bei 18,9 %, der Anteil der 43 weiblichen Studienteilnehmer war mit 81,1% überproportional vertreten.

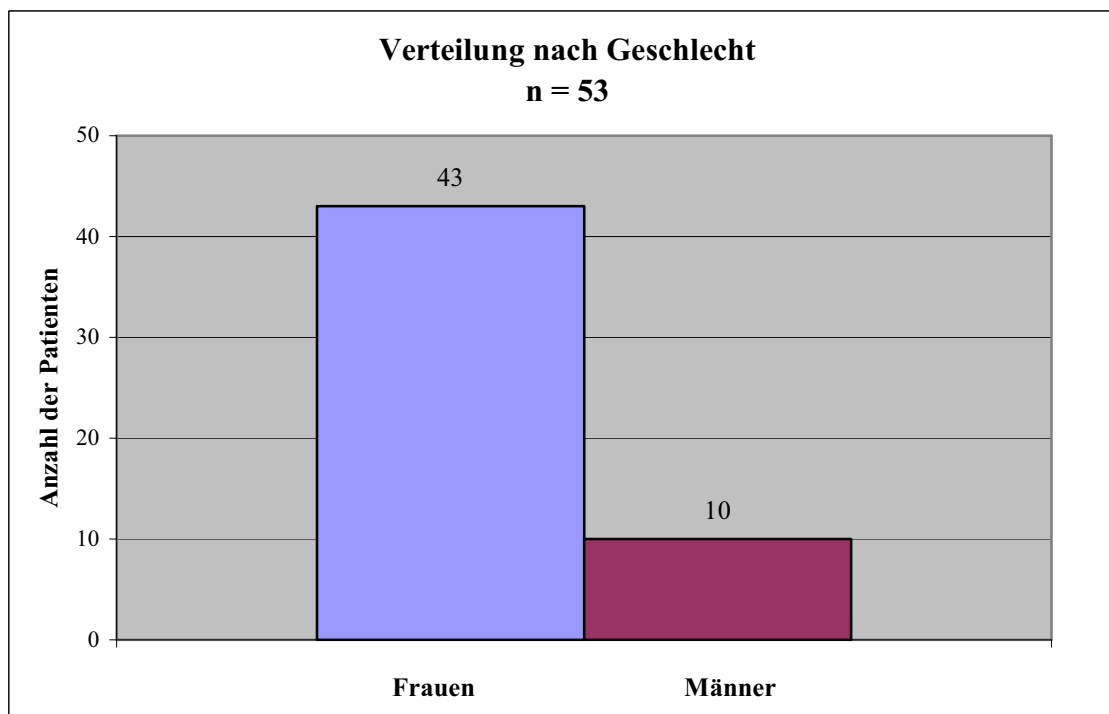


Abb. 8: Anteil der weiblichen und männlichen Patienten

Altersverteilung

Zum Operationszeitpunkt betrug der Altersdurchschnitt der Patientinnen 70,9 Jahre (56 bis 79 Jahre), der der männlichen Probanden 68,6 Jahre (57 bis 80 Jahre). Der Gesamtaltersdurchschnitt zum Zeitpunkt der Operation lag dabei bei 70,4 Jahre (56,7 Jahre bis 80,4 Jahre). Die Altersverteilung lag von 50-59 Jahren bei 4 Patienten, von 60-69 Jahren bei 16 Patienten, von 70-79 Jahren bei 32 Patienten und bei 80-89 Jahren bei 1 Patient. Sowohl bei den weiblichen als auch bei den männlichen Patienten ist die Gruppe der 70-79Jährigen am stärksten vertreten.

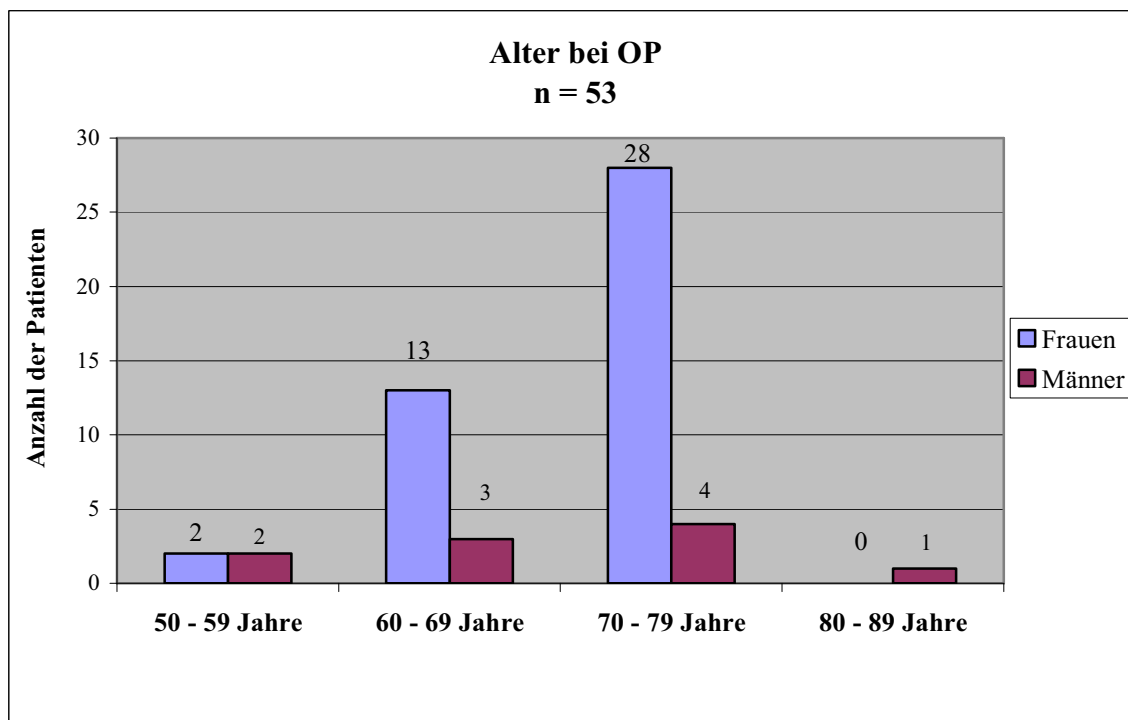


Abb. 9: Altersverteilung des Gesamtkollektives zum Operationszeitpunkt

Operationsindikationen

Die Indikation zum alloarthroplastischen Gelenkersatz ergab sich vor allem durch primäre Arthrose (48 Fälle bzw. 90,6 %). In zwei Fällen (3,8 %) lag eine chronisch rheumatoide Arthritis vor und in drei Fällen (5,7 %) ergab sich die Erfordernis zum Gelenkersatz infolge einer Knochennekrose am medialen Femurkondylus (Morbus Ahlbäck) kombiniert mit einer primären Arthrose, weshalb letztendlich eine bikondyläre Prothese indiziert war.

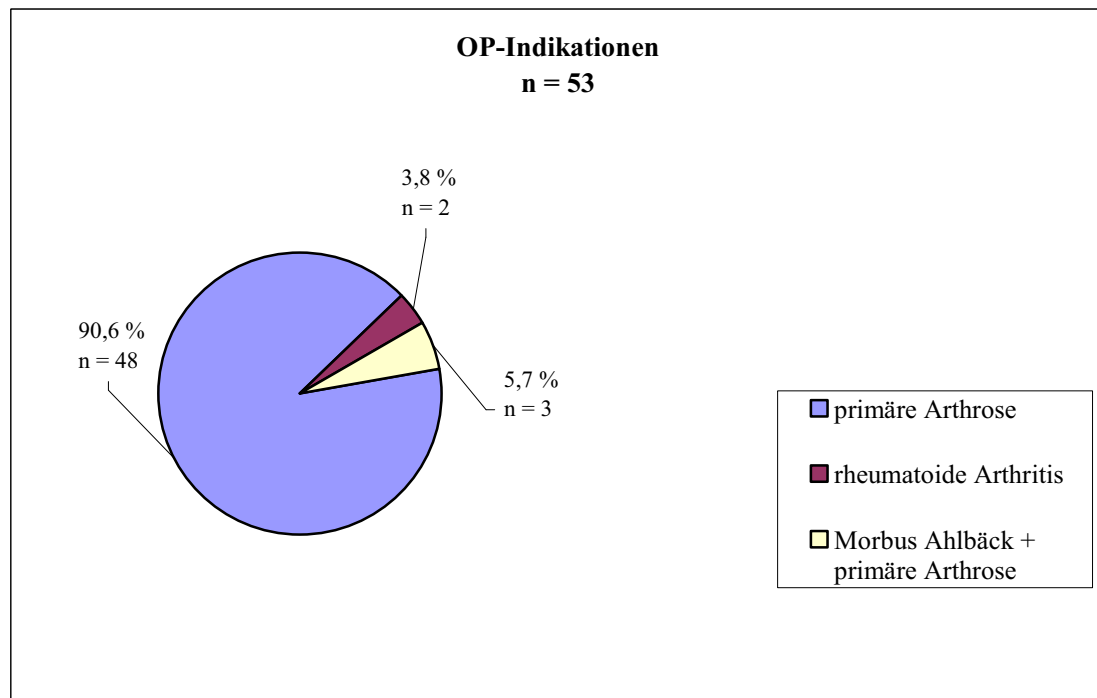


Abb. 10: Diagnoseverteilung in der Gesamtgruppe

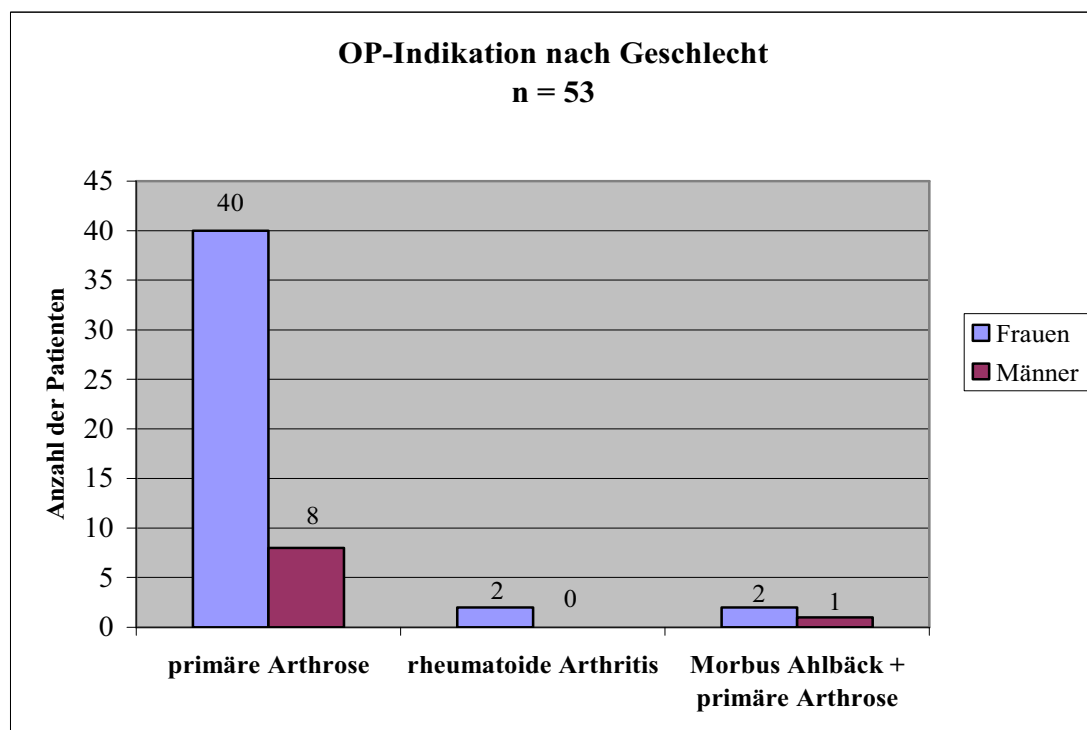


Abb. 11: Geschlechtsspezifische Diagnoseverteilung

4.2. Operation und Nachbehandlung

Die Patienten wurden von insgesamt drei verschiedenen erfahrenen Operateuren operiert. Der Operationsablauf wurde nach einem vom Hersteller vorgegebenen standardisierten Verfahren durchgeführt. Zuerst erfolgt die Resektion des Tibiaplateaus. Erst danach wird das distale Femur reseziert, was eine identische Kollateralbandspannung in allen Bewegungsphasen des Kniegelenks sowie eine maximale Implantatstabilität gewährleistet.

Bei fast allen Operationen erfolgte ein medialer Zugang zum Kniegelenk, ein lateraler Zugang wurde lediglich bei einer ausgeprägten Valgusgonarthrose gewählt. Eine partielle Synovektomie wurde bei auffälligem lokalen Befund durchgeführt eine vollständige Entfernung der Gelenkinnenhaut war in keinem Fall erforderlich.

Je nach Befund erfolgte zusätzlich ein Vorgehen an der Patella. Hierbei wurde eine plastische Verschmälerung oder die Abtragung von retro- bzw. parapatellaren Knochenanbauten vorgenommen, ein retropatellarer Gelenkersatz wurde in keinem Fall durchgeführt. In 10 Fällen erfolgte kein therapeutisches Vorgehen an der Patella.

In 18 Fällen wurde zusätzlich ein so genanntes laterales Release vorgenommen, weil sich in den Prohebewegungen eine stärkere Lateralisation der Patella zeigte. Dieses Release erfolgte mittels Durchtrennung des lateralen Retinakulums zur Zentrierung der Patella und somit zum Erreichen eines möglichst physiologischen Bewegungsablaufes. In 3 Fällen erfolgte ein gleichsinniges Vorgehen am medialen Gelenkanteil. In einem Fall erfolgte ein Release sowie im medialen wie auch im lateralen Kompartiment. In den anderen 31 Fällen war aufgrund der guten Patellazentrierung kein derartiges Vorgehen notwendig.

Die postoperative Nachbehandlung erfolgte standardisiert und enthielt neben einer bedarfsgerechten Schmerzmedikation eine Thromboseprophylaxe sowie intensive krankengymnastische Übungsbehandlungen. Die Mobilisation wurde am ersten postoperativen Tag durch Physiotherapeuten begonnen, nach Entfernung der Redondrainagen wurde ab dem zweiten postoperativen Tag zusätzlich eine passive

Bewegungstherapie auf der Motorschiene eingeleitet. Nach einem stationären Aufenthalt von 7 bis 14 Tagen wurde eine ca. 3-wöchige Anschlussheilbehandlung durchgeführt.

4.3. Nachuntersuchung

Der Zeitraum zwischen Implantation der Knieendoprothese und klinischer Nachuntersuchung erstreckt sich von 3,7 Jahre bis 7,3 Jahren und lag im Mittel bei 5,3 Jahren.

Das Durchschnittsalter zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung lag bei 75,8 Jahre (60,5 Jahre bis 86,2 Jahre), wobei die Frauen mit 76,3 Jahren durchschnittlich etwas älter waren als die Männer mit 73,6 Jahren. Der jüngste Patient, eine Frau, war 60 Jahre und der älteste Patient, ein Mann, war bei der Nachuntersuchung 86 Jahre alt. Die Altersverteilung für beide Geschlechter lag von 50-59 bei 0 Patienten, von 60-69 Jahren bei 13 Patienten, von 70-79 Jahren bei 24 Patienten und bei 80-89 Jahren bei 16 Patienten.

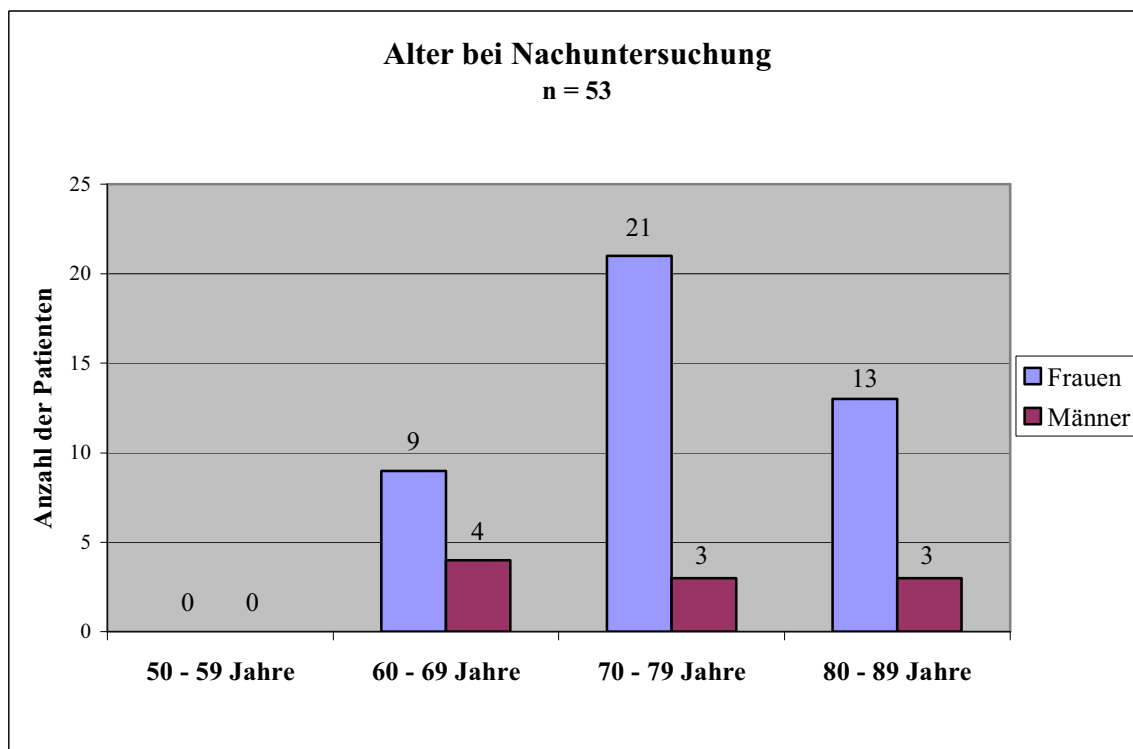


Abb. 12: Altersverteilung des Gesamtkollektives bei der Nachuntersuchung

Die Untersuchung umfasst eine Bewertung anhand des Knee Society Score (Insall et al., 1989). Dieser Score ist ein anerkanntes Beurteilungssystem zur Erfassung der Operationsergebnisse nach Implantation einer Kniegelenksprothese und wird in zahlreichen Studien verwendet (Liow et al., 2000). Zusätzlich wurden weitere Fragenstellungen erarbeitet, die in einem selbständig entwickelten Untersuchungsbogen zusammengefasst wurden (Anhang 2). Nach der Patientenbefragung schloss sich eine klinische Untersuchung nach etablierten Untersuchungsverfahren an (Debrunner und Hepp, 2004).

Knee Society Score

Der Knee Society Score gliedert sich in zwei Scores auf, den Knee Score und den Functional Score. Es können jeweils maximal 100 Punkte erreicht werden. Im Knee Score werden Schmerzzustände, Stabilität und das Bewegungsausmaß bewertet, wobei ein Extensions- oder Flexionsdefizit und Fehlstellungen zu Abzügen führen. Die volle Punktzahl wird bei Schmerzfreiheit, einem Bewegungsumfang von 0-0-125° sowie einer Stabilität in antero-posteriorer, lateraler und medialer Hinsicht erreicht. Der

Functional Score beurteilt die mögliche Gehstrecke des Patienten sowie die Fähigkeit zum Treppensteigen. Die so erreichte Punktzahl wird bei Verwendung von Gehhilfen reduziert. Die maximale Punktzahl kann hier bei unbegrenzter Gehstrecke, freiem Treppensteigen ohne Benützung des Geländers und ohne Einsatz von Gehhilfen erreicht werden.

Knee Score

Der Knee Score bewertet das untersuchte Knie weitgehend unabhängig vom Gesamtzustand des Patienten. Im Einzelnen werden die maximal erreichbaren Punkte wie folgt verteilt:

Schmerzen		Beugedefizit (Abzug)	
Keine	50	5° bis 10 °	- 2
Gelegentlich leichte	45	11° bis 15 °	- 5
Leichte beim Treppensteigen	40	16° bis 20 °	- 10
Leichte beim Gehen und Treppensteigen	30	> 20 °	- 15
Gelegentlich mäßige Schmerzen	20		
Ständig mäßige Schmerzen	10	Streckdefizit (Abzug)	
Starke Schmerzen	0	< 10 °	- 5
		11° bis 20 °	- 10
Bewegungsausmaß		> 20 °	- 15
Je 5 ° = 5 Punkte	25		
		Beinachse (Abzug)	
Anterio-posteriore Stabilität		5° bis 10 °	0
< 5 mm	10	0° bis 4 °	- 3/ °
5 mm bis 10 mm	5	11° bis 15 °	- 3/ °
> 10 mm	0		
Medio-laterale Stabilität			
< 5 °	15		
6° bis 9 °	10		
10° bis 14 °	5		
15 °	0		

Tab. 1: Kriterien des Knee Score

Functional Score

In die Bewertung des Functional Score fließen nicht nur die gelenkspezifischen Fähigkeiten ein, sondern es wird auch der Gesamtzustand des Patienten berücksichtigt. Daher können körperliche Beeinträchtigungen, deren Ursache außerhalb des zu betrachtenden Gelenkes liegen wie beispielsweise kardiovaskuläre oder pulmonale

Krankheiten, diesen Score negativ beeinflussen. Die möglichen Punkte werden folgendermaßen aufgeschlüsselt:

Gehleistung		Gehbehelf (Abzug)	
Unbegrenzt	50	Keiner	0
Mehr als 1000 Meter	40	Ein Stock	- 5
Bis 1000 Meter	30	Zwei Stöcke	- 10
Weniger als 500 Meter	20	Zwei UA-Gehstützen	- 20
Im Haus	10		
Gehunfähig	0		
Treppensteigen			
Normal	50		
Aufstieg normal / Abstieg mit Geländer	40		
Auf- und Abstieg mit Geländer	30		
Aufstieg mit Geländer / Abstieg nicht möglich	15		
Kein Treppensteigen möglich	0		

Tab. 2: Kriterien des Functional Score

Zusätzlich zur Fragestellung nach dem Knee Society Score wurden weitere patientenindividuelle Aspekte wie Alter, Größe, Gewicht, Begleiterkrankungen, Medikamentenpflichtigkeit, Voroperationen sowie die Aktivität im Alltag erfragt. Ein eventuelles Übergewicht wurde nach dem Body Mass Index (BMI) berechnet. Dabei wird das Körpergewicht (kg) dividiert durch das Quadrat der Körpergröße (m²). Die Einheit des BMI ist demnach kg/m². Die BMI-Klassifikation wurde von der Weltgesundheitsorganisation (WHO) wie folgt festgelegt:

Klassifikation	BMI
Untergewicht	< 18,5
Normalgewicht	18,5-24,9
Übergewicht	25-29,9
Adipositas	30-39,9
massive Adipositas	>40

Tab. 3: WHO-Klassifikation des Body Mass Index

Schließlich wurde die subjektive Patientenzufriedenheit erfasst und in verschiedene Kategorien nach Schulnoten eingeteilt (1 = äußerst zufrieden bis 5 = unzufrieden). Durch die ergänzenden Angaben soll eine reduzierte Punktzahl im Functional Score, bedingt durch eine gelenkunabhängige Begleiterkrankung, nachvollziehbar sein.

Klinische Untersuchung

Die klinische Untersuchung bestand aus Inspektion (Gangbild, Beinachse, Beinlänge, Rötung), Palpation (Überwärmung, Ergussprüfung, Patellaverschieblichkeit, Muskeltonus und -kraft, Gelenkkontur) sowie einer Prüfung mehrerer Funktionen (Stabilitätsprüfung, Messung des Bewegungsumfanges). Das Bewegungsausmaß, range of motion (ROM), wurde nach der Neutral-Null-Methode mit einem Winkelmesser ausgemessen.

Radiologische Bewertung

Die bei der Nachuntersuchung angefertigten Röntgenaufnahmen erfolgten für sämtliche Kniegelenke im antero-posterioren sowie im seitlichen Strahlengang. Die seitliche Röntgenaufnahme wurde in einer 30° Beugstellung angefertigt. Dabei wurden evtl. radiologische Lysesäume, das Einsinken von Komponenten, periartikuläre Verkalkungen oder Dislokationen beurteilt. Die Einteilung der auffälligen Implantatzonen erfolgte nach den von der Knee Society beschriebenen Zonen (Ewald, 1989). Auf die Anfertigung von Ganzbeinaufnahmen wurde zur Minimierung des Strahlenrisikos verzichtet.

4.4. Auswertung und Statistik

Die Daten wurden in den Untersuchungsbögen erfasst und später in eine Tabelle des Programms Excel übertragen und verarbeitet. Die Textverarbeitung erfolgte mit dem Programm Word. Die in Excel ermittelten Daten wurden anschließend mit dem Statistikprogramm SPSS, Version 18 – vorübergehend als PASW bezeichnet – (Fa. SPSS Inc., Chicago, IL, USA) erstellt.

Die Prothesenstandzeit wurde nach der Überlebensanalyse von Kaplan-Meier (Kaplan und Meier, 1958) errechnet. Als Endpunkt wurde jede Art von operativer Revision sowie ein im Knee Society Score erfasstes schlechtes Outcome mit weniger als 70 Punkte festgelegt. An beschreibender Statistik wurden Mittelwert (MW), Standardabweichung (SD), Median (Med), Minimum (Min) und Maximum (Max) benutzt.

5. ERGEBNISSE

5.1. klinische Untersuchungsergebnisse

Insgesamt nahmen 53 Patienten an der Studie teil. Keiner der Patienten schied während des Beobachtungszeitraumes aus, daher kamen alle untersuchten Probanden in die Auswertung.

Seitenverteilung

Das linke Kniegelenk wurde mit 30 Fällen etwas mehr operativ versorgt als das rechte Kniegelenk in 23 Fällen. Geschlechtsabhängig ergab sich folgende Verteilung:

Kniegelenk	männlich		weiblich	
links	6	60,0 %	24	55,8 %
rechts	4	40,0 %	19	44,2 %

Tab. 4: Geschlechtsspezifische Seitenverteilung des operierten Kniegelenkes

Voroperationen

Nach anamnestischen Angaben wurden 30 Patienten bereits vor der Kniegelenk ersetzenden Operation ein- oder mehrmalig an dem betroffenen Gelenk voroperiert. Davon erfolgte in 25 Fällen eine oder mehrere Arthroskopien, in 2 Fällen wurden Achsenfehlstellung durch eine Umstellungsoperation an der Tibia behandelt und in 3 Fällen wurde durch ein laterales Release das femoropatellare Gleitlager neu eingestellt.

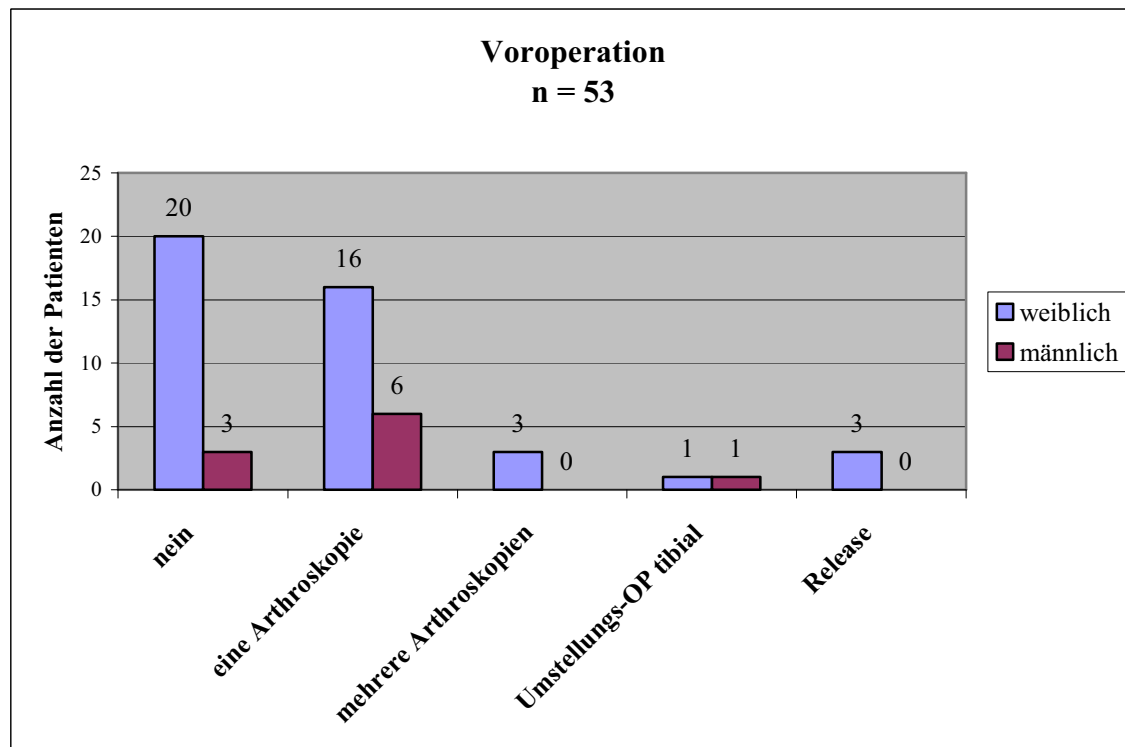


Abb. 13: Verteilung der erfolgten Voroperationen nach jeweiliger operativer Maßnahme

Zusatzeingriffe im Rahmen des Gelenkersatzes

Bei 46 Patienten wurden neben der endoprothetischen Versorgung auch zusätzliche – teils mehrfache - Maßnahmen zur postoperativen Beschwerdelinderung und zum Erreichen eines möglichst langfristigen Erfolges durchgeführt. Dabei handelte es sich in 22 Fällen um ein Release zur Optimierung des Alignments und in 42 Fällen – teilweise bei identischen Patienten – um das plastische Vorgehen an der Patella mit Verschmälerung einer hypertrophen Patella, das Glätten des retropatellaren Knorpels oder das Abtragen von osteophytären Anbauten. Eine Synovektomie wurde bei 2 Patienten vorgenommen. Ein Ersatz der Patellarückfläche wurde bei keinem Patienten vorgenommen.

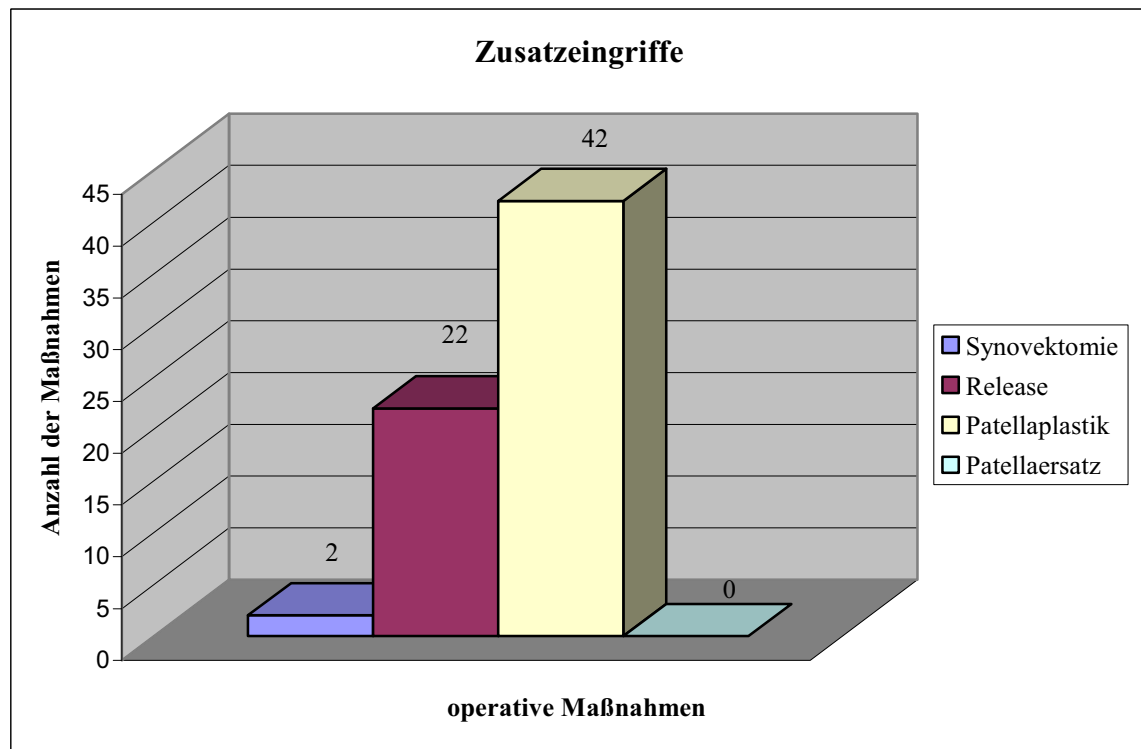


Abb. 14: Zusatzeingriffe im Rahmen des endoprothetischen Gelenkersatzes

Fixation der Prothesenkomponenten

Bei 11 Patienten erfolgte die Verankerung der femoralen und tibialen Komponente jeweils zementiert, bei 32 Patienten wurde lediglich der tibiale Prothesenteil als sogenannte Hybridfixation zementiert und in 10 Fällen erfolgte eine völlig zementfreie Implantation der Prothesen.

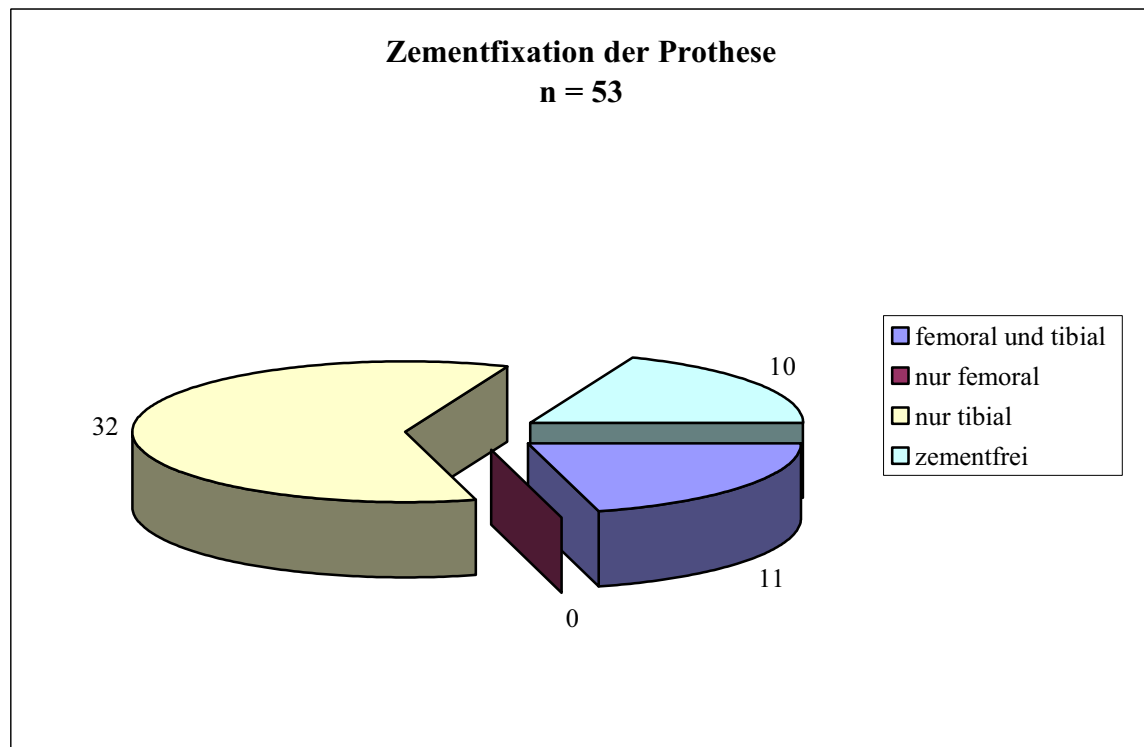


Abb. 15: Verteilung der erfolgten Prothesenfixation

Begleiterkrankungen

Bis auf 5 Patienten gaben alle anderen Studienteilnehmer an, an weiteren Erkrankungen zu leiden, die dauerhaft medikamentös behandelt werden. Dabei handelt es sich in 28 Fällen um kardiovaskuläre Krankheiten, in einem Fall um eine endokrine bzw. Stoffwechsel-Störung und in 19 Fällen um komplexe internistische Krankheitsbilder mit mehrfachen Organschäden.

Formenkreis	männlich		weiblich	
	Anzahl	Prozent	Anzahl	Prozent
kardiovaskulär	5	50 %	23	53,5 %
endokrin / Stoffwechsel	0		1	2,3 %
komplex / mehrfach	5	50 %	14	32,6 %
keine	0		5	11,6 %

Tab. 5: Geschlechtsspezifische Verteilung der Begleiterkrankungen

Raucher

7 der 53 Studienteilnehmer gaben an, dass sie regelmäßig rauchen. Dies betrifft 4 Frauen und 3 Männer.

Übergewicht

Hinsichtlich des Übergewichtes ergaben sich bei dem untersuchten Patientengut folgende Werte:

Klassifikation	männlich		weiblich	
Untergewicht	0			0
Normalgewicht	2	20 %	20,9 %	9
Übergewicht	4	40 %	41,9 %	18
Adipositas	4	40 %	34,9 %	15
massive Adipositas	0		2,3 %	1

Tab. 6: Geschlechtsspezifische Verteilung des Übergewichtes

Analgetikagebrauch

Die Einnahme von Analgetika aufgrund von Schmerzbeschwerden, die an dem operierten Kniegelenk verspürt werden, geben lediglich 4 Patienten, alle Frauen, an. Davon berichten zwei Patientinnen, dass die bedarfsabhängige Einnahme lediglich gelegentlich erfolgt, eine Patientin beschreibt einen 1-3 maligen täglichen Gebrauch und eine Patientin berichtet, dass die Einnahme mehr als 3x täglich erfolgen muss. Bei der Letztgenannten handelt es sich um eine Patientin mit Arthrofibrose, die insgesamt ein schlechtes Outcome mit mehrfachen Revisionsoperationen und stark eingeschränkter Beweglichkeit aufweist.

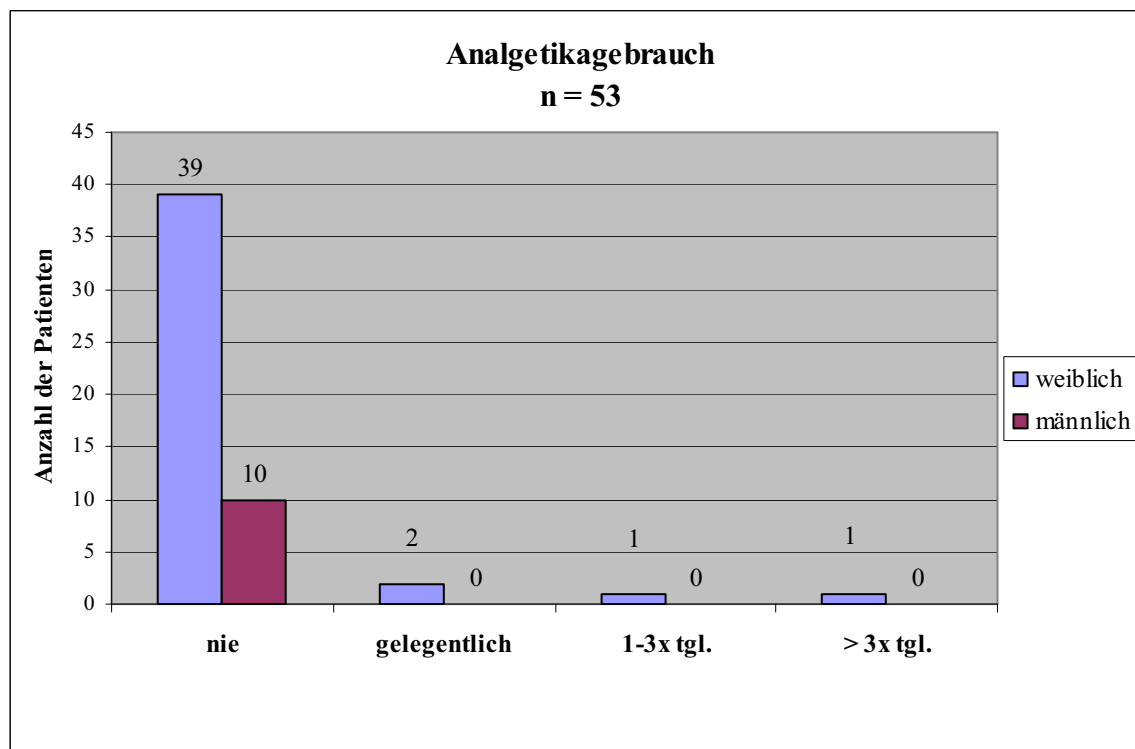


Abb. 16: Ausmaß der medikamentösen Schmerztherapie wegen Knieschmerzen am operierten Knie

Postoperative Komplikationen

Insgesamt wurden 6 Fälle mit postoperativen Komplikationen durch anamnestische Erfragung erfasst. Hierunter wurden Wundheilungsstörungen, verzögerte Mobilisation, eine tiefe Beinvenenthrombose, eine tiefe Infektion sowie anhaltende Beschwerden aufgrund eines patellofemorales Schmerzsyndroms in Verbindung mit einer Arthrofibrose. Die beiden zuletzt genannten Komplikationen erforderten operative Revisionen. Die anderen Komplikationen waren nur passager und bis maximal zum Abschluss der Anschlussheilbehandlung ausgeheilt. Der durch eine so genannte low grade Infektion betroffene Patient weist seit dem Prothesenwechsel sehr gute Ergebnisse nach. Lediglich eine Patientin leidet aufgrund einer Arthrofibrose mit ausgeprägter Bewegungseinschränkung und behandlungsbedürftigem chronischen Schmerzsyndrom dauerhaft an der entstandenen Komplikation.

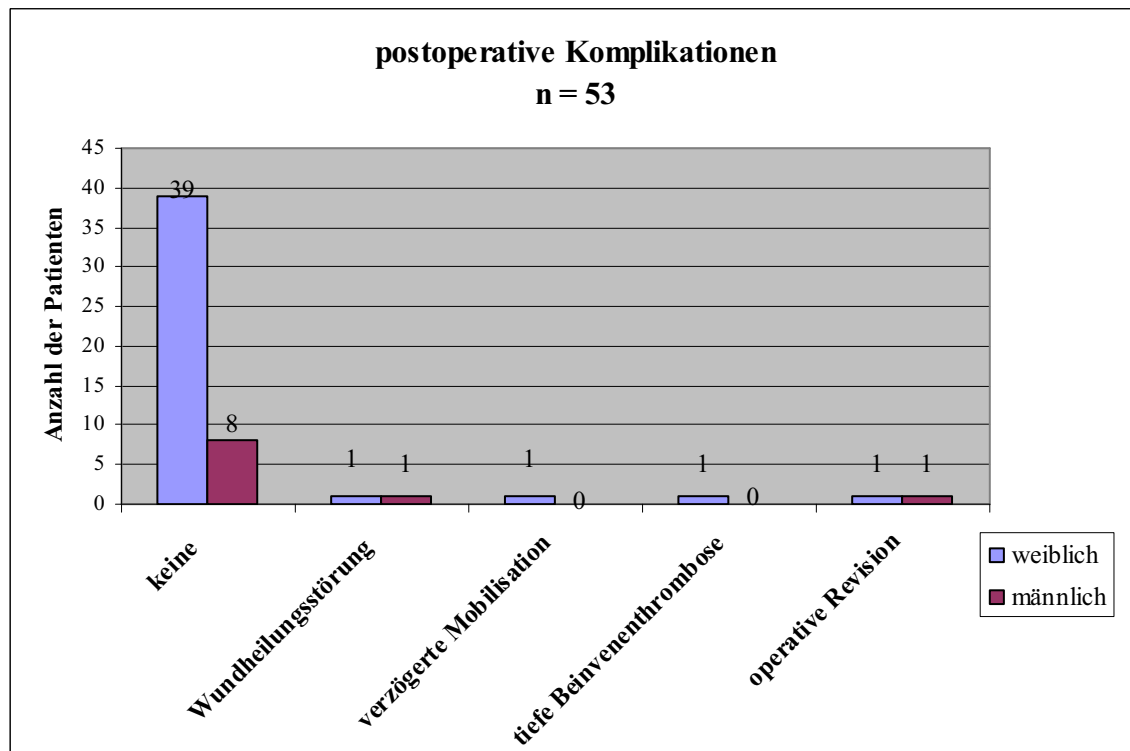


Abb. 17: Einteilung der postoperativen Komplikationen

Gangbild

50 Patienten wiesen ein flüssiges Gangbild und 3 Patienten ein hinkendes Gangbild auf.

5.2. Ergebnisse nach dem Knee Society Score

Ergebnisse nach dem Knee Score

Schmerzentwicklung

Schmerzen wurden insgesamt von 10 Patienten angegeben, wobei die Intensität zwischen mäßige, aber ständig vorhanden und leichten bzw. gelegentlichen Schmerzen, die nur beim Treppensteigen auftreten, variierte. Im Mittel lag der Schmerzscore bei 47,64 von maximal 50 erreichbaren Punkten. Insgesamt zeigte sich folgendes Bild:

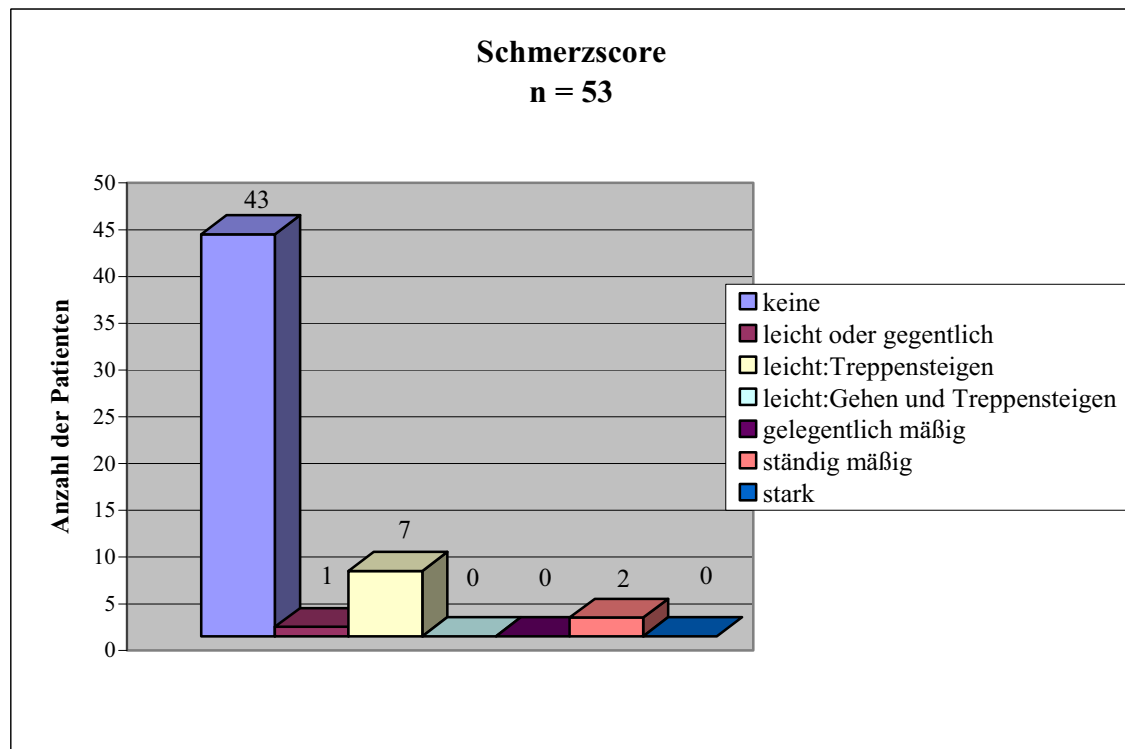


Abb. 18: Schmerzausmaß

Bewegungsumfang (ROM)

Für das Bewegungsausmaß konnte je 5° ein Punkt vergeben werden. Im Mittel wurden 21,75 Punkte erreicht, was ein durchschnittliches Bewegungsausmaß von knapp 110° bedeutet. Eine weibliche Patientin litt unter einer postoperativen Arthrofibrose, weshalb hier eine deutlich eingeschränkte Beweglichkeit besteht. Im Einzelnen zeigte sich folgende Verteilung:

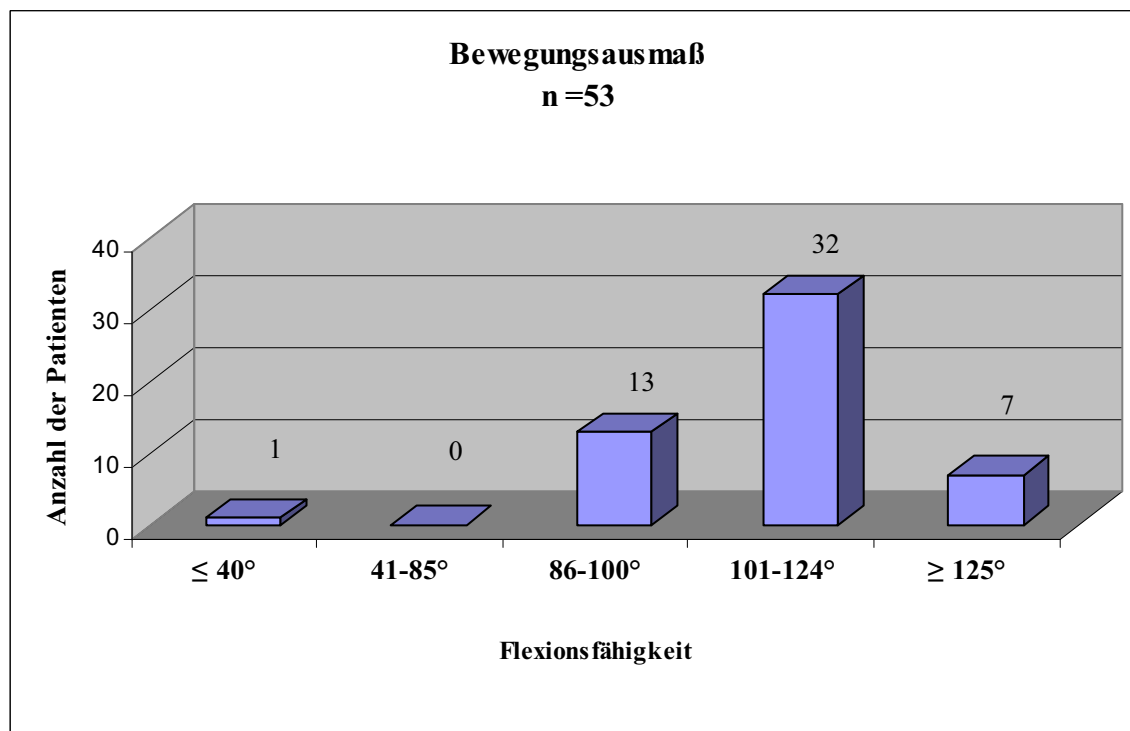


Abb. 19: Bewegungsausmaß (ROM)

anterio-posteriore Stabilität

Hier konnte bei allen 53 Patienten die volle Punktzahl vergeben werden, da keine Stabilität mit einem Ausmaß von 5 mm oder größer vorlag.

medio-laterale Stabilität

Hinsichtlich der medio-lateralen Stabilität erreichten 50 Patienten die vollen 15 Punkte, lediglich bei 3 Patienten bestand eine geringe Bandlaxität von 6 bis 9 °, weshalb bei diesen Patienten jeweils 10 der 15 maximal erreichbaren Punkte vergeben wurden.

Beinachse (Punktabzug)

Nachdem alle 53 Patienten eine klinisch physiologische Beinachse aufwiesen, erfolgte hier keinerlei Punktabzug.

Flexionsdefizit (Punktabzug)

Keiner der untersuchten Patienten litt unter einer Beugekontraktur, somit wurden diesbezüglich keine Punkte abgezogen.

Extensionsdefizit (Punktabzug)

50 Patienten erreichten nach der Neutral-Null-Methode einen Nulldurchgang, dies bedeutet, dass eine volle Streckung möglich war. Lediglich bei 3 Patienten erfolgten Punktabzüge aufgrund der mangelnden Fähigkeit das Bein vollständig durchzustrecken. Dabei erhielt ein Patient einen Abzug von 5 Punkten bei einem Defizit von weniger als 10°. Zwei Patienten wurden jeweils 10 Punkte abgezogen, da sie eine Extensionseinschränkung von 10° bzw. 20° aufwiesen.

Insgesamt wurden im Knee Score zwischen 33 und 100 Punkte erzielt, der Mittelwert lag bei 93,74 Punkten, der Median bei 97 Punkten. Im Einzelnen zeigte sich folgende Verteilung:

Knee Score

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Erreichte	33	1	1,9	1,9	1,9
Punkte	60	1	1,9	1,9	3,8
	83	2	3,8	3,8	7,5
	87	1	1,9	1,9	9,4
	88	1	1,9	1,9	11,3
	89	1	1,9	1,9	13,2
	90	1	1,9	1,9	15,1
	91	1	1,9	1,9	17,0
	92	3	5,7	5,7	22,6
	93	4	7,5	7,5	30,2
	94	1	1,9	1,9	32,1
	95	4	7,5	7,5	39,6
	96	3	5,7	5,7	45,3
	97	9	17,0	17,0	62,3
	98	5	9,4	9,4	71,7
	99	9	17,0	17,0	88,7
	100	6	11,3	11,3	100,0
	Gesamt	53	100,0	100,0	

Tab. 7: Tabellarische Darstellung der Punkte im Knee Score

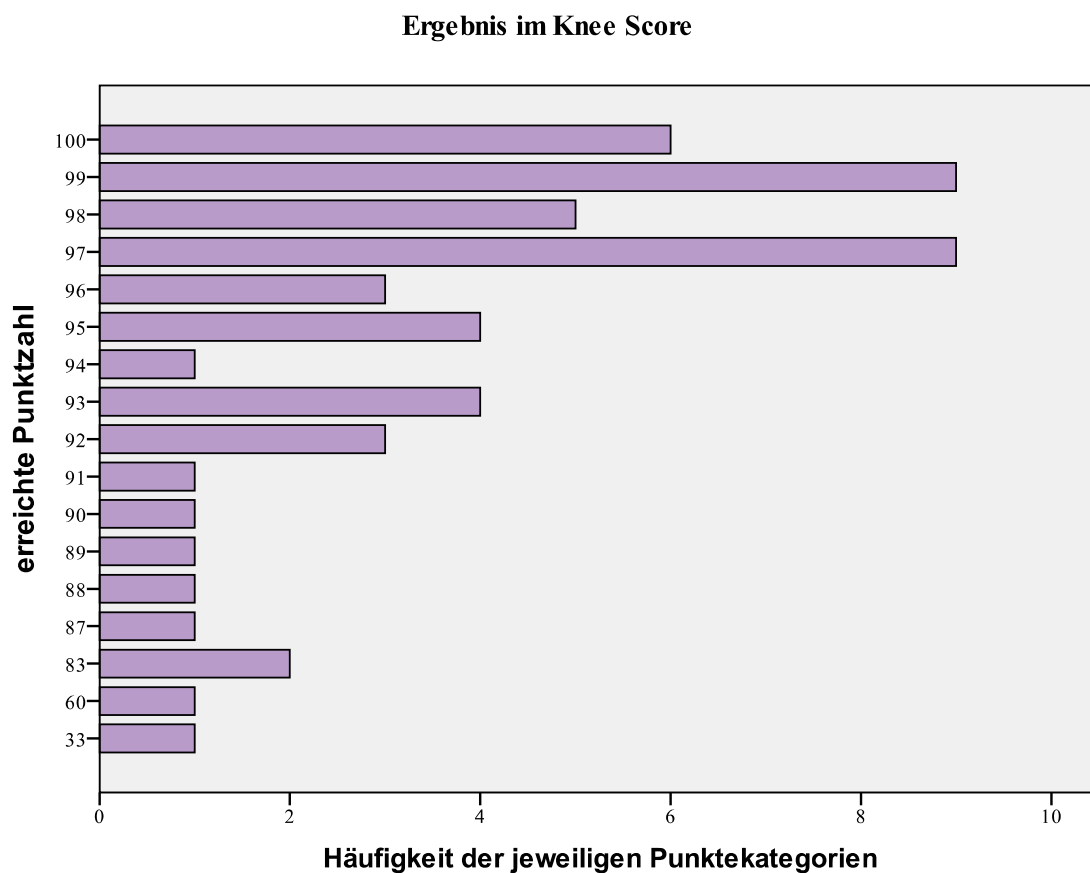


Abb. 20: Punkteverteilung im Knee Score

Ergebnisse nach dem Functional Score

Gehstrecke

44 Patienten können eine unbegrenzte Gehstrecke zurücklegen, bei 3 Patienten sind mehr als 1000 Meter möglich. 5 Patienten berichten, dass sie maximal 1000 Meter zurücklegen können. Ein Patient schafft weniger als 500 Meter. Keiner der untersuchten Patienten ist aufgrund eines eingeschränkten Gehvermögens an das Haus gebunden oder völlig gehunfähig.

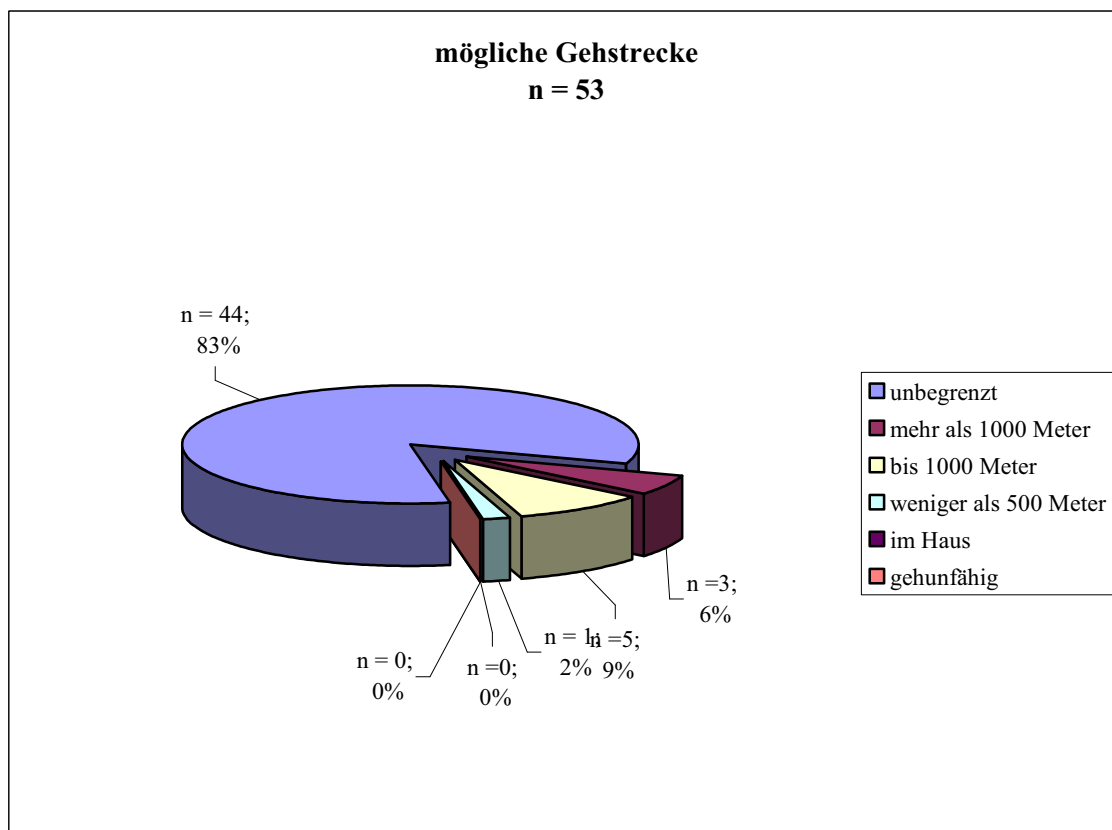


Abb. 21: Ausmaß der möglichen Gehstrecke

Treppensteigen

Ein völlig freies Treppensteigen ohne Benutzung eines Treppengeländers war bei 35 Patienten möglich. 7 Patienten berichten, dass ein normales Treppenaufgehen möglich sei, sie beim Abstieg jedoch das Geländer benutzen müssen. Bei 11 Patienten war sowohl beim Treppenaufstieg als auch beim Treppenabstieg eine entsprechende Hilfe erforderlich. Keiner der befragten Patienten gab an, dass ein Treppenabstieg oder das generelle Treppensteigen nicht möglich sei.

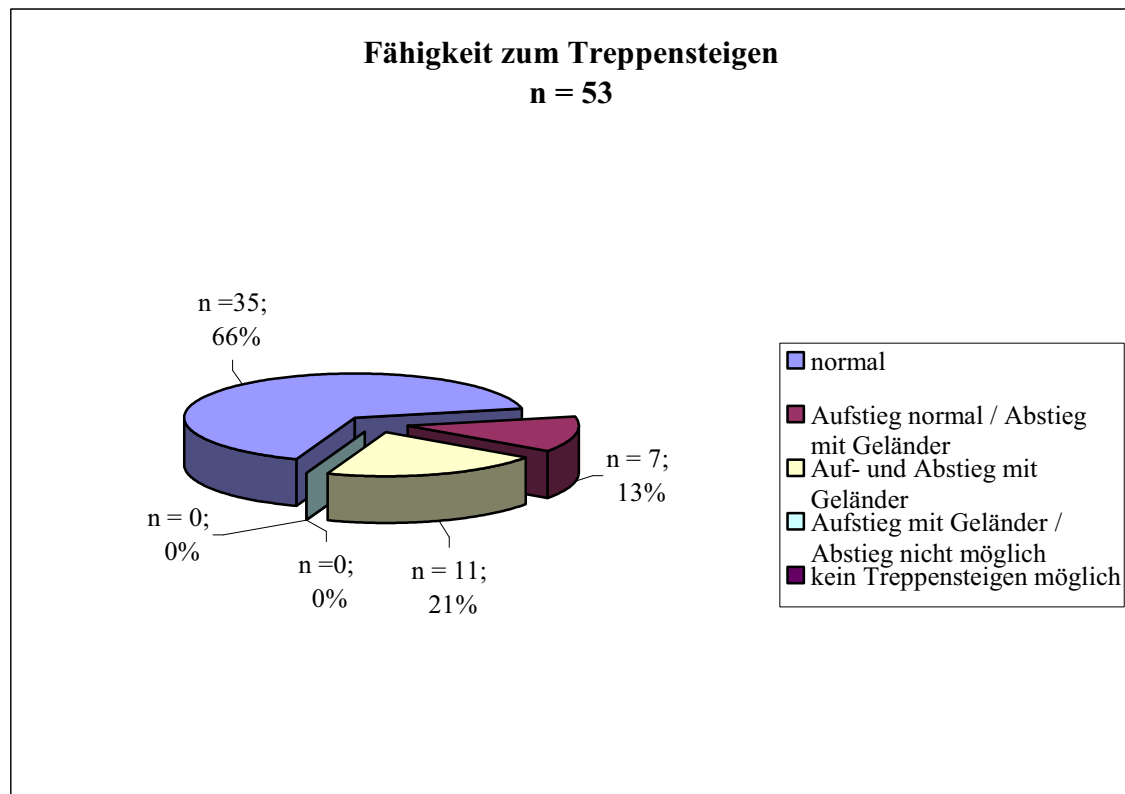


Abb. 22: Fähigkeit des Treppensteigens

Gehhilfen (Punktabzug)

Einen Gehstock benutzen 4 Patienten, die anderen 49 benötigen keinerlei Gehhilfe.

Im Functional Score wurden im Mittel 93,40 Punkte erreicht, die Bandbreite lag von 45 bis 100 Punkte. Der Median beträgt 100 Punkte.

Functional Score

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Erreichte	45	1	1,9	1,9	1,9
Punkte	60	1	1,9	1,9	3,8
	70	1	1,9	1,9	5,7
	75	1	1,9	1,9	7,5
	80	7	13,2	13,2	20,8
	85	1	1,9	1,9	22,6
	90	6	11,3	11,3	34,0
	95	1	1,9	1,9	35,8
	100	34	64,2	64,2	100,0
	Gesamt	53	100,0	100,0	

Tab. 8: Tabellarische Darstellung der Punkte im Functional Score

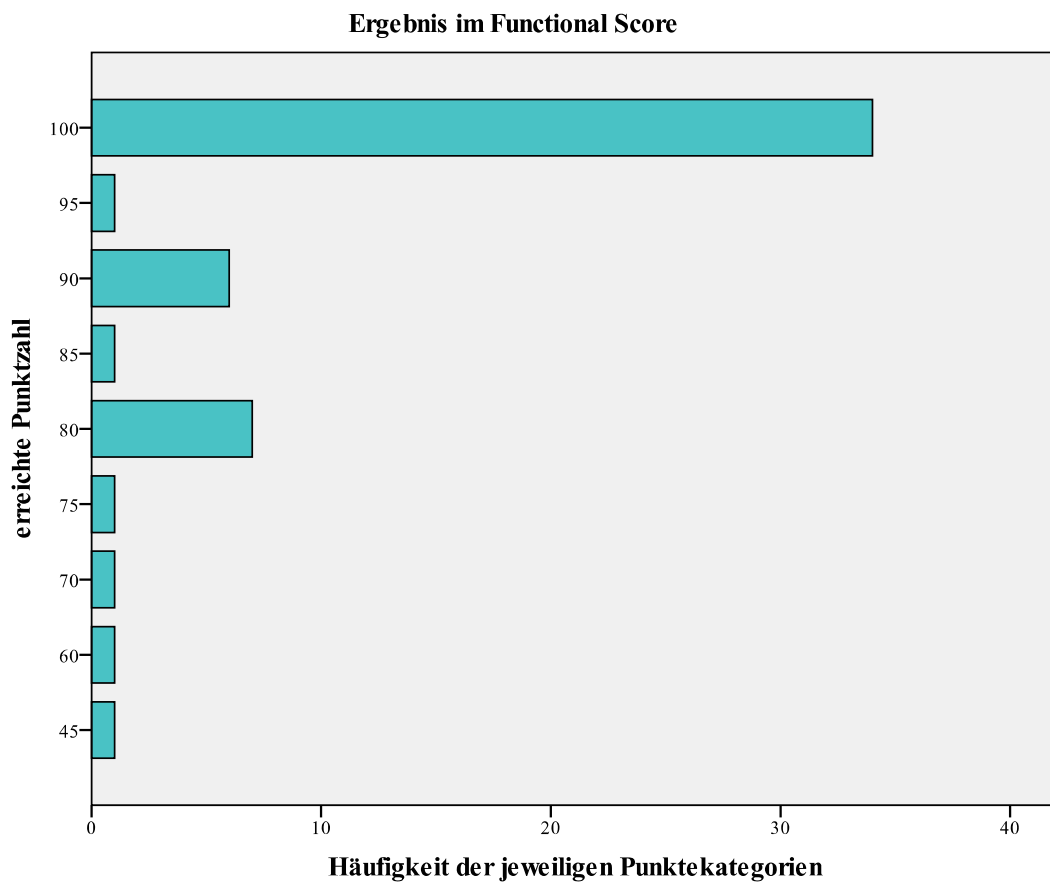


Abb. 23: Punkteverteilung im Functional Score

Ergebnisse nach dem Gesamtscore

Die Teilergebnisse des Knee Score und des Functional Score sind der nachfolgenden Graphik zu entnehmen:

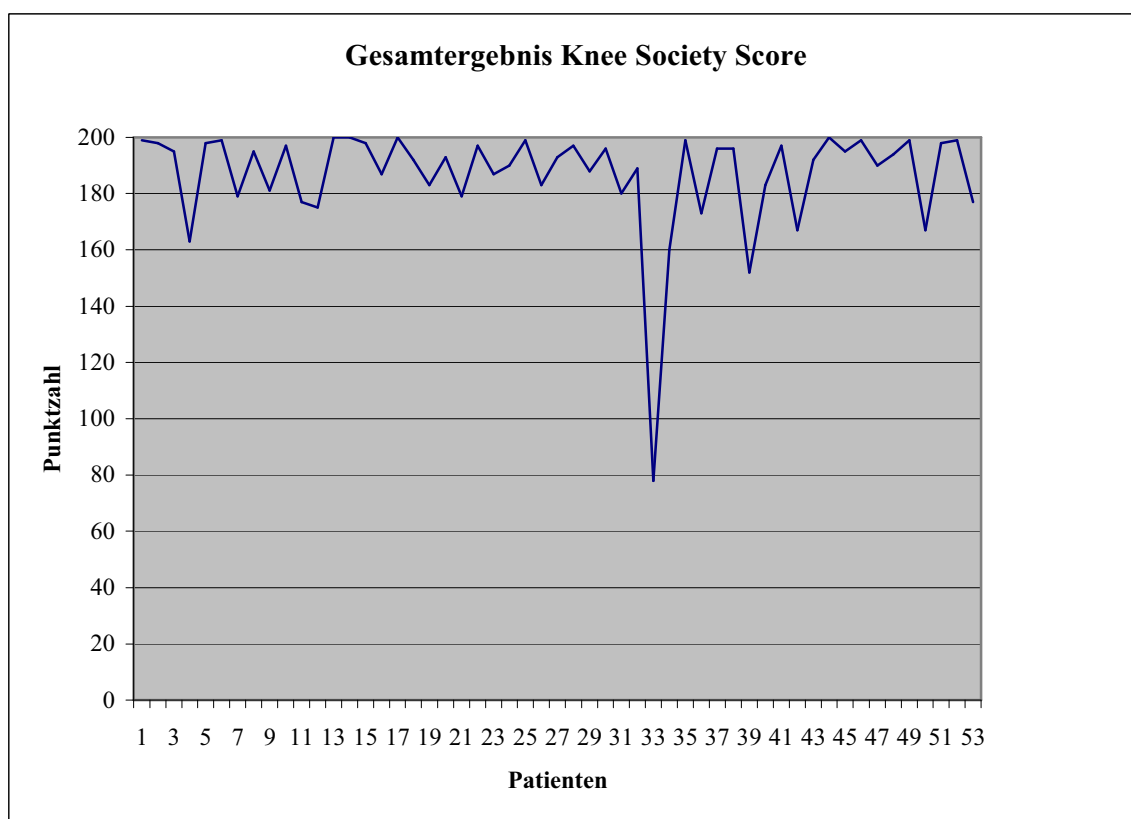


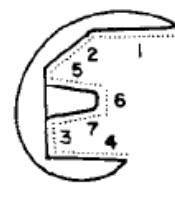
Abb. 24: Punkteverteilung im Gesamtscore

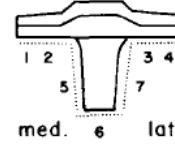
5.3. Radiologische Ergebnisse

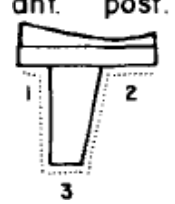
Die radiologische Beurteilung erfolgte durch Röntgenaufnahmen in zwei Ebenen – einen antero-posterioren und einen seitlichen Strahlengang. Durch den Verzicht auf Ganzbeinaufnahmen konnten keine Vermessung der femorotibialen Beinachse und keine Bestimmung von Femoral- und Tibialwinkel erfolgen, da die zum Kniegelenk korrespondierenden Gelenke (Hüft- und Sprunggelenk) radiologisch nicht dargestellt wurden. Nachfolgende Parameter wurden untersucht:

Radiologische Lysesäume

Die so genannten radiolucent lines, bei denen der direkte Kontakt zwischen Implantat und Knochen aufgehoben ist, wurden in 13 Fällen beobachtet, hiervon waren 8 Frauen und 5 männliche Patienten betroffen. Davon erfolgte in 4 Fällen eine zementfreie Fixation, in 8 Fällen wurde lediglich der tibiale Anteil zementiert und in einem Fall erfolgte das zementierte Vorgehen an Femur und Tibia. Die Ausdehnung der Lysesäume war bei 4 Patienten gering mit einer Ausdehnung unter 1 mm, bei 7 Patienten lagen Defekte von > 1 mm bis zu einem Ausmaß von 2 mm vor. Läsionen > 2 mm wurden bei 2 Patienten beobachtet. In 4 Fällen war ausschließlich die Femurkomponente, in 7 Fällen nur die Tibiakomponente und in 2 Fällen beide Prothesenkomponenten betroffen. Bei 5 Patienten lagen Lysesäume jeweils in 2 Zonen vor. Die Einteilung der Lysesäume wird in der folgenden Tabelle dargestellt:

	Ausmaß	Zone 1	Zone 2	Zone 3	Zone 4	Zone 5	Zone 6	Zone 7
	< 1 mm	2	0	0	0	0	0	0
	1-2 mm	1	1	0	1	0	0	0
	> 2 mm	1	0	0	0	0	0	0
	Gesamt	4	1	0	1	0	0	0

	Ausmaß	Zone 1	Zone 2	Zone 3	Zone 4	Zone 5	Zone 6	Zone 7
	< 1 mm	5	0	0	1	0	0	0
	1-2 mm	2	0	0	2	0	0	0
	> 2 mm	0	0	0	2	0	0	0
	Gesamt	7	0	0	5	0	0	0

	Ausmaß	Zone 1	Zone 2	Zone 3
	< 1 mm	0	0	0
	1-2 mm	0	0	0
	> 2 mm	0	0	0
	Gesamt	0	0	0

Tab. 9: Radiologische Lysesäume – Einteilung der Lokalisation.

Die von der Knee Society vorgesehene Einteilung radiologischer Lockerungszeichen ergab, dass bei 12 Patienten das Ausmaß aller Lyse-Lokalisationen unter 4 mm lag und nur bei einem Patienten mit 7,1 mm Gesamtweite mit einer erheblichen Größe, welche das Risiko eines evtl. Prothesenverlust erhöhen könnte.

Einsinken von Komponenten

Bei keinem Patienten kam es zum Einsinken der femoralen oder tibialen Komponente.

Periartikuläre Verkalkungen

Mit periartikulärer Verkalkung wird die Umwandlung von Weichteilgewebe (z.B. Muskel- oder Fettgewebe) in Kalk in der Umgebung des operierten Gelenkes bezeichnet. Diese langfristig auftretende Komplikation wurde bei 18 Patienten, hiervon 14 Frauen und 4 Männer, festgestellt. Der Anteil der zementfreien Implantation lag bei 2, der teil zementierten Fixation mit alleiniger Zementierung der Tibia bei 12 und der vollständig zementierten Verankerung bei 4 Fällen.

Dislokationen

Eine Dislokation, bei der die einzelnen Prothesenkomponenten von der ursprünglich implantierten Position abweichen, wurde bei keinem der Probanden beobachtet.

5.4. Überlebenszeit der Prothese

Von den 53 untersuchten Prothesen konnten 51 Prothesen während des Beobachtungszeitraumes untersucht werden. Lediglich bei 2 Patienten wurde der Endpunkt durch eine operative Revision vorzeitig erreicht. Einmal lag ein low-grade-Infekt vor und einmal musste die Prothese aufgrund einer postoperativen Arthrofibrose ausgetauscht werden.

Überlebensfunktion der Prothese

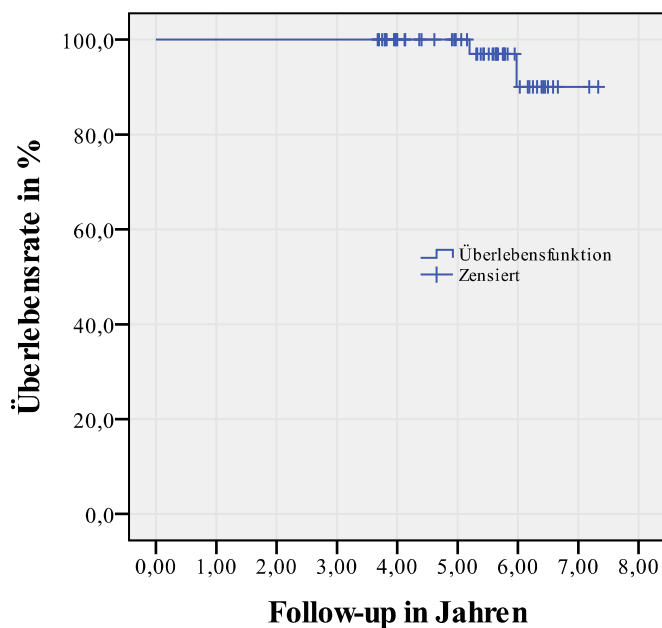


Abb. 25: Überlebensrate der Prothese bezogen auf den Beobachtungszeitraum

5.5. Subjektive Patientenzufriedenheit

Die individuelle Zufriedenheit der Patienten wurde durch Befragung ermittelt und im Schulnotensystem eingestuft. Aufgrund der größtenteils bestehenden Komorbidität war jedoch eine Bewertung ausschließlich des operierten Kniegelenkes nicht im vollen Umfang möglich. Die Patienten wurden allerdings darauf hingewiesen, dass sich in die Beurteilung keine weiteren Kriterien einfließen sollten. Folgende Kategorien wurden festgelegt:

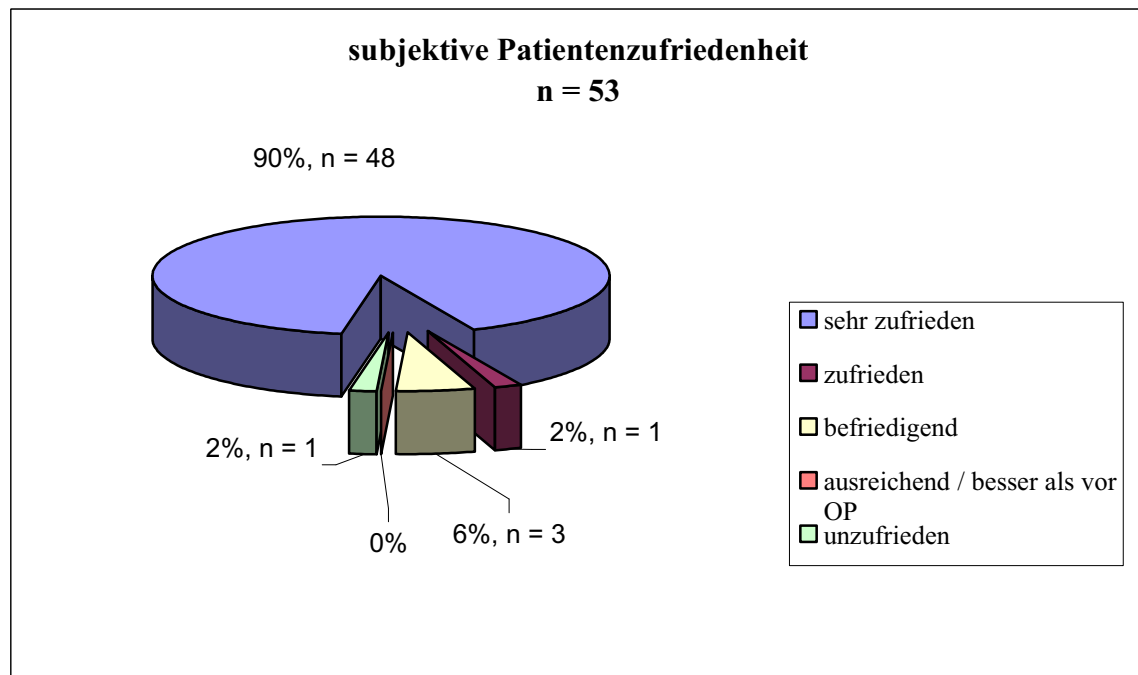


Abb. 26: Einteilung der subjektiven Patientenzufriedenheit

6. DISKUSSION

Die endoprothetische Versorgung eines zerstörten Kniegelenkes gehört inzwischen zum Standardeingriff im Bereich der orthopädischen Chirurgie. Nach aktuellen Schätzungen werden derzeit jährlich 175.000 Knieendoprothesen mit zunehmender Tendenz implantiert. Gleichzeitig werden jedoch pro Jahr auch ca. 23.000 Revisionsoperationen am Kniegelenk durchgeführt (Bitzer et al., 2010). Gründe hierfür sind vor allem Prothesenlockerungen, die auf einen vorzeitigen Verschleiß des Polyethylens zurückzuführen sind.

Die in dieser Studie untersuchte Kniegelenksendoprothese Typ LCS® – Mobile Bearing rotating platform wurde mit dem Ziel entwickelt, eine verbesserte Kongruenz der tibio-femorale Gelenkflächen und eine Verminderung des Polyethylenabriebs mit einer Verbesserung der Kniegelenksbeweglichkeit zu kombinieren, ohne dabei die Gelenkstabilität negativ zu beeinflussen. Zweck dieser Arbeit war zu untersuchen, ob die genannte Prothese auch nach einer nunmehr ca. 30-jährigen Anwendung noch immer als erfolgreich gilt.

Zum Vergleich der mittelfristigen postoperativen Ergebnisse wurden im Rahmen dieser Studie 53 Patienten in einem mittleren Beobachtungszeitraum von 5,3 Jahren klinische und radiologische Nachuntersuchungen durchgeführt. Die Nachuntersuchung erfolgte standardisiert mittels Fragebogen zur Auskunft von evtl. Voroperationen, Begleiterkrankungen, Einnahme von Schmerzmitteln, Übergewicht sowie subjektiver Patientenzufriedenheit und klinisch durch den Knee Society Score. Zur besseren Vergleichbarkeit der ermittelten Ergebnisse wurden sämtliche Nachuntersuchungen und Auswertungen durch die Autorin durchgeführt, um interindividuell unterschiedliche Einschätzungen der Ergebnisse zu vermeiden (Fuchs und Friedrich, 2000).

Die Anzahl der an der Nachuntersuchung teilgenommenen Patienten war gegenüber der in der Literatur beschriebenen Fallzahl eher gering, wobei jedoch das Durchschnittsalter sowie die Streuung der jeweiligen Altersklassen sowie der deutlich überproportional

vertretene Anteil weiblicher Patienten mit zahlreichen Studien vergleichbar war (Stiehl, 2006; Papachristou, 2006). Die geringe Patientenzahl ist aufgrund der in einer niedergelassenen Praxis verbundenen niedrigeren Operationsrate und der geringeren Patientenbindung gegenüber einer stationären, meist wesentlich größerer und spezialisierter Einrichtung zu sehen. Die Bereitschaft der Patienten an der durchgeführten Studie teilzunehmen, war durch einen reduzierten Allgemeinzustand infolge eines häufig fortgeschrittenen Lebensalters eingeschränkt. Die endoprothetische Versorgung erfolgte mit 90,6 % zu einem hohen Anteil aufgrund fortschreitender degenerativer Veränderungen, eine rheumatische Grunderkrankung lag mit 3,8 % nur zu einem sehr geringen Anteil vor. Auch in der Literatur sind ähnliche Verhältnisse beschrieben, was vermutlich durch die inzwischen verbesserten Therapieoptionen der rheumatischen Arthritis bedingt ist.

Der verwendete Knee Society Score ist ein weit verbreitetes Instrument zur Messung der Untersuchungsergebnisse nach einem endoprothetischen Ersatz des Kniegelenkes. Die Zuverlässigkeit wurde durch Liow et al. untersucht (Liow, 2000). Vorteil dieses Scores ist, dass das zu untersuchende Kniegelenk völlig unabhängig vom Gesamtzustand des Patienten bewertet werden kann. Damit sind knieunabhängige Mobilitätseinschränkungen, z.B. aufgrund eines höheren Lebensalters sowie erheblicher Begleiterkrankungen, von der Kniegelenksfunktion gesondert zu betrachten (Kreibich et al., 1996; König et al., 1997). Andere Scores, beispielsweise der Hospital for Special Surgery (HSS) wurden bei dieser Arbeit daher nicht verwendet. Aus diesem Grund wurde auf das vom Entwickler der Prothese etablierte zusätzliche Bewertungssystem zur Beurteilung der Kniefunktion verzichtet, da der HSS hierfür die Grundlage bildet (Buechel, 1982).

Dem endoprothetischen Eingriff gingen bei 30 Patienten bereits ein- oder mehrfache Voroperationen aus. Buechel beschrieb in mehreren Arbeiten unterschiedliche Ergebnisse für Patienten, die vor dem Gelenkersatz bereits mehrfach voroperiert wurden oder nicht (Buechel et al., 1989a; Buechel et al., 1989b; Buechel et al., 2001). In dieser Arbeit konnte kein unterschiedliches Outcome aufgrund früherer Eingriffe beobachtet werden.

Die bei 42 Patienten vorgenommenen plastischen Maßnahmen an der Patella sowie bei 22 Patienten erfolgten Spaltungen des seitlichen Bandapparates wurden mit entsprechenden Leistungen der Literatur verglichen. In mehreren Arbeiten wurden vergleichbare Zusatzeingriffe beschrieben, die zur Verbesserung des Bewegungsausmaßes und der mechanischen Balance sowie zur Optimierung femoropatellaren Gleitlagers führten (Ahmed et al., 2009; Mihalko et al., 2009). Burnett et al. untersuchten 118 Patienten, ob Patienten mit einem zusätzlichen operativen Vorgehen an der Patella oder ohne derartige Maßnahmen ein besseres Outcome hatten (Burnett et al., 2009). Sie konnten jedoch keinen signifikanten Unterschied nachweisen. Auch Kusuma et al. konnten keine signifikante Verbesserung des Bewegungsausmaßes oder einer Reduktion der postoperativen Komplikationen nachweisen (Kusuma et al., 2009). Ridgeway et al. zeigten in ihrer Untersuchung jedoch, dass nach Implantation von Systemen mit mobiler Plattform eine frühzeitige Gelenkinstabilität auftrat (Ridgeway et al., 2004). Rand und Illstrup konnten nachweisen, dass sich bei deutlichen Varus- oder Valgusfehlstellungen die Überlebensrate signifikant auf 71 – 73 % verringerte (Rand und Illstrup, 1991). Die Bedeutung des Weichteilmanagements für die korrekte Implantation eines bikondylären Oberflächenersatzes mit Bildung eines gleich großen Beuge- und Streckspaltes betonen Briard et al., auch in der Arbeit von Claus und Scharf wird ein derartiges Vorgehen unterstrichen (Briard et al., 2007; Claus und Scharf, 2007). Die vorgenommenen additiven operativen Maßnahmen dürften die in dieser Studie nachgewiesenen guten Ergebnisse hinsichtlich der Kniegelenksstabilität erklären.

In der vorliegenden Arbeit erfolgte die knöcherne Fixierung der Prothese in 43 Fällen bzw. 81,1 % mittels Zement, wobei in geringer Anzahl beide Gelenkpartner zementiert wurden, in 32 Fälle wurde nur die Tibia zementiert. Die alleinige Zementverankerung am Femur wurde in keinem Fall durchgeführt. Lediglich ein geringer Anteil von 10 Fällen bzw. 18,9 % erfolgte völlig zementfrei. In der Literatur wird die Prothesenankerung kontrovers diskutiert (Vince, 1996; Whiteside, 1996; Ghandi et al., 2009). Auch Albrektsson et al. sehen eine zementfreie Fixation der Tibia kritisch, da die proximale Tibia lediglich zu ca. 7 % aus kortikalem Knochen, zu ca. 35 % aus

Spongiosa und der restliche Anteil aus Fettmark bzw. blutbildendem Knochenmark besteht (Albrektsson et al., 1992). In zahlreichen Studien wurde die Entwicklung der letzten Jahre ersichtlich, wonach die Zementierung der tibialen Komponente bei zementfreier Fixation der Femoralprothese derzeit als Goldstandard gilt (Furnes et al., 2002; Lombardi et al., 2007; Robertson et al., 2010). Dieses Vorgehen hat sich auch in der untersuchten Arbeit gezeigt.

Die klinischen Ergebnisse der Nachuntersuchung wurden nach dem Knee Society Score bewertet. Bei der vorliegenden Untersuchung konnten hinsichtlich der klinisch-funktionellen Parameter bessere Ergebnisse als in der einschlägigen Literatur erzielt werden. Papachristou et al. untersuchten im Jahr 2006 in einer prospektiven Studie 251 LCS-Knieendoprothesen rotating platform bei 234 Patienten mit einem durchschnittlichen Alter von 68,2 Jahren zum Zeitpunkt der Operation über einen Zeitraum von 2 bis 9,8 (durchschnittlich 5,7) Jahren unter Verwendung des KSS. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung fand sich ein durchschnittlicher Knee Score von 87,95 Punkte sowie ein durchschnittlicher Functional Score von 78,96 Punkte. Callaghan et al. führten im Jahr 2000 eine vergleichbare Untersuchung über einen Zeitraum von neun bis zwölf Jahren durch. Dabei wurden 66 Kniegelenke bei 45 Patienten mit einem durchschnittlichen Operationsalter von 70 Jahren klinisch und radiologisch beurteilt, hier konnte ein durchschnittlicher Knee Score von 90 Punkten sowie ein durchschnittlicher Functional Score von 75 Punkten erzielt werden. Chiu et al. verglichen in einer Arbeit ein unterschiedliches Outcome von mobile-bearing und fixed-bearing Knieendoprothesen an 16 Patienten (Chiu et al., 2001). Die Gruppe der mobile-bearing Prothesen erreichte nach einem durchschnittlichen Beobachtungszeitraum von zwei Jahren einen Knee Score von 85,3 Punkten und einen Functional Score von 70,6 Punkten. Callaghan et al. veröffentlichten im Jahr 2005 eine weitere Untersuchung, wonach 37 untersuchte Patienten nach einer Mindestbeobachtungszeit 85 Punkte (Knee Score) bzw. 58 Punkte (Functional Score) erhielten. In der vorliegenden Arbeit konnte ein deutlich besseres postoperatives Ergebnis nach dem KSS erzielt werden – 93,7 Punkte für den Knee Score und 93,4 Punkte für den Functional Score.

Callaghan et al. beschrieben in ihren Arbeiten in den Jahren 2000 und 2010 radiologische Lysesäume lediglich geringen Ausmaßes. Auch in der vorliegenden Studie wurden nur geringe Lysesäume festgestellt, in nur zwei Fällen war die Ausdehnung größer als 2 mm. In diesen Fällen wurden jedoch gute Ergebnisse nach dem Knee Society Score erzielt, auch die subjektive Patientenzufriedenheit war bei den betroffenen Patienten hoch. Eine Korrelation zwischen Lysesäumen und aufgetretener Lockerung einer Komponente konnte nicht nachgewiesen werden. Eine Prothesenlockerung wurde in der vorliegenden Studie bei keinem Patienten beobachtet. Ob ein Zusammenhang zwischen radiologischen Lysesäumen und der gewählten Prothesenverankerung besteht, ist in der Literatur umstritten. Carlsson et al. beschreiben in ihrer Arbeit bei 116 Patienten mit 146 Prothesen und einem durchschnittlichen Beobachtungszeitraumes von 7 Jahren ein besseres Knochen-Implantat-Interface an zementierten Prothesen gegenüber unzementierter Prothesen (Carlsson et al., 2005). Andere Autoren (Gacon et al., 1995; Gill et al., 1999; Whiteside, 1994) fanden jedoch keine wesentlichen unterschiedlichen klinischen Ergebnisse zwischen zementierten und zementfreien Prothesen.

Die von den Patienten angegebenen postoperativen Komplikationen, die lediglich passager auftraten und keinerlei operative Revision erforderten, wurden nicht weiter untersucht. Auch ein Vergleich mit der Literatur erfolgte diesbezüglich nicht, da die in dieser Arbeit erhobenen anamnestischen Angaben durch objektive Untersuchungsparameter nicht weiter evaluiert werden konnten. Letztendlich beeinflussten die genannten, nur kurzzeitigen Störungen wie verzögerte Mobilisation oder ausgeheilte Wundheilungsstörungen die Langzeitergebnisse nicht.

Ein Zusammenhang zwischen dem Operationsergebnis endoprothetischer Versorgung und dem Body Mass Index wurde bereits mehrfach diskutiert. In dieser Arbeit konnte kein Zusammenhang zwischen Übergewicht und einer verkürzten Prothesenstandzeit festgestellt werden. In der Literatur sind kontroverse Ergebnisse beschrieben. So zeigten Bert et al. und Bordini et al., dass diesbezüglich keine Korrelation besteht (Bert et al., 2010; Bordini et al., 2009). Im Gegensatz hierzu beschreiben Gillespie und Porteous aufgrund einer Literaturrecherche, dass ein Zusammenhang zwischen einem bereits

präoperativ vorhandenem Übergewicht und frühzeitigem Implantatversagen bestehen würde, ohne dass ein bestimmter BMI auszumachen sei, hier jedoch mit zunehmendem Übergewicht ein erhöhtes Risiko bestehen würde (Gillespie und Porteous, 2009).

Die Überlebensanalyse zeigte ähnlich gute Ergebnisse wie in der Literatur beschrieben. In der vorliegenden Arbeit wurde nach der Schätzmethode von Kaplan-Meier eine Überlebensrate von 90 % (95 % Konfidenzintervall: ± 7 %). Bei zwei Patienten lag ein vorzeitiges Versagen vor, wobei es sich in beiden Fällen um biologische Ursachen handelte, bei keinem Patienten lag ein mechanisches Problem wie Inlayabrieb, Dislokation oder aseptische Lockerung vor. Eine unterschiedlich lange Überlebenszeit hinsichtlich der Prothesenfixation lag nicht vor, da bei den beiden Revisionen einmal die tibiale Komponente zementiert wurde und einmal eine völlig zementfreie Prothesenverankerung erfolgte. In der von Stiehl et al. durchgeführten Multicenterstudie von verschiedenen mobile bearing Knieprothesen lag eine Revisionsrate von 5,4 % vor, Robertson et al. beschrieben 2001 eine derartige Rate von 5,7 %. Buechel et al. zeigten im Jahr 2001 exzellente Langzeitergebnisse der Prothesenstandzeit bei zementierten bzw. zementfreien Prothesen des Types LCS® rotating platform hinsichtlich einer Lockerung (95,8% über 20 Jahre bzw. 99,4 % über 20 Jahre), einer Revision aufgrund eines mechanischen Versagens (97,7 % über 20 Jahre bzw. 98,3 % über 18 Jahre) oder eines schlechten klinischen Resultats (97,7 % über 20 Jahre bzw. 98,3 % über 18 Jahre).

Letztendlich wurde die subjektive Patientenzufriedenheit erfragt, da dieser Parameter unabhängig von geometrischen oder radiologischen Gesichtspunkten einen wesentlichen Beurteilungsfaktor darstellt. Lediglich eine Patientin gab an, dass sie mit dem postoperativen Outcome unzufrieden sei. Dabei handelte es sich um die gleiche Person, die auch anhand des Knee Society Score ein schlechtes Ergebnis erzielte. Grund hierfür ist eine postoperative Arthrofibrose, die in mehreren Revisionseingriffen therapiert wurde, was jedoch bis zur erfolgten Nachuntersuchung keinen durchgreifenden Erfolg erbrachte. Drei Patienten waren lediglich durchschnittlich mit der endoprothetischen Versorgung zufrieden, davon lag bei zwei Patienten ein reduzierter Functional Score bei gutem Knee Score vor, was auf eine generelle körperliche Einschränkung unabhängig des Kniegelenkes schließen lässt. Bei der dritten

Person wurde ein sehr guter Knee Score und einem maximalen Ergebnis des Functional Score beobachtet, daher ist die eingeschränkte subjektive Zufriedenheit nicht nachvollziehbar. Auch in der Literatur sind Unterschiede zwischen der objektiven Beurteilung hinsichtlich Bewegungsausmaß, Alignment und Stabilität und der subjektiven Zufriedenheit beschrieben (Bullens et al., 2001). Insgesamt waren 49 Patienten bzw. 92 % mit dem postoperativen Ergebnis sehr zufrieden oder zufrieden, so dass das Ziel der Arbeit, zu prüfen, ob die untersuchte Prothese immer noch den Ansprüchen der heutigen Zeit entspricht, durch das eindeutige Ergebnis erreicht wurde.

Ausblick

Die Ansprüche an eine Knie totalprothese sind in den letzten Jahren ständig gestiegen. Neben dem Wunsch nach Schmerzfremheit und Wiedererlangung einer möglichst pyhsiologischen Gelenkfunktion sollte eine möglichst hohe Lebensqualität erreicht werden. Die untersuchte Kniegelenksprothese der dritten Generation bietet auch heutzutage noch einen sehr großen Nutzen. Durch die weitgehende anatomische Nachahmung der Prothesenkomponenten und des mobilen Polyethylen-Inlays können zu große einwirkende Kräfte mit der Gefahr einer Dislokation oder dem vorzeitigen Inlayabrieb vermieden werden. Ein weiterer Erfolgsgarant für eine möglichst lange Lebenszeit ist eine hervorragende Operationstechnik, die durch ein standardisiertes operatives Vorgehen, vor allem aber durch eine langjährige Erfahrung des Operateurs und die langfristige Nutzung des gleichen Prothesentyps erreicht werden kann. Ob sich die in dieser Arbeit und in der Literatur beschriebenen guten und sehr guten Resultate durch eine weitere Optimierung der Prothese bzw. durch Computer-navigierte operative Schritte wie die Knochenpräparation und das Weichteilbalancing weiter verbessern lassen, müssen weitergehende Langzeituntersuchungen zeigen.

7. ZUSAMMENFASSUNG

Ziel dieser Studie war die Evaluation der LCS®-Kniegelenksendoprothese Typ Mobile Bearing rotating platform. Dabei wurde der Frage nachgegangen, ob diese seit ca. 30 Jahren verwendete Prothese immer noch den Ansprüchen einer erfolgreichen endoprothetischen Versorgung entspricht

Hierzu wurden 53 Patienten, davon 43 weibliche und 10 männliche Patienten, untersucht, die mit diesem Prothesentyp versorgt wurden. Das Durchschnittsalter bei Operation lag bei 70,9 Jahren, der mittlere Beobachtungszeitraum betrug 5,3 Jahre. Die Indikation des endoprothetischen Gelenkersatzes bestand in 48 Fällen bzw. 90,6 % zu einem sehr hohen Anteil aufgrund einer Gonarthrose, eine chronische rheumatoide Arthritis lag bei 2 Patienten bzw. 3,8 % vor. 3 Patienten bzw. 5,7% wurde die Kniegelenksprothese aufgrund eines Morbus Ahlbäck sowie einer kombinierten arthrotischen Gelenkveränderung implantiert. Als Beurteilungskriterium der klinischen und radiologischen Untersuchung wurde der Knee Society Score verwendet und die subjektive Patientenzufriedenheit erfragt. Die Prothesenüberlebenszeit wurde nach der Kaplan-Meier-Methode ermittelt, wobei ein Versagen für jede Art der operativen Revision und für ein schlechtes klinisches Outcome mit weniger als 70 Punkten im Knee Society Score definiert wurde.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, dass die bikondyläre Kniegelenksprothese LCS® mobile bearing rotating platform immer noch den Ansprüchen eines Erfolgs versprechenden endoprothetischen Gelenkersatzes entspricht. Die untersuchte Prothese zeigt meist sehr gute und gute Erfolge mit einer hohen Überlebensanalyse von 90 % bei lediglich einem zweimaligen Versagen der 53 Patienten. Die im Knee Society Score ermittelten Werte von 93,7 Punkte im Knee Score sowie 93,4 Punkte im Functional Score übersteigen etwas die in der Literatur beschriebenen Ergebnisse. Auch in der zusätzlichen Befragung der subjektiven Patientenzufriedenheit zeigte sich bei 49 der 53 Patienten eine gute bis sehr gute Zufriedenheit. Die in dieser Studie untersuchte Kniegelenksendoprothese Typ LCS®

mobile bearing rotating platform kann letztendlich als modern und zuverlässig bezeichnet werden.

8. LITERATURVERZEICHNIS

Ahmed I, Gray AC, van der Linden M, Nutten r: Range of flexion after primary TKA: the effect of soft tissue release and implant design. *Orthopaedics* 2009;32(11):811.

Albrektsson BE, Carlsson LV, Freeman MA, Herberts P, Ryd L: Proximally cemented versus uncemented Freeman-Samuelson knee arthroplasty. A prospective randomised study. *J Bone Joint Surg Br* 1992;74:233-238.

Anatomische Anstalt München: Lehrmaterial im Rahmen des makroskopischen Anatomiekurses. 2004.

Appell H-J, Stang-Voss C: Funktionelle Anatomie. Vol. 4, Berlin Heidelberg, Springer, 2008:83-86.

Benninghoff A: Makroskopische Anatomie, Band 1. Drenckhahn D (Hrsg.). Vol. 17, München, Elsevier, 2008:365-378.

Bert JM, Tatman P, Mehle SC, Killeen KK: The effect of BMI on Survivorship of unicompartmental knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2010;Vol. 25(3):e11.

Bitzer EM, Grobe TG, Neusser S, Schneider A, Dörning H, Schwartz FW: Schriftenreihe zur Gesundheitsanalyse, Band 3. Barmer GEK Report Krankenhaus 2010. St. Augustin, Asgard, 2010: 7-9.

Blauth W, Donner K: Zur Geschichte der Arthroplastik. *Z Orthop* 1979;117:997-1006.

Blömer W: Knieendoprothetik – Herstellerische Probleme und technologische Entwicklungen. *Der Orthopäde* 2000;29:688-696.

Briard JL, Witoolkollachit P, Lin G: Soft tissue management in total knee replacement. Analysis of ligament balancing. *Orthopäde* 2007;36:635-642.

Bordini B, Stea S, Cremonini S, Vicecont M, De Palma R, Toni A: Relationship between obesity and early failure of total knee prothetsis. *Muskuloskelettal Disorders* 2009;10:29.

Breitenfelder J, Atwan K: Untersuchungen zur Frage der Effektivität von Anschlussheilverfahren aus orthopädischer Sicht. *Z Orthop* 1983;121:646-649.

Buechel FF: A simplified evaluation system for the rating of knee function. *Orthop Rev* 1982;Vol 11 No. 9:97-101.

Buechel FF, Pappas MJ: New Jersey low contact stress knee replacement system. Ten-year evaluation of meniscal bearings. *Orthop Clin North Am* 1989(a);20:147-177.

Buechel FF, Rosa RA, Pappas MJ: A metal-backed, rotating-bearing patellar prosthesis to lower contact stress. An 11 year clinical study. *Clin Orthop* 1989(b);248:34-49.

Buechel FF Sr, Buechel FF Jr, Pappas Mj, D'Alessio J: Twenty-year evaluation of meniscal bearing and rotating platform knee replacements. *Clin Orthop Rel Res* 2001;388:41-50.

Bullens PHJ, van Loon CJM, de Waal MC, Laan RFJM, Veth RPH: Patient Satisfaction after total knee arthroplasty. A comparison between subjective and objective outcome assessment. *J of Arthroplasty* 2001;Vol 16 No. 6:740-747.

Burnett RS, Boone JL, Rosenzweig SD, Steger-May K, Barack RL: Patellar resurfacing compared with nonresurfacing in total knee arthroplasty. A concise follow-up of a randomized trial. *J Bone Joint Surg [Am]* 2009;91:2562-2567.

Callaghan JJ, Squire MW, Goetz DD, Sullivan PM, Johnston RC: Cemented rotating-platform total knee replacement: A nine to twelve year follow up study. *J Bone Joint Surg [Am]* 2000;82:705-711.

Callaghan JJ, O'Rourke MR, Iossi MF, Liu SS, Goetz DD, Vittetoe DA, Sullivan PM, Johnston RC: Cemented rotating-platform total knee replacement. A concise follow-up, at a minimum of fifteen years, of a previous report. *J Bone Joint Surg [Am]* 2005;87:1995-1998.

Callaghan JJ, Wells CW, Liu SS, Goetz DD, Johnston RC: Cemented rotating-platform total knee replacement. A concise follow-up, at a minimum of twenty years, of a previous report. *J Bone Joint Surg [Am]* 2010;92:1635-1639.

Campbell WC: Interposition of vitallium plates in arthroplasties of the knee: preliminary report. *Am J Surg* 1940; 47:639-641.

Carlsson A, Björkman A, Besjakov J, Onsten I: Cemented tibial component fixation performs better than cementless fixation: a randomized radiosteriometric study comparing porous-coated, hydroxyapatite-coated and cemented tibial components over 5 years. *Acta Orthop* 2005;76:362-369.

Chiu KY, NgTP, Tang WM and Lam P: Bilateral total knee arthroplasty: one mobile-bearing and one fixed-bearing. *J Orthop Surg* 2001, 9(1):45-50.

Claus A, Scharf HP: "Ligament balancing" and varus deformity in total knee arthroplasty. *Orthopäde* 2007;36:643-644.

Debrunner HU, Hepp WR: *Orthopädisches Diagnostikum*. Vol. 7, Stuttgart New York, Thieme, 2004:177-178.

DePuy Orthopädie GmbH: LCS Universal-Kniesystem, Produktinformation und Operationstechnik. Informationsbroschüre. Kinkel-Limbach, 2002.

Engelbrecht E: Die Rotationsendoprothese des Kniegelenkes. Vol.1, Berlin, Springer, 1984:3-4.

Ewald FC: The Knee Society total knee arthroplasty roentgenographic evaluation and scoring system. Clin Orthop 1989;248:9-12.

Fuchs S, Friedrich M: Beeinflussungsmöglichkeiten von Kniegelenkscores. Unfallchirurg 2000;103:44-50.

Furnes O, Espehaug B, Lie SA, Vollset, SE, Engesaeter LB, Havelin LI: Early failures among 7.174 primary total knee replacements. A follow-up study from the Norwegian Arthroplasty Register 1994-2000. Acta Orthop Scand 2002;73(2):117-129.

Gacon G, Coillard JY, Barba L, Travers V: Uncemented knee prosthesis. Results apropos of 58 cases with a minimum of 5-year follow up. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 1995;81:505-513.

Ghandi R, Tsvetkov D, Davey JR, Mahomed NN: Survival and clinical function of cemented and uncemented prostheses in total knee replacement: a meta-analysis. J Bone Joint Surg Br. 2009;91(7):889-895.

Gill GS, Joshi AB, Mills DM: Total condylar knee arthroplasty. 16- to-21-year results. Clin Orthop Relat Res 1999;9:1363-1367.

Gillespie GN, Porteous AJ: Obesity and knee arthroplasty. The Knee 2009;Vol. 14(2):81-86.

Gluck Th: Referat über die durch das moderne chirurgische Experiment gewonnenen positiven Resultate, betreffend die Naht und der Ersatz von Defecten höherer Gewebe, sowie über die Verwerthung resorbirbarer und lebendiger Tampons in der Chirurgie. Arch Klein Chir. 1891;41:187.

Goodfellow J, O'Connor J: The mechanics of the knee an prosthesis design. J Bone Joint Surg B 60, 1978:358-369.

Graf J, Bernd L, Simank HG, Nierthard FU: The Haglund imprint on the patella. Int Orthop 1993;17(6):384-385.

Grundeis H: Geschichtliche Entwicklung der Endoprothetik und der Fixation und Spongiosa-Metal®. In: Ossäre Integration. Gradinger R Gollwitzer H (Hrsg.). Berlin, Heidelberg, Springer, 2006:2-15.

Gunston FH: Polycentric knee arthroplasty. Prosthetic simulation of normal knee movement. J Bone Joint Surg Br 1971;53(2):272-277.

Hamelynck KJ, Briard JL, Pappas MJ: Biomechanics of total knee arthroplasty (TKA). In: LCS – Mobile Bearing Knee Arthroplasty. 25 Years of worldwide experience. Hamelynck KJ, Stiehl JB (Hrsg.). Berlin, Heidelberg, Springer, 2002:29-31.

Hagena FW: Ergebnisanalyse: Schmerz und Gehvermögen. In: Weber U, Hackenbroch MH (Hrsg) Endoprothetik am Kniegelenk. Derzeitiger technischer und klinischer Stand. Stuttgart New York, Thieme, 1985:97.

Huson A: Biomechanische Probleme des Kniegelenkes. Orthopäde 1974; 3:119-126.

Insall JN, Ranawat CS, Aglietti P, Shine J: A comparison of four models of total knee replacement prosthesis. J Bone Surg [Am] 1976;58A:754-765.

Insall JN, Scott CS, Ranawat CS: The total condylar knee prosthesis. A report of two hundred and twenty cases. J Bone Joint Surg [Am] 1979;61A:173-180.

Insall JN, Dorr LD, Scott WN: Rationale of the Knee Society clinical rating system. Clin Orthop 1989;248:13-14.

Jerosch, J, Heisel H: Grundlagen der Knieendoprothetik. In: Knieendoprothetik: Indikation, Operationstechnik, Nachbehandlung, Begutachtung. Berlin Heidelberg, Springer, 1999:45-53.

Jerosch J, Fuchs S, Heisel J: Knieendoprothetik – eine Standortbestimmung. In: Jerosch H (Hrsg) Knie-TEP Revisionseingriffe. Stuttgart New York, Thieme, 1997:1-13.

Kaplan E, Meier P: Non parametric estimation from incomplete observations. J Am Stat Assoc 1958;53:457-481.

König A, Scheidler M, Rader C, Eulert J: The need for a dual rating system in total knee arthroplasty. Clin Orthop 1997;345:161-167.

Krämer, KL, Maichel, FP: Scores, Bewertungsschemata und Klassifikationen in Orthopädie und Traumatologie. Stuttgart New York, Thieme, 1993.

Kreibich DN, Vaz M, Bourne RB, Rorabeck CH, Kim P, Hardie R, Kramer J, Kirkley A: What is the best way of assessing outcome after total knee replacement? Clin Orthop 1997;331:221-225.

Kreusch-Brinker R: Komplette Oberflächenersatz-TEP des Knies. Differenzierte Indikation. Orthopäde 2000;29:19-24.

Kuster MS, Wood GA, Stachowiak GW, Gächter A: Joint load considerations in total knee replacement. J Bone Joint Surg [Br] 1997;79:109-114.

Kusuma SK, Pruri N, Lotke PA: Lateral retinacular release during primary total knee arthroplasty: effect on outcomes and complications. J Arthroplasty 2009;24(3):383-390.

Laskin RS: Flexion Space Configuration in Total Knee Arthroplasty. J Arthroplasty 1995;Vol. 10 No. 5: 657-660.

- Lexer E: Reprint from Lexer E: The use of free osteoplasty together with trials on arthrodesis and joint transplantation, erstmals erschienen: Archiv für klin Chirurgie. 1908;86(4) 939-954. Clin Orthop Relat Res 2008;466:1771-1776.
- Liow RYL, Walker K, Wajid MA, Bedi G, Lennox CME: The reliability of the American Knee Society Score. Acta Orthop 2000;71(6):603-608.
- Lobenhoffer P, Agneskirchner JD, Galla M: Kniegelenknahe Osteotomien. Stuttgart New York, Thieme, 2006:3-9.
- Lombardi AV Jr, Berasi CC, Berend KR: Evolution of tibial fixation in total knee arthroplasty. J Arthroplasty 2007; 22(Suppl 1):25-29.
- McIntosh DL: Hemiarthroplasty of the knee, Using Space occupying Prosthesis for painful Varus and Valgus deformities. J Bone Jt. Surg [Am] 1958;40-A:1431.
- Menschik A: Mechanik des Kniegelenks. Z Orthop Ihre Grenzgeb 1974;112:481-495.
- Merle C, Aldinger PR: Endoprothetik des Kniegelenkes. In: Endoprothetik. Leitfäden für Praktiker. Krukemeyer MG, Möllenhoff G (Hrsg.). Berlin, New York, DeGruyter, 2009.
- Mihalko WM, Saleh KJ, Krackow KA, Whiteside LA: Soft-tissue balancing during total knee arthroplasty in the varus knee. J Am Acad Orthop Surg 2009;17(12):766-774.
- Murphy JB: Arthroplasty. Original Memoirs. Annales of Surgery, 1913;57(5):593-647.
- Paley D: Principles of Deformity Correction. Berlin Heidelberg, Springer, 2005:1-3.
- Papachristou G, Plessas S, Sourlas J, Chronopoulos E, Levidiotis C, Pnevmticos S: Cementless LCS rotating-platform knee arthroplasty in patients over 60 years without patella replacement: A mid-term clinical-outcome study. Med Sci Monit 2006;12(6): 264-268.
- Plitz W: Knieendoprothetik – Werkstoffauswahl und –anforderungen. Orthopäde 2000; 29:727-731.
- Rand JA, Illstrup DM: Survivorship analysis of total knee arthroplasty. J Bone Joint Surg 1991;73-A:397-409.
- Ridgeway S, Moskal JT: Early instability with mobile-bearing total knee arthroplasty: a series of 25 cases. J Arthroplasty 2004;19:686-693.
- Riede UN, Werner M, Schäfer HE: Allgemeine und spezielle Pathologie. Stuttgart New York, Thieme, 2004.
- Riley LH Jr: The Evolution of Total Knee Arthroplasty. Clin Orthop Relat Res 1976; Oct(120):7-10.

Rinner M: Aktuelle Entwicklungen – orthopädische Implantate. In: Wintermantel LE, Suk-Woo Ha (Hrsg.) *Medizintechnik – Life Science Engineering*. Berlin Heidelberg, Springer, 2008:1314-1321.

Robertson O, Knutson K, Lewold S, Lidgren L: The Swedish knee arthroplasty register 1975 – 1997: an update with special emphasis on 41223 knees operated on in 1988 – 1997. *Acta Orthop Scand* 2001;72:503-513.

Robertson O, Bizjajeva S, Fenstad AM, Furnes O, Lidgren L, Mehnert F, Odgaard A, Pederson AB, Havelin LI: Knee arthroplasty in Denmark, Norway and Sweden. A pilot study from the Nordic Arthroplasty Register Association. *Acta Orthop Scand* 2010;81(1):82-89.

Rohen JW: *Topographische Anatomie*. Vol. 10. Stuttgart, Schattauer, 2008.

Schröder P, Boy O, Schleiz W, Dienst R, Reinert C, Sängler V, Schauwecker HH, Siebert W, Scharf HP: Indikationsstellung in der primären Hüft- und Kniegelenkendoprothetik. *Orthopäde* 2008;37:1016-1026.

Schünke M, Schulte E, Schumacher U: Prometheus: Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. *LernAtlas der Anatomie*. Stuttgart New York, Thieme, 2004:394-396;443.

Stiehl JB, Hamelynck KJ, Voorhorst PE: International multi-centre survivorship analysis of mobile bearing total knee arthroplasty. *Int Orthop* 2006;30:190-199.

Tillmann B: Untere Extremität. In: *Anatomie des Menschen: Lehrbuch und Atlas*, Bd. 1 Bewegungsapparat. Rauber-Kopsch, Leonhardt H, Tillmann B, Töndury G, Zilles K (Hrsg.). hrsg. Und bearb. Von Tillmann B und Töndury G. 2. verb. Auflage. Stuttgart New York, Thieme, 1998:546-571.

Tillmann B, Petersen W: Anatomie. In: *Das Knie*. Kohn D (Hrsg.). Stuttgart New York, Thieme, 2000:2-23.

Townley CO: Total knee arthroplasty – A personal retrospective and prospective review. *Clin Orthop Relat Res* 1988;236:8-22.

Vince KG: Fixation for primary total knee arthroplasty: Cemented. *J Arthroplasty* 1996; 11:123-125.

Vince KG, Long W: Revision knee arthroplasty. The limits of press fit medullary fixation. *Clin Orthop Relat Res* 1995;317:172-187.

Wagner M und Schabus R: *Funktionelle Anatomie des Kniegelenkes*. Berlin Heidelberg New York, Springer, 1982.

Walldius B: Arthroplasty of the knee, using an endoprosthesis. *Acta Orthop Scand* 1957;Suppl.24:1-112.

Walldius B: Arthroplasty of the knee using an endoprosthesis. Eight years experience. Acta Orthop Scand 1960;39:137-148.

Wessinghage D: Themistocles Gluck: 100 Jahre künstlicher Gelenkersatz. Z Orthop 1991;129:383-388.

Wessinghage D: Themistocles Gluck: Von der Organexstirpation zum Gelenkersatz. Deutsches Ärzteblatt 1995;92 B33:1615-1619.

Wessinghage D: Historische Aspekte des Gelenkersatzes. Orthopäde 2000;29:1067-1071.

Whiteside LA: Cementless total knee replacement: Nine-to-11-year results and 10-year survivorship analysis. Clin Orthop 1994;309:185-192.

Whiteside LA: Fixation for primary total knee arthroplasty: Cementless. J Arthroplasty 1996;125-127.

Zambelli PY, Leuyvraz PP, Wellensiek B: Knee joint endoprosthesis. Therapeutische Umschau 1996;53(10):797-805.

Zichner C, Hofern R, Marx A: Scharnier-Kniegelenks-Endoprothese – Die besondere Indikationsstellung. Orthopäde 2000;29:52-53.

Zschwäbitz A: Anatomie und Verhalten von Sehnen und Bändern. Orthopäde 2005; 34:516-525.

9. DANKSAGUNG

Bei Herrn Prof. Dr. Dipl.-Ing. Jansson bedanke ich mich für die Überlassung des Themas.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. habil. Dr. Ing. Plitz für die freundliche Unterstützung, jederzeit prompter Hilfestellung während der ganzen Arbeit und die schnelle Durchsicht des Textes.

Weiter bedanken möchte ich mich bei Herrn Dr. Krüger-Franke, Herrn Dr. Kugler sowie Herrn Schurk für die Unterstützung während der klinischen Nachuntersuchungen. Herrn Dr. Krüger-Franke danke ich darüber hinaus für sein Engagement bei der Auswertung der erhobenen radiologischen Daten und seiner Betreuung insbesondere zu Beginn der Arbeit.

Ebenfalls danken möchte ich dem Team des Medizinischen Versorgungszentrums für ihre Hilfe. Nicht zuletzt möchte ich mich bei allen Patienten bedanken, die sich zur Nachuntersuchung bereit erklärt haben.

Besonderer Dank gilt meiner Familie, die mich während meines Studiums mit all ihren Kräften unterstützt hat.

10. ANHANG

10.1. Einladungsschreiben

MVZ am Nordbad - Schleißheimer Str. 130 - 80797 München

Name
Adresse



Orthopädisch-chirurgische
Gemeinschaftspraxis

MVZ am Nordbad

Schleißheimer Str. 130
80797 München
Tel.: 089 - 18 84 24
Fax: 089 - 123 30 52

Dr. med. Michael Krüger-Franke
Bernhard Schurk
Dr. med. Andreas Kugler
Dr. med. Andreas Englert

<http://www.sport-ortho.de>

München,

— Kniegelenksprothese – Nachuntersuchung

Sehr geehrte ,

im *Zeitraum* haben wir Ihnen eine Kniegelenksprothese eingesetzt. Inzwischen haben Sie einige Jahre Erfahrung mit Ihrem „neuen“ Knie.

Damit wir einen möglichst langfristigen Erfolg sicherstellen oder eventuelle Spätkomplikationen bereits frühzeitig erkennen können, laden wir Sie zu einer fachorthopädischen Nachuntersuchung ein.

Wie bereits mit Frau Seidl besprochen, haben wir den *Datum /Uhrzeit* vereinbart.

Freundliche Grüße

Dr. med. M. Krüger-Franke
- FA für Orthopädie &
Unfallchirurgie -

Dr. med. A. Kugler
- FA für Chirurgie,
Orthopädie &
Unfallchirurgie -

B. Schurk
- FA für Orthopädie -

B. Seidl
- cand. med. -

III. Anamnese

Diagnose:

Gonarthrose Arthritis Morbus Ahlbäck andere

frühere Operation am betreffenden Kniegelenk:

keine:
eine Arthroskopie:
mehrere Arthroskopien:
Umstellungsoperation: tibial femoral
Release:

Begleiterkrankungen:

keine:
kardiovaskulär: - regelmäßige Medikation: j n
endokrin / Stoffwechsel: - regelmäßige Medikation: j n
komplex / mehrfach: - regelmäßige Medikation: : j n

Analgetika wegen Knieschmerz:

nie gelegentlich 1-3 x täglich > 3 x täglich

Nikotin:

nein:
ja, gelegentlich:
ja, regelmäßig:

subjektive Patientenzufriedenheit mit dem Operationsergebnis:

sehr zufrieden:
zufrieden:
befriedigend:
ausreichend / besser als vor OP:
unzufrieden:

IV. klinische Untersuchung

- Gang: unauffällig hinkend
- Narbenverhältnisse: reizfrei entzündet keloidartig
- Muskelatrophie: j n
- Überwärmung: j n
- Erguss: n j , Mehrumfang: cm
- Quadrizepskraft: sehr gut (unüberwindbar)
 gut (überwindbar)
 mäßig (Bewegung gegen Schwerkraft)
 schlecht (keine aktive Bewegung)
- Patellaverschieblichkeit: gut verschieblich
 leicht eingeschränkt
 stark eingeschränkt
 nicht möglich

V. Knee Society Score

A: Knee Score

- Schmerzen:
- keine
 - gelegentlich leichte
 - leichte beim Treppensteigen
 - leichte beim Gehen und Treppensteigen
 - gelegentlich mäßige Schmerzen
 - ständig mäßige Schmerzen
 - starke Schmerzen

Bewegungsausmaß: _____ - _____ - _____ °

- anterio-posteriore Stabilität:
- < 5 mm
 - 5 m bis 10 mm
 - > 10 mm

- medio-laterale Stabilität:
- < 5°
 - 6° bis 9°
 - 10° bis 14°
 - 15°

- Beugedefizit:
- 0° bis 4°
 - 5° bis 10°
 - 11° bis 15°
 - 16° bis 20°
 - > 20°

- Streckdefizit:
- Nulldurchgang möglich
 - $< 10^\circ$
 - 11° bis 20°
 - $> 20^\circ$

- Beinachse:
- 5° bis 10°
 - 0° bis 4°
 - 11° bis 15°

B: Functional Score

- Gehstrecke:
- unbegrenzt
 - mehr als 1000 Meter
 - bis 1000 Meter
 - weniger als 500 Meter
 - im Haus
 - gehunfähig

- Treppensteigen:
- normal
 - Aufstieg normal / Abstieg mit Geländer
 - Auf- und Abstieg mit Geländer
 - Aufstieg mit Geländer / Abstieg nicht möglich
 - kein Treppensteigen möglich

- Gehbehelf:
- keiner
 - ein Stock
 - zwei Stöcke
 - zwei Unterarm-Gehstützen

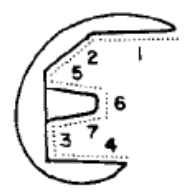
VI. radiologischer Befund

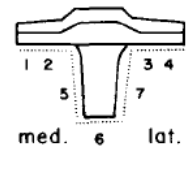
Einsinken von Komponenten: n j

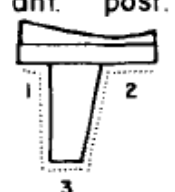
periartikuläre Verkalkung: n j

Wanderung: n j

radiologische Lyseräume: n j , Lokalisation: - in Tabelle eintragen -

	Ausmaß	Zone 1	Zone 2	Zone 3	Zone 4	Zone 5	Zone 6	Zone 7
	< 1 mm							
	1-2 mm							
	> 2 mm							

	Ausmaß	Zone 1	Zone 2	Zone 3	Zone 4	Zone 5	Zone 6	Zone 7
	< 1 mm							
	1-2 mm							
	> 2 mm							

	Ausmaß	Zone 1	Zone 2	Zone 3
	< 1 mm			
	1-2 mm			
	> 2 mm			