Änderung der Aktivität und der Lebensqualität nach Implantation eines bikondylären Oberflächenersatzes bei Gonarthrose

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
des Fachbereiches Medizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Anett Rößner
aus Leipzig

Gießen 2006

Aus dem Waldkrankenhaus Bad Düben
Fachkrankenhaus für Orthopädie

Ärztlicher Direktor: Chefarzt Prof. Dr. med. C. Melzer

Betreuer: **Prof. Dr. med. C. Melzer**
Gutachter: **Prof. Dr. med. C. Melzer**
Gutachter: **PD Dr. med. O. Kilian**

Tag der Disputation: **21.03.2007**

INHALTSVERZEICHNIS

1. EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG

1.1. Problemstellung der vorliegenden Untersuchung

Eine starke Zunahme an Verschleißkrankheiten am Bewegungsapparat, sowohl durch intensive sportliche Betätigung als auch durch alltägliche und berufliche Belastung, ist in den letzten Jahren zu beobachten. Außerdem haben die Essgewohnheiten einen großen Einfluss auf die Tragfähigkeit des Knochengerüstes. Starken bis stärksten Belastungen ist dabei das Kniegelenk ausgesetzt. Abhängig von der individuellen Aktivität wird es jährlich 2-4 Millionen Mal gebeugt **(92)**.

Sind Verletzungen oder Verschleiß der Gelenke aufgetreten, dann ist häufig der Einsatz von Implantaten oder Prothesen erforderlich. Das Primärziel einer Endoprothesenversorgung bei Gonarthrose bleibt zunächst die Wiedererlangung der Schmerzfreiheit. Gleichzeitig wird durch die Operation aber auch eine Verbesserung der Gelenkfunktion angestrebt. Damit gehen eine Mobilitätssteigerung der Patienten sowie eine Gesamtverbesserung der Lebensqualität einher, die nach Möglichkeit bis ins hohe Lebensalter anhalten soll.

Noch immer wird das Hauptaugenmerk im Rahmen der Gesundheitserhaltung auf Risikofaktoren wie Hypertonie, Diabetes mellitus, Hyperlipidämie und Nikotinabusus gelegt, obwohl die körperliche Inaktivität, wie die American Heart Association, die Weltgesundheitsorganisation und auch die Internationale Sportärztevereinigung (FIMS) permanent hinweisen, dem in keinem nachsteht. Aktuelle Studien verdeutlichen die Gleichberechtigung der körperlichen Aktivität im Behandlungskonzept neben der deutlich kostspieligeren medikamentösen Therapie **(98)**.
Um bei symptomatischen Arthrosepatienten mit Erkrankungen wie arterielle Hypertonie, koronare Herzkrankheit, Osteoporose, Diabetes mellitus aber auch bei Depressionen regelmäßige körperliche Betätigung „rezeptieren“ zu können, muss zunächst eine Mobilisierung des schmerzbedingt minderaktiven Patienten erfolgen. Ist die vorliegende Zerstörung des Kniegelenkes durch konservative oder durch gelenkerhaltende operative Maßnahmen nicht zu beherrschen, ist eine endoprothetische Versorgung indiziert. Als Ursache hierfür wären neben der Osteoarthrose (idiopatisch, posttraumatisch), entzündlichen oder rheumatischen Erkrankungen (z. B. rheumatoide Arthritis) und Osteonekrose auch hämophile Arthropathie, Morbus Paget, pigmentierte villonoduläre Synovialitis sowie neurogene Arthropathien zu nennen.

Eine steigende Lebenserwartung der Bevölkerung spiegelt sich u. a. in dem Anstieg der Implantationszahlen wider. Ebenfalls ist es durch permanente Verbesserung der tribologischen und biomechanischen Eigenschaften der Endoprothesen möglich, auch jüngeren Patienten mit deutlich höherem Aktivitätsniveau zufriedenstellend zu versorgen. In der modernen Knieendoprothetik können die Funktion des geschädigten Kniegelenkes bezüglich Beweglichkeit und Lastübernahme bei gleichzeitiger Stabilität weitgehend adäquat ersetzt werden. Im Gegensatz zu den früher verwendeten Scharnierprothesen mit intramedullärem Stem ist beim Oberflächenersatz die Kraftübertragung auf eine geringere Kontaktfläche reduziert. Aufgehoben wird dieser scheinbare Nachteil durch das Einbeziehen der Weichteilelemente des Kapsel-Band-Apparates in die Stabilisierung der Prothese. In der Beugebewegung sind die natürliche Außen- und Innenrotation des Gelenkes möglich, eine zu starke Spannung des Bandapparates wird vermieden. Somit wird die Grundanforderung an das Kniegelenk erfüllt: eine Beugebewegung ohne festen Drehpunkt ist möglich.

In der vorliegenden Arbeit sollen mittelfristige Ergebnisse nach Implantation eines Oberflächenersatzes dargelegt werden. Darüber hinaus wird eine Aussage über die Änderung des Aktivitätsmusters vor und nach der Operation getroffen. Zu diesem Zweck wurden 75 Patienten mit 100 Knietotalendoprothesen im Mittel 31 Monate postoperativ nachuntersucht, die in den Jahren 1996-1999 in der Orthopädischen Fachklinik Waldkrankenhaus Bad Düben mit einem Oberflächenersatz Typ Foundation® versorgt worden waren.

1.2. Biomechanik des Kniegelenkes

- Wieso entsteht die eigenartige Retropositio der Femurkondylen gegenüber der Tibia?
- Wieso kommt es zur Schlussrotation?
- Wieso entsteht die Kombination von Abroll- und Gleitbewegung im Kniegelenk?
- Ist also der Bewegungsablauf des Kniegelenkes eine biologische Notlösung, der nur durch Menisken, Bänder und Muskulatur funktionstüchtig wird, oder eine exakte Konstruktion nach mathematischen und geometrischen Gesetzen?

Es liegt ein kombiniertes Drehscharniergelenk vor, welches nach folgendem Bewegungsprinzip funktioniert: Nach dem vereinfachten Modell des überschlagenen Gelenkvierecks (wobei weder Dicke der Kreuzbänder, noch die ungleiche Länge und unterschiedliche Orientierung der Einzelfasern berücksichtigt wird) bewegt sich beim Beugen und Strecken das Tibiaplateau in der Sagittalebene als Tangente um die Femurkondylen. Dabei sind die proximalen Ursprünge der

Kreuzbänder die Drehpunkte. Die sich daraus ergebende Form der Femurkondylen ist weiterhin abhängig vom Abstand der Drehpunkte der Bänder, der räumlichen Versetzung, der Kreuzbandlänge, der Längendifferenz der Ligamenta sowie der Länge und Form des Tibiaplateaus **(72)**.

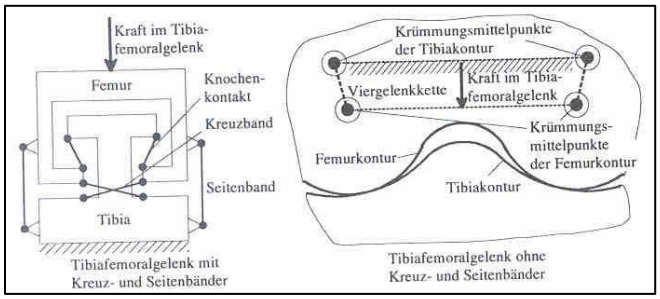


Abbildung 1

Mechanisches Modell des Tibiofemoralgelenkes in der Frontalebene nach Kullmer **(12)**

Da die artikulierende Strecke der Tibia deutlich kürzer gegenüber der Femurkondylusoberfläche ist, würde bei reiner Rollbewegung ab einer Flexion von 45° ein Hinausrollen des Femur über die Tibia resultieren. Eine Beugung durch ausschließlich Gleitbewegung wäre durch die Gelenkpfannen der Tibia limitiert. In Kombination beider Bewegungsformen kommt es bis ca. 15° Flexion zu reiner Rollbewegung, die zunächst am medialen Femurkondylus, ab ca. 25° auch am lateralen, in eine Rollgleitbewegung übergeht. In der Beugeendphase wird ein Verhältnis von 1 mm Abrollbewegung nach dorsal auf 4 mm Gleitbewegung nach ventral der Kondylenoberfläche auf dem Tibiaplateau erreicht, wobei der laterale Kondylus länger rollt und der mediale länger gleitet **(62)**.

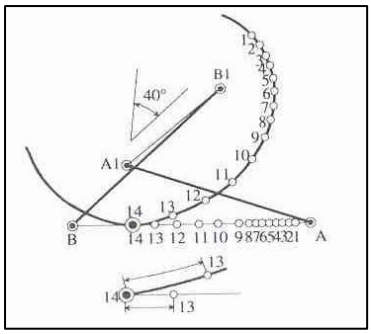


Abbildung 2

Veranschaulichung der Rollgleitbewegung am Vierkettenmodell nach Kullmer **(62)**

Die erreichte Retropositio des Femur gegenüber der Tibia erweitert die Beweglichkeit um 44 %, da bei maximaler Streckung der Drehpol im Ursprung des hinteren und bei maximaler Beugung im Ursprung des vorderen Kreuzbandes liegt. Des Weiteren bildet das Dach der Fossa intercondylaris zum Femurschaft einen Winkel von 40° (bei 90° wäre Übersteckung von 50° möglich). Bei voller Streckung liegt das vordere Kreuzband parallel und das hintere senkrecht zur Dachachse.

Schon Meyer stellte 1853 fest, dass eine isolierte Beugung möglich sei, jedoch bei Streckung die letzten 20° nur bei gleichzeitiger Außenrotation des Unterschenkels erreicht werden können **(74)**. Erst dann wird eine ausreichende Stabilität und Festigkeit des Gelenkes erlangt. Diese wird auch als Schlussrotation bezeichnet und bedingt, dass ventral der mediale Femurkondylus flacher gekrümmt und der laterale fast plan konfiguriert ist. Grund dafür ist das um ca. 1 cm längere vordere Kreuzband im Gegensatz zum hinteren. Bei 20° Flexion bereits steht das hintere Kreuzband senkrecht zur Achse des Daches der Fossa intercondylaris. Durch die Außenrotation des Tibiaplateaus kommt es zur scheinbaren Verlängerung des hinteren Kreuzbandes, womit aber gleichzeitig die Abflachung/Dellenbildung des lateralen Femurkondylus verbunden ist. Eine ursprünglich nötige 45° Rotation aufgrund der Spiralkrümmung des medialen Femurkondylus kann durch eine entsprechende Gleitbewegung kompensiert werden **(73)**.

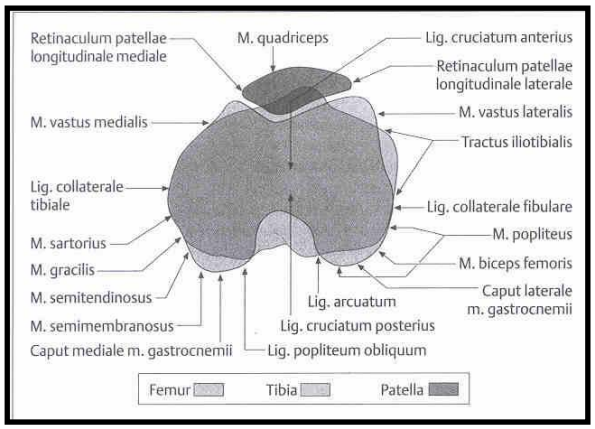


Abbildung 3

Darstellung der Kniestabilisatoren nach Rauber / Kopsch **(88)**

<u>Belastung des Kniegelenkes:</u>

Die Verbindungslinie zwischen dem Sprunggelenk und dem Hüftgelenk bildet die Traglinie des Beines, die normalerweise in der Frontalebene zentral durch das Kniegelenk verläuft. Beim zweibeinigen Stand verteilt sich die Gewichtskraft des Körpers gleichmäßig entlang der Traglinien. Somit trägt ein Kniegelenk, abzüglich des Gewichtes der beiden Unterschenkel und Füße, ca. 43 % des Körpergewichts. Beim Einbeinstand verlagert sich aus Gleichgewichtsgründen der Schwerpunkt über das Sprunggelenk bzw. den Standfuß. Die Traglinie neigt sich in der Frontalebene nach lateral und bringt die Hauptbelastung auf die Medialseite des Kniegelenkes. Um Stabilität wiederherzustellen muss der Tractus iliotibialis, der lateral ausgehend vom distalen Pol des Musculus tensor fasciae latae, von der Spina iliaca anterior superior entspringend, am Condylus medialis tibiae inseriert, eine Gegenkraft auf das Gelenk ausüben. Daraus resultiert erneut eine zentrale Belastung des Kniegelenkes, die ca. das Doppelte des Körpergewichtes beträgt. Gleichzeitig wird somit die Biegebelastung des Femur reduziert.

Das Patellofemoralgelenk hingegen ist bei Extension nahezu unbelastet. Erst bei Flexion wird die Patella durch Zug des Musculus quadriceps femoris und des Ligamentum patellae gegen das

Femur gedrückt. Aufgrund der knöchernen Führung wird eine seitliche Stabilität erreicht. Der horizontale Bandapparat der Patella verhindert lediglich die Luxation in Steckung **(62)**.

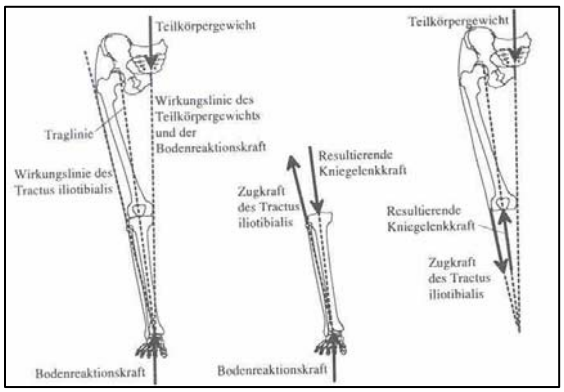


Abbildung 4

Kräfte auf das Kniegelenk beim Einbeinstand nach Kullmer **(62)**

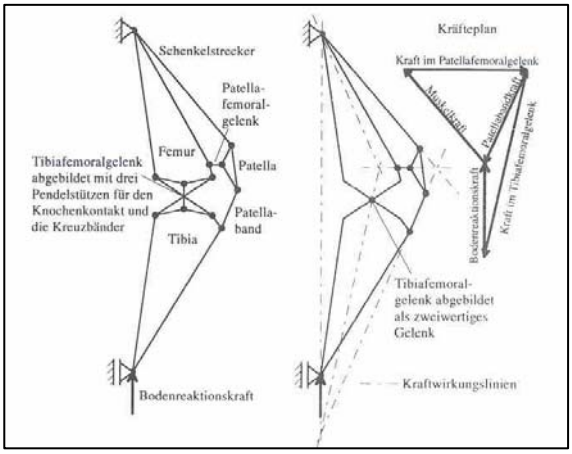


Abbildung 5

Mechanisches Modell des Kniegelenkes in der Sagittalebene nach Kullmer **(62)**

All das waren theoretische Überlegungen zu denen Leonardo da Vinci bemerkte **(**zitiert in **67)**: „Wenn man den Anhängern von Aristoteles glaubt, ist die Mechanik jene Wissenschaft, die durch wissenschaftliche Erfahrung entsteht, jene die im Geist beginnt und endet. Mir jedoch scheint es, dass diese wissenschaftlichen Untersuchungen vergeblich sind und voller Irrtümer, die sich nicht aus der Erfahrung ergeben, der Mutter aller Sicherheit, und die nicht mit einer endgültigen Erfahrung abgeschlossen werden können."

1.3. Endoprothetische Behandlung

1.3.1. Entwicklung der operativen Therapie

Was wir heute als moderne Kniegelenkendoprothetik bezeichnen können, stützt sich im Wesentlichen auf die Erfahrungen der letzten 30 Jahre.

Obwohl der Bukarester Cirurgieprofessor Themistoteles Gluck bereits Ende des 19. Jahrhunderts mit großem Engagement nach Gelenkersatzmöglichkeiten suchte, scheiterte er meist an Fragen nach Materialbruchfestigkeit und Infektionsrisiko. Wenn er auch 1890 in Berlin seine erste von ihm entwickelte totale Knieendoprothese – eine Scharnierprothese aus Elfenbein – einsetzte, waren die klinischen Ergebnisse doch alles andere als ermutigend. 1893 versuchte Jules Emilie Pean einen endoprothetischen Ersatz an der Schulter mit anderen Materialien: Platin und

Vulcanit – einer Hartgummiart –, dem ähnlich wenig Erfolg beschieden war. Gluck, einst kaiserlicher Hofarzt, wurde sogar öffentlich verunglimpft **(40)**.

Die folgende Entwicklung war gekennzeichnet von Verfeinerungen des Materials und seiner Eigenschaften. V. a. auf dem Gebiet der Zahnheilkunde erforschte man die Verträglichkeit und Widerstandsfähigkeit diverser Materialien zur Implantation. Anhand dieser Erfahrungen kristallisierte sich „stainless steel" – rostfreier Stahl und Vitallium, eine Legierung aus Kobalt, Chrom und Molybdän von höchster Härte und Haltbarkeit – als am besten geeignet heraus. Gleichzeitig wurden in den folgenden Jahren die Kenntnisse über die Anatomie und physiologische Funktion des Kniegelenkes ständig erweitert. Otto Brantigan führte 1941 Versuche an über 100 Leichenknien durch und postulierte drei Erkenntnisse: erstens die Beziehung und die Kontrolle der Bänder in jeder Phase der Bewegung, zweitens die abfedernde Wirkung der Menisci in den Endpositionen und drittens die Stabilisierung durch die Menisci **(40)**. Ein weiterer Versuch des Einsatzes eines künstlichen Kniegelenkes wurde 1947, 57 Jahre nach Gluck, durch Jean und Robert Judet unternommen. Jedoch musste auch die Knieendoprothese recht bald entfernt werden, da das benutzte Material Acryl schnell Komplikationen verursachte. Zwei Jahre später hatte J. M. Majnoni d'Intignano größeren Erfolg, als seine junge Patientin sogar wieder tanzen konnte. Nach wenigen Jahren stellte sich jedoch eine sekundäre Versteifung des Gelenkes ein.
1951 implantierte Borje Walldius am Karolinska-Institut in Stockholm erfolgreich eine fest gekoppelte Scharnierprothese aus Acryl-Harz und Stahl. 58 schwerstbehinderte Patienten wurden in den folgenden acht Jahren versorgt. In Bezug auf Schmerzreduktion und Bewegungsausmaß konnten beeindruckende Ergebnisse registriert werden. Nur drei Knie steiften ein. Zu diesem Zeitpunkt blickte man bereits seit etwa 20 Jahren auf einen erfolgreichen Hüfttotalendoprothesenersatz zurück **(1)**.
Gleichzeitig wurden erstmals durch Kiar und Jansen in Kopenhagen Alternativen zum reinen Scharniergelenk mit der Entwicklung eines Acyl-Tibiaplateaus zum Ersatz zerstörter Oberflächen bei der chronischen Polyarthritis aufgezeigt. Eher aus Verlegenheit implantierte 1954 D. L. McIntosh in Toronto ein geteiltes Tibiaplateau-Insert. Die 73-jährige Patientin lebte 12 Jahre schmerzfrei mit einem stabilisierten Kniegelenk. Vom Erfolg ermutigt entwickelte McIntosh zunächst Hemiprothesen aus Acryl, später aus Vitallium und schließlich kombiniert aus beiden, ohne Zement zu benutzen. Immerhin erreichte er 72 % gute Ergebnisse.

Unter Belassen der Kreuzbänder und der Gelenkkapsel entschloss sich Frank H. Gunston 1968 erstmalig zur Implantation einer ungekoppelten Totalendoprothese. Die zunächst sehr schlechten

Ergebnisse in Bezug auf die Stabilität konnten aufgrund der Zunahme der Erfahrung der Chirurgen stetig verbessert werden. Ebenfalls erfolgten biomechanisch bedeutende Änderungen des Prothesendesigns. Eine ungekoppelte Prothese, bei der die Kreuzbänder geopfert wurden, führten M. Freeman und S. Swanson 1971 ein. Eine Versagensrate von 18% resultierte aufgrund einer verhinderten medialen Rotation sowie unzureichender Stabilität, wobei das Ausmaß abhängig von der Exaktheit der Implantation war. Zunächst entwickelte J. Insall 1972 das „Unicondylar Total Knee", anschließend das „Duocondylar Total Knee" mit Kreuzbanderhalt, welche für die zwei Jahre später entwickelte „Total Condylar Prothesis" jedoch geopfert werden mussten. Das erstmals partiell-gekoppelte Kniegelenk entstand mit dem „Posterior Stabilized Total Knee" 1978. Vielfach variiert folgte 1988 als Weiterentwicklung das „Insall-Burstein II Modular Knee System".

Weitere Versuche wurden von der Pariser GUEPAR-Gruppe (ein leicht zerstörbarer, aber rotationsverbessernder Silastik-Puffer implizierte eine 33 %-ige Lockerungsrate) und H. Mattews und H. Kaufer (hohe Infektionsrate einer gekoppelten Variante ohne mechanische Stopps bei zerstörten Bandapparat), von den Erfolgen der Hüftendoprothetik angetrieben, unternommen.

Die Einführung eines Modularsystems für ungekoppelte Implantate gelang L. Marmor 1972. D. Hungerford verbesserte 1980 mit dem „Porous-coated Anatomic Knee" die Stabilität auch nach Resektion des vorderen Kreuzbandes und ermöglichte erstmals eine zementierte oder zementfreie Implantation.

Um den Vorteil der Stabilität der starren Scharniergelenke zum einen als auch den der physiologischen Kinematik und sparsamen Knochenresektion der Schlittenendoprothesen zum anderen zu vereinen, erfolgte 1973 in der Schweiz die Erprobung der ersten Variante des GSB-Kniegelenkersatzes. Von N. Gschwendt, H. Scheier und A. Bähler entwickelt, folgte eine ständige Verbesserung durch seine Nachfolgemodelle (GSB II, GSB III mit Patellaersatz, Revisionssysteme) **(36)**.

Nunmehr wurden nicht nur schwerst zerstörte Gelenke alter Patienten im Sinne eines letzten Versuchs behandelt, sondern die Möglichkeit des künstlichen Gelenkersatzes wurde auch für Patienten mit einer noch langen Lebenserwartung und weniger schwer geschädigten Knien diskutiert und durchgeführt.

Aufgrund wachsender Erkenntnisse über Materialauswahl, Biomechanik, Implantatdesign und Verankerungsmöglichkeiten konnten in den 70er Jahren erstmals durchaus akzeptable Ergebnisse mit achsgekoppelten Scharnierprothesen erzielt werden. Diese wurden in den 80er und 90er Jahren häufig durch Oberflächenersatzprothesen mit einer dem natürlichen Kniegelenk ähnelnden Rollgleitbewegung (vor allem durch Erhalt des hinteren Kreuzbandes) abgelöst. Der aktuelle Trend geht zu einem immer natürlicheren Design, z. B. einer der Tibiaschnittfläche

angepasste Asymmetrie oder dem Belassen eines physiologischen 7° Varus/Valgus-Spielraums **(123, 124)**. Ein weiterer Schritt in Richtung physiologischen Gelenkersatz wurde mit dem LCS-System getan, wobei der Vorteil im Belassen von Rotations- und Schubbewegungen im Kniegelenk, ohne Kraftübertragung auf die Implantat-Knochen-Grenze, liegt. Die Modularität und Flexibilität der Systeme sowie die Verankerung im Knochen wurden verbessert, ohne Erschwernisse für spätere Wechsel oder eine Arthrodese anstreben zu müssen. Studien belegen Vorteile des einzeitigen oder simultanen Eingriffs an beiden Kniegelenken oder den Effekt von Nebeneingriffen wie beispielsweise ein „laterales release“ **(48)**.

1.3.2. Moderne Knieendoprothetik

Auch heute noch basiert die moderne Knieendoprothetik auf der Arbeit der orthopädischen Pioniere J. Insall und M. Freeman. Deren vor mehr als 30 Jahren entwickelte Grundprinzipien der Knieendoprothetik und Konzepte für das Prothesendesign haben weiterhin Gültigkeit. Verbesserungen des Instrumentariums sowie didaktische Aufbereitung der chirurgischen Techniken trugen gleichfalls zur Resultatoptimierung bei.

Unterschiedliche Destruktionszustände der drei Gelenkkompartimente müssen bei der Wahl des Implantats ebenso wie die Funktionalität des Muskel–Band–Apparates und das Patientenalter berücksichtigt werden. Hinzu kommt, dass das Ausmaß von Stabilität und Mobilität sich grundsätzlich gegenläufig verhält. Eine ungekoppelte, kraftschlüssige Kniegelenkendoprothese zeigt mehrere Freiheitsgrade mit einer nahezu natürlichen Rollgleitbewegung des Gelenkes, d. h. hohe Mobilität aber geringe Stabilität. Eine Scharnierprothese hingegen weist eine hohe Stabilität bei geringer Mobilität auf.

Drei Gruppen lassen sich unterscheiden **(51)**:

a. Unikompartimenteller Oberflächenersatz
- Unikondylärer Oberflächenersatz (monokondyläre Schlittenendoprothese)
- Femoropatellarersatz

b. Bi-/Trikompartimenteller Oberflächenersatz (kondyläre Prothesen, bikondyläre Prothesen)
- Ungekoppelt
- Teilgekoppelt

c. Gekoppelte Totalendoprothesen
- Gleitende Koppelung
- Achsgeführt

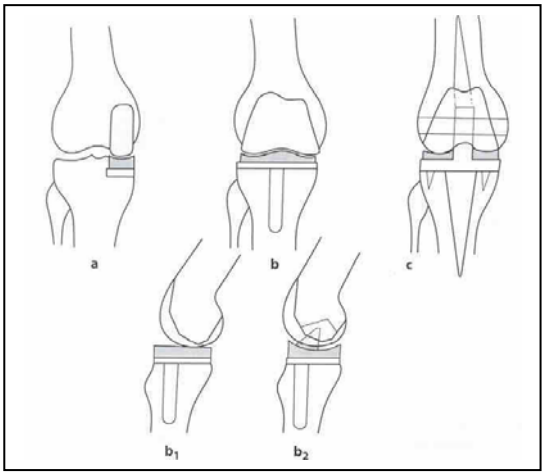


Abbildung 6
Prothesentypen nach Kohn/Rupp **(51)**

Im Gegensatz zur Hüftendoprothetik steht der Knieendoprothetik derzeit nur eine Metall-Polyethylen-Gleitpaarung zur Verfügung. Dabei werden zwei Arten von Metalllegierungen unterschieden:

- Kobaltbasislegierungen: (zumeist unter Zumischung von Chrom, Molybdän und anderer Komponenten). Sie besitzen eine hohe Maximal-, Dauer- sowie Abriebfestigkeit und sind sowohl für die Lastenübernahme als auch zur Oberflächenbildung gut geeignet.
- Titan oder Titanlegierungen: (zumeist mit Aluminium und Vanadium kombiniert). Es weißt eine hohe Korrosionsbeständigkeit, Gewebsverträglichkeit und Elastizität auf. Nachteilig ist die geringe Abriebresistenz, die jedoch durch Oberflächen-härtungsverfahren mit Stickstoffionen verbessert werden kann.

Die gelenkbildenden und lasttragenden Elemente des Tibiaplateaus und der Patella sind aus Polyethylen (UHMPE = ultra high molecular weight polyethylene). Im Vordergrund des Verschleißes stehen die Delamination und Ermüdungsbrüche unterhalb der Oberfläche. Deshalb wird eine Mindestdicke von 8 mm gefordert.
Die Verankerung kann mit oder ohne Knochenzement, aber auch kombiniert, erfolgen. Dementsprechend sind die Prothesenoberflächen unterschiedlich strukturiert oder beschichtet. Entsprechend neuerer Ergebnisse behalten unikondyläre Knieendoprothesen bei strenger Indikationsstellung und großer Erfahrung durch hohe Implantationszahlen, vor allem im ambulanten Bereich, ihre Berechtigung **(51, 49, 26)**. Voraussetzung ist eine isolierte Degeneration eines femorotibialen Kompartimentes bei erhaltenem Kapselbandapparat.

Bikondyläre Prothesen ersetzen ebenfalls nur die Oberflächen des Gelenkes. In Bezug auf das Prothesendesign betrachtet man folgende Aspekte: Oberflächengeometrie, Kopplungsgrad von femoraler und tibialer Komponente, Verankerungsflächen der Implantatrückseite sowie Option der Modularität.

- Die Oberflächengeometrie bestimmt über die Kontaktfläche die Höhe der Belastung des Polyethylens und limitiert so die Standzeit der Prothese.
- Eine Erhöhung des Kopplungsgrades führt zu einer vermehrten Scherbelastung der Implantatverankerung.
- Die Fixation der Komponenten erfolgt in Abhängigkeit der Verankerungsflächen zementiert, hybrid oder unzementiert. Nur bei osteoporotischem Knochen, häufig beim Rheumatiker, gilt als „golden standard“ die komplette Zementierung.

- Die modulare Optionalität erleichtert eine intraoperative Optimierung der Implantatlage und Biomechanik.

Liegen jedoch bereits erhebliche kontrakte Achsabweichungen oder Instabilitäten vor, besteht die Notwendigkeit der Implantation von gekoppelten Totalendoprothesen. Aufgrund der unphysiologischen Kinematik resultiert eine starke Belastung der Implantatverankerung mit einer relativ hohen Lockerungsrate. Über die Langstieligkeit wird versucht, die vermehrte Grenzflächenbelastung auf ein großes Knochenlager zu verteilen. Die dazu notwendige Zementierung und der hohe Knochensubstanzdefekt erschweren die Revisionsmöglichkeiten.

Gegenstand der derzeitigen wissenschaftlichen Diskussion ist die Resultatverbesserung durch navigierte oder computerassistierte Prothesenimplantation. In prospektiven Studien konnte eine differenzierte Optimierung der Resektionsgenauigkeit, der bandspannungsorientierten Rotationsausrichtung und des Weichteilbalancing nachgewiesen werden **(16, 109)**. Demgegenüber stehen jedoch eine deutlich längere Operationszeit sowie die ungleich höheren Kosten. Derzeit kommen in Deutschland an 29 % der Kliniken navigationsgestützte Knietotalendoprothesensysteme zum Einsatz, wobei dies 90 % der Anwender als sinnvoll bewerten (**3, 108)**.

Sicher bestehen des Weiteren noch zahlreiche Fragen in Hinblick auf die zu verwendenden Materialien, der Biomechanik, Tribologie, Implantatfixation sowie der Vereinfachung und Präzision der operativen Technik. Besteht auch eine deutlich kürzere Erfahrung auf dem Gebiet der Knietotalendoprothesenimplantation, so werden aber ähnliche mittel- bis langfristige Ergebnisse wie in der Hüftgelenkendoprothetik erzielt **(10)**.

1.4. Änderung des Gangbildes nach Endoprothesenversorgung

Der menschliche Gang ist eine hochkomplexe Funktion, eine Aufeinanderfolge und Mischung von Haltungsmustern der Stützmotorik und Muskelaktivitäten der Zielmotorik, die mit minimalem Energieaufwand eine Vorwärtsbewegung ausführt **(80, 18)**.
Der Mensch wurde für den aufrechten Gang „konstruiert“ (**20)**. Er kommt als physiologische Frühgeburt zur Welt und vollzieht in der Ontogenese die phylogenetische Aufrichtung in den Zweibeinstand, welcher ungefähr am Ende des ersten Lebensjahres erreicht wird. Die vollständige Rumpfstreckung findet sich erst beim Jugendlichen. Eine gravitationsbedingte Skelettumwandlung erfolgt innerhalb dieser Entwicklung **(20)**.

Beim Gehen ist nicht nur die untere Extremität, sondern nahezu der gesamte Bewegungsapparat dreidimensional aktiv. Die Wirbelsäule wird ständig be- und entlastet, der Thorax bewegt sich mit und die Arme führen Pendelbewegungen aus. Das harmonische Gangbild wird von vielen Muskeln und Gelenken mitbestimmt.
BAUMANN fasst wie folgt zusammen: „Der lockere Gang gesunder junger Menschen beruht auf optimaler Ausnutzung der Wirkung von Massenträgheit und Schwerkraft für die pendelartigen Schwingbewegungen der Gliedmaßen. Die Qualität der neuromuskulären Steuerung von Muskeln und Gelenken ist dafür verantwortlich.“ **(4)**.

1.4.1. Gangphasen während eines Doppelschrittes

Die klassische Grundgröße des Ganges ist der Doppelschritt, wobei ein Gangzyklus in Stand- und Schwungphase unterteilt wird. Ein Doppelschritt beginnt mit dem Fersenstoß und endet mit dem nächsten Fersenstoß desselben Fußes. Die Einleitung der Schwungphase beginnt bei etwa 60 % des Gangzyklus mit dem Abstoßen der Zehen vom Boden.
Ein Doppelschritt entspricht einem vollständigen Gangzyklus, welchen man in 8 Abschnitte unterteilt. Von denen fallen 5 in die 60 % der Standphase und 3 in die restlichen 40 % für die Schwungphase. Diese Abschnitte werden der neuen Nomenklatur entsprechend von der Abteilung Pathokinesiologie des Rancho Los Amigos Hospitals festgelegt **(**vergleiche beispielsweise **18)**.

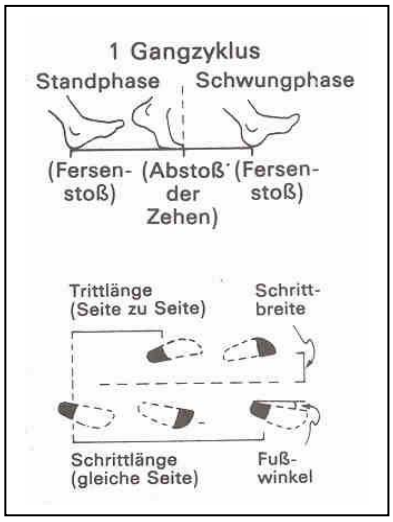


Abbildung 7
Darstellung eines Doppelschrittes nach Cochran **(18)**

Um ein flüssiges Gehen zu ermöglichen, müssen bestimmte Voraussetzungen erfüllt sein:

1. Stabilität des Beines innerhalb der Standphase (Hüftextensoren, M. quadriceps femoris, M. soleus).
2. Rumpfstabilität in der Standphase (Hüftextensoren und –abduktoren zur passiven Flexion).
3. Freihalten der Zehen in der Schwungphase (passive Knieflexion bei Präschwung, aktiv bei Initialschwung, Dorsalextension des Fußes).

4. Ausreichende Dorsalextension bei gleichzeitiger Knieextension und Hüftflexion von 30° beim Fersenstoß.
5. Die Schrittlänge benötigt Stabilität, Schaukelbewegungen im Sprunggelenk sowie einen raschen Schwung. Des Weiteren ein Bewegungsausmaß des Kniegelenkes von mindestens E/F 0/5/60 und des Hüftgelenkes E/F 0/10/30, Ab/Ad 5/0/5 und Rot. 5° bei gleichzeitiger Stabilität der lumbalen Wirbelsäule bei Beckenaktionen.
6. Die Schwerpunktlinie für die Gesamtkörperhaltung sollte hinter dem Hüftgelenk und vor Knie- und Sprunggelenk liegen. Dann ist eine relativ geringe Muskelaktivität nötig.

Durch eine Ökonomisierung des Ganges versucht der Körper den Energieaufwand, welcher ca. bei 1 kcal/min/mph liegt, zu minimieren. Bei einer normalen Geschwindigkeit von 60-70 m/min beträgt der Energieverbrauch bereits etwa 2,5 kcal/min mehr als in Ruhe. Gemessen an dem hochkomplexen Mechanismus erscheint dies erstaunlich wenig. Dies wird mit dem Schwingen des Körperschwerpunktes horizontal und vertikal um 5 cm erklärt und dem ständigen Zusammenspiel von potentieller und kinetischer Energie begründet. Eine Verbesserung der Gangökonomie kann zusätzlich durch bestimmte Gangparameter angestrebt werden.

Dazu hat COCHRAN **(18)** die Neuner-Regel aufgestellt:

Velozität	< 90 m/min
Schrittlänge	< 0,9 m
Rhythmus	≅ 90 Schritte/min
Schrittdauer	≅ 0,9 sec

Das Erfüllen dieser Parameter kompliziert sich bei auftretenden Erkrankungen des Bewegungssystems. Eine Entlastung der erkrankten Extremität erhöht den Energieverbrauch **(18)**.

Der Energieaufwand beträgt beispielsweise beim

Sitzen	1,2 kcal/min
Stehen	1,5 kcal/min
Gehen	2,5 kcal/min
Schneller Gang	Steigerung um 60 %
Steifes Kniegelenk	Steigerung um 25 %
Orthese für Kniegelenk	Steigerung um 10 %
Unterschenkelamputation	Steigerung um 60 %
Oberschenkelamputation	Steigerung um 100 %

1.4.2. Das Kniegelenk beim physiologischen Gang

Das Kniegelenk besitzt zwei Freiheitsgrade: die Rotation um die transversale und um die longitudinale Achse. Die Längsachse liegt näher dem medialen Kondylus. So lässt sich sagen, dass der laterale um den medialen Kondylus rotiert.

Um die Ergebnisse der Endoprothetik im täglichen Leben beurteilen zu können, sollen zunächst einige Überlegungen zu normalen Bewegungsabläufen angestellt werden. Diese sind sowohl von der Art der Bewegung (Gehen, Treppensteigen, Aufstehen von oder Sitzen auf einem Stuhl), als auch von der Geschwindigkeit der Bewegungsabläufe abhängig.
Beim Gehen mit 3,5 km/h, was einem gemütlichen Spazierengehen entspricht, treten normalerweise Beugungswinkel im Kniegelenk unter 70° auf. Eine komplette Streckung wird nicht erreicht.

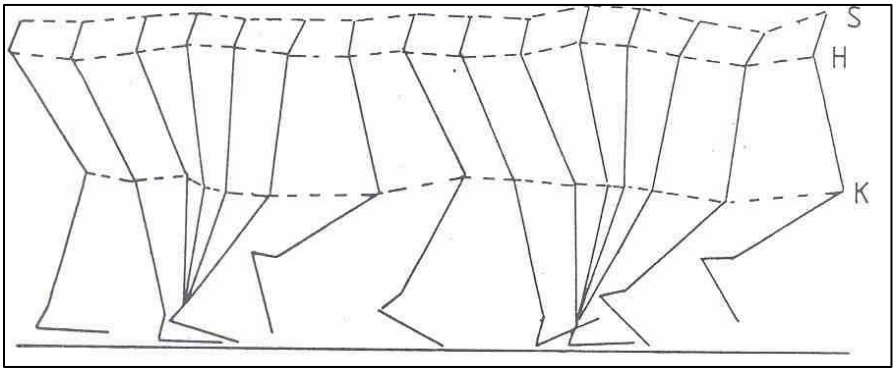


Abbildung 8

Bewegungsablauf beim normalen Gang nach Sheehan **(106)**,
S = Körper-schwerpunkt,
H = Hüftgelenk,
K = Kniegelenk

Umso höher jedoch die Geschwindigkeit des Gehens wird, desto größer werden die auftretenden Beugungswinkel, die aber erst bei ca. 8,3 km/h, was man mit strammen Marschieren vergleichen kann, 90° erreichen. Ab diesem Tempo wird dann auch eine vollständige Streckung erreicht.
Beim Treppensteigen hingegen werden im Allgemeinen größere Flexionswinkel (normal 90° oder leicht darüber) gefordert **(19)**

Beim Aufstehen vom Stuhl ist sogar eine Beugung von ca. 110° erforderlich, um den Fuß unter das Körperzentrum beziehungsweise den Körperschwerpunkt zu bringen und so ein normales Aufstehen zu ermöglichen. Kann dies nicht erreicht werden, muss der Patient unter Zuhilfenahme der Hände seinen Körperschwerpunkt so verlagern, damit dieser nahezu in einer Senkrechten über den Füßen liegt. Dabei muss aber bedacht werden, dass beim Verkleinern des Beugewinkels die aufzubringende Abstoßkraft zunimmt. Einen zweite Möglichkeit ist, den Aufstehvorgang durch aktives Abstützten der Arme vom Stuhl einzuleiten **(106)**.

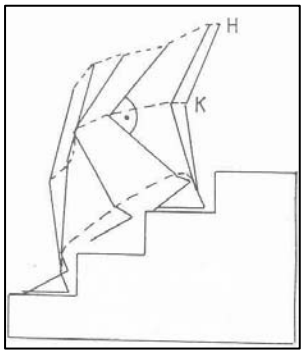


Abbildung 9
Bewegungsablauf beim Treppesteigen nach Contini **(19)**

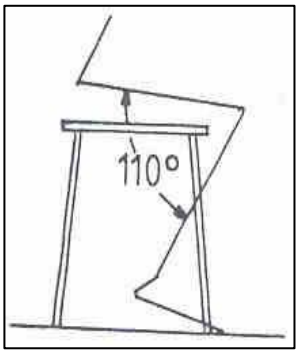


Abbildung 10
Beugewinkel beim Aufstehen von einem Stuhl nach Sheehan **(106)**

Für weitere Vorgänge des normalen Alltagslebens, wie Strümpfe anziehen, Schuhe zubinden oder Baden in der Badewanne, sind Beugungswinkel von über 90° essentiell.
Obwohl für die bisher geschilderten Abläufe weniger bedeutungsvoll, ist eine volle Streckfähigkeit für den normalen Stand ausschlaggebend. Bei leichtem Extensionsdefizit kommt es zu einer zwangsweisen Beugehaltung des kontralateralen (meist gesunden) Kniegelenkes, was auch als „sympatisches Streckdefizit" bezeichnet wird und zu Beschwerden der muskulären Führung und v. a. zur Verkürzung der kapsoligamentären Strukturen führen kann.

Die Schwerpunktlinie verläuft beim aufrechten Stehen durch beziehungsweise gering ventral der Mitte des vollständig extendierten Kniegelenkes. Außer für Gleichgewichtskorrekturen ist keine Muskelaktivität nötig.
So beträgt die Belastung des Knies die Hälfte des Körpergewichtes minus des Beingewichtes.
In der Hocke oder beim langsamen Treppesteigen steigen die Belastungen auf das 3-5fache. Das 3fache Körpergewicht lastet beim Fersenstoß beziehungsweise beim Abstoßen innerhalb des Laufvorganges auf dem Gelenk. Dabei dienen die Menisken der Kräfteverteilung über die Knorpelfläche durch eine Vergrößerung der Kontaktfläche.

Mit höherer Geschwindigkeit nimmt die Doppelschrittdauer ab. Der Standphasenanteil wird zugunsten des Schwungphasenanteils kürzer, womit sich ebenfalls die Phase der doppelten Abstützung verkürzt. Diese verschwindet beim schnellen Laufen völlig und beide Beine befinden sich gleichzeitig in der Schwungphase **(65)**.
Bei steigender Geschwindigkeit vergrößert sich die Schrittlänge und es erhöht sich ebenfalls die Schrittfrequenz.
Männer Laufen mit längeren Schritten. Frauen gleichen dies, um höhere Geschwindigkeiten zu erreichen, mit einer Schrittfrequenzzunahme aus **(50)**.

1.4.3. Veränderung des Gangbildes bei Patienten mit Gonarthrose

Das Hauptmerkmal des Ganges beim Arthrosepatient ist die Verringerung der Ganggeschwindigkeit auf ungefähr die Hälfte im Vergleich zum normalen Tempo. Damit sinken die Schrittfrequenz und die Schrittlänge. Die Phasen der Doppelabstützung werden länger. Die daraus resultierende Abnahme der Muskelkraft und altersbedingte Veränderungen am Gleichgewichtsorgan führen zu einem Stabilitätsverlust, der durch Achsabweichung beziehungsweise Kniegelenksbinnenschaden begünstigt wird. Die punktuelle Belastung nach Meniskus(teil)resektion erhöht sich um ein Vielfaches **(18)**.

Die monopedalen Standphasen auf dem betroffenen Bein sind schmerzbedingt kürzer als auf dem gesunden – die Patienten hinken. So wird das gesunde Bein schneller und stärker belastet und das kranke eher entlastet (die Vertikalkraft liegt unterhalb des Körpergewichtes). Aufgrund der Kompensationsmechanismen ist auch das gesunde Bein bei unilateraler Erkrankung nicht mehr in der Lage, weder in der Belastung noch in der Gelenkbewegung ein normales Gangmuster auszuführen. Geringere Geschwindigkeit und kürzere Schrittlänge bedingen eine geringere Beweglichkeit. Bei Flexion des Kniegelenkes in der Standphase werden die größten Kräfte übertragen. Die Belastung des arthrotischen Beines kann durch geringere Flexionswinkel verbessert werden. Das Gelenk ist aber in gebeugten Zustand instabiler. Eine volle Extension zur Stabilisierung in der Standphase wird jedoch nur schmerzhaft oder nicht erreicht. Innerhalb der Standphase führt das Sprunggelenk eine Dorsalextension durch, um die Kraft zu absorbieren und damit das Kniegelenk zu entlasten. Das Hüftgelenk zeigt verminderte Winkel in der Standphase, um die Stabilisierung zu unterstützen **(84)**.

Insgesamt wird der Ablauf der Schwungphase weniger beeinflusst als die Standphase **(21)**.

Bei einer Varusdeformität läuft die statische und dynamische Hauptbelastung durch den medialen Gelenkanteil. Die dynamische Belastung liegt bei 100 % und steigt mit dem Deformitätsgrad (gleich dem Adduktionsmoment). Weist jedoch das Gelenk eine valgische Deformität auf, verläuft die statische Körperschwerpunktslinie durch das laterale Kompartiment. Dynamische Untersuchungen zeigen aber, dass in 71 % der Fälle die Hauptbelastung im medialen Gelenkanteil liegt, bei gleichzeitig erhöhtem Abduktionsmoment **(38)**.

So lässt sich vermuten, dass Patienten mit Valgusdeformität besser in der Lage sind, sich an veränderte Gelenkstellungen anzupassen und die Belastungen gering zu halten. Bedeutung erlangen solche Betrachtungen bei der Abschätzung des zu erwartenden Operationserfolges bei Korrekturosteotomien. Obwohl ein guter Ausgleich und eine Beschwerdereduktion erzeugt werden, behalten einige Patienten ihre Fehlbelastung und neigen zum Wiederauftreten der Deformität **(38)**.

1.4.4. Das Gangbild von Patienten nach Implantation einer Knietotalendoprothese

Lässt sich durch die Operation auch nicht die Qualität eines gesunden natürlichen Gelenkes erreichen, so wird aber eine bessere Funktion als das kranke Gelenk angestrebt. Gehgeschwindigkeit und Schrittfrequenz bleiben geringer, die Schrittlänge ist ebenfalls kürzer. Die Phasen der Doppelabstützung sind weiterhin verlängert. Auch die Winkelexkursion ist geringer als beim gesunden Gelenk **(60)**.
Meist ist daher eine Beugung von 70-80° ausreichend, da in Anbetracht des Alters (70-80 Jahre) und der Nebendiagnosen der Patienten beziehungsweise der häufigen rheumatoiden Grunderkrankung bei jüngeren Patienten nicht wesentlich höhere Geschwindigkeiten erreicht werden müssen **(106)**.
Höhere Anforderungen an die Beweglichkeit stellen da die Mittsechziger Tennisspieler und Marathonläufer, die aufgrund eines traumatischen Ereignisses – häufig beim Sport – eine frühzeitige sekundäre Gonarthrose entwickeln.

Die Patienten zeigen zunächst ein undynamisches Gangbild. Weniger aufgrund von Schmerzen und Instabilität, sondern eher wegen Erhaltung alter Gangmuster, gestörter Propriozeption durch Rezeptorverlust beziehungsweise muskuläre Dysfunktionen.
Trotz Beibehaltung eines pathologischen Gangmusters zeigt sich eine deutliche Verbesserung im Vergleich zur präoperativen Situation. Es kommt zu einer Erhöhung der Gehgeschwindigkeit und Schrittlänge, der längeren Standphase auf einem Bein und der damit kürzeren Dauer der Doppelabstützung **(60)**. Ebenfalls findet eine Vergrößerung des Bewegungsausmaßes statt. Ist diese auch passiv bei Patienten mit und ohne Erhalt des hinteren Kreuzbandes gleich, stellt man eine bessere aktive Beweglichkeit beim Gehen und vor allem beim Treppesteigen bei vorhandenem hinterem Kreuzband fest. Dies ist wahrscheinlich durch die günstigere postoperative Muskelfunktion begründet **(38)**.

Unter Berücksichtigung dieser Überlegungen ist als Ergebnis der Knieendoprothetik ein Bewegungsumfang von mindestens 90° sowie die volle Streckung anzustreben. Eine Flexion von 110° und mehr ist als ideal zu bezeichnen.
Jedoch ist eine individuelle subjektive Zufriedenheit nach Endoprothesen-Implantation bei Abweichung von diesem Beweglichkeitsoptimum nicht auszuschließen. Auch hier sollte man nicht den Allgemeinzustand, die Erwartungshaltung sowie die Möglichkeit der Durchführung von komplexen Bewegungsabläufen in Abhängigkeit von ausreichender Sehkraft und Feinmotorik des Einzelnen außer Acht lassen.

2. PATIENTEN UND METHODEN

2.1. Versorgungsmethoden der Patienten

Alle Patienten der vorliegenden Untersuchung wurden mit einem Knietotalendoprothesensystem vom Typ Foundation® (Fa. Endoplus) versorgt.

2.1.1. Konstruktionsprinzip des Foundation®-Knie-Total-Systems

Die Foundation®-Knietotalendoprothese ist ein aus vier Komponenten bestehender Oberflächengleitersatz. Dieser ermöglicht annähernd eine Rekonstruktion der natürlichen Kinematik des Kniegelenkes und lässt vom Prothesendesign eine Roll-Gleit-Bewegung von 8 mm sowie eine Innen- und Außenrotation von je 15° bei einer Knieflexion von 90° zu. Zur Verfügung stehen verschiedene kombinierbare Implantatvarianten in Rechts- oder Linksversion, welche sowohl zementiert als auch unzementiert im Knochen implantiert werden können.

Die *Femurkomponente* besteht aus einer abriebfesten Kobalt-Chrom-Legierung und weist wahlweise eine poröse Rückfläche für eine unzementierte oder eine glatte Rückfläche für eine zementierte Verankerung auf. Zur Rotationssicherung befinden sich ebenfalls an der Rückfläche zwei abgewinkelte Zapfen. Das Patellaschild ist lateral überhöht, mit einer tiefen Patellafurche mit anatomischen Schrägverlauf versehen und besitzt in der Frontalebene eine um 3° nach lateral geneigte Kondylenlauffläche. Dies verbessert die Patellaführung und erhält die Kongruenz bei Rotations- und Kippbewegungen, um Punktbelastungen zu vermeiden. Um die Gefahr des „Notching“ (Einkerben der ventralen Kortikalis beim Sägeschnitt) zu minimieren, steigt das Patellaschild an der Rückfläche um 6° nach ventral-proximal an. Die femorale Komponente steht in jeweils 6 Größen zur Verfügung und muss mit der Größe des Inlays übereinstimmen.

Das modulare *Inlay* mit Schnappmechanismus zeigt ein symmetrisches Design und liegt in allen 6 Größen in je 5 Höhen (9-19 mm) vor. In der neueren Variante sind diese 30 verschiedenen Inlays auch jeweils mit einem Slope (Neigung des Tibiaplateaus nach dorsal) von 0° oder 4° erhältlich.

Die *Tibiakomponente* liegt in 3 Varianten vor: je eine poröse Rückfläche mit Löchern für die Schraubenfixation und eine glatte Rückfläche ohne Löcher für die Zementierung für ein modulares gestieltes sowie für ein mit 4 kleinen Dübeln versehenes oberflächliches Tibiaelement

mit Polyethyleninlay oder eine Vollpolyethylen-Tibiakomponente in verschiedenen Höhen und Größen. Alle weisen ein anatomisches asymmetrisches Profil zur stabilen kortikalen Abstützung auf der Resektionsebene auf. Bei vorhandenem Stiel zeigen sowohl die Flügel als auch der „dritte Fuß“ nach dorsal, wo eine belastungsfähige Spongiosa erwartet wird. Wiederum stehen je 6 Größen in einer rechten und einer linken Ausführung zur Verfügung.

Als *Patellarückflächenersatz* kann eine zementierte Polyethylenvariante oder eine zementfreie metal-backed-Version genutzt werden. Es stehen jeweils 5 Größen zur Verfügung. Zur leichteren Führung hat sie ein domförmiges Design mit symmetrischen, konkaven Oberflächen, was Rotationsfehlstellungen beim Implantieren verhindert. Zur Verankerung befinden sich an der Rückseite 3 kleine Dübel, damit keine Sollbruchstellen der Restpatella erzeugt werden.

2.1.2. Operationstechnik

Zunächst erfolgt eine präoperative Planung anhand der Röntgenbilder. Dabei sollte eine unipedale a.p.-Aufnahme im Stehen, bei Stehunfähigkeit im Liegen, angefertigt werden. Es wird die Belastungsachse „B“ eingezeichnet, welche beim gesunden Kniegelenk vom Mittelpunkt des Femurkopfes durch das Zentrum des Kniegelenkes zum Mittelpunkt des oberen Sprunggelenkes verläuft. Sie entspricht der femoralen und der tibialen Traglinie. Außerdem erfolgt die Festlegung der anatomischen Femurachse „F“. Ein Winkel „α“ entsteht zwischen anatomischer Femurachse und femoraler Traglinie, welcher etwa 6-7° beträgt. Rechtwinklig zur Belastungsachse werden die Resektionslinien des distalen Femurs sowie der Tibia definiert (vergleiche auch nebenstehende Abbildung).

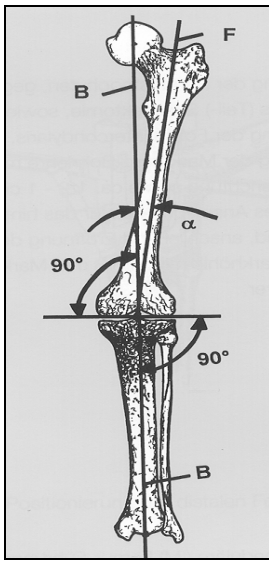


Abbildung 11: Planungsskizze

Mittels Planungsschablonen bestimmt man außerdem die Implantatgrößen. Knochendefekte, patellare Subluxationsstellung, freie Körper oder Osteophyten sind ebenfalls präoperativ radiologisch eruierbar.

In Blutleere erfolgt zunächst ein längsgestellter Hautschnitt über der Ventralseite des Kniegelenkes. Die Haut, das Subcutanfettgewebe und die Fascie werden durchtrennt. Es schließt sich nach Darstellung der Patella eine mediale parapatellare Arthrotomie mit Incision nach proximal in die Quadricepssehne hinein sowie nach distal bis zur Tuberositas tibiae reichend an.

Dabei wird der Vastus medialis des M. quadriceps femoris geschont. Das Kniegelenk wird inspiziert.

Das Bein wird spitzwinklig aufgestellt und beide Menisci, das vordere Kreuzband und Teile des Fettkörpers werden reseziert. Arthrotische Exophyten werden im Sinne einer Cheilotomie abgetragen, gegebenenfalls erfolgt eine Synovektomie und das distale Femurende sowie die Fossa intercondylaris werden dargestellt. Nun wird die Markraumbohrlehre mittig und knapp 1 cm ventral des Ansatzpunktes vom hinteren Kreuzband platziert. Es folgt die Eröffnung der Femurmarkhöhle mit einem 8 mm Bohrer. Ein intramedullärer Führungsstab wird in die Femurmarkhöhle eingebracht, eine Femurresektionslehre mit dem zuvor ermittelten Winkeleinsatz von 5°, 7° oder 9° aufgesetzt, welche nach exaktem Ausjustieren mittels zweier Pins fixiert wird. Die Resektionslehre muss nach Aufsetzen des Resektionsblockes bis an die Kondylen vorgeschoben werden. Zur Stabilisierung ist das Aufdrehen der Rändelschraube bis zur Auflage auf dem am tiefsten gelegenen Defekt vorteilhaft. Nach Ausrichten der Rotation erfolgt die Fixierung des Resektionsblockes mittels Pins durch die mit Null gekennzeichneten Löcher. Die Achsverhältnisse werden mittels Ausrichtstab, der auf den Femurkopfmittelpunkt gerichtet ist, überprüft. Durch Austauschen des Resektionsblockes gegen einen Varus- oder Valgusblock kann eine Achsausrichtung um je 2° erfolgen. Die distale Resektionslehre wird entfernt und die Sägeblattführung auf den Resektionsblock aufgeschoben. Die distalen Femurgelenkflächen werden reseziert. Nun kann die Resektionslehre entfernt und die Femurmesslehre, welche mittels Pin fixiert wird, aufgesetzt werden. Die Femurgröße wird bestimmt. Es folgt das Einsetzen des Bohrblockes (Neutral- oder 3° Außenrotationsstellung) sowie das Setzen der Bohrlöcher für die Femurzapfen. Die zuvor ermittelte Größe der a.p.-Sägelehre wird auf das distale Ende des Femur aufgesetzt und die Resektion der anterioren und posterioren Femurflächen durchgeführt. Die Sägelehre wird entfernt und eine Femurfacettensägelehre zur anschließenden Schnittführung aufgesetzt. Nach Resektion der Trochleagrube wird die Sägelehre entfernt und die Manipulierprothese positioniert. Durch Streckung des Beines können die Achsverhältnisse überprüft werden. Diese Probekomponente wird entfernt.

Die extramedulläre Tibiaresektionslehre wird angelegt und im Bereich des proximalen Endes wird die Resektionslehre mittels Knochenstiften nach dem Ausrichten am Tibiakopf verankert. Nach der Rotationssicherung und der Bestimmung der Neigung des Tibiaplateaus wird ein weiterer Stift eingeschlagen. Ein Tiefenfühler wird aufgesetzt und der Resektionsblock mit zwei Pins in den mit Null bezeichneten Bohrungen gesichert. Eine externe Prüfung der mechanischen Achse erfolgt. Dementsprechend kann wahlweise ein Varus-/ Valgusblock aufgesetzt werden, um hiermit 2° mehr Varus bzw. Valgus zu resezieren. Nach Aufsetzten der Sägeblattführung erfolgt unter Schonung des hinteren Kreuzbandes durch einen speziell geformten Meißel die

Resektion der proximalen Tibiagelenkfläche. Nach der Größenbestimmung der Tibiakomponente wird die Fräs- und Raspellehre im zentralen Teil der Messschablone aufgesetzt. Nach dem Einsatz der Fräse folgt das Einschlagen der Schaftraspel. Anschließend werden sowohl die Achsverhältnisse durch Probe-Prothesen überprüft als auch die Tibia-PE-Höhe bestimmt. Die Probe-Implantate werden entfernt, die Blutleere geöffnet und eine exakte Blutstillung durchgeführt. Die Implantation beginnt mit der Tibiakomponente, welche sowohl zementiert als auch zementfrei eingebracht werden kann. Danach wird das Inlay eingefügt und durch eine zentrale Schraube befestigt. Es folgt die Implantation der Femurkomponente. Haben beide Prothesenkomponenten einen guten Sitz, wird das Kniegelenk durchbewegt, um die Bandverhältnisse, den Achsverlauf und die Beweglichkeit zu prüfen.

Ist ein retropatellarer Gelenkflächenersatz geplant, erfolgt eine Resektion der retropatellaren Gelenkfläche und nach einer Größenbestimmung das Auffräsen sowie ein Bohren der Verankerungslöcher für die Dübel. Die Fixation des retropatellaren Gelenkflächenersatzes erfolgt unter Verwendung von Knochenzement.
Eine Redondrainage wird eingelegt und bei 45° gebeugtem Kniegelenk werden schichtweise die Gelenkkapsel, das Subcutangewebe und die Haut verschlossen. Den Abschluss bildet die Anlage eines sterilen Verbandes **(31)**.

2.2. Patientengut

In der Zeit vom 1. Januar 1996 und 31. Dezember 1999 wurden die Implantationen eines bikondylären Oberflächenersatzes (Typ Foundation®) 130-mal bei 94 Patienten (76 Frauen, 18 Männer) im Waldkrankenhaus Bad Düben, Fachkrankenhaus für Orthopädie, vorgenommen.

Von den 94 Patienten konnten in der Zeit von März bis Juni 2001 75 Patienten mit einem follow up von 31 Monaten, das heißt 2 Jahre und 7 Monate (max. 59 Monate, min. 21 Monate), postoperativ nachkontrolliert werden. Von diesen Patienten waren 62 Frauen mit 82 implantierten Endoprothesen und 13 Männer mit 18 implantierten Endoprothesen. Entsprechend wurden 20 weibliche und 5 männliche Patienten im Untersuchungszeitraum beidseitig versorgt. Somit ergibt sich eine Nachuntersuchungsrate von 80 % bezogen auf die Patienten beziehungsweise 77 % bei Betrachtung der Prothesen.

Eine prozentuale Darstellung ergibt sich folgendermaßen (Innenkreis absolute Patientenzahl, Außenkreis Implantationszahl):

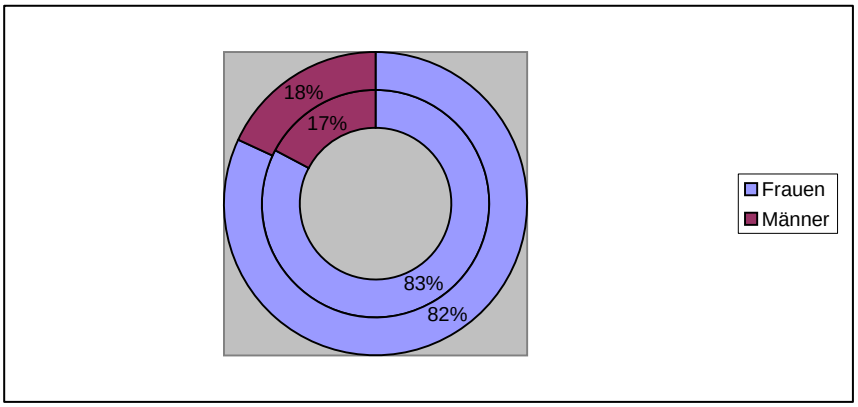


Abbildung 12:
Geschlechtsverteilung

Das mittlere Alter betrug 69,2 Jahre und war für Frauen im Durchschnitt mit 69,6 Jahren etwas höher als für Männer, die im Durchschnitt nur 67,6 Jahre alt waren.
Die jüngste Patientin war 40, die älteste 83 Jahre alt.

2.3. Datenerhebung

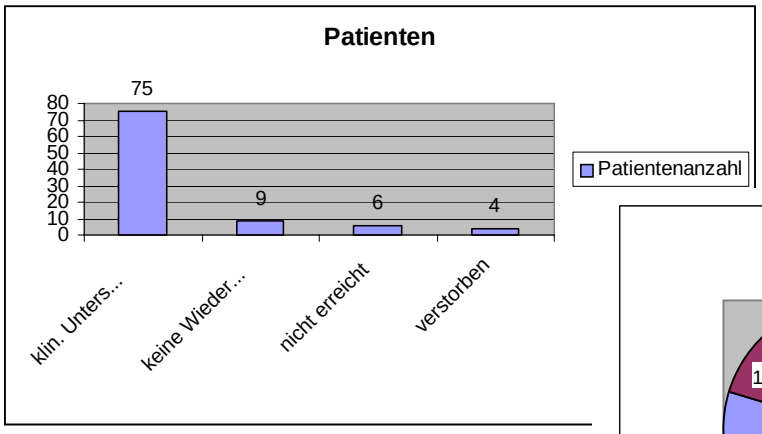
Die Daten der vorliegenden Arbeit wurden durch die Auswertung der Krankenakten, einer Analyse und Vermessung postoperativer Röntgenbilder sowie der Anamnese und klinischen Untersuchung der Patienten gewonnen. Die Nachuntersuchung aller Patienten erfolgte durch eine Person, die in keinem Fall der Operateur war.

2.3.1. Erreichbarkeit der Patienten

Anhand der registrierten Adresse wurden alle 94 Patienten angeschrieben und zu einer Nachuntersuchung einbestellt. 75 Patienten (62 Frauen, 13 Männer) mit 100 implantierten Knietotalendoprothesen folgten dieser Bitte und erschienen zu einer klinischen Nachuntersuchung.
Ablehnend gegenüber einer erneuten Vorstellung in unserer Klinik zeigten sich 9 Patienten. Nach telefonischer Rückfrage erhielten wir dreimal die Aussage, eine Überwindung der weiten Entfernung (jeweils über 100 km) bei subjektiver Zufriedenheit mit dem Implantat sei nicht lohnend. Vier Patienten sahen keine Notwendigkeit, der Wiedervorstellung im entfernten Versorgungskrankenhaus, da eine zufrieden stellende orthopädische Betreuung am Wohnort besteht. Nur zwei Patienten nannten keinen Grund.

Vier der angeschriebenen Patienten waren verstorben.

Und sechs Patienten, deren Einladungsbriefe wegen Unzustellbarkeit zurück gesandt wurden, konnten trotz Nachfrage bei Hausarzt, Orthopäde, Krankenkasse und Einwohnermeldeamt nicht ausfindig gemacht werden.



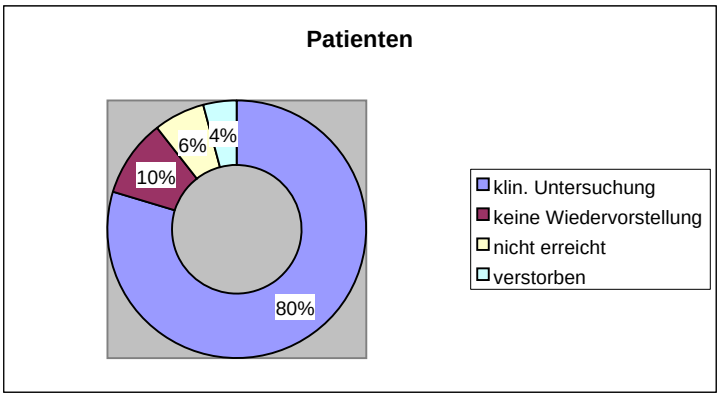


Abbildung 13: Erreichbarkeit der Patienten

Somit können wir eine Nachuntersuchungsrate von 80 % der Patienten nachweisen. In Bezug auf die implantierten Endoprothesen ergibt sich eine Rate von 77 %.

2.3.2. Befunde der klinischen Nachuntersuchung

Die Beurteilung des Operationserfolges nahmen wir im Rahmen der klinischen Nachuntersuchung mittels folgender evaluierter Fragebögen bei 75 Patienten (entspricht 100 Knietotalendoprothesen) vor:

- Knee Society Score nach Insall (KSS)
- Western Ontario and McMasters Universities Osteoarthritis Index (WOMAC)
- Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS)
- Short Form-36 Health Survey Scoring Demonstration (SF-36)
- TEGNER– Aktivitätsindex
- Analyse der Röntgenbilder

Funktion und Schmerzen

Knee Society Score nach Insall

auch Knee Society Clinical Rating System genannt, ist ein von der American Knee Society entwickeltes und von Insall et al 1989 beschriebenes Rating System **(45)**. Obwohl derzeit eine Vielzahl von Knie-Scores existieren, ist dieser Evaluierungsbogen das international am häufigsten verwendete Beurteilungssystem **(59)**.

Mit diesem System werden das Kniegelenk (Kniescore) und seine Funktion (Funktionsscore) getrennt bewertet. Durch diese Trennung soll ein Absinken des Scorewertes durch den fortschreitenden Alterungsprozess verhindert werden. Nachweislich beeinflussen eine Reihe mit dem Allgemeinzustand der Patienten verbundenen Faktoren den Scorewert negativ. **83** Diese Einwirkungen können durch ein solches duales Bewertungssystem kontrolliert werden.

Im Kniescore erfolgt die Bewertung der Schmerzen, der Stabilität und des Bewegungsumfanges (Extension/Flexion). Zum Unterpunkt „Knie" gehören als positive Werte Schmerzen (von KEINE = 50 Punkte bis STARK = 0 Punkte), Bewegungsausmaß (8° entspricht 1 Punkt, max. 25 Punkte) und Stabilität (max. 25 Punkte). Diese Punkte werden addiert. Für die Parameter wie Flexionskontraktur, Streckdefizit oder Fehlstellung werden Punkte abgezogen. 100 Punkte (Maximalpunktzahl) erhält ein Kniegelenk in Neutralstellung, ohne Schmerzen, mit 125° Bewegungsumfang, physiologischer anteroposteriorer Translation und physiologischer mediolateraler Aufklappbarkeit.

Der Funktionsscore beurteilt die Gehstrecke, das Treppensteigen und die Benutzung von Gehhilfen. Zum Unterpunkt „Funktion" werden als positive Werte Gehleistung (von UNBESCHRÄNKT = 50 Punkte bis UNFÄHIG = 0 Punkte), Treppesteigen (von BESCHWERDEFREI = 50 Punkte bis UNMÖGLICH = 0 Punkte) gewertet. Nach Addition erfolgt bei Benutzung von Hilfsmitteln (Gehwagen 20 Punkte) Punktabzug. Für eine unbegrenzte Gehstrecke und normales Treppesteigen ohne Hilfsmittel werden 100 Punkte (Maximalpunktzahl) vergeben. Erfolgte bereits der alloarthroplastische Ersatz beider Kniegelenke wird der Funktionsscore für den Patienten anstatt für das jeweilige Kniegelenk ermittelt.

Eine Bewertung der Ergebnisse des Knie- und Funktionsscore wurde wie folgt vorgenommen **53**:

90 oder mehr Punkte	sehr gut
89 bis 80 Punkte	gut
79 bis 70 Punkte	mäßig
unter 70 Punkte	schlecht

Knee Society Score

Patient:

SCHMERZ

kein	50
gering oder gelegentlich	45
beim Treppesteigen	40
beim Gehen und Treppesteigen	30
mäßig gelegentlich	20
mäßig ständig	10
stark	0

RANGE OF MOTION
(5° = 1 Punkt, max. 25 Punkte) ------

STABILITÄT (max. Bewegung in jeder Position)

Anteroposterior

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

Mediolateral

< 5°	15
6°- 9°	10
10°-14°	5
>15°	0

Subtotal:

ABZÜGE:

Flexionskontraktur

5°- 10°	2
11°- 15°	5
16°- 20°	10
> 20°	15

Steckdefizit (aktiv)

< 10°	5
10°- 20°	10
> 20°	15

Tibiofemoralwinkel

5°- 10° valgus	0
0°- 4° varus (max. 15 Pkt.)	3 Pkt. pro Grad
11°-15° valgus (max. 15 Pkt.)	3 Pkt. pro Grad

Abzüge total: (falls neg. Wert Score = 0)

TOTAL (max. 100 Punkte) _____

FUNKTION

Gehleistung

unbeschränkt	50
> 2 km	40
1 – 2km	30
< 1km	20
Wohnung	10
unfähig	0

Treppesteigen

beschwerdefrei	50
hinunter schmerzfrei mit Geländer	40
auf- und abwärts mit Geländer	30
abwärts unmöglich	15
unmöglich	0

Subtotal:

ABZÜGE:

1 Stock	5
2 Stöcke	10
Unterarmgehstützen oder Rollator	20

Abzüge total:

TOTAL (max. 100 Punkte) _____

Western Ontario and McMasters Universities Osteoarthritis Index (WOMAC)

WOMAC-Arthroseindex
(Western Ontario and McMasters Universities)

Sie werden nun gebeten, nach diesem Muster die Stärke Ihrer Schmerzen, Ihrer Steifigkeit oder Behinderung anzugeben. Bitte vergessen Sie nicht, je mehr rechts Sie das „X“ ankreuzen, umso mehr Schmerzen, Steifigkeit oder Behinderung haben Sie.

A SCHMERZFRAGEN

Die folgenden Fragen beziehen sich auf die Stärke der Schmerzen, die Sie im operierten Knie haben. Bitte geben Sie für jede Frage die Stärke der Schmerzen an, die Sie in der letzten Woche verspürt haben. (Bitte positionieren Sie ein Kreuz auf der Linie.)

Wie oft erfahren Sie Schmerzen im Knie

1. Gehen auf ebenem Boden
   Keine Schmerzen ---------- *Starke Schmerzen*
2. Treppen hinauf- oder hinuntersteigen
   Keine Schmerzen ---------- *Starke Schmerzen*
3. Nachts im Bett
   Keine Schmerzen ---------- *Starke Schmerzen*
4. Sitzen oder Liegen
   Keine Schmerzen ---------- *Starke Schmerzen*
5. Aufrecht Stehen
   Keine Schmerzen ---------- *Starke Schmerzen*

B FRAGEN ZUR STEIFIGKEIT

Die folgenden Fragen beziehen sich auf die Steifigkeit (nicht die Schmerzen) Ihres operierten Knies. Steifigkeit ist ein Gefühl von Einschränkung oder Langsamkeit in der Beweglichkeit, wenn Sie ihre Gelenke bewegen. Bitte geben Sie für jede Frage die Stärke der Steifigkeit an, die Sie in der letzten Woche verspürt haben. (Bitte positionieren Sie ein Kreuz auf der Linie.)

1. Wie stark ist die Steifigkeit gerade nach dem Erwachen am Morgen?
   Keine Steifigkeit ---------- *Extreme Steifigkeit*
2. Wie stark ist Ihre Steifigkeit nach Sitzen, Liegen oder Ausruhen im späteren Verlauf des Tages?
   Keine Steifigkeit ---------- *Extreme Steifigkeit*

C FRAGEN ZUR KÖRPERLICHEN TÄTIGKEIT

Die folgenden Fragen beziehen sich auf Ihre körperliche Tätigkeit. Damit ist Ihre Fähigkeit gemeint, sich im Alltag zu bewegen und sich um sich selbst zu kümmern. Bitte geben Sie für jede der folgenden Aktivitäten den Schwierigkeitsgrad an, den Sie in der letzten Woche wegen Beschwerden in Ihrem operierten Knie gespürt haben. (Bitte positionieren Sie ein Kreuz auf der Linie.)

Wie groß sind Ihre Schwierigkeiten beim:

1. Treppe hinuntersteigen
   Keine Schwierigkeiten---------- *Extreme Schwierigkeiten*
2. Treppen hinaufsteigen
   Keine Schwierigkeiten---------- *Extreme Schwierigkeiten*
3. Aufstehen vom Sitzen
   Keine Schwierigkeiten---------- *Extreme Schwierigkeiten*
4. Stehen
   Keine Schwierigkeiten---------- *Extreme Schwierigkeiten*
5. Sich zum Boden bücken
   Keine Schwierigkeiten---------- *Extreme Schwierigkeiten*
6. Gehen auf ebenem Boden
   Keine Schwierigkeiten---------- *Extreme Schwierigkeiten*
7. Einsteigen ins Auto/Aussteigen aus dem Auto
   Keine Schwierigkeiten---------- *Extreme Schwierigkeiten*
8. Einkaufen gehen
   Keine Schwierigkeiten---------- *Extreme Schwierigkeiten*
9. Socken/Strümpfe anziehen
   Keine Schwierigkeiten---------- *Extreme Schwierigkeiten*
10. Socken/Strümpfe ausziehen
    Keine Schwierigkeiten---------- *Extreme Schwierigkeiten*
11. Aufstehen vom Bett
    Keine Schwierigkeiten---------- *Extreme Schwierigkeiten*
12. Liegen im Bett
    Keine Schwierigkeiten---------- *Extreme Schwierigkeiten*
13. Ins Bad(ewanne)/Aus dem Bad oder der Badewanne Steigen
    Keine Schwierigkeiten---------- *Extreme Schwierigkeiten*
14. Sitzen
    Keine Schwierigkeiten---------- *Extreme Schwierigkeiten*
15. Sich auf die Toilette setzen/Aufstehen von der Toilette
    Keine Schwierigkeiten---------- *Extreme Schwierigkeiten*
16. Anstrengende Hausarbeiten
    Keine Schwierigkeiten---------- *Extreme Schwierigkeiten*
17. Leichte Hausarbeiten
    Keine Schwierigkeiten---------- *Extreme Schwierigkeiten*

Er stellt den am weitest verbreiteten ausschließlich subjektiven Fragebogen zur Erfassung Arthrose-spezifischer Krankheitssymptome bei Patienten dar und ermöglicht so eine einheitliche Anwendung bei Gon- und Coxarthrose. In mehreren, durch BELLAMY durchgeführten Interventionsstudien, konnte die hohe Effizienz in Bezug auf Zuverlässigkeit, Akzeptanz und Praktikabilität dieses Scores dargestellt werden **(5, 6, 7)**. Wie durch STUCKI herausgearbeitet, gilt der WOMAC auch in seiner deutschen Übersetzung als ein zuverlässiges und gültiges Instrument zur Evaluierung der Symptomatik und Funktionseinschränkung bei Patienten mit Gon- oder Coxarthrose des deutschsprachigen Kulturkreises **(111)**.

Mit insgesamt 24 Fragen werden in drei Abschnitten der Schmerz, die Gelenksteife und die Einschränkung der physischen Leistungsfähigkeit erfasst. Der erste Komplex beinhaltet 5 Fragen zu Schmerzen, der zweite 2 Fragen zur Steifigkeit und der dritte beurteilt in 17 Fragen die körperliche Alltagsaktivität. In der Originalarbeit wird jede Frage als 10 cm lange visuelle Analogskala präsentiert. Abwandlungen sowohl mit Darstellungen in einer numerischen Graduierungsskala sowohl von 0-10 als durch eine ordinale Likert-Skala mit 5 Kategorien („kein, leicht, mittelschwer, schwer, sehr schwer“) kommen ebenfalls zur Anwendung.

In der vorliegenden Untersuchung erfolgt die Darstellung in Anlehnung an das Original durch eine stufenlose Analogskala. Für jeden der drei WOMAC-Teile wird ein Summenscore aus den Einzelfragen (0-10 cm) ermittelt. Dieser ergibt sich nach standardisierter Einzelbepunktung der ausgemessenen Strecke (0-2 cm **0 Punkte**, 3-4 cm **1 Punkt**, 5-6 cm **2 Punkte**, 7-8 cm **3 Punkte**, 9-10 cm **4 Punkte**) aller Fragen und deren anschließenden Addition innerhalb des Komplexes. Je Kategorie kann der Maximalwert 20 Punkte (Schmerz), 8 Punkte (Steifigkeit) oder 68 Punkte (Funktion) betragen. Um einen Globalindex für einen Wertebereich von 0 - 96 zu berechnen, werden die ermittelten Summenscores der Teile erneut addiert. Entsprechend dieses Rechenmodells entspricht eine niedrige Punktzahl reziprok einer hohen subjektiven Patientenzufriedenheit **(111)**.

Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS)

stellt eine Erweiterung des WOMAC-Scores dar. Er wurde für jüngere und/oder aktivere Patienten mit Kniegelenksschäden oder Gonarthrose entwickelt. Die Erwartungen an ein künstliches Kniegelenk übersteigen bei nicht wenigen Patienten die Anforderungen an die Aufgaben des täglichen Lebens. Der bereits 1998 in Schweden durch ROOS et al. evaluierte Fragebogen konnte in einer Test-Retest-Studie 2003 eine deutliche Validitätszunahme, vor allen in Bezug auf jüngere Patienten, Patienten mit höheren Erwartungen an die Funktionsfähigkeit sowie der Änderung der Aktivität und des Bewegungsausmaßes im Verlauf, zeigen **(32, 94)**. Eine

Konkretisierung erfolgt somit in folgenden Punkten: Schmerzen, andere krankheitsspezifische Symptome, Sport und wieder erreichte Funktionalität sowie kniebedingte Einschränkungen der Lebensqualität. Der KOOS verdeutlicht das Ausmaß des Krankheitsbewusstseins *während der vergangenen Woche*, der nötigen Änderung der Lebensgewohnheiten oder des Vertrauens gegenüber dem operierten Kniegelenk mehr als der alleinige WOMAC-Score. Kniespezifische Funktionen wie Hocken, Springen, Knien oder Verdrehen werden ebenfalls hier genauer untersucht. Obwohl Sport und höhere Funktionalität nur für etwa die Hälfte der Untersuchten ein entscheidendes Kriterium in Bezug auf die Zufriedenheit darstellte, lässt sich doch bei dem gesamten Patientenkollektiv eine Aussage über die Aktivitätsänderung treffen.

Der KOOS enthält 5 Unterpunkte mit unterschiedlicher Fragenanzahl: Schmerz (9), andere Symptome (7), Funktionen des täglichen Lebens (17), Funktion beim Sport oder Wiedererlangung der Leistungsfähigkeit (5) sowie gelenkabhängige Lebensqualität (4). Die fünf Meinungen werden auf einer Likert-Skala abgebildet und für jede Frage werden 0-4 Punkte vergeben. Zunächst subsummiert man die erreichten Punktwerte jeder Kategorie und teilt sie durch deren Maximalwert. Der Score wird im Anschluss noch derartig transformiert, dass eine traditionelle orthopädische Bewertung im Sinne von 100 Punkte „keine Beschwerden“ und 0 Punkte impliziert „extreme Probleme“ entspricht. Der Summenscore wird auf die gleiche Weise ermittelt.

Genutzt werden folgende Formeln **(57)**:

1. Schmerz (PAIN) $100 - \frac{\text{total score P1 to P9} \times 100}{36} =$ _____

2. Symptome (SYMPTOMS) $100 - \frac{\text{total score S1 to S7} \times 100}{28} =$ _____

3. Funktionen des täglichen Lebens (ADL) $100 - \frac{\text{total score A1 to A17} \times 100}{68} =$ _____

4. Funktionen beim Sport (SPORT&RECREATION) $100 - \frac{\text{total score SP1 to SP5} \times 100}{20} =$ _____

5. Lebensqualität (QUALITY OF LIFE) $100 - \frac{\text{total score Q1 to Q4} \times 100}{16} =$ _____

6. KOOS gesamt $100 - \frac{\text{total score F1 to F42} \times 100}{168} =$ _____

Ergänzungen zu KOOS

SYMPTOME: (Diese Fragen sollte in Hinblick auf Ihre Kniesymptome während der letzten Woche im operierten Knie beantwortet werden.)

1. Haben Sie eine Schwellung des Knies bemerkt?
   Nie --------- *Selten* --------- *Manchmal* ------- *Oft* ------- *Immer*

2. Fühlen Sie ein Reiben, hören Sie ein Klicken oder ein anderes Geräusch, wenn Sie Ihr Knie bewegen?
   Nie --------- *Selten* --------- *Manchmal* ------- *Oft* ------- *Immer*

3. Bemerken Sie ein Schnappen im Knie bei Bewegung?
   Nie --------- *Selten* --------- *Manchmal* ------- *Oft* ------- *Immer*

4. Können Sie Ihr Knie ganz strecken?
   Nie --------- *Selten* --------- *Manchmal* ------- *Oft* ------- *Immer*

5. Können Sie Ihr Knie ganz beugen?
   Nie --------- *Selten* --------- *Manchmal* ------- *Oft* ------- *Immer*

FUNKTION/ SPORT: (welche Schwierigkeiten bereiten Ihnen folgende Aktivitäten:)

1. Hocken/Kauern *keine--------leichte--------verschieden--------heftige---------extreme*
2. Schnell Laufen *keine--------leichte--------verschieden--------heftige---------extreme*
3. Springen *keine--------leichte--------verschieden--------heftige---------extreme*
4. Knien *keine--------leichte--------verschieden--------heftige---------extreme*

LEBENSQUALITÄT

1. Wie oft sind ihnen Ihre Knieprobleme bewusst?
   Nie -------- *Monatlich* --------- *Wöchentlich* --------- *Täglich* -------- *Ständig*

2. Haben Sie Ihr Leben verändert, um Ihrem Knie potentiell schadende Aktivitäten zu vermeiden?
   Überhaupt nicht -------- *Ein wenig* --------- *Verschiedentlich* ---------- *Deutlich* -------- *Total*

3. Wie oft haben Sie Sorge bei mangelndem Vertrauen in Ihr Knie?
   Überhaupt nicht -------- *Ein wenig* --------- *Verschiedentlich* ---------- *Deutlich* -------- *Total*

4. Zusammengefasst, wieviel Schwierigkeiten haben Sie mit Ihrem Knie?
   Überhaupt nicht -------- *Ein wenig* --------- *Verschiedentlich* ---------- *Deutlich* -------- *Total*

Des Weiteren bleibt darauf hinzuweisen, dass der WOMAC neben der Arthrosespezifität auch eine Gelenkspezifität besitzt und somit nur die Symptomatik und Funktion eines definierten Gelenkes erfassen kann. Auch die Erweiterung dieses Scores, der KOOS, trifft schlussendlich lediglich Aussagen über gelenkbedingte Beschwerden. Aus diesem Grund empfiehlt sich zur globalen Beurteilung der physischen Leistungsfähigkeit der unteren Extremität in Abhängigkeit des Gesundheitszustandes eine Kombination mit einem allgemeinen, nicht krankheitsspezifischen Fragebogen, wie dem SF-36.

Short Form-36 Health Survey Scoring Demonstration (SF-36)

Der SF-36 ist ein Messinstrument der allgemeinen Gesundheit *innerhalb der letzten 4 Wochen*, welcher sowohl die physische als auch die mentale Comorbidität beurteilt. Es werden gleichermaßen Aussagen über die Änderung des Gesundheitszustandes seit Behandlungsbeginn (in unserem Fall der Implantation der Knietotalendoprothese) gemacht. Bereits mehr als 4.000 Publikationen oder Benutzerhandbücher existieren in 22 Ländern zu diesem Fragebogen. Das letzte update des Fragebogens erfolgte 1996, was neben einer Verkürzung und Vereinfachung der Fragestellung zur Erstellung von acht Antwortkategorien führte **(116)**. Der SF-36 vergibt 100 Punkte, wobei 0 Punkte extreme und 100 Punkte keine Probleme implizieren.

Diese acht Dimensionen der Gesundheit werden folgendermaßen erfasst:

Körperliche Funktionsfähigkeit	KöFu	10 Fragen
Rollenverhalten wegen körperlicher Beeinträchtigung	KöRo	4 Fragen
Schmerzen	Schm	2 Fragen
Allgemeiner Gesundheitszustand	Ages	5 Fragen
= körperlicher Summenscore		
Vitalität und körperliche Energie	Vita	4 Fragen
Soziale Funktionsfähigkeit	SoFu	2 Fragen
Rollenverhalten wegen seelischer Funktions-beeinträchtigung	EmRo	3 Fragen
Seelische Funktionsstörung	Psyc	5 Fragen
= seelischer Summenscore		

Ein standardisiertes Vorgehen mit diesen Daten wird von Bullinger (1995) beschrieben **(15)**. Dieses beinhaltet eine Beibehaltung, Umpolung oder Rekalibrierung der Skalenwerte in Abhängigkeit vom Fragendesign. So entspricht bei der Beibehaltung der Betrag des Endwertes der vorgegebenen Nummer der Antwortmöglichkeit. Im Falle der Umpolung werden die Zahlenreihen der Ausgangswerte gewissermaßen auf den Kopf gestellt, so dass die Antwort mit der kleinsten präcodierten Nummer nach Umpolung in den Endwert den höchsten Betrag aufweist. Auch hat sich gezeigt, dass einige Items rekalibriert werden müssen, um eine lineare Beziehung zwischen dem Endwert und seiner jeweiligen Profilskala zu erzielen. Für diese Rekalibrierung gibt es keine festen Umrechenfaktoren, sondern für jeden einzelnen Ausgangswert im Manual wurde ein spezifischer empirisch gefundener Faktor festgelegt. Somit können die Skalenrohwerte nach Transformation auf einer Werteskala von 1-100 abgebildet werden, analog der Vorgehensweise beim KOOS. Dies wird mit folgender Formel erreicht:

$$\text{Transformierte Skala} = \frac{\text{(tatsächlicher Rohwert - niedrigster möglicher Rohwert)}}{\text{mögliche Spannweite der Rohwerte}} \times 100$$

Darüber hinaus besteht die Möglichkeit, die acht Gesundheitskonstrukte zu zwei Summenmaßen zusammenzufassen, den körperlichen und seelischen Summenscore. Durch diese Summation werden die Ergebnisse vereinfacht dargestellt. Unterschiede der einzelnen Dimensionen werden dadurch allerdings überdeckt. Im Rahmen dieser Arbeit wird die präzise Schilderung im Einzelnen anhand der gesamten acht Dimensionen bevorzugt.

Dieser Fragebogen wird von den Patienten selbst beantwortet und spiegelt die „gesundheitsbezogene Lebensqualität“ (HRQL – Health Related Quality of Life) wider.

Short Form-36 Health Survey Scoring Demonstration

1. Wie würden Sie Ihre Gesundheit beschreiben?
Exzellent -------- Sehr gut ------- Gut ------- Mäßig ------- Schlecht

2. Im Vergleich zu der Zeit vor der Operation, wie würden Sie Ihre Gesundheit jetzt beschreiben?
Viel besser ---- Etwas besser ----- Genau so wie vorher ------ Etwas schlechter ----- Viel schlechter

3. Die folgenden Fragen beziehen sich auf Aktivitäten, die Sie an einem normalen Tag machen möchten. Schränkt Sie Ihre Gesundheit dabei ein? Und wenn, wie sehr?

- Körperlich anstrengende Aktivitäten (z. B. rennen, tragen schwerer Sachen, Teilnahmen am Sport)	*Ja, sehr ----- Ja, etwas ----- Nein*
- Körperlich leichtere Aktivitäten (z. B. anheben eines Tisches, Heben eines Staubsaugers, Golf spielen)	*Ja, sehr ----- Ja, etwas ----- Nein*
- Heben oder Tragen von Lebensmitteln	*Ja, sehr ----- Ja, etwas ----- Nein*
- Mehrere Treppen hinaufsteigen	*Ja, sehr ----- Ja, etwas ----- Nein*
- Eine Treppe hinaufsteigen	*Ja, sehr ----- Ja, etwas ----- Nein*
- Beugen oder Knien	*Ja, sehr ----- Ja, etwas ----- Nein*
- Spazieren gehen mehr als 1 km	*Ja, sehr ----- Ja, etwas ----- Nein*
- Laufen mehrerer 100 m	*Ja, sehr ----- Ja, etwas ----- Nein*
- Laufen von 100 m	*Ja, sehr ----- Ja, etwas ----- Nein*
- Baden oder sich selbst anziehen	*Ja, sehr ----- Ja, etwas ----- Nein*

4. Während der letzten 4 Wochen, haben Sie mehr Zeit investieren müssen aufgrund Ihrer <u>körperlichen</u> Verfassung?

- Verkürzung der Zeit, die Sie mit Arbeit oder anderen Aktivitäten verbracht haben	*Immer ----- Meist -----Manchmal ---- Selten ----- Nie*
- Sie schaffen weniger als Sie gern möchten	*Immer ----- Meist -----Manchmal ---- Selten ----- Nie*
- Sie sind eingeschränkt bei der Art der Tätigkeiten	*Immer ----- Meist -----Manchmal ---- Selten ----- Nie*
- Die gleiche Arbeit strengt sie jetzt mehr an	*Immer ----- Meist -----Manchmal ---- Selten ----- Nie*

5. Während der letzten 4 Wochen, haben Sie mehr Zeit investieren müssen aufgrund Ihrer <u>seelischen</u> Verfassung?

- Verkürzung der Zeit die Sie mit Arbeit oder anderen Aktivitäten verbracht haben	*Immer ----- Meist -----Manchmal ---- Selten ----- Nie*
- Sie schaffen weniger als Sie gern möchten	*Immer ----- Meist -----Manchmal ---- Selten ----- Nie*
- Sie arbeiten weniger sorgfältig als gewöhnlich	*Immer ----- Meist -----Manchmal ---- Selten ----- Nie*

6. In den letzten 4 Wochen, hat Ihre körperliche Gesundheit Auswirkungen auf Ihre Kontakte zu Familienmitgliedern, Freunden, Nachbarn oder anderen Gruppen?
Überhaupt nicht ---------- Geringfügig ----------Verschiedentlich ----------Etwas ---------Extrem

7. Wie stark beeinflussen Ihre Schmerzen Ihre Arbeit (berufliche Tätigkeit und Hausarbeit) in den letzten 4 Wochen?
Überhaupt nicht ---------- Geringfügig ----------Verschiedentlich ----------Etwas ---------Extrem

8. Die folgenden Fragen sind über Ihre Ansicht:

- Fühlen Sie sich voller Leben?	*Immer ----- Meist -----Manchmal ---- Selten ----- Nie*
- Sind sie sehr nervös?	*Immer ----- Meist -----Manchmal ---- Selten ----- Nie*
- Haben sie sich ganz schlecht gefühlt und nichts konnte Sie aufheitern?	*Immer ----- Meist -----Manchmal ---- Selten ----- Nie*
- Haben sie sich ruhig und zufrieden gefühlt?	*Immer ----- Meist -----Manchmal ---- Selten ----- Nie*
- Haben Sie jede Menge Energie?	*Immer ----- Meist -----Manchmal ---- Selten ----- Nie*
- Fühlen sie sich niedergeschlagen und enttäuscht?	*Immer ----- Meist -----Manchmal ---- Selten ----- Nie*
- Fühlen sie sich erschöpft?	*Immer ----- Meist -----Manchmal ---- Selten ----- Nie*
- Sind sie oft müde?	*Immer ----- Meist -----Manchmal ---- Selten ----- Nie*

9. Hatte in den letzten 4 Wochen Ihre körperlicher oder seelische Verfassung Auswirkungen auf Ihre Kontakte zu Familienmitgliedern, Freunden, Nachbarn oder anderen Gruppen?
Überhaupt nicht ---------- Geringfügig ----------Verschiedentlich ----------Etwas ---------Extrem

10. Wie WAHR oder wie FALSCH sind folgende Aussagen:

Mir scheint, ich werde schneller krank als andere Menschen
Absolut wahr ---------- Meist wahr --------- Weiß nicht -------- Eher falsch --------- Absolut falsch

Ich bin gesünder als irgendjemand, den ich kenne
Absolut wahr ---------- Meist wahr --------- Weiß nicht -------- Eher falsch --------- Absolut falsch

Ich nehme an, meine Gesundheit wird schlechter
Absolut wahr ---------- Meist wahr --------- Weiß nicht -------- Eher falsch --------- Absolut falsch

Ich habe eine ausgezeichnete Gesundheit
Absolut wahr ---------- Meist wahr --------- Weiß nicht -------- Eher falsch --------- Absolut falsch

Der TEGENER-Aktivitätsindex

Er stellt ein Konstrukt zur Erfassung der beruflichen Belastbarkeit und der sportlichen Aktivität dar und gilt somit als Ergänzung zur klinischen Untersuchung und subjektiven Bewertung nach operativer Therapie am Kniegelenk **(113)**. Somit besteht die Möglichkeit, unter Vernachlässigung der individuellen Voraussetzungen und Leistungsansprüche, eine Aussage über die Änderung des Aktivitätsmusters vor und nach einer Therapie zu treffen **(32)**. Eine Einteilung erfolgt in 11 Gruppen, wobei Patienten der Gruppe 0 aufgrund der Knieprobleme arbeitsunfähig oder berentet sind. Eine steigende Gruppenzahl impliziert eine Zunahme der Belastung und sportlichen Aktivität, wobei Personen der Gruppe 10 Leistungssport auch „international" betreiben.

Obwohl dieser Score ursprünglich für Bandverletzungen des Kniegelenkes entwickelt wurde, lässt sich auch in der Knieendoprothetik eine Einschätzung über die Änderung des Aktivitätsniveaus im Verlauf vornehmen.

Hierbei haben wir in unserer Studie auf eine Beurteilung der beruflichen Belastungsfähigkeit verzichtet, da bei einem Patientendurchschnittsalter von 69,2 Jahren zum Implantationszeitpunkt in der überwiegenden Zahl bereits eine Altersberentung vorlag. Die Studienteilnehmer wurden gebeten, retrospektiv ihr Leistungsvermögen subjektiv einzuschätzen.

TEGNER-Aktivitätsindex:	
Gruppe 0:	Arbeitsunfähigkeit oder Berentung aufgrund der Knieprobleme
	Keine sportlichen Aktivitäten möglich
Gruppe 1:	sitzende Berufstätigkeit (z. B. Sekretärin)
	Spazierengehen auf ebener Strecke möglich
Gruppe 2:	körperlich leichte Arbeit (z. B. Verkäuferin, Lehrerin)
	Spazierengehen auf unebener Strecke möglich
Gruppe 3:	körperlich mittelschwere Arbeit (z. B. Krankenpflegerin, Koch, Hausfrau mit kleinem Haushalt)
	Freizeitsport: Schwimmen, Wandern (ca. 5 km/h)
Gruppe 4:	körperlich schwere Arbeit (z. B. Putzfrau, Maler, Hausfrau mit großem Haushalt)
	Freizeitsport: Radfahren, Skilanglauf, Joggen 2x pro Woche auf ebener Strecke
Gruppe 5:	körperliche Schwerstarbeit (z. B. Bergbau, Straßenbau, Waldarbeiten)
	Freizeitsport: Joggen 2x pro Woche auf unebener Strecke
Gruppe 6:	**Freizeitsport: Tennis, Badminton, Handball, Basketball, Skiabfahrtslauf, Joggen häufiger als 2x pro Woche**
Gruppe 7:	**Leistungssport: Tennis, Leichtathletik (Laufen), Motocross, Handball, Basketball, Querfeldeinlauf**
	Freizeitsport: Fußball, Hockey, Squash, Leichtathletik (Weitsprung), Querfeldeinlauf
Gruppe 8:	**Leistungsport: Hockey, Squash, Badminton, Leichtathletik (Weitsprung), Skiabfahrtslauf**
Gruppe 9:	**Leistungssport: Fußball (niedrige Klasse), Eishockey, Ringen, Geräteturnen**
Gruppe 10:	**Leistungssport: Fußball (national, international)**

Den Patienten wurde eine Liste lediglich mit den in der Abbildung fettgedruckten Zeilen vorgelegt.

Analyse der Röntgenbilder

Von jedem Patienten wurde im Liegen eine Röntgen-Aufnahme des Kniegelenkes im a.p.-Strahlengang und im Seitstrahlengang angefertigt, wie es nach der Richtlinie der Knee Society

vom 10.09.1986, dem „Total Knee Arthroplasty Roentgenografic Evaluation and Scoring System“ (TKA-RESS), gefordert wird **(28, 56)**.

Bei a.p.-Projektionen liegt der Patient in Rückenlage auf dem Untersuchungstisch. Das Bein ist so ausgerichtet, dass die Patella direkt zur Decke zeigt. Der Gelenkspalt wird palpiert (und angezeichnet). Der Mittelpunkt des Rasters liegt zwischen Femur- und Tibiakomponente, das heißt die Longitudinallinie geht mittig durch den Femur- und Tibiaschaft. Die horizontale Linie des Rasters trennt den Gelenkspalt in zwei gleiche Hälften. Um den Slope der Tibiakopfgelenkfläche von ventral-kranial nach dorsal-kaudal zu berücksichtigen, wird die Röntgenröhre um etwa 15° nach kaudal gekippt.

Die seitliche Aufnahme wird in Seitlage des Patienten angefertigt. Das betreffende Kniegelenk liegt in 40° Beugestellung. Der Zentralstrahl ist dabei senkrecht zur Filmebene ausgerichtet.

Der Film-Fokus-Abstand beträgt 101,6 cm.

Bei der Beurteilung der Röntgenaufnahmen wurde in erster Linie auf die korrekte Lage der Implantate sowie auf Lockerungszeichen geachtet. Zur Überprüfung des korrekten Alignment werden Winkelgrade zwischen Prothesenanteilen und Knochen herangezogen.

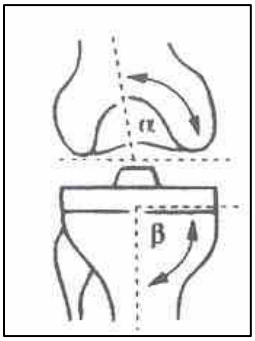


Abbildung 14

<u>a.p.-Projektion</u>
Femurwinkel α 93-97°
Tibiawinkel β 87-93°
Femorotibiale Beinachse Varus/Valgus

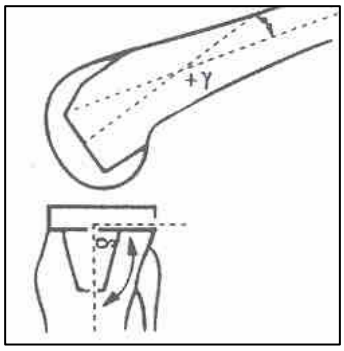


Abbildung 15

<u>Lateralprojektion</u>
Femurwinkel γ ± 4°
Tibiawinkel δ 85 - 90°

Eine Lockerung wurde hinsichtlich der Ausdehnung der Aufhellungslinien (radiolucent line, radiolucencies) um die Prothesenkomponente wie folgt definiert:

Lockerung möglich:	Aufhellungslinie um 50-99 % der Komponente, < 2 mm breit
Lockerung wahrscheinlich:	Aufhellungslinie um 100 % der Komponente, 2 mm breit
Lockerung definitiv:	Migration der Komponente

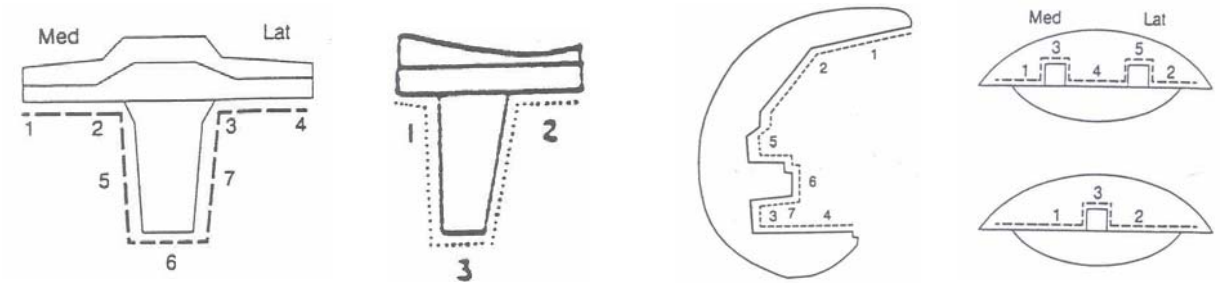


Abbildung 16

Einteilung der verschiedenen Implantatteile zum Auffinden und Lokalisation von Lockerungssäumen bei Knieendoprothesen **(56)**

2.4. Datenbearbeitung

Aus den evaluierten Daten wurde mit Hilfe des Microsoft Excel Programmes eine Datenbank erstellt. Die Auswertung der Fakten erfolgte zunächst mit dem gleichen Programm und wurde anschließend nach Anonymisierung der Daten und Konsultation von Herrn Prof. Dr. Dr. Rolf Ludwig mit dem Programmpaket SPSS (Superior Performing Software Systems) vorgenommen. Für die Auswertung des sf-36-Fragebogens stand uns eine spezielle Software zur Verfügung.

Die für einen Test aufgestellte Nullhypothese wurde abgelehnt, wenn das Signifikanzniveau p kleiner als 0,05 (dies entspricht einer Irrtumswahrscheinlichkeit α von 5 %) war; der festgestellte Zusammenhang oder Unterschied kann in diesem Fall nicht nur für die untersuchte Stichprobe, sondern auch für die Grundgesamtheit angenommen werden, und wurde gemäß üblichen Übereinkünften als „statistisch signifikant“ bezeichnet.

Zur *Prüfung einer Hypothese über die Differenz zwischen den Mittelwerten zweier unabhängiger Stichprobengrößen* wurde der t-Test herangezogen. Hierbei werden zwei Mittelwerte oder Mittelwertsdifferenzen verglichen und auf ihre Signifikanz überprüft. Da die Varianzen der beiden Grundgesamtheiten, aus denen die beiden Stichproben gezogen wurden, meist unbekannt sind, werden die Varianzen geschätzt. Es wird geprüft, ob die Differenz der beiden Mittelwerte größer als Null ist **(117)**. Die Teststatistik T folgt einer t-Verteilung mit k Freiheitsgraden. Dabei ist die Anzahl der Freiheitsgrade definiert als die Differenz aus dem Stichprobenumfang und der Anzahl der aus den Stichprobenmesswerten berechneten Parameter.

Die Gleichheit der beiden Varianzen wird vom Programm SPSS durch den Levene-Test geprüft. Es wird also die Nullhypothese, dass alle Varianzen gleich sind, gegen die Alternativhypothese

geprüft, dass mindestens eine der geprüften Varianzen sich von der oder den anderen unterscheidet.

Zum *Prüfen einer Hypothese über die Differenz zwischen Mittelwerten in einer Reihe von Mittelwerten aus unabhängigen Stichprobengrößen* benutzten wir die Varianzanalyse. Diese ist ein statistisches Verfahren der Datenanalyse und Mustererkennung, das versucht, die Varianz einer metrischen Variablen durch eine oder mehrere Variablen zu erklären. Das Verfahren untersucht, ob (und gegebenenfalls wie) sich der Erwartungswert einer metrischen Zufallsvariablen in verschiedenen Gruppen (auch Klassen) unterscheidet. In Prüfgrößen des Verfahrens wird getestet, ob die Varianz zwischen den Gruppen größer ist als die Varianz innerhalb der Gruppen. Dadurch kann ermittelt werden, ob die Gruppeneinteilung sinnvoll ist oder nicht bzw. ob sich die Gruppen signifikant unterscheiden oder nicht. Die Signifikanz der ermittelten Gruppeneinteilung lässt sich anhand der F-Verteilung testen **(117)**.

Das *Prüfen einer Hypothese über die Differenz zwischen Medianwerten einer Rangfolge von paarigen abhängigen Stichproben* wurde mit dem Wilcoxon-Test durchgeführt. Dieser Test ist das verteilungsfreie Analogon zum t-Test für paarige Stichproben. Seine Verwendung bietet sich an, wenn die gleiche Stichprobe zweimal untersucht wird. Zuerst werden die Differenzen aus den Wertepaaren gebildet und mit Vorzeichen aufgelistet. Anschließend erstellt man eine Rangliste aus den Absolutwerten der Differenzen. Dann werden die Ränge addiert, die zu den Differenzen mit dem selteneren Vorzeichen gehören. Nach Berechnung des R-Wertes (Rangsumme) erfolgt die Kontrolle, ob diese Zahl größer als ein tabellierter kritischer Wert ist. Ist dem so, so stimmt die Nullhypothese und beide Messreihen entstammen der gleichen Grundgesamtheit **(117)**.

Der *Zusammenhang zwischen stetigen Variablen in abhängigen Stichproben* wurde mit Hilfe des Spaerman`schen Rang-Korrelationskoeffizienten R untersucht. Er ist ein Maß für den Grad des Zusammenhangs abhängiger, beliebig verteilter, stetiger Stichproben **(97)**. R kann Werte zwischen -1 und +1 annehmen. Je größer R dem Betrag nach ist, desto stärker ist der Zusammenhang zwischen den untersuchten Größen. Für R-Werte bis +/-0,5 spricht man von einem schwachen Zusammenhang, bis +/-0,75 von einem deutlichen Zusammenhang. R-Werte bis +/-0,90 deuten auf einen straffen Zusammenhang und ein R von +/-1,0 zeigt einen gesetzmäßigen Zusammenhang zwischen den Variablen an. Ein positives R bedeutet, dass der Zusammenhang direkt proportional ist (wenn die eine Variable größer wird, wird auch die andere Variable größer), negative R-Werte sind folglich ein Zeichen für einen umgekehrt proportionalen Zusammenhang (wird eine Variable größer, wird die andere kleiner). Eine Prüfung von R auf Signifikanz erfolgt mit einem modifizierten t-Test. Die Nullhypothese lautet: „R ist nur zufällig von Null verschieden; es besteht kein Zusammenhang zwischen den Variablen.“

3. ERGEBNISSE

3.1. Anamnestische Angaben

Die erhobenen anamnestischen Daten wurden bei allen 75 Patienten im Rahmen einer persönlichen Untersuchung im Mittel 31 Monate postoperativ erfragt.

3.1.1. Vorbestehen der Gonarthrose

- seit 5-6 Jahren (6 Monate - 30 Jahre) Schmerzprogredienz
- zumeist Bewegungseinschränkung
  - Beugung < 110° 50 %,
  - Streckdefizit 10° - 15° 6 %, 5° - 10° 32 %
- 88 % Ruhe- und Belastungsschmerzen
- 12 % Instabilität
- 47 % Varus-/Valgusdeformität
- 20 % Vor-Operation (davon 13 % Korrektur-Op [12x subtraktive Tibiakopf-korrekturosteotomie, 1x suprakondyläre Femur-Korrekturosteotomie])

3.1.2. Vorbestehende Begleiterkrankungen

- Herz-Kreislauf-Erkrankung 80 %
- Adipositas 42 %
- CVI / Varikosis 40 %
- Obstruktive/ Restriktive Ventilationsstörung 18 %
- Rheumatoidarthritis 14 %
- Diabetes mellitus 14 %
- Osteoporose 6 %

3.1.3. Subjektive Beurteilung des Operationserfolges

Die subjektive Beurteilung des Operationserfolges wurde analog zu Schulnoten (1-5) vorgenommen. Die derzeit übliche Abstufung (1-6) wurde aufgrund der Altersstruktur der Patienten bewusst nicht gewählt. Häufig wurde 34 mal (34 %) die Note „sehr gut“ vergeben,

gefolgt von „gut“ mit 46 Äußerungen (46 %). 9 mal (9 %) wurde der Operationserfolg als „befriedigend“, 10 mal (10 %) als „mangelhaft“ beurteilt. 1 Patientin (1 %) empfand das Operationsergebnis als schlecht. Bei der Patientin mit dem schlechten Ergebnis musste im weiteren Verlauf wegen eines Spätinfektes der Prothesenausbau erfolgen und das Kniegelenk mit einer Arthrodese versorgt werden.

Aufgrund unterschiedlicher präoperativer Voraussetzungen lässt sich folgende Aussage nach Differenzierung treffen:

- Gesamtzufriedenheit: 1,98
  (34x sehr gut, 46x gut, 9x befriedigend, 10x mangelhaft, 1x schlecht)
- prim. Gonarthrose: Zufriedenheit 1,83
  (59 Kniegelenke: 23x sehr gut, 27x gut, 5x befriedigend, 4x mangelhaft)
- sekundäre Gonarthrose:
  nach Korrekturosteotomie: Zufriedenheit 2,42
  (12 Kniegelenke: 2x sehr gut, 6x gut, 1x befriedigend, 3x mangelhaft)
  posttraumatische Gonarthrose: Zufriedenheit 2,31
  (13 Kniegelenke: 4x sehr gut, 4x gut, 3x befriedigend, 1x mangelhaft, 1x schlecht)
  Rheumatoidarthritis: Zufriedenheit 2,00
  (13 Kniegelenke: 4x sehr gut, 7x gut, 2x mangelhaft)
  Sonstige (nach Osteomyelitis, Radiosynovioorthese) Zufriedenheit: 1,67
  (3 Kniegelenke: 1x sehr gut, 2x gut)

3.1.4. Postoperative Komplikationen

Frühkomplikationen (26 %)

- 1x Abriss des Ligamentum patellae intraoperativ
- 1x Mikroembolie am 3. postoperativen Tag
- 12x intraartikuläre Ergusspunktion (2x Keimnachweis mit Staphylococcus epidermidis)
- 12x Narkosemobilisation (ca. 11. postop. Tag) bei deutlicher Bewegungseinschränkung

Spätkomplikationen (12 %)

- 6x Arthroskopie (6 %)
  - 3x intraartikuläre Bridenlösung
  - 3x laterales release

- 6x Arthrotomie (6 %)
  - 3x Instabilität (nach 4, 16, 20 Monaten)
  - 1x Bewegungseinschränkung (nach 18 Monaten)
  - 1x Lockerung mit erstmaliger Symptomatik nach Sturz (nach 36 Monaten)
  - 1x Infektion (nach 45 Monaten)

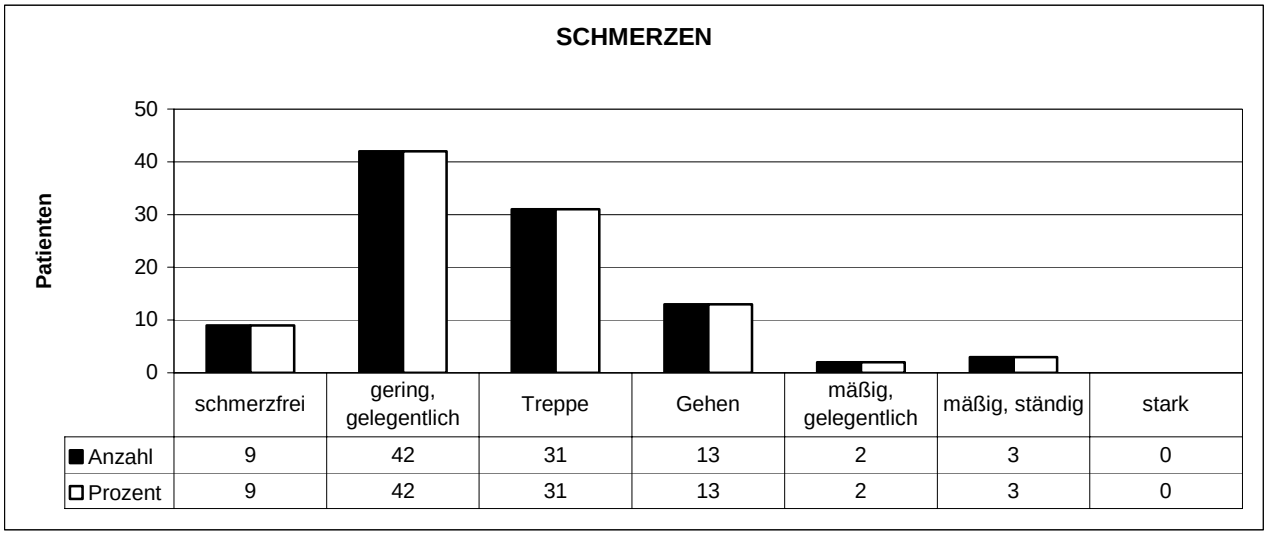
3.2. Klinische Nachuntersuchung

Alle aufgeführten Ergebnisse beziehen sich bei den Wechseloperationen (6% Revisionen als Spätkomplikation) auf Untersuchungen vor dem jeweiligen Eingriff. Alle Revisionen fanden in den Jahren 2000 und 2001 statt.

3.2.1. Knee Society Score nach Insall (KSS)

Schmerzen

Die nachuntersuchten Patienten erreichten im Mittel 40 ± 8 Punkte in Bezug auf die Schmerzangaben. Dabei wurden 51 endoprothetisch versorgte Kniegelenke (51 %) als „schmerzfrei" beziehungsweise nur „gering und gelegentlich schmerzhaft" empfunden.



	schmerzfrei	gering, gelegentlich	Treppe	Gehen	mäßig, gelegentlich	mäßig, ständig	stark
■ Anzahl	9	42	31	13	2	3	0
□ Prozent	9	42	31	13	2	3	0

Abbildung 17: Schmerzangaben bei 75 Patienten (100 Kniegelenk-Endoprothesen)

Bewegungsumfang

Im Rahmen der Objektivierung des Bewegungsumfanges wurden im Mittel 21 ± 3 Punkte, entsprechend 105º ± 15º, erreicht. Für 9 Patienten (9 %) konnte der maximale Wert von 25 Punkten (ein erforderliches Mindestbewegungsausmaß von 125º) vergeben werden. Die schlechtesten Ergebnisse lagen bei einmal 40º (8 Punkte), zweimal 80º (16 Punkte) sowie einer ungewollten „Arthrodese" in 5º Flexion (0 Punkte). Diese 4 Patienten entsprechen 4 % des Patientengutes. (Eine spätere Wechseloperation konnte das Bewegungsausmaß von einmal verzeichneten 40º auf 90º gesteigert werden.)

Nachfolgendes Diagramm stellt den Bewegungsumfang der 100 operierten Kniegelenk-Endoprothesen dar, indem 5° relatives Bewegungsausmaß dem Absolutwert von einem Punkt entsprechen. Eine Sortierung der Werte wurde vorgenommen.

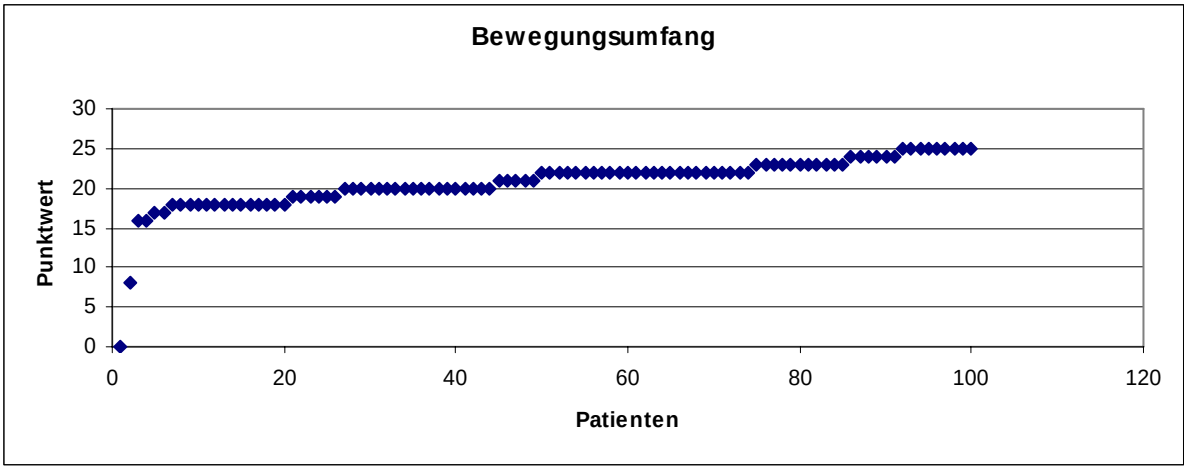


Abbildung 18: Bewegungsumfang im operierten Kniegelenk (in Punkten, 5º entsprechen einem Punkt, maximal 25 Punkte)

Stabilität

Für die anteroposteriore Stabilität wurden im Mittel 9,6 Punkte, für die mediolaterale Stabilität 12,8 Punkte erreicht. Die drei Patienten (vergleiche 3.1.4.), bei denen anschließend aufgrund der Instabilität ein Prothesenwechsel vorgenommen wurde, befanden sich mindestens einmal in der „5-Punkte-Gruppe".

	Anzahl der Prothesen	Prozent
Stabilität anteroposterior		
< 5 mm (10 Punkte)	91	91
5 - 10 mm (5 Punkte)	9	9
> 10 mm (0 Punkte)	0	0
Stabilität mediolateral		
< 5º (15 Punkte)	62	62
6º- 9º (10 Punkte)	32	32
10º-14º (5 Punkte)	6	6
> 15º (0 Punkte)	0	0

Tabelle 1: anteroposteriore und mediolaterale Stabilität

Bewegungseinschränkung

Eine vollständige Beugefähigkeit wurde im Rahmen der Nachuntersuchung mit 120º definiert. Betrachtet man das Maß der unvollständigen Beugefähigkeit, so zeigen die Patienten einen Mittelwert von 6,8 Punkten. Die Beurteilung des aktiven Streckdefizites hingegen beträgt im Mittel 0,6 Punkte. Bei 53 Endoprothesen (53 %) lag kein oder lediglich ein geringgradiges (< 10º) Beugedefizit und bei 90 Kniegelenken (90 %) eine volle Streckfähigkeit vor.

	Anzahl der Prothesen	Prozent
Flexionsdefizit		
< 5º (0 Punkte)	16	16
5º-10º (2 Punkte)	37	37
11º-15º (5 Punkte)	1	1
16º-20º (10 Punkte)	18	18
>20º (15 Punkte)	28	28
Streckdefizit (aktiv)		
0º (0 Punkte)	90	90
<10º (5 Punkte)	9	9
11º-20º (10 Punkte)	1	1
>20º (15 Punkte)	0	0

Tabelle 2: Flexions-defizit und Streckdefizit

Vergleichend dazu konnten wir nach Aktenlage ein deutliches Benefit in Bezug auf das Erreichen eines guten postoperativen Bewegungsausmaßes durch die 3wöchige Rehabilitation feststellen. Zeigte sich bei der Aufnahmeuntersuchung in der Rehabilitationseinrichtung bei 62 % eine Flexionsfähigkeit unter 90º, ein Streckdefizit von 5º-10º bei 40 % und ein Streckdefizit von 11º-20º bei 30 %, so verzeichneten wir nach einer intensiven Übungsbehandlung nur noch in 4 % eine Flexionsfähigkeit unter 90º, ein Streckdefizit von 5º-10º in 46 % und von 11º-20º in 4 % der Fälle.

Fehlstellung

Die Abweichung des tibiofemoralen Winkels (mechanische Achse) wurde im Einbeinstand gemessen und zwischen 5º und 10º valgus als physiologisch definiert. Eine Fehlstellung wurde in weniger als 25 % der Fälle gemessen, weshalb eine Mittelwertbestimmung statistisch < 1 ist. 77 Endoprothesen zeigten eine physiologische Stellung, 7-mal wies das Implatationsergebnis jedoch eine Fehlstellung von über 5º auf.

	Anzahl der Prothesen	Prozent
Valgus 5º-10º (0 Punkte)	77	77
Fehlstellung 1º (3 Punkte)	3	3
Fehlstellung 2º (6 Punkte)	11	11
Fehlstellung 3º (9 Punkte)	2	2
Fehlstellung 4º (12 Punkte)	0	0
Fehlstellung 5º (15 Punkte)	7	7

Tabelle 3: femorotibiale Ausrichtung im Einbeinstand (5-10 valgus physiologisch, Abweichung pro Grad 3 Punkte)

Summe des Scores „Schmerzen“

Insgesamt ergaben sich (Summe der Punkte Schmerzen, Bewegungsumfang und Stabilität abzüglich der Punkte für Bewegungseinschränkung und Fehlstellung) im Mittel 74 ± 16 von 100 möglichen Punkten. Die Werte lagen zwischen 4 und 100 Punkten, die meisten Patienten wiesen mehr als 60 Punkte auf.

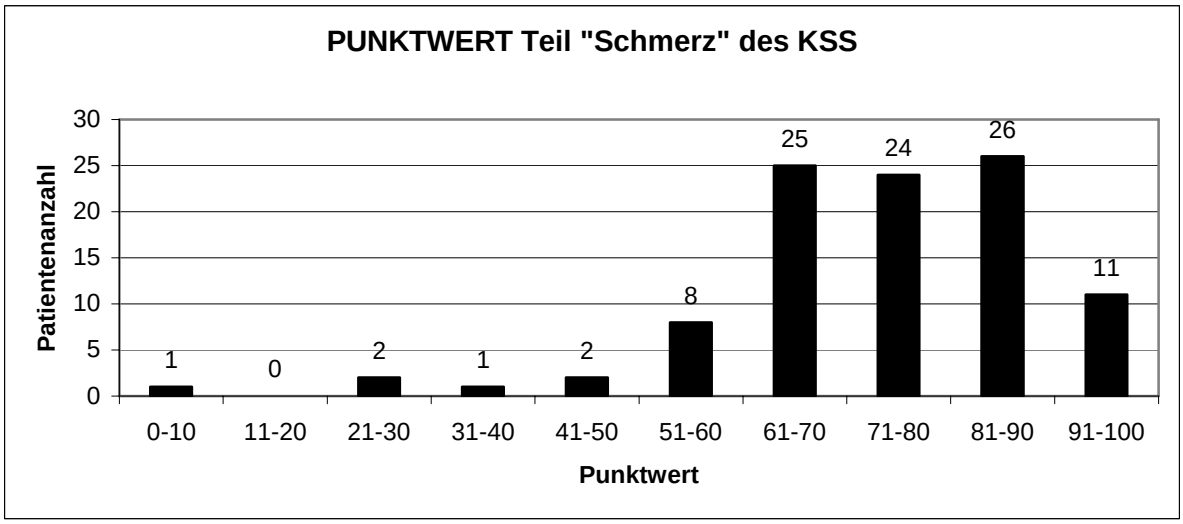


Abbildung 19: Punktwerte des Teiles „Schmerzen“ im Knee-Society-Score

Funktion

Gehleistung und Treppesteigen

Bei der Bewertung der Gehleistung wurden im Mittel 35 ± 9 Punkte erreicht. 8 Patienten mit 10 Prothesen verfügten über eine uneingeschränkte Gehleistung.

Im Vergleich dazu wurde beim Treppesteigen ein Punktwert von 38 ± 7 im Mittel erzielt. Hierbei war es 10 Patienten (14 Endoprothesen) möglich, beschwerdefrei mehrere Treppen auf- und abwärts zu gehen, ohne ein Geländer zu benutzen.

	Anzahl der Prothesen	Prozent
Gehleistung		
unbeschränkt (50 Punkte)	10	10
>2 km (40 Punkte)	48	48
1- 2 km (30 Punkte)	29	29
<1 km (20 Punkte)	12	12
Wohnung (10 Punkte)	1	1
unfähig (0 Punkte)	0	0
Treppesteigen		
beschwerdefrei (50 Punkte)	14	14
hinab schmerzhaft (40 Punkte)	52	52
auf- u. abwärts mit Geländer (30 Punkte)	33	33
abwärts unmöglich (10 Punkte)	1	1
unmöglich (0 Punkte)	0	0

Tabelle 4: Gehleistung und Treppensteigen

Gehilfen

Zum Zeitpunkt der persönlichen Nachuntersuchung benutzten 60 der 75 Patienten (80 %) keine Hilfsmittel zum Gehen. 9 Patienten (12 %) mit 12 implantierten Endoprothesen benutzten einen Stock, 2 (2,7 %) zwei Stöcke und 4 Patienten (5,3 %) waren mit Gehbänkchen oder Rollator mobil. Ausschließlich Rollstuhlmobilität bestand in keinem Fall.

Summe des Scores „Funktion“

Insgesamt errechnen sich (Summe der Punkte der Gehleistung und des Treppensteigens abzüglich der Punkte für Hilfsmittel zum Gehen) im Mittel 72 ± 16 Punkte von 100 möglichen Punkten. Die Werte lagen zwischen 30 und 100 Punkten. Die meisten Patienten erreichten über 70 Punkte.

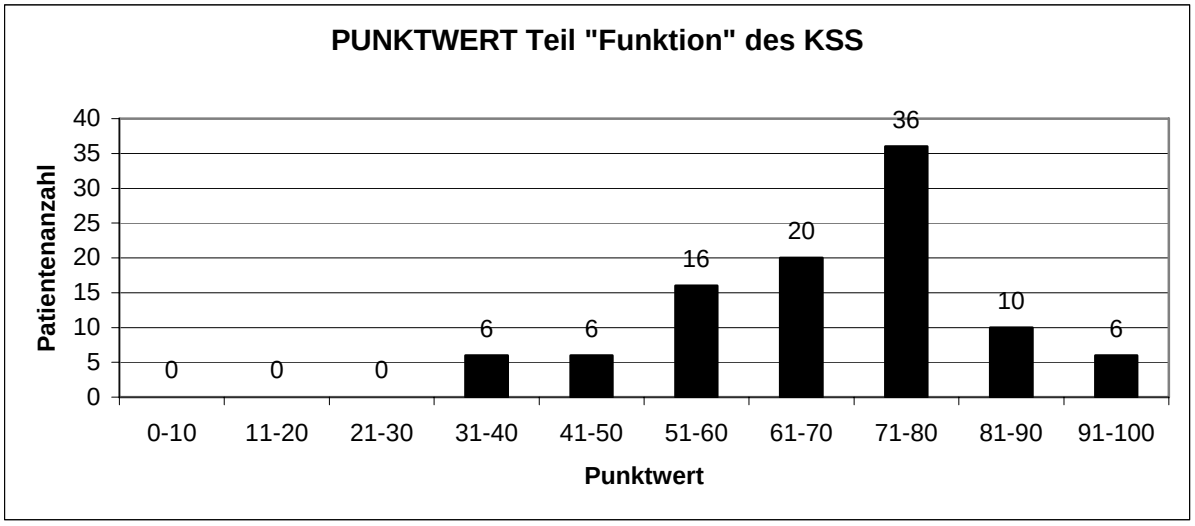


Abbildung 20: Punktwerte des Teiles „Funktion“ im Knee-Society-Score

Ingesamt ergab die subjektiv-objektive Beurteilung im Knee-Society-Score für den Teilscore „Schmerzen“ einen mittleren Punktwert von 74 und für den Teilscore „Funktion“ 72 Punkte. Dies entspricht einer geringen Schmerzempfindung bei gleichzeitig guter Funktion.

3.2.2. Western Ontario and McMasters Universities Osteoarthritis Index (WOMAC)

Womac-Score Teil Schmerzen

Bei Auswertung des ausschließlich subjektiven Fragebogens in Bezug auf die postoperativen Schmerzen ergibt sich ein Mittelwert von 4 (min. 0 max. 15) Punkten. Demnach bestehen nach erfolgter Endoprothesen-Implantation in 88% der Fälle keine oder nur geringfügige Schmerzen (0-6 Punkte bei 20 möglichen Punkten). Die Abweichung zu den Ergebnissen des KSS (siehe vorangegangene Auswertung) erklärt sich durch eine unterschiedliche Bewertung. Bezieht sich der KSS vorwiegend auf die Schmerzquantität bei Belastung, beinhaltet der WOMAC- Score zum Großteil auch die Beurteilung in Ruhe oder bei statischer Belastung.

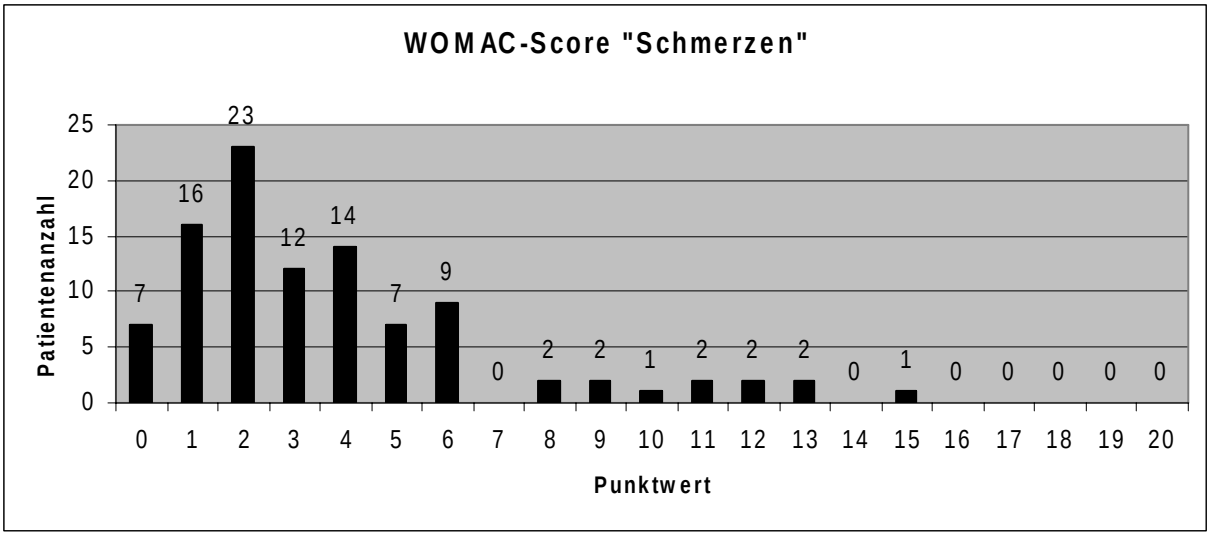


Abbildung 21: Punktwert des Teiles „Schmerz“ des WOMAC-Scores

WOMAC-Score Teil Steifigkeit

Innerhalb des Komplexes Steifigkeit wurde im Mittel ein Wert von 2 (0-6 von 8 möglichen Punkten) angegeben. Auch hier haben über zwei Drittel der mit einer Endoprothese versorgten Patienten nur minimale oder keine Beschwerden. Aufgefallen ist jedoch, dass sich unter den Patienten mit morgentlicher beziehungsweise Anlaufsteifigkeit nur die Hälfte der an Rheumatoidarthritis erkrankten Personen befindet.

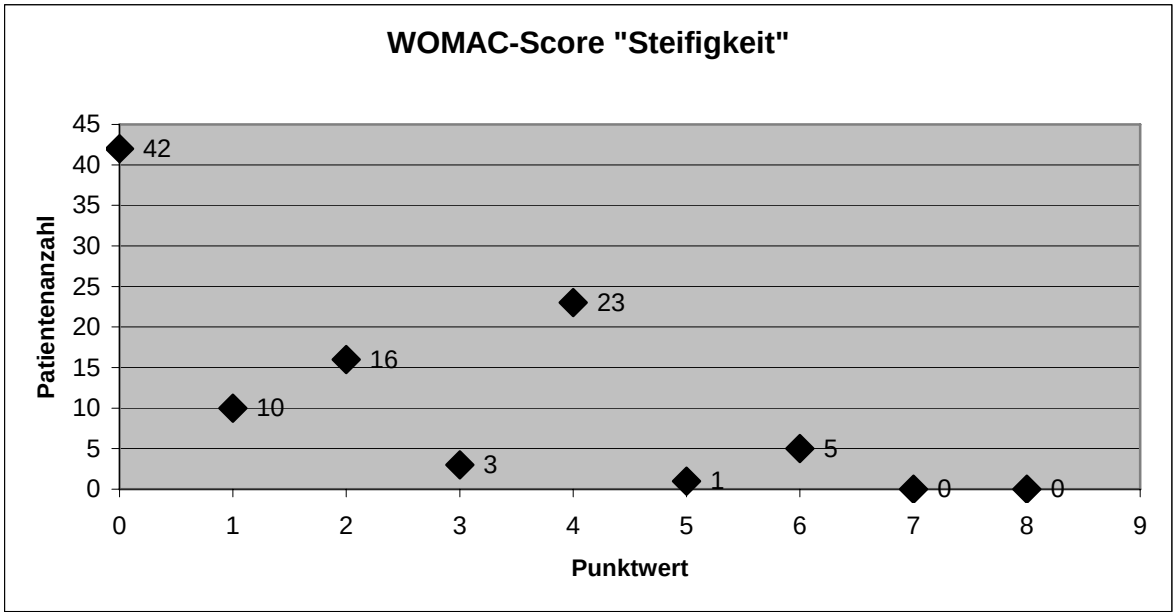


Abbildung 22: Punktwert des Teiles „Steifigkeit“ des WOMAC-Scores

WOMAC-Score Teil Funktion

In Zusammenhang mit der postoperativen Funktionalität im Alltag wurden im Mittel 13 (4-62 der 68 möglichen) Punkte vergeben. Dies entspricht dem Ergebnis des Teil-Scores Funktion des KSS.

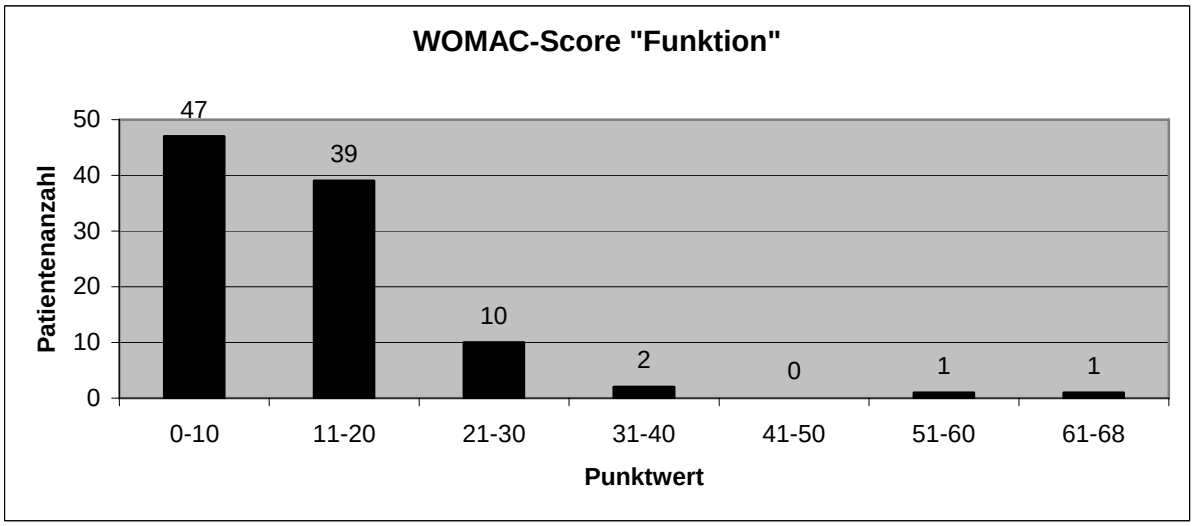


Abbildung 23: Punktwert des Teiles „Funktion“ des WOMAC-Scores

Bei Auswertung einzelner Fragen ergibt sich für die verschiedenen Gruppen folgende Darstellung in Bezug auf die Aktivitäten des täglichen Lebens:

	Primäre Gonarthrose	Sekundäre Gonarthrose		
		Tibiakopf-korrekturosteotomie	Posttraumatische Gonarthrose	Rheumatoidarthritis
Treppe hinaufsteigen	26 %	25 %	14 %	38 %
Treppe hinabsteigen	23 %	38 %	43 %	38 %
Badewanne ein- und aussteigen	67 %	88 %	43 %	75 %
Auto ein- und aussteigen	35 %	38 %	14 %	38 %
Hausarbeit	21 %	20 %	14 %	20 %
häufige Gelenkschwellung	28 %	75 %	28 %	50 %

Tabelle 5: Vergleich der Aktivitäten des täglichen Lebens bei verschiedenen Diagnosen

WOMAC-Score gesamt

Durch die Patienten wurden insgesamt im Mittel 19 Punkte vergeben. Dabei erfassten wir minimal 5 und maximal 79 Punkte. Bei Betrachtung aller Fragebögen ist festzustellen, dass mehr als zwei Drittel der Befragten (69-mal) eine Bewertung bis zu 20 Punkte durchführten. Auch dies bestätigt die anfänglich aufgeführte hohe Zufriedenheit der Operierten.

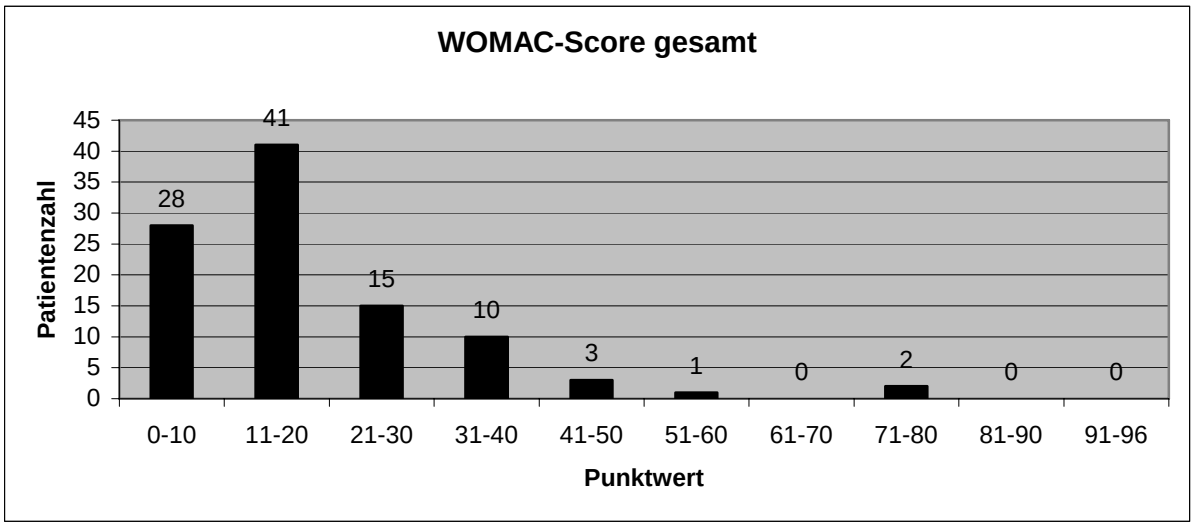


Abbildung 24: Gesamtpunktwert des WOMAC-Scores

Mit im Mittel 19 erreichten Punkten in Bezug auf den WOMAC-Gesamt-Score weisen die nachuntersuchten Patienten ein gutes postoperatives Ergebnis auf.

3.2.3. Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS)

Der ebenfalls rein subjektive Fragebogen verdeutlicht zusätzlich zum WOMAC-Score das Ausmaß des Krankheitsbewusstseins, der nötigen Änderung der Lebensgewohnheiten oder der Belastbarkeit des operierten Kniegelenkes. Kniespezifische Funktionen finden Berücksichtigung. Dabei wurden das Schmerzempfinden, die Symptomatik, die Aktivitäten des täglichen Lebens, die Lebensqualität sowie die Funktion und Sportfähigkeit der *vergangenen Woche* in Bezug auf das operierte Kniegelenk erfragt.
In der folgenden Tabelle werden die Untersuchungsergebnisse der einzelnen Teilabschnitte aufgelistet.

KOOS	Schmerzen	Symptomatik	Aktivität des täglichen Lebens	Sport	Lebensqualität	gesamt
Mittelwert	83	87	81	32	76	76
Standardfehler	14	11	14	18	18	12
Minimum	33	46	9	5	13	23
Maximum	100	100	94	90	100	94

Tabelle 6: Ergebnisse KOOS

KOOS – Teil Schmerzen

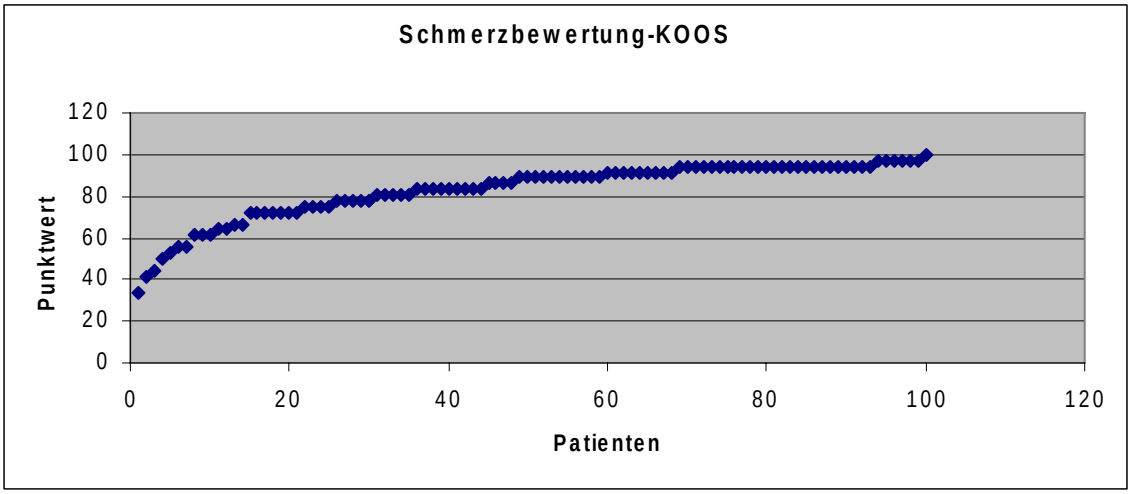


Abbildung 25: Schmerzbewertung nach KOOS; Punktwerte sortiert

Der Mittelwert beträgt 83 Punkte. Dabei werden für 70 % der implantierten Prothesen ein Punktwert von > 80 vergeben. Ursächlich für die erneut im Vergleich zum WOMAC-Score (88 %) und KSS (51 %) differierenden Ergebnisse sind sowohl die erneute Beurteilung auch am nicht belasteten operierten Kniegelenk als auch der zeitnahe Bezug und die damit verbundene Konkretisierung.

KOOS – Teil Kniesymptomatik

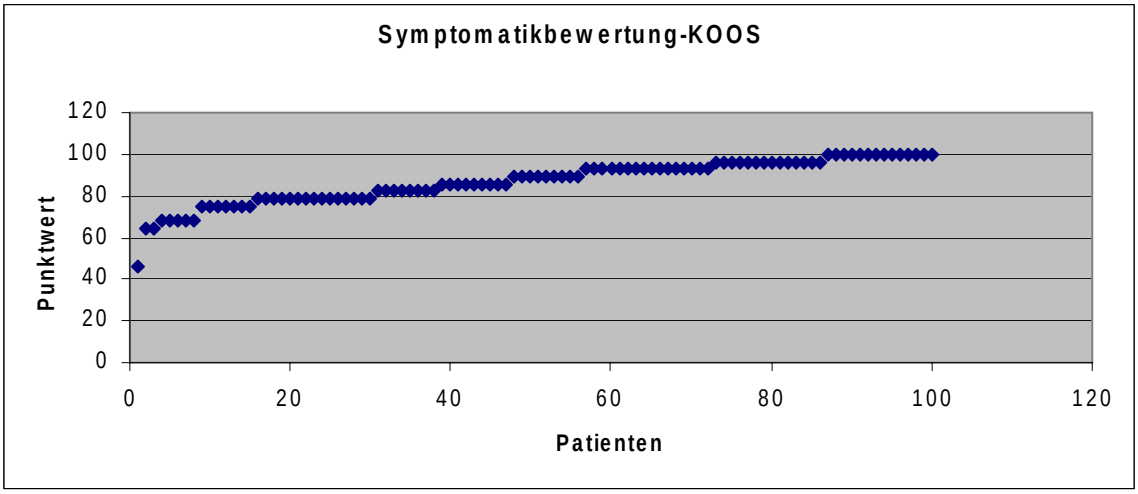


Abbildung 26: Symptomatikbewertung nach KOOS; Punktwert sortiert

Innerhalb der Kategorie Kniesymptomatik konnte im Mittel ein Punktwert von 87 erreicht werden. 71 % der implantierten Knietotalendoprothesen weisen einen Punktwert von > 80 auf.

KOOS – Teil Aktivität des täglichen Lebens

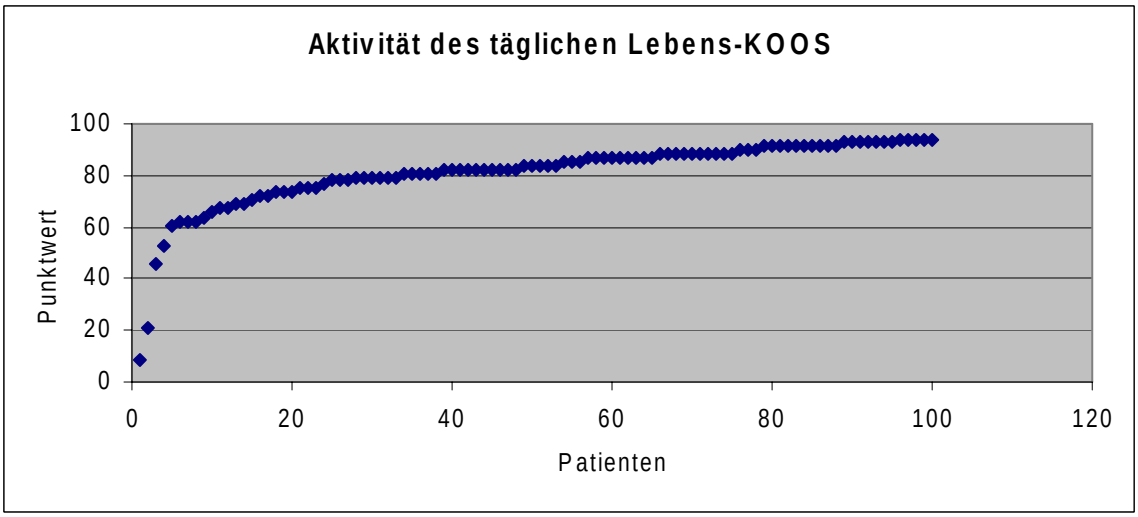


Abbildung 27: Bewertung der Aktivitäten des täglichen Lebens; Punktwerte sortiert

Bei der Beurteilung der körperlichen Leistungsfähigkeit, bezogen auf Aktivitäten des täglichen Lebens, wird im Mittel ein Wert von 81 erzielt. Im Vergleich zur Bewertung „Funktion“ des KSS äußern sich die Patienten zufriedener. Jedoch bleibt auch in diesem Fall zu berücksichtigen, dass der KSS vorwiegend die Funktion bei Belastung, der KOOS jedoch auch Aktivitäten ohne Belastung und Bewegungsabläufe beinhaltet.

KOOS – Teil Funktion und Sport

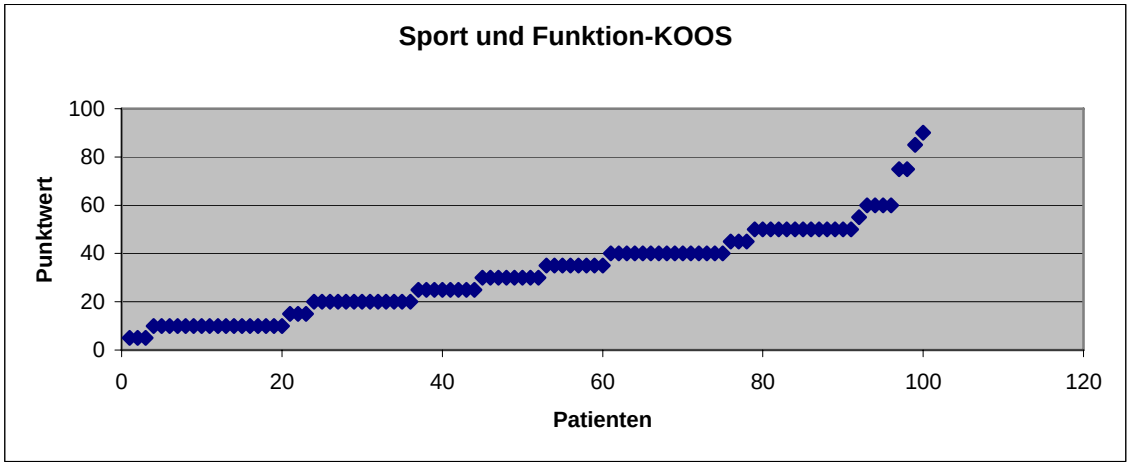


Abbildung 28: Bewertung der Funktion und Sportfähigkeit; Punktwerte sortiert

In Bezug auf die Sportfähigkeit und Funktionalität werden im Mittel lediglich 32 Punkte vergeben. Der Grund dafür ist in der Fragenauswahl zu sehen. So wird nach der Fähigkeit zu hocken, rennen, hüpfen, drehen auf dem Knie und sich hinzuknien gefragt, somit Bewegungen, die von den meisten Patienten mit Knieendoprothesen primär gemieden werden.

KOOS – Teil Lebensqualität

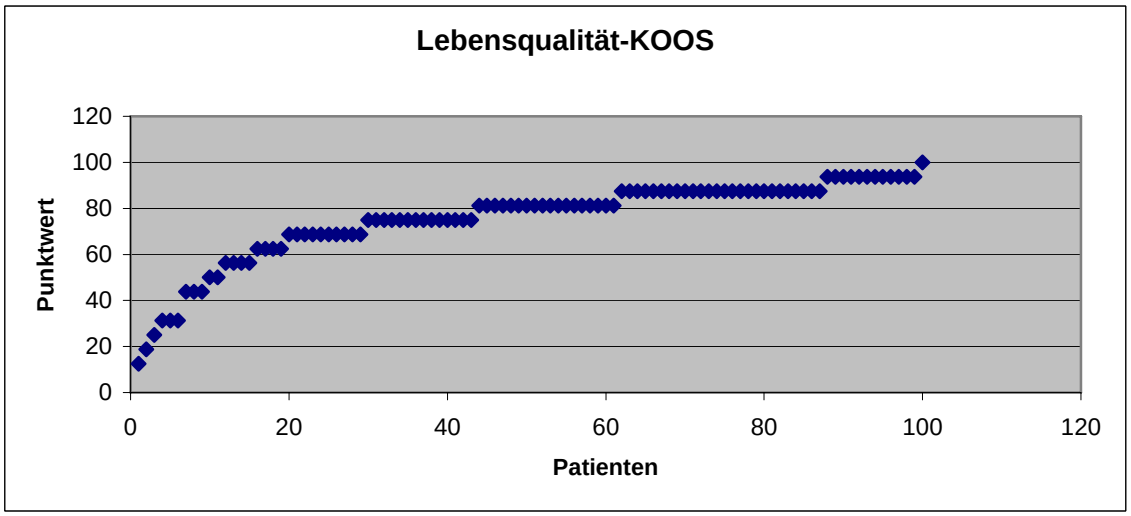


Abbildung 29: Bewertung der Lebensqualität; Punktwerte sortiert

Bei Betrachtung der Lebensqualität wird im Mittel ein Punktwert von 76 angegeben. Insgesamt ergeben sich in mehr als der Hälfte der implantierten Endoprothesen 80 Punkte.

KOOS – gesamt

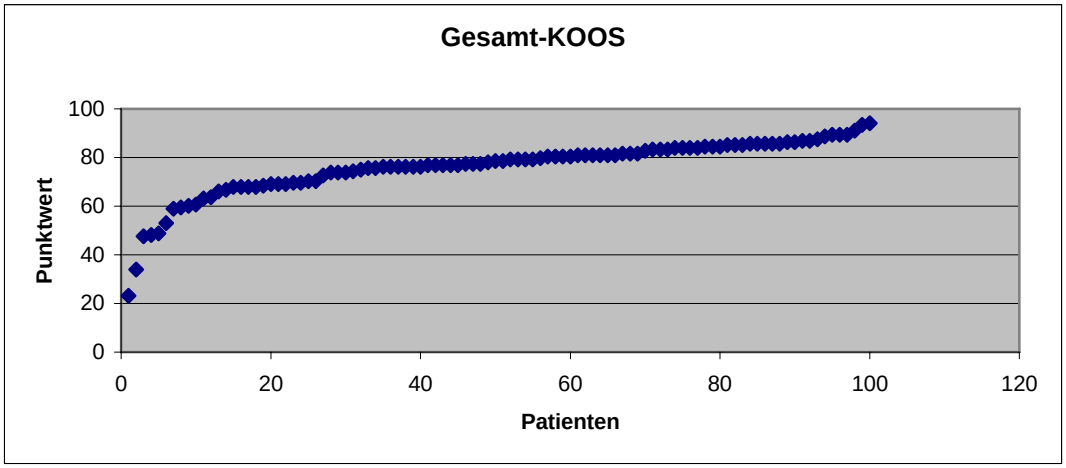


Abbildung 30: Gesamtpunktwert des KOOS; Punktwerte sortiert

Für den gesamten KOOS wird ein Mittelwert von 76 errechnet und somit ein gutes subjektives Ergebnis erzielt. Auffällig ist die im Verhältnis schlechte Beurteilung der Sportfähigkeit im Vergleich zu anderen Parametern.

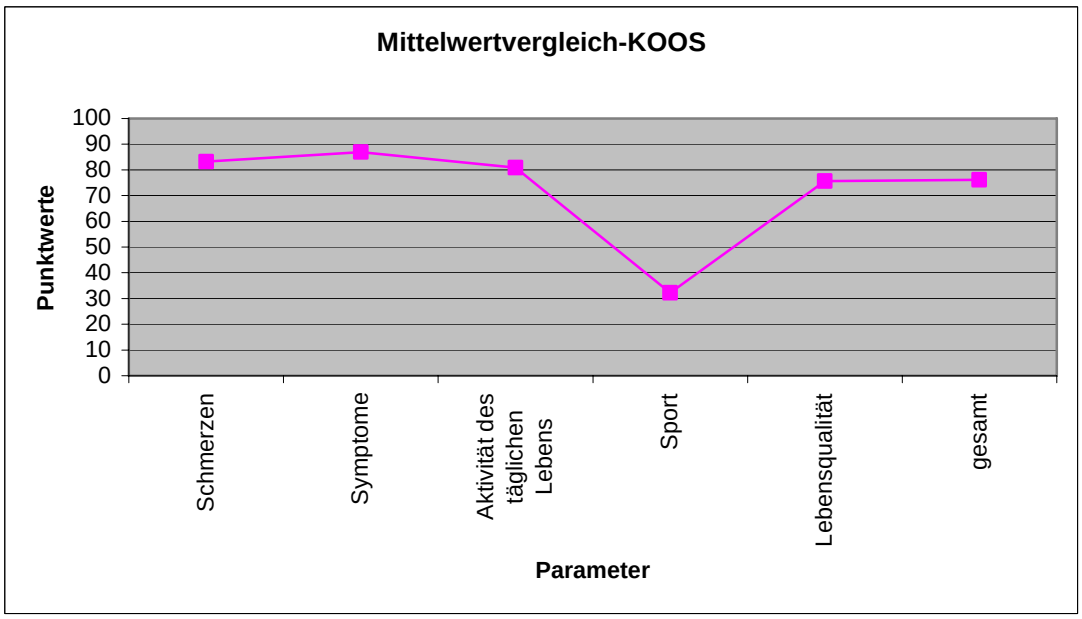


Abbildung 31: Vergleich der Mittelwerte des KOOS

3.2.4. Short Form-36 Health Survey Scoring Demonstration (SF-36)

In der nachfolgenden Tabelle sind die Werte für die SF-36 Skalen dargestellt. Die Berechnung der Skalen-Endwerte des SF-36 erfolgte anhand der im Handbuch vorgeschriebenen Syntax. Die Abkürzungen entsprechen denen, welche bereits unter 2.3.2. erläutert wurden.

SF-36	KöFu	KöRO	Sz	Ages	Vita	Sofu	EmRo	Psyc	Gesundheit jetzt	Gesundheit präoperativ
Mittelwert	69	74	81	57	76	93	86	87	3,2	3,1
Standardfehler	18	18	16	13	11	11	14	10	1	1
Minimum	15	6	25	20	44	50	25	45	2	2
Maximum	95	100	100	80	100	100	100	100	5	5

Tabelle 7: Ergebnisse der 8 Dimensionen des SF-36

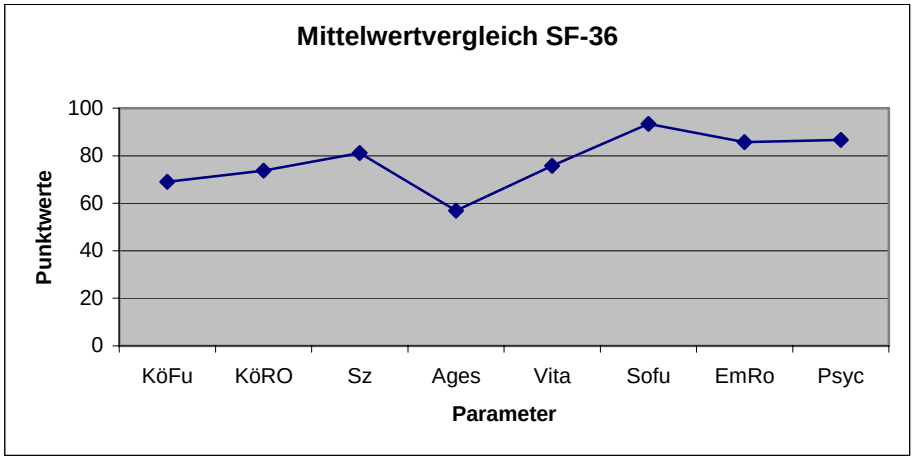


Abbildung 32: Vergleich der Punktwerte des SF-36 im Mittelwert

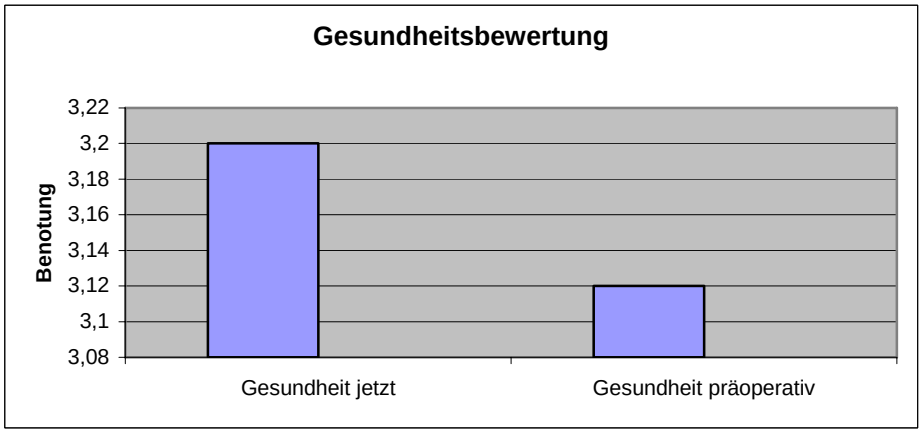
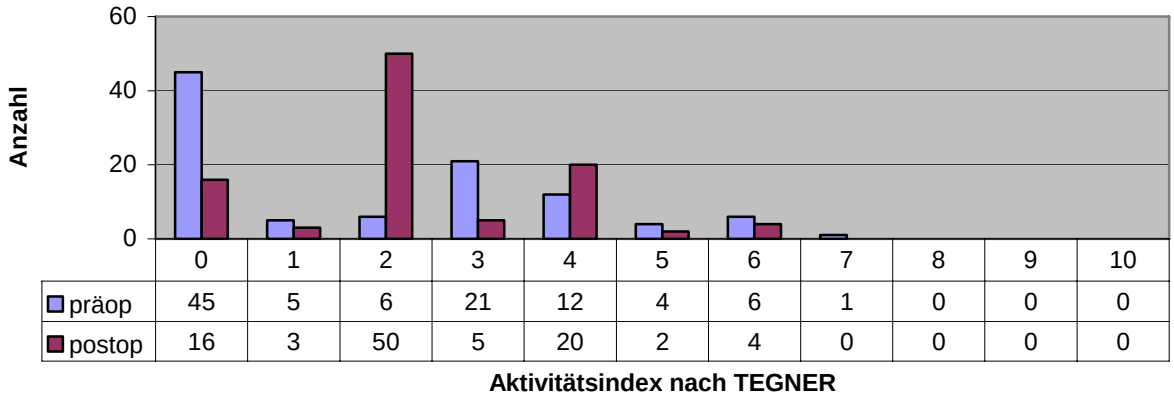


Abbildung 33: derzeitiger prä- und postoperativer Gesundheitszustand im Mittel nach subjektiver Benotung durch die Patienten

Sichtbar wird, dass im Rahmen des SF-36 der „allgemeine Gesundheitszustand-Ages" subjektiv am schlechtesten von allen 8 Dimensionen der Gesundheit bewertet wird. Dabei bestehen auch nur kleine Unterschiede in der Beurteilung des prä- bzw. postoperativen Gesundheitszustandes.

3.2.5. TEGNER – Aktivitätsindex

Folgende Abbildung zeigt die graphische Darstellung und die dazugehörigen absoluten Patientenzahlen:



	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
präop	45	5	6	21	12	4	6	1	0	0	0
postop	16	3	50	5	20	2	4	0	0	0	0

Abbildung 34: Aktivitätsänderung präoperativ/postoperativ anhand des TEGNER-Index

Die Einteilung des Aktivitätsgrades wurde durch die 75 nachuntersuchten Patienten mit 100 implantierten Knietotalendoprothesen selbst vorgenommen. Die Gruppeneinteilung präoperativ erfolgte retrospektiv ebenfalls durch die Patienten selbst. Für die präoperative Situation wird ein Mittelwert von 1,9 (*Spazierengehen auf unebener Strecke möglich*) ermittelt. Zum Nachuntersuchungszeitpunkt errechnet sich ein etwas höherer Mittelwert von 2,3.

Aus den Absolutwerten (siehe Tabelle Abbildung 34) ist jedoch ersichtlich, dass sich die große Gruppe der Inaktiven (*Gruppe 0: keine sportlichen Aktivitäten möglich*) von 45 auf 16 reduziert. Diese Patienten können ihr Aktivitätsniveau in Richtung Gruppe 2 (*Spazierengehen auf unebener Strecke möglich* - präoperativ 6 zu postoperativ 50) verschieben. Ein weiteres größeres Patientenkollektiv bildet sich um den Aktivitätsgrad 4 *(Freizeitsport: Radfahren, Skilanglauf, Joggen 2x wöchentlich).* In dieser Gruppe befinden sich vorwiegend jene Patienten, die vor der Endoprothesen-Implantation ein hohes sportliches Niveau hatten und nun auch aufgrund des künstlichen Gelenkes etwas vorsichtiger ihre Freizeit gestalten.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass in den meisten Fällen eine Aktivitätssteigerung oder eine Aktivitätserhaltung auf einem mittleren Niveau bei den Patienten dieser Stichprobe erreicht werden konnte.

3.3. Auswertung der radiologischen Diagnostik

3.3.1. Stellung von Femur und Tibia

Der Femurteilwinkel α, gebildet aus der Tangente der Kondylen und der Femurlängsachse, wies im Mittel 95° ± 5° auf. Der Tibiateilwinkel β, gebildet aus der Position des Tibiaendoprothesenteiles und der Tibialängsachse, lag bei 92° ± 4°. Ein Femurbeugewinkel γ von 3,6° ± 1,5° wurde ermittelt, der Tibiawinkel δ betrug im Mittel 86° ± 4°.

Der tibiofemorale Winkel als mechanische Achse wurde radiologisch nur bei 36 Patienten mit 40 Endoprothesen bestimmt, da sehr viele Patienten sich in engmaschiger orthopädischer Betreuung befanden und aktuelle Röntgenbilder mitbrachten. Eine zusätzliche unipedale Röntgenaufnahme wurde dann häufig abgelehnt, so dass nur bei 40 % des nachuntersuchten Patientengutes diese radiologische Ganzbeinaufnahme vorliegt. Eine statistische Aussage ist somit nur eingeschränkt möglich und die Ergebnisse werden in der folgenden Tabelle *kursiv* dargestellt. Die prozentualen Angaben beziehen sich auf das Kollektiv n=40.
Als mechanische Achse wurde bei einem Patient (2,5 %) über 15 ° valgus gemessen, bei 2 Patienten (5 %) 10° bis 15° valgus, bei 16 Patienten (40 %) zwischen 5° bis 9° valgus, bei 16 Patienten (40 %) zwischen 0° bis 4° valgus und bei 5 Patienten (12,5 %) zwischen 1° bis 5° varus.

Die klinische mechanische Achse wurde im Rahmen des Knie Society Score (KSS – siehe 3.2.1.) bereits erfasst.

	Mittelwert	Standardfehler	Minimum	Maximum
Femurteilwinkel α (°)	95,2	4,8	90,0	106,0
Tibiateilwinkel β (°)	91,8	4,2	82,0	98,0
Femurbeugewinkel γ (°)	3,6	1,5	0,5	9,0
Tibiawinkel δ (°)	85,7	3,9	78,0	94,0
Mechanische Achse (°)	*4,6*	*4,6*	*-5*	*17*

Tabelle 8: Winkelgrade zwischen Prothesenanteil und Knochen der nachuntersuchten Patienten, *(Mechanische Achse:: negative Angaben entsprechen einer Varus-Stellung)*

Radiologisch wiesen alle Endoprothesenimplantate zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung einen guten achsgerechten Sitz auf. Abweichend davon wurden in Bezug auf die klinische mechanische Achse (Einbeinstand) 16 mal 1 °-3 ° und 7 mal ≥ 5 ° Fehlstellung (Abweichung von 5 °-10 ° valgus als physiologische Achse) objektiviert.

3.3.2. Aufhellungssäume

Bei den Femurkomponenten, die allesamt unzementiert implantiert worden waren, konnte in 3 Fällen eine Aufhellungslinie nachgewiesen werden. Dies betraf einmal die Zone 4, einmal die Zonen 3 und 4 und einmal die Zonen 3 und 5. In keinem Fall war sie breiter als 1 mm bzw. von größerer Ausdehnung als 25 % der Verankerungsfläche (vergleiche 2.3.2. Analyse der Röntgenbilder).

Von den Tibiakomponenten wurden 11 zementlos (jeweils 4 Spongiosaschrauben) und 89 zementiert implantiert. Eine der zementfrei verankerten Tibiakomponenten weist einen Lysesaum von schmaler als 2 mm in der Zone 6 bei gleichzeitigem Randsaum im Bereich der Spongiosaschrauben auf.
Am zementierten Tibiateil wurden im anteroposterioren Strahlengang 8-mal (89,9 % der zementierten) kleine Zementdefekte festgestellt. 6-mal bestand der Defekt in den Zonen 1-2 (also medialseitig), 2-mal in den Zonen 3-4 (lateralseitig). Die Defekte waren kleiner als 2 mm und die Ausdehnung unter 50 % der Verankerungsfläche.
Im mediolateralen Strahlengang zeigten 4 Endoprothesen kleine Lysesäume. In allen Fällen betraf es die Zone 2 mit jeweils 1 mm Spaltbildung und einer Ausdehnung unter 25 % des Verankerungsanteils.

Somit lässt sich in 16 % der Fälle eine Aufhellungslinie nachweisen. Jedoch betreffen alle Defekte jeweils verschiedene Endoprothesen, so dass in keinem Fall der Verdacht auf eine aseptische Lockerung zum Untersuchungszeitpunkt bestand.

3.4. Zusammenhang einzelner Untersuchungsparameter zum Zeitpunkt der Erhebung

3.4.1. Subjektive Beurteilung

Eine Einteilung in drei Gruppen wurde vorgenommen. Ausgehend von der subjektiven Zufriedenheitsbeurteilung nach den Schulnoten entspricht Gruppe 1 der Schulnote 1 und die Gruppe 2 der Schulnote 2. Aufgrund der Kleinheit der Stichproben fassten wir unter Gruppe 3 die Schulnoten 3-5 zusammen. Somit ergaben sich mit 34, 46 und 20 vergleichbare Prothesenzahlen. Geprüft wurde gegen alle erfassten Parameter (vergleiche Anhang: Tabelle 9).

Eine Signifikanzprüfung mittels Varianzanalyse wurde durchgeführt, wobei eine Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha = 0{,}05$ (5 %) festgelegt wurde. Hieraus lassen sich aufgrund der Stichproben folgende Unterschiede ableiten:

Parameter	p-Wert	Gr.1 gegenüber Gr.2 „sehr gut“ – „gut“	Gr.1 gegenüber Gr.3 „sehr gut“–„schlecht“	Gr.2 gegenüber Gr.3 „gut“ – „schlecht“
Beugung	0,0347		*	
Aktivitätsgrad n. TEGNER	0,0000		*	*
WOMAC-Score Schmerz	0,0000	*	*	*
WOMAC-Score Steifigkeit	0,0008	*	*	
WOMAC-Score Funktion	0,0000	*	*	*
WOMAC-Score gesamt	0,0000	*	*	*
KSS Schmerz	0,0000	*	*	*
KSS Bewegungsausmaß	0,0009		*	*
KSS Beugekontraktur	0,0215		*	
KSS Streckdefizit	0,0157		*	
KSS Teil 1	0,0000		*	*
KSS Gehen	0,0000	*	*	*
KSS Treppesteigen	0,0000	*	*	
KSS Teil 2 (gesamt)	0,0000	*	*	*
KOOS Schmerz	0,0000	*	*	*
KOOS Symptome	0,0000		*	*
KOOS Aktivität tägl. Lebens	0,0000	*	*	*
KOOS Funktion beim Sport	0,0014		*	
KOOS Lebensqualität	0,0000	*	*	*
KOOS Gesamt	0,0000	*	*	*
SF-36 körperl. Funktionsfähigk.	0,0000	*	*	*
SF-36 körperl. Beeinträchtigung	0,0000		*	*
SF-36 Schmerzen	0,0000	*	*	*
SF-36 allgem. Gesundheit	0,0208		*	
SF-36 soziale Funktionsbeeinträ.	0,0041		*	
SF-36 seelische Funktionsstörg.	0,0027		*	
SF-36 Gesundheitsbewert. jetzt	0,0023	*	*	

Tabelle 10: Darstellung der Gruppensignifikanzen in Bezug auf die Zufriedenheit

Unter Berücksichtigung dieser Ergebnisse lassen sich folgende Aussagen für die untersuchte Stichprobe treffen:

- Die zufriedeneren Patienten sind diejenigen, welche eine **Beugefähigkeit von wenigstens 100º** besitzen. Hierbei unterscheiden sich statistisch signifikant Gruppe 1 (108º) und 3 (99,5º). Ursächlich hierfür ist, dass, wie bereits unter 1.5.2. beschrieben, im Alltag für viele Aktivitäten ein gewisser Umfang der Kniegelenksflexion notwendig ist. Ein geringes Streckdefizit ist durch die Patienten eher zu tolerieren.
- Eine nachweislich geringere **Aktivität** besitzen die unzufriedenen Patienten der Gruppe 3 sowohl gegenüber der Gruppe 1 als auch gegenüber der Gruppe 2. Die Patienten, welche die Note „sehr gut“ oder „gut“ vergaben, zeigen ein ähnliches Aktivitätsniveau.
- Ein signifikanter Unterschied zwischen allen Gruppen, ausgehend von der Zufriedenheit, spiegelt sich in der Teil- und Gesamtbewertung des rein subjektiven **WOMAC-Scores**

wider. Nur in der Bewertung der Steifigkeit lässt sich zwischen Gruppe 2 und 3 kein statistischer Unterschied feststellen. Dies bestätigt, dass **geringgradige Schmerzen und Steifigkeit des Gelenkes bei gleichzeitig guter Funktion im Alltag erheblichen Einfluss auf die subjektive Zufriedenheit** der Patienten haben.

- Bei Prüfung des subjektiv-objektiven **KSS** unter statistischen Gesichtspunkten fällt auf, dass erneut die Zufriedenheit vom Bewegungsausmaß abhängig ist, jedoch **Stabilitätsverluste anteroposterior beziehungsweise mediolateral und Achsabweichungen in dieser Stichprobe die Zufriedenheit nicht beeinflussen**. Bestätigung findet die Aussage, dass eine gute Funktion bei geringeren Schmerzen die Zufriedenheit steigert.
- Auch verdeutlicht der subjektive **KOOS** eine höhere Zufriedenheit bei geringen Beschwerden und guter Funktion, höherer Aktivität und hoher Lebensqualität innerhalb der zurückliegenden Woche vor Befragung. Die **sportliche Funktionsfähigkeit hat, wahrscheinlich aufgrund nicht täglichen Bewusstwerdens, nur bei großen Differenzen Einfluss auf die Zufriedenheit**. Beachtet werden muss, dass die Beurteilung der Gesamtzufriedenheit zu einem großen Teil von der Zufriedenheit während der letzten Woche abhängt.
- Vergleicht man die Zufriedenheit der Patienten mit der Bewertung der allgemeinen Gesundheit im **SF-36**, bestätigt sich erneut, dass bei geringer körperlicher Beeinträchtigung und Schmerzsymptomatik insgesamt eine größere Zufriedenheit besteht. Von Gruppe 1 auf Gruppe 3 ist diese auch von sozialen und seelischen Faktoren abhängig. **Keinen Einfluss hat die subjektiv empfundene Vitalität und körperliche Fitness auf die Zufriedenheit der nachuntersuchten Patienten**. In Bezug auf die Gesundheitsbewertung „jetzt“ und „vor der Operation“ bestehen nur statistische Signifikanzen der Gruppe 1 gegenüber den Gruppen 2 und 3 für die derzeitig bestehende Gesundheit. Vergleicht man jedoch die Mittelwerte innerhalb der Gruppen miteinander, lässt sich eine bessere Gesundheitsbewertung der Gruppen 2 und 3 feststellen. Eine leichte Gesundheitsverschlechterung (2,9 auf 3,2) besteht bei der Gruppe der sehr zufriedenen Patienten. **Somit hat eine allgemeine Gesundheitsänderung offensichtlich keinen Einfluss auf die subjektive Zufriedenheit der Patienten**.
- Das **Alter der Patienten zum Implantationszeitpunkt** ist in allen Gruppen annähernd gleich und **hat keinen Einfluss auf die Zufriedenheit**.
- Eine tendenzielle Zunahme des **Body-Maß-Index** von Gruppe 1 nach Gruppe 3 der Stichprobe **ist statistisch nicht beweißend für eine geringere Zufriedenheit der adipösen Patienten.**

Zur Konkretisierung dieser Aussagen wurde der Spearman`sche Korrelationskoeffizient verschiedener Kriterien (*Body-Mass-Index, Schmerzen, Gehleistung, Stabilität ap., Stabilität ml., Gesundheitsbewertung jetzt*) gegenüber der Zufriedenheit ermittelt und bei statistischer Signifikanz (grau unterlegt) in Kreuztabellen gegenübergestellt.

- - - S P E A R M A N C O R R E L A T I O N C O E F F I C I E N T S - - - - -

	BMI	Schmerzen	Gehleistung	Stabilität ap	Stab. ml	Gesundheit
Zufriedenheit	,1895	-,5393	-,5203	-,0130	-,1951	,3337
Signifikanz	,059	,000	,000	,898	,052	,001

Schmerzen (Kreuztabelle)

Punkte Total		10	20	30	40	45	50	Rate Total
Zufriedenheit	1			3	5	19	7	34
				3,0	5,0	19,0	7,0	34,0
	2			4	18	22	2	46
				4,0	18,0	22,0	2,0	46,0
	3	1		3	5			9
		1,0		3,0	5,0			9,0
	4	1	2	3	3	1		10
		1,0	2,0	3,0	3,0	1,0		10,0
	5	1						1
		1,0						1,0
	Anzahl	3	2	13	31	42	9	100
	Total	3,0	2,0	13,0	31,0	42,0	9,0	100,0

► Für 51% der Endoprothesen werden keine oder geringe Schmerzen angegeben (45 und 50 Punkte - vergleiche 2.3.2.). 50 davon (98 %) werden bei der Frage nach der Zufriedenheit mit „gut“ beziehungsweise „sehr gut“ bewertet.

Gehleistung (Kreuztabelle)

Punkte Total		10	20	30	40	50	Rate Total
Zufriedenheit	1			7	18	9	34
				7,0	18,0	9,0	34,0
	2		5	14	26	1	46
			5,0	14,0	26,0	1,0	46,0
	3		2	5	2		9
			2,0	5,0	2,0		9,0
	4		5	3	2		10
			5,0	3,0	2,0		10,0
	5	1					1
		1,0					1,0
	Anzahl	1	12	29	48	10	100
	Total	1,0	12,0	29,0	48,0	10,0	100,0

► 93% der Prothesen mit einer unbeschränkten oder über 2 km möglichen Gehleistung (40 und 50 Punkte - vergleiche 2.3.2.) werden mit „gut“ oder „sehr gut“ bewertet. Alle 10 Endoprothesen (100%), für die keine Gehsteckenlimitierungen (50 Punkte) bestehen, erhielten die Note „1“ oder „2“ (9-mal davon Note „1“).

		Gesundheitsbewertung jetzt (Kreuztabelle)				
	Punkte Total	2	3	4	5	Rate Total
Zufrieden-heit	1	13 13,0	13 13,0	8 8,0		34 34,0
	2	3 3,0	25 25,0	17 17,0	1 1,0	46 46,0
	3	2 2,0	4 4,0	3 3,0		9 9,0
	4		3 3,0	7 7,0		10 10,0
	5			1 1,0		1 1,0
	Anzahl Total	18 18,0	45 45,0	36 36,0	1 1,0	100 100,0

► 54 der 63 Endoprothesenträger (86%), welche ihre Gesundheit mit „mäßig“ bis „gut“ (Noten 3 und 2) einschätzten, bewerteten das Ergebnis der Endoprothesenimplantation mit „gut“ oder „sehr gut“ (1 oder 2).

3.4.2. Schmerz und Funktion

Ebenfalls wurde eine Korrelationsberechnung anhand der Mittelwerte für die Parameter *Schmerz, Bewegungsausmaß, Stabilität ap.* und *ml.* vorgenommen. Folgende Wertetabelle zeigt die ermittelten Spearman`schen Korrelationskoeffizienten (Signifikanz grau unterlegt):

	Schmerzen	Bewegungsausmaß	Stabilität ap.	Stabilität ml
Schmerzen				
Bewegungsausmaß	,2740**			
Stabilität ap.	,1279	-,0514		
Stabilität ml.	,1431	,0142	,1791	

* - Signif. LE ,05 ** - Signif. LE ,01 (Signifikanzniveau)

Daraus lassen sich folgende Schlussfolgerungen ziehen:

- Die subjektive Beurteilung der Schmerzen durch den Patienten zeigte mit den Punktwerten innerhalb des Schmerzscores des Knee-Society-Scores einen direkten signifikanten Zusammenhang. Je höher die erreichten Punkte in Bezug auf die Schmerzen (keine Schmerzen: Maximalpunktzahl von 50 Punkten), desto größer ist das Bewegungsausmaß (max. 25 Punkte möglich). **Somit weisen Patienten mit geringeren Schmerzen ein besseres Bewegungsausmaß auf.**
- Betrachtet man die Stabilität, so zeigt sich hier, dass ebenfalls eine höhere Punktzahl für „Schmerzen" erreicht wird, wenn höhere Punktzahlen für die mediolaterale und die anteroposteriore Stabilität zu verzeichnen sind. (vergleiche auch 2.3.2.) Es besteht jedoch nur ein schwacher, statistisch nicht signifikanter Zusammenhang. **Somit ist die subjektive Schmerzbeurteilung von der objektiv geprüften Stabilität nicht abhängig.**
- Ein statistisch signifikanter **Zusammenhang zwischen Bewegungsausmaß und Stabilität ist nicht nachweisbar**.

Eine weitere Prüfung auf Abhängigkeiten wurde für die Größen *Bewegungsausmaß, Aktivitätsgrad nach TEGNER, WOMAC-Score Schmerz, WOMAC-Score Steifigkeit, WOMAC-Score Funktion, KSS gesamt, KOOS Schmerz* und *KOOS Funktion beim Sport* vorgenommen. Untenstehende Tabelle zeigt die Ergebnisse des Spearman`schen Korrelationskoeffizienten (schwacher Zusammenhang, **deutlicher Zusammenhang**):

	BWA	AKTIV	WO-SZ	WO-FKT	WO-STEIF	KSS gesamt	KOOS-SZ	KOOS-SPO
BWA								
AKTIV	,3006**							
WO-SZ	-,2077*	-,1247						
WO-FKT	-,2096*	-,3986**	**,7408****					
WO-STEIF	-,1757	-,2071*	,3426**	**,5127****				
KSS gesamt	,2376*	**,6103****	-,4598**	**-,6707****	-,3601**			
KOOS-SZ	,1991*	,1629	**-,8791****	**-,6988****	-,3528**	**,5017****		
KOOS-SPO	,1812	**,5999****	-,0702	-,3819**	-,2086*	**,6176****	,1775	

* - Signif. LE ,05 ** - Signif. LE ,01 (Signifikanzniveau)

Eine Zusammenhangsbetrachtung führt zu folgenden Aussagen über die nachuntersuchten Patienten:

- **Je größer das Bewegungsausmaß, desto höher ist die Aktivität** der Patienten (anhand des Aktivitätsindex nach TEGNER und der Funktion beim Sport des KOOS).
- Die Patienten, die eine hohe Punktsumme im Gesamt-KSS erreichen, weisen sowohl einen höheren Aktivitätsgrad nach TEGNER als auch einen höheren Punktwert im

KOOS -hinsichtlich der Funktion beim Sport- auf. Daraus lässt sich folgern, dass **Patienten mit einer guten Funktion bei geringen Schmerzen des operierten Gelenkes eine relativ höhere Aktivität** aufweisen.

- Die Summenpunkte des Teilscores WOMAC-Funktion zeigen einen deutlichen Zusammenhang zu den Punkten des Teilscores WOMAC-Schmerz (direkt) und des Teilscores KOOS-Schmerz (indirekt). Es besteht ein signifikanter Zusammenhang für WOMAC-Schmerz und KOOS-Schmerz, dass somit **geringere Schmerzen im Kniegelenk nach Endoprothesenimplantation eine gute Funktion gewährleisten.**
- Beim Vergleich sowohl des Teilscores WOMAC-Funktion als auch des Gesamtscores KSS mit dem Teilscore WOMAC-Steifigkeit fällt auf, dass ein schwacher bis deutlicher Zusammenhang besteht, welcher nach Prüfung auch signifikant ist. **Somit übt die Steifigkeit in unserer Stichprobe einen etwas geringeren Einfluss auf die Funktion aus**.
- Untersucht man nun die Abhängigkeit des subjektiven Schmerzempfinden von der empfundenen Steifigkeit des Gelenkes, stellt man fest, dass sowohl zwischen dem Teilscore WOMAC-Schmerz als auch dem Teilscore KOOS-Schmerz und dem Teilscore WOMAC-Steifigkeit nur ein schwacher, wenn auch statistisch signifikanter Zusammenhang besteht. **Die Steifigkeit hat also nur einen geringen Einfluss auf das Schmerzempfinden**.
- Sowohl zwischen dem Teilscore WOMAC-Schmerz und Aktivitätsgrad nach TEGNER beziehungsweise Teilscore KOOS-Sport als auch zwischen dem Teilscore KOOS-Schmerz und Aktivitätsgrad nach TEGNER beziehungsweise Teilscore KOOS-Sport lässt sich jeweils nur ein statistisch nicht signifikanter schwacher Zusammenhang nachweisen. Dies bedeutet, dass **das subjektive Schmerzempfinden in unserer Stichprobe keinen Einfluss auf die Aktivität der Patienten** hat.

Durch Prüfung der Einzelkriterien *Stabilität ap., Stabilität ml und Gehleistung* gegen die subjektive Schmerzangabe ergibt sich folgendes Ergebnis (Signifikanz grau unterlegt):

- - - S P E A R M A N C O R R E L A T I O N C O E F F I C I E N T S - - - - -

	Stabilität ap	Stabilität ml	Gehleistung
Schmerzen	,1279	,1431	,5243
Signifikanz	,205	,156	,000

Gehleistung (Kreuztabelle)

Schmerzen	10	20	30	40	50	Rate Total
10	1 1,0	2 2,0				3 3,0
20		2 2,0				2 2,0
30		2 2,0	10 10,0	1 1,0		13 13,0
40		3 3,0	9 9,0	19 19,0		31 31,0
45		2 2,0	10 10,0	24 24,0	6 6,0	42 42,0
50		1 1,0		4 4,0	4 4,0	9 9,0
Anzahl Total	1 1,0	12 12,0	29 29,0	48 48,0	10 10,0	100 100,0

► 67% der 58 Patienten mit uneingeschränkter Gehstrecke oder der Möglichkeit über 2 km zurückzulegen (40 und 50 Punkte), geben nur geringe oder keine Schmerzen an. Das übrige Drittel des Kollektives mit hoher Gehleistung (40 und 50 Punkte), gibt nur Beschwerden beim Treppesteigen (30 und 40 Punkte der Kategorie Schmerzen) an.

► Für alle 5 Knietotalendoprothesen (100%), welche mit „ständig mäßigen“ oder „starken“ Schmerzen (10 und 20 Punkte) bewertet werden, ist die Gehleistung auf unter 1 km beschränkt (10 und 20 Punkte - vergleiche 2.3.2.).

3.4.3. Body-Maß-Index

Erneut wurde eine Gruppeneinteilung der Patienten vorgenommen. Diese wurde nach dem Ausmaß der Adipositas wie folgt differenziert (vergleiche Gerd Herold: Innere Medizin, Köln, 1997, S. 564):

Gruppe 1:	BMI 20-25 kg/m²	(Normbereich)	n=13
Gruppe 2:	BMI 25-30 kg/m²	(Adipositas Grad 1)	n=47
Gruppe 3:	BMI 30-40 kg/m²	(Adipositas Grad 2)	n=39
Gruppe 4:	BMI >40 kg/m²	(Adipositas Grad 3)	n= 1

In der Gruppe 4 befindet sich nur 1 Patient (1 Endoprothese), so dass diese für die statistische Signifikanzprüfung nicht berücksichtigt wurde. Diese Patientin hat einen BMI von 42,2 kg/m², vergibt in Bezug auf Zufriedenheit die Schulnote 5 und erreicht ein Bewegungsausmaß von Ex/Flex 0/5/80 (75°). Der Gesamtwert im WOMAC-Score beträgt 79 Punkte (WOMAC-Score Schmerz 13 Pkte., WOMAC-Score Steifigkeit 4 Pkte., WOMAC-Score Funktion 62 Pkte.). Auch

im KSS (30 Pkte.) und KOOS (Schmerz 42 Pkte., Funktion beim Sport 5 Pkte.) werden schlechte Ergebnisse erzielt. Ständige mäßige Schmerzen werden geäußert und das Aktivitätslevel nach Tegner ist „0“. Die allgemeine Gesundheit wird mit 4 (mäßig) subjektiv bewertet.

Die Mittelwerte für ausgewählte Parameter *(Zufriedenheit, Bewegungsausmaß, Aktivitätsgrad nach TEGNER, WOMAC-Score Schmerz, WOMAC-Score Steifigkeit, WOMAC-Score Funktion, KSS gesamt, KOOS Schmerz* und *KOOS Funktion beim Sport)* sind in nachfolgender Tabelle zusammengestellt:

	Body-Mass-Index gruppiert			
	20-25	25-30	30-40	> 40
Zufriedenheit				
Valid N	13	47	39	1
Mittelwert	1,46	1,96	2,10	5,00
Standardfehler	,14	,13	,17	.
Standardabweichung	,52	,86	1,05	.
Bewegungsausmaß				
Valid N	13	47	39	1
Mittelwert	21,85	20,94	20,74	,00
Standardabweichung	2,67	2,85	2,37	.
Standardabweichung	2,67	2,85	2,37	.
Aktivitätsgrad nach Tegner				
Valid N	13	47	39	1
Mittelwert	2,92	2,49	1,97	,00
Standardfehler	,29	,23	,23	.
Standardabweichung	1,04	1,59	1,44	.
WOMAC-Score Schmerz				
Valid N	13	47	39	1
Mittelwert	1,62	3,98	3,92	13,00
Standardfehler	,35	,46	,51	.
Standardabweichung	1,26	3,17	3,21	.
WOMAC-Score Funktion				
Valid N	13	47	39	1
Mittelwert	9,38	12,53	13,49	62,00
Standardfehler	1,73	1,21	1,22	.
Standardabweichung	6,23	8,32	7,59	.
WOMAC-Score Steifigkeit				
Valid N	13	47	39	1
Mittelwert	1,00	2,17	1,51	4,00
Standardfehler	,55	,27	,30	.
Standardabweichung	2,00	1,82	1,88	.
KSS Teil 2 (gesamt)				
Valid N	13	47	39	1
Mittelwert	80,00	71,91	69,87	30,00
Standardfehler	4,53	2,28	2,36	.
Standardabweichung	16,33	15,62	14,71	.
KOSS Schmerz				
Valid N	13	47	39	1
Mittelwert	90,38	83,27	81,70	41,67
Standardfehler	1,95	1,93	2,30	.
Standardabweichung	7,05	13,23	14,37	.
KOSS Funktion beim Sport				
Valid N	13	47	39	1
Mittelwert	36,54	33,30	30,00	5,00
Standardfehler	6,71	2,34	2,94	.
Standardabweichung	24,19	16,03	18,35	.

Tabelle 11: Auswertung Body-Mass-Index; Signifikanz grau unterlegt

Die Signifikanzprüfung mittels Varianzanalyse zeigt einen statistisch signifikanten Unterschied der Gruppe 1 und 2 in Bezug auf das Merkmal WOMAC-Score Schmerz.

```
                    - - - - -  O N E W A Y  - - - - -
      Variable "WOMAC-Score Schmerz" gegen Variable "Body-Mass-Index" gruppiert

                                  Analysis of Variance

                                  Sum of         Mean            F      F
        Source           D.F.    Squares       Squares         Ratio  Prob.

Between Groups             2       61,8014       30,9007       3,3909  ,0378
Within Groups             96      874,8249        9,1128
Total                     98      936,6263

Levene Test for Homogeneity of Variances
    Statistic    df1    df2       2-tail Sig.
      2,7874      2     96          ,067

                    - - - - -  O N E W A Y  - - - - -
     Variable "WOMAC-Score Schmerz" gegen Variable "Body-Mass-Index" gruppiert

Multiple Range Tests:  Scheffe test with significance level ,05

The difference between two means is significant if
  MEAN(J)-MEAN(I)  >= 2,1346 * RANGE * SQRT(1/N(I) + 1/N(J))
  with the following value(s) for RANGE: 3,52
   (*) Indicates significant differences which are shown in the lower triangle
                          G G G
                          r r r
                          p p p
                          1 3 2
     Mean      BMI1
     1,6154    Grp 1
     3,9231    Grp 3
     3,9787    Grp 2      *
```

Somit kann gesagt werden, dass – bezogen auf das Kollektiv –:

- sich bei Betrachtung des subjektiven Schmerzempfindens ein statistisch signifikanter Unterschied (p=0,0378) zwischen der Gruppe 1 (Normalgewicht) und der Gruppe 2 (Adipositas Grad 1) findet. Vergleicht man zusätzlich die Mittelwerte, lässt sich zwischen Gruppe 2 (3,98) und Gruppe 3 (3,92) nur eine geringe Differenz bei aber höherem Standardfehler und höherer Standardabweichung feststellen. Diese ist wahrscheinlich ursächlich für die ebenfalls fehlende Signifikanz von Gruppe 1 zu Gruppe 3. **Es lässt sich feststellen, dass Patienten mit einer Adipositas Grad 1 mehr subjektive Schmerzen als Normalgewichtige angeben**. Für die Größe KOOS-Schmerz (unmittelbares Schmerzempfinden in der vergangenen Woche) lässt sich diese Aussage nicht reproduzieren.
- sich **keine Unterschiede bezogen auf das Aktivitätsniveau** der unterschiedlich konstituierten Patienten ergeben. Die Mittelwerte liegen allesamt zwischen 1,9 und 2,9. Dies entspricht also einem eher geringeren Aktivitätsgrad (Spazieren, Schwimmen, Wandern), wo das Körpergewicht eine untergeordnete Rolle spielt. Ein Mittelwertvergleich des Parameters KOOS-Funktion beim Sport bestätigt die fehlende Signifikanz.
- sich beim Vergleich des **Bewegungsausmaßes, den Aktivitäten des täglichen Lebens (WOMAC-Funktion) beziehungsweise der Gesamtfunktion (KSS gesamt)**

ebenfalls kein statistisch signifikanter Unterschied nachweisen lässt. Auch hier besteht in allen Gruppen ein großer Standardfehler.

- beim Vergleich der Mittelwerte **für die Zufriedenheit in allen gebildeten Gruppen die „Schulnote 2“ vergeben wurde**.

Eine weitere Prüfung auf Abhängigkeit gegenüber der Gehleistung und der allgemeinen Gesundheitsbeurteilung zum Untersuchungszeitpunkt erbrachte folgendes Ergebnis:

```
- - - S P E A R M A N   C O R R E L A T I O N   C O E F F I C I E N T S  - - - - -

              Gesundheit              Gehleistung

BMI                ,2336                  -,2208

Signifikanz         ,019                    ,027
```

BMI		Gesundheitsbeurteilung (Kreuztabelle) 2	3	4	5	Rate Total
20-25	Normal	4 / 4,0	4 / 4,0	5 / 5,0		13 / 13,0
25-30	Grad 1	11 / 11,0	24 / 24,0	11 / 11,0	1 / 1,0	47 / 47,0
30-40	Grad 2	3 / 3,0	17 / 17,0	19 / 19,0		39 / 39,0
> 40	Grad 3			1 / 1,0		1 / 1,0
	Anzahl	18	45	36	1	100
	Total	18,0	45,0	36,0	1,0	100,0

► So beurteilen 43 der 60 Patienten nach Implantation einer Knie-Totalendoprothese (71 %) mit Normalgewicht oder Adipositas Grad 1 ihre Gesundheit als “gut” bis “mäßig“ (Note 2 und 3). Demgegenüber sind es 91 % der Patienten mit Adipositas Grad 2 oder 3, die ihre Gesundheit als eher „mäßig“ bis „schlecht“ (Note 3 und 4) einschätzen. Eine Tendenz zur subjektiv schlechteren Bewertung bei Adipositas ist erkennbar.

BMI		Gehleistung (Kreuztabelle) Punkte Total 10	20	30	40	50	Rate Total
20-25	Normal		1 / 1,0	2 / 2,0	7 / 7,0	3 / 3,0	13 / 13,0
25-30	Grad 1		7 / 7,0	10 / 10,0	26 / 26,0	4 / 4,0	47 / 47,0
30-40	Grad 2		4 / 4,0	17 / 17,0	15 / 15,0	3 / 3,0	39 / 39,0
> 40	Grad 3	1 / 1,0					1 / 1,0
	Anzahl	1	12	29	48	10	100
	Total	1,0	12,0	29,0	48,0	10,0	100,0

► Zwei Drittel der Patienten (40 von 60) mit Normalgewicht oder Adipositas Grad 1 weisen eine Gehstrecke von mehr als 2 km oder unbegrenzt (40 und 50 Punkte) auf. Dieses Leistungsniveau kann nur für 18 der 39 einliegenden Prothesen (45%) bei Patienten mit Adipositas Grad 2 erreicht werden. Inwieweit hier auch die cardiopulmonale Leistungsfähigkeit eine Rolle spielt, wurde nicht erfaßt.

3.4.4. Vorerkrankung

Für die Nachuntersuchung wurde eine Auswahl der Patienten vorgenommen. Einschlusskriterium war der bikondyläre Oberflächenersatz Typ Foundation® der Fa. Endoplus. Dieser wurde sowohl bei primärer als auch sekundärer Gonarthrose implantiert. Eine Differenzierung erfolgte nach folgendem Schema:

Gruppe 1:	primäre Gonarthrose
Gruppe 2:	sekundäre Gonarthrose - posttraumatisch
Gruppe 3:	(sekundäre) Gonarthrose - vorausgegangene Tibiakopf-korrekturosteotomie
Gruppe 4:	sekundäre Gonarthrose - bei Rheumatoidarthritis
Gruppe 5:	sonstige Gonarthrose

Ein Vergleich wurde für ausgewählte Parameter durchgeführt (vergleiche zunächst Anhang: Tabelle 12).

Aufgrund der geringen Zahl der Stichproben wurden die Gruppen 2-4 unter „sekundäre“ Gonarthrosen zusammengefasst und die Gruppe 5 nicht berücksichtigt. Die Patienten mit primärer Gonarthrose bilden die Gruppe 1.
So entstanden zwei vergleichbare Diagnosegruppen, welche mittels t-Test (t-Verteilung) zur Signifikanzprüfung herangezogen werden konnten. Eine weitere Prüfung innerhalb der Gruppe „sekundäre“ Gonarthrosen ist aufgrund der geringen Zahl der Stichproben und der zum Teil erheblichen Standardfehler und Standardabweichung nach statistischen Gesichtspunkten nicht möglich (vergleiche Anhang: Tabelle 13).

Davon ableitend ergeben sich folgende statistische Unterschiede (nur signifikante Differenzen dargestellt):

	t-Test	95% Konfidenzintervall
Bewegungsausmaß	0,156	(-0,455; 2,752)
WOMAC-Score Funktion	0,031	(-9,271; -0,464)
KSS Teil 2(gesamt)	0,151	(-1,965; 12,411)
KOOS Schmerz	0,010	(1,939; 13,945)

Tabelle 14: Darstellung der im t-Test evaluierten Signifikanzen gegenüber der Erkrankungsursache

Für die Stichprobe ist erkennbar, dass:

- Patienten mit **primärer Gonarthrose** zum Nachuntersuchungszeitpunkt ein statistisch signifikant **größeres Bewegungsausmaß** aufweisen.
- die **Funktion des Gelenkes** bei Patienten mit **primärer Gonarthrose subjektiv deutlich besser** eingeschätzt wird.
- auch bei subjektiv-objektiver **Bewertung mittels KSS ein besseres Ergebnis nach Implantation einer Kniegelenktotalendoprothese bei Vorliegen einer primären Gonarthrose** erzielt werden kann.
- **weniger subjektiv empfundene Schmerzen** des operierten Kniegelenkes zum Nachuntersuchungszeitpunkt (beziehungsweise vergangene Woche - KOOS-Schmerz) **bei Patienten der Gruppe mit primärer Gonarthrose** geäußert werden.
- in Bezug auf die **Zufriedenheit** der Patienten in beiden Gruppen sich **keine signifikanten Unterschiede** ergeben.
- sich **keine echten Differenzen in Hinsicht auf die Bewertung des Aktivitätsniveaus nach TEGNER oder die subjektive Einschätzung der eigenen sportlichen Funktion (KOOS Funktion beim Sport)** nachweisen lassen.

Wie bereits erwähnt, war eine Einzelsignifikanzprüfung weder innerhalb der Gruppe „sekundäre Gonarthrose“ noch aller 4 Diagnosegruppen wegen geringer Fallzahlen und großer Streubreite möglich.

Vergleicht man jedoch die Mittelwerte der Gruppen in Tabelle 12, zeigt sich zum einen, dass Patienten mit einer Rheumatoidarthritis eine gute Zufriedenheit (2,0) bei gutem Bewegungsausmaß und Funktion aufweisen. Ihr Aktivitätsgrad liegt bei 2,3.
Zum anderen wird in der Gruppe der Patienten mit posttraumatischer Gonarthrose oder kniegelenksnaher Umstellungsosteotomie die Zufriedenheit mit 2,3 bzw. 2,4 deutlich schlechter bewertet. Außerdem liegt eine Funktionseinschränkung bei geringeren Aktivitäten im täglichen Leben vor.

3.5. Änderung des Aktivitätsmusters - Bedeutung der Rehabilitation

3.5.1. Erläuterungen zum TEGNER-Index

Vergleicht man die Mittelwerte in der Stichprobengruppe in Bezug auf die Aktivität vor (1,9) und nach (2,3) der Operation, wird der allgemeine Trend zur Aktivitätssteigerung deutlich. Bei Signifikanzprüfung mittels des Wilcoxon-Rangtestes besteht bei p=0,003 auch nach statistischen Gesichtspunkten ein Unterschied des Aktivitätsniveaus prä- und postoperativ innerhalb der Gruppe.

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test
AKTIVITÄT postoperativ Aktivitätsgrad nach Tegner
with AKTIVITÄT präoperativ

Mean Rank	Sum of Ranks	Cases		
33,35	1467,5	44 - Ranks	(AKTIV1 LT AKTIV)	
30,63	612,50	20 + Ranks	(AKTIV1 GT AKTIV)	
		36 0 Ties	(AKTIV1 EQ AKTIV)	
		---		
		100 Total	Z = -2,9346	Signifikanz P = **0,0033**

Die folgende Kreuztabelle zeigt die Aktivitätsänderung der Patienten. So befinden sich beispielsweise Patienten mit 26 implantierten Knietotalendoprothesen postoperativ in der Gruppe mit dem Aktivitätsniveau 2, welche zuvor der Gruppe mit einem Niveau 0 angehörten. Bei einem ermittelten Spearman-Rangkoeffizent von 0,74 besteht auch hier statistisch ein deutlicher Zusammenhang.

Aktivität postoperativ	Aktivität präoperativ (Kreuztabelle) 0	1	2	3	4	5	6	7	Total
0	15		1						16 16,0
1	3								3 3,0
2	26	5	5	9	3	2			50 50,0
3				3	2				5 5,0
4	1			9	7		2	1	20 20,0
5						2			2 2,0
6							4		4 4,0
Total	45 45,0	5 5,0	6 6,0	21 21,0	12 12,0	4 4,0	6 6,0	1 1,0	100 100,0

Rangkorrelation nach Spearman **0,74**

►**Für die Patienten von 64 der 100 nachuntersuchten Prothesen ergibt sich eine Aktivitätsänderung,** wobei 20-mal postoperativ die Aktivität geringer eingeschätzt wurde. Auch hier besteht außer in einem Fall (von Grad 2 auf Grad 0) postoperativ mindestens ein Grad 2 nach TEGNER. Wie bereits erwähnt, handelt es sich hier vorwiegend um Patienten, die präoperativ sehr aktiv waren und sich jetzt etwas einschränken.

►Innerhalb dieser Stichprobe lässt sich eine **Aktivitätssteigerung nach Implantation einer Knietotalendoprothese in 44 % der Fälle** nachweisen.

Prüft man den Grad des Zusammenhangs zum allgemeinen Befinden (SF-36), lässt sich zeigen, dass der Aktivitätsgrad auch zur deutlichen Beeinflussung der seelischen Funktion führt. In Bezug auf die körperliche Funktion oder Beeinträchtigung, Schmerzen, die allgemeine Gesundheit und die Vitalität sowie körperliche Fitness besteht ein statistisch schwacher jedoch signifikanter Zusammenhang (Signifikanzen mit deutlichem Zusammenhang grau unterlegt).

- - - - - - - S P E A R M A N C O R R E L A T I O N C O E F F I C I E N T S - - - - - -

	Aktivität	KöFu	KöRo	Sz	Ages	Vita	SoFu	EmRo
Körperfunktion	,4683**							
Körperli. Beein.	,4111**	,5950**						
Schmerzen	,2738**	,6135**	,3746**					
Allgem. Gesundh.	,2791**	,4062**	,3170**	,2195*				
Vitalität/Fitness	,2730**	,3106**	,2146*	,1698	,4809**			
Soziale Funktionsf.	,1255	,2623**	,2882**	,1642	,3859**	,2966**		
Soziale Beeinträcht.	,1476	,4542**	,2634**	,3027**	,1915	,3080**	,4049**	
Seelische Funktion.	,5166**	,3576**	,3602**	,3326**	,4155**	,6048**	,3974**	,3108**

* - Signif. LE ,05 ** - Signif. LE ,01 (Signifikanzniveau)

Aus diesen erhobenen Daten lassen sich folgende Schlussfolgerungen ziehen:

- Ein **deutlicher positiver Zusammenhang lässt sich zwischen der seelischen Verfassung und dem Aktivitätsgrad** nachweisen.
- Auch ist der Umkehrschluss zulässig: eine subjektiv **gute seelische Verfassung geht mit einer subjektiv empfundenen höheren Vitalität und körperlichen Fitness (Vita) einher.**

Eine weitere Korrelationsberechnung für die Aktivität zu den Parametern *Gesundheitsbeurteilung, Body-Mass-Index und Schmerzen* wurde vorgenommen. Auch hier zeigte sich in allen Fällen Signifikanz.

- - - S P E A R M A N C O R R E L A T I O N C O E F F I C I E N T S - - - - -

	Gesundheitsbeurteilung	Body-Mass-Index	Schmerzen
Aktivität	-,2673	-,2439	,3838
Signifikanz	,007	,014	,000

Berücksichtigt werden muss ebenfalls der Umkehrschluss, dass ein besserer allgemeiner Gesundheitszustand auch ursächlich für eine höhere Aktivität ist.

Gesundheitsbeurteilung (Kreuztabelle)

Aktivität	2	3	4	5	Rate Total
0	1 1,0	6 6,0	8 8,0	1 1,0	16 16,0
1		2 2,0	1 1,0		3 3,0
2	8 8,0	22 22,0	20 20,0		50 50,0
3	2 2,0	2 2,0	1 1,0		5 5,0
4	7 7,0	7 7,0	6 6,0		20 20,0
5		2 2,0			2 2,0
6		4 4,0			4 4,0
Anzahl Total	18 18,0	45 45,0	36 36,0	1 1,0	100 100,0

► In 31 % der Fälle kann eine Aktivität auf dem Freizeitsportniveau (Level 3-6 - vergleiche 2.3.2.) erreicht oder erhalten werden. Davon besteht in 79 % (24-mal) ein „gute“ oder „mäßige“ (Note 2 und 3) Gesundheit. Demgegenüber steht, dass in den Fällen (16-mal), wo eine Aktivität

von „0“ vorliegt, der eingeschätzte Gesundheitszustand in 94 % (15-mal) „mäßig“ bis „schlecht“ (Note 3 und 4) bewertet wird.

Body-Mass-Index (Kreuztabelle)

Aktivität	20-25 Normal	25-30 Grad 1	30-40 Grad 2	> 40 Grad 3	Rate Total
0		6 6,0	9 9,0	1 1,0	16 16,0
1		1 1,0	2 2,0		3 3,0
2	7 7,0	25 25,0	18 18,0		50 50,0
3		2 2,0	3 3,0		5 5,0
4	6 6,0	9 9,0	5 5,0		20 20,0
5			2 2,0		2 2,0
6		4 4,0			4 4,0
Anzahl	13	47	39	1	100
Total	13,0	47,0	39,0	1,0	100,0

► Alle 16 Patienten, die keine Aktivitäten zeigen, weisen nach Definition eine Adipositas auf. Dabei liegt in 62,5 % der Fälle (10-mal) eine Adipositas Grad 2 oder 3 vor. In den 31 Fällen, wo ein Freizeitniveau erreicht werden konnte, wurde in 68 % (21-mal) ein Normalgewicht oder eine Adipositas Grad 1 ermittelt.

Schmerzen (Kreuztabelle)

Aktivität	Punkte Total 10	20	30	40	45	50	Rate Total
0	1 1,0	1 1,0	5 5,0	5 5,0	3 3,0	1 1,0	16 16,0
1		1 1,0	1 1,0		1 1,0		3 3,0
2	2 2,0		5 5,0	20 20,0	21 21,0	2 2,0	50 50,0
3			1 1,0		2 2,0	2 2,0	5 5,0
4			1 1,0	4 4,0	11 11,0	4 4,0	20 20,0
5					2 2,0		2 2,0
6				2 2,0	2 2,0		4 4,0
Anzahl	3	2	13	31	42	9	100
Total	3,0	2,0	13,0	31,0	42,0	9,0	100,0

► Die überwiegende Zahl der Patienten, die eine Freizeitsportaktivität (Level 3-6) erreichen, weisen in 74 % (23-mal von 31) der Fälle keine oder nur geringe Schmerzen (45-50 Punkte) auf. Demgegenüber ist ein lockeres Spazieren auf unebenen Boden (Level 2) in den Fällen mit

mäßiger Schmerzpersistenz mit 10-20 Punkten (5-mal) die maximal mögliche Aktivität (vergleiche auch 2.3.2.).
Die Aussage der Patienten, dass sie sich wegen der Knieschmerzen nicht bewegen könnten und deshalb übergewichtig seien, scheint nicht zuzutreffen.

Es besteht ein deutlicher und signifikanter Zusammenhang zwischen dem erreichbaren Aktivitätsniveau und den postoperativ empfundenen Schmerzen, dem allgemeinen Gesundheitszustand der Patienten und der Konstitution.

3.5.2. Anschlussheilbehandlung

Weiterhin wurde der Einfluss einer Rehabilitation geprüft. Dafür wurden erneut 2 Gruppen gebildet. In Gruppe 1 befinden sich diejenigen, welche sofort nach dem stationären Aufenthalt in die Anschlussheilbehandlung entlassen worden. Die Gruppe 2 setzt sich aus all jenen Patienten zusammen, die 2-7 Tage vor der Rehabilitation zu Hause verbrachten.
Eine Patientin (1 Endoprothese) lehnte eine Anschlussheilbehandlung komplett ab. Sie war zum Zeitpunkt der Implantation bereits 83 Jahre und beurteilt das Ergebnis subjektiv als „gut". Das Bewegungsausmaß beträgt Extension/Flexion 0/0/90, der WOMAC-Score 35 Punkte und im KSS Teil Schmerz werden 58 Punkte, im Teil Funktion 30 Punkte erreicht. Somit ein insgesamt gutes Ergebnis.

Gruppe 1 und 2 wurden gegen alle erfassten Parameter geprüft (vergleiche Anhang: Tabelle 15).

Eine hierzu durchgeführte Prüfung wurde unter Anwendung des t-Testes gemacht. Dabei konnte nur für folgende 3 Parameter eine statistische Signifikanz ($p<0,05$) ermittelt werden:

	t-Test	95% Konfidenzintervall
KOOS Schmerz	0,018	(-11,547; -1,133)
KOOS Lebensqualität	0,054	(-15,232; -1,493)
Sf-36 Schmerzen	0,016	(-14,202; -1,538)

Tabelle 16: Darstellung der im t-Test evaluierten Signifikanzen gegenüber der Anschlussheilbehandlung

Die Stichprobe weißt folgende Zusammenhänge auf:

- Nach einer Standzeit der Knietotalendoprothese von im Mittel 2 Jahre und 7 Monate zeigt sich ein **errechneter signifikanter Einfluss in Bezug auf den Beginn der Rehabilitation für die Lebensqualität, sowie das subjektive Schmerzempfinden in**

letzter Zeit (KOOS letzte Woche, SF-36 letzte 4 Wochen). Das Schmerzempfinden ca. 2 Jahre nach Beendigung der Anschlussheilbehandlung ist sicher nicht dem verzögerten Beginn zu schulden. Ebenfalls stellt die subjektive Beeinflussung der Lebensqualität durch eine einliegende Knieendoprothese zwar einen Parameter dar, der während der Rehabilitation mittherapiert werden sollte, aber nicht vom frühen Zeitpunkt abhängt. Somit sind die Ergebnisse **eher als zufällig zu betrachten**.

- Eine Prüfung aller anderer Parameter (Schmerzen, Funktion, Bewegungsausmaß, Aktivität etc.) ergab bei dem follow up keinen statistisch signifikanten Unterschied, ob die Anschlussheilbehandlung direkt nach Entlassung oder nach einer Pause von 2-7 Tagen (meist ohne häusliche physiotherapeutische Behandlung) begonnen wurde (vergleiche auch Mittelwerte in der Tabelle 15).

4. DISKUSSION

4.1. Zusammenfassende Darstellung der Ergebnisse

Ziel der vorliegenden Arbeit war die Darstellung mittelfristiger Ergebnisse (31 Monate) nach Implantation eines Oberflächenersatzes am Kniegelenk. Darüber hinaus wird eine Aussage über die Änderung des Aktivitätsmusters vor und nach der Operation getroffen.

In der Zeit vom 1. Januar 1996 bis 31. Dezember 1999 wurde die Implantation eines bikondylären Oberflächenersatzes (Typ Foundation®) 130 mal bei 94 Patienten - 36 x doppelseitig - (76 Frauen, 18 Männer) im Waldkrankenhaus Bad Düben, Fachkrankenhaus für Orthopädie, vorgenommen. Davon lehnten 9 Patienten eine Nachuntersuchung aus verschiedenen Gründen ab, 4 Patienten waren bereits verstorben und 6 Patienten wurden nicht erreicht.

Bei einem follow up von 2 Jahren und 7 Monaten konnten 75 Patienten (80 %) mit 100 Foundation-Knietotalendoprothesen (77 %) durch eine klinische und radiologische Nachuntersuchung evaluiert werden. Dabei ergaben sich die folgenden hauptsächlichen Ergebnisse:

1. Subjektiv wurde bei 80 Knietotalendoprothesen (80 %) das Ergebnis als „sehr gut“ oder „gut“, bei weiteren 9 Prothesen (9 %) als „befriedigend“ bewertet. Als „ausreichend“ wurde das Ergebnis 10-mal (10 %) und als „ungenügend“ einmal (1 %) eingeschätzt.
2. Bei 12 Patienten (12 Endoprothesen = 12 %) waren postoperativ Spätkomplikationen aufgetreten, die in allen Fällen eine Reoperation außerhalb des Untersuchungszeitraums erforderten. Anlass für eine Revision waren
   - in drei Fällen (3 % des Gesamtkollektivs, 25 % der Patienten mit Reoperationen) ein arthroskopisch vorgenommenes Debridement bei Bewegungseinschränkung aufgrund einer Arthrofibrose.
   - in drei Fällen (3 % bzw. 25 %) ein arthroskopisch durchgeführtes laterales release bei Lateralisierung der Patella.
   - in drei Fällen (3 % bzw. 25 %) eine offene Revision mit Prothesenwechsel auf ein gekoppeltes System bei Instabilität.
   - in einem Fall (1 % bzw. 8,3 %) eine offene Revision mit Nachresektion und erneuter Implantation eines Oberflächenersatzes bei extremer Bewegungseinschränkung nach 18 Monaten.
   - in einem Fall (1 % bzw. 8,3 %) eine offene Revision mit Wechsel auf ein gekoppeltes System bei Prothesenlockerung, welche sich erstmals symptomatisch nach einem Sturz zeigte, 36 Monate postoperativ.

- in einem Fall (1 % bzw. 8,3 %) eine offene Revision mit Prothesenausbau und Infektsanierung mittels Palacosspacer bei Spätinfektion nach 45 Monaten. Nach 14monatiger Infektfreiheit und normalisierten Laborparametern konnte die Implantation eines Arthrodesenagels erfolgen.

3. Bei 100 nachuntersuchten Endoprothesen ergab sich bei subjektiv-objektiver Betrachtung ein mittlerer Knee-Society-Score in Bezug auf „Schmerzen" von 74 Punkten und in Bezug auf die „Funktion" von 72 Punkten. In 58 % der Fälle lag eine Gehleistung von über 2 km vor, 66 % hatten keine oder nur geringe Beschwerden beim Treppensteigen.
4. Bei der rein subjektiven Bewertung im WOMAC-Score wird mit 4 Punkten im Mittel von 20 möglichen Punkten im Teil „Schmerzen", 2 von 8 Punkten im Teil „Steifigkeit" und 13 von 68 Punkten im Teil „Funktion" ebenfalls ein gutes Ergebnis erzielt. Die Punktzahl des Gesamt-Score beträgt 19 von 96 möglichen Punkten und stimmt so weitgehend mit der objektiv-klinischen Untersuchung überein.
5. Auch die subjektive Beurteilung der letzten Woche (KOOS) und des letzten Monates (SF-36) zeigt mit im Mittel 76 Punkten (KOOS) und 63 Punkten (SF-36) vorwiegend zufriedene und sehr zufriedene Patienten.
6. Im Rahmen der radiologischen Begutachtung wiesen alle Endoprothesen zum Nachuntersuchungszeitpunkt einen guten und achsgerechten Sitz auf, in 16 % der Fälle ließen sich klinisch inapparente Aufhellungssäume feststellen.
7. Trotz subjektiv im Mittel empfundener Verschlechterung des allgemeinen Gesundheitszustandes kann in knapp der Hälfte (44 %) der Fälle eine Aktivitätszunahme nach Prothesenimplantation verzeichnet werden. Insgesamt liegt in 64 % eine Aktivitätsänderung vor. In 20 % der Fälle reduzierten vorwiegend sehr aktive Patienten ihre sportlichen Aktivitäten nach erfolgter Implantation. Die anderen Patienten konnten ihr Aktivitätsniveau trotz des steigenden Lebensalters (Durchschnittsalter zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung 73 Jahre) postoperativ beibehalten. Einmal sank das Niveau von 2 auf 0.
8. Der Grad der Zufriedenheit der Patienten ist sowohl von den subjektiv empfundenen Schmerzen und der Funktionsfähigkeit als auch von dem zu objektivierenden Bewegungsausmaß abhängig. Patienten mit geringen Schmerzen haben ein größeres Bewegungsausmaß.
9. Ein Einfluss des Body-Maß-Index, der Gonarthroseätiologie oder dem Zeitpunkt des Beginns der Anschlussheilbehandlung auf die postoperative Zufriedenheit lässt sich nicht nachweisen.

Insgesamt ist bei über Dreiviertel der operierten Endoprothesen der Eingriff ca. 2,5 Jahre postoperativ als erfolgreich zu werten, rund jeder zehnte Gelenkersatz erfüllte die Erwartungen nicht.

4.2. Kritische Bewertung der Ergebnisse im Vergleich mit der Literatur

Ein Vergleich der Ergebnisse mit denen anderer Studien, sei es mit dem gleichen System oder anderen Modellen, ist generell problematisch. Auch wenn eine Bewertung der Ergebnisse in der vorliegenden Arbeit gezielt mit den in der Literatur üblichen Fragebögen vorgenommen wurde, können die Resultate nicht kritiklos verglichen werden, da sie auf der Grundlage unterschiedlicher und nur teilweise nachvollziehbarer Voraussetzungen zustande kommen. Jede retrospektive Studie, und das schließt die eigene Untersuchung ein, kann den präoperativen Befund nicht nachprüfen und ihn nur so auswerten, wie er teilweise Jahre oder Jahrzehnte zuvor dokumentiert wurde. Einige Untersuchungen verwenden zudem unkritisch und ohne Prüfung auf Bias-Effekte (sind in der Statistik systematische Fehler, d. h. Differenzen zwischen dem Mittelwert und dem wahren Wert) relativ geringe Zahlen von auswertbaren Fragebögen als Grundlage der Bewertung von Operationsergebnissen (SCHMITT et al. 1996 **(99)**: 40,5 % der Befragten, 29,4 % der Operierten). In der eigenen Untersuchung waren alle 75 Patienten mit 100 Knietotalendoprothesen durch eine Person nachuntersucht worden; somit kann auch dieser Bias-Effekt ausgeschlossen werden.

Bezüglich des *Studienumfangs* schwanken die Angaben über Patientenzahlen (beziehungsweise der Anzahl der implantierten Knietotalendoprothesen) in der durchgesehenen Literatur zwischen 52 (56) **(90)** und 1888 (2759) **(71)**. Jedoch weisen zahlreiche klinische Untersuchungen Stichprobenzahlen ähnlich der hier dargestellten (75 Patienten, 100 Knietotalendoprothesen) auf **(14, 17, 23, 25, 93, 121, 122)**.

Bei Betrachtung des *Nachuntersuchungszeitraumes* zeigen sich ebenfalls große Differenzen. In der Literatur finden sich Angaben mit einem follow-up von 6 **(30)** bis 206 **(34)** Monaten. Die vorliegende Studie umfasst mit einer Bewertung durchschnittlich 31 Monate postoperativ einen mittelfristigen Zeitraum **(42, 46, 66, 71, 122)**.

In Hinblick auf die *Zusammensetzung des Patientenkollektivs* entspricht die vorliegende Untersuchung (83 % weibliche Patienten, mittleres Alter 69,2 Jahre zum Zeitpunkt der Implantation) weitgehend den Literaturmitteilungen, in denen ganz überwiegend ein Frauenanteil von 70-85 % und ein Altersgipfel zwischen 65 und 75 Jahren beschrieben wird **(8, 17, 39, 41, 44, 46, 54, 66, 70, 101, 115, 122)**.
Das Überwiegen der primären Gonarthrose als Indikationen zum Gelenkersatz (in eigener Studie 59 %) stimmt ebenfalls mit der Literatur überein (**13, 17, 23, 34, 39, 41, 54, 66, 70, 122)**.

Eine Korrelation zwischen dem Lebensalter beziehungsweise dem Körpergewicht und der Arthroseentstehung im Bereich des Kniegelenks ist bekannt **(58)**. Der häufig diskutierte Effekt des Übergewichtes auf die Rehabilitation und das Operationsergebnis nach Knietotalendoprothesenimplantation ist umstritten **(112)**. Zeigen beispielsweise WINIARSKY et al **(120)** und FORAN et al. **(29)** zum einen schlechtere Ergebnisse bei adipösen Patienten auf**,** so berichten GRIFFIN et al. **(35)** und MONT et al. **(77)** über gleiche klinische und radiologische Ergebnisse im Vergleich mit normalgewichtigen Patienten. Bei Auswertung des eigenen Patientengutes konnte bei einem durchschnittlichen BMI von 29,40 kg/m² in Bezug auf das Bewegungsausmaß, Aktivitäten des täglichen Lebens, der Gesamtfunktion, des Aktivitätsniveaus und der Zufriedenheit kein statistisch signifikanter Unterschied nachgewiesen werden. Jedoch wurden durch Patienten mit Adipositas Grad 1 subjektiv mehr Schmerzen geäußert. Weitere vorliegende Untersuchungen an unselektionierten Patientenkollektiven beschreiben ein ähnlich hohes Patientengewicht und Patientenalter (WINIARSY et al. **(120)**: BMI 28,0 kg/m², Patientenalter: 67,7 Jahre, SINN et al. **(107)**: BMI 30 kg/m²; Patientenalter: 75 Patienten, HAWKER et al. (**41)**: BMI 28,0 kg/m²; Patientenalter: 72,6 Jahre) bei Zufriedenheit der Patienten (75 %-84 %). Demographische Daten zur Alters- und Gewichtsveränderung der Bevölkerung zeigen eine eher steigende Tendenz **(110)**.

Insgesamt dürfte das *Gesamtergebnis* der dargestellten Nachuntersuchung mit anderen Studien gut vergleichbar sein. Dabei ist die subjektive Zufriedenheit nach Versorgung mit der bikondylären Foundation®-Endoprothese in der durchgeführten Studie (80 % „gutes“ und „sehr gutes“ Ergebnis) etwas ungünstiger als in einigen anderen Studien mit gleichen oder ähnlichen Systemen bei mittelfristigen Kontrollen (SINN et al. **(107)**: 84 % zufrieden, REISS et al. **(90)**: 88 % zufrieden, MOKRIS et al. **(76)**: 95 % zufrieden, TREPTE et al. **(114)**: 90 % zufrieden). Auch die objektive Bewertung nach dem Knee-Society-Score anderer Untersuchungskollektive werden mit 79-87 Punkten im Schmerz-Score und 78-88 Punkten im Funktions-Score geringfügig höher angegeben (eigene Bewertung: 74 Punkte im Schmerz-Score, 72 Punkte im Funktions-Score). Der postoperative Bewegungsumfang beträgt in der Literatur 94° - 116° (**76, 90, 107, 120)**. Somit liegt das Ergebnis des eigenen Patientenkollektives mit 105° im mittleren Bereich und ermöglicht Aktivitäten des täglichen Lebens (vergleiche 1.5.2.).

Auch werden in der Literatur nach längeren Beobachtungszeiten (über 5 Jahre beziehungsweise 10 Jahre) ähnlich gute bis sehr gute Ergebnisse mitgeteilt. Die langfristigen Untersuchungsergebnisse dieser Patientenkollektive (SCHWITALLE et al. **(105)**, NAFEI et al. **(78)**, MARTIN et al. **(69)**) zeigen eine Patientenzufriedenheit von 82-95% bei einem Punktwert im Schmerzscore von 84 - 88 und im Funktionsscore von 72 - 84. Auch differiert das

Bewegungsausmaß (95º-115º) nach einem längerem Zeitraum nur unwesentlich. Damit scheint es, dass der Erfolg nach Endoprothesenimplantation relativ sicher über 5 Jahre eingeschätzt werden kann.

Die *„Überlebensrate"* der Prothesen in der vorliegenden Untersuchung lag nach durchschnittlich 2,5 Jahren bei 94 % und ist damit gering niedriger als in den meisten anderen entsprechenden Studien bei bikondylären Endoprothesen. In sämtlichen aktuellen Publikationen wird von Standzeiten um 90 - 95% nach 10 bis 15 Jahren berichtet **(23, 85, 87, 118)**.
Die *Revisionsraten* werden mit 0,6 - 12 % angegeben. Im eigenen Patientengut führten wir 12 Revisionen (12 %) durch. Die Hälfte davon wurde arthroskopisch im Sinne eines Debridements bei Arthrofibrose (3x) oder eines lateralen release bei Patellalateralisation (3x) durchgeführt. Die Vorteile eines minimalinvasiven Verfahrens sind das geringere Infektionsrisiko und die kürzere Hospitalisation im Vergleich zum offenen Vorgehen **(52)**. Besonders hohe Revisionsraten sind nach NIELSEN et al. auf Grund destruierter ligamentärer Strukturen bei Patienten mit rheumatoider Arthritis zu erwarten **(79)**. Mit besonderem Nachdruck muss darauf hingewiesen werden, dass beispielsweise 95 % überlebende Prothesen nicht mit 95 % zufriedenen Patienten gleichgesetzt werden darf. Die subjektive Zufriedenheit der immer jünger werdenden Patienten wird durch eine hohe Anspruchs- und Erwartungshaltung beeinflusst.

Bezüglich der *Ursachen eines Prothesenversagens* werden in der Literatur folgende vier Hauptursachen genannt:

- Zum einen hat nach RAND and COVENTRY (1988) **(87)** bereits eine postoperative Achsenabweichung von >3º, sei es in Unter- oder Überkorrektur der präoperativen Fehlstellung, Einfluss auf die Standfestigkeit. Diese Feststellung kann durch das eigene Patientengut nicht statistisch belegt werden, da eine Röntgenkontrolle der postoperativen mechanischen Achse in Ganzbeinaufnahmen nur in weniger als der Hälfte aller Fälle zur Verfügung stand. Allerdings spricht die Tatsache, dass bei den drei nachuntersuchten Prothesen mit einer Instabilität ein tibiofemoraler Winkel unter Belastung von 12º-15º valgus radiologisch bestand, dafür. Bei bikondylärem Gelenkersatz wird ein Winkel von 3º-5º valgus angestrebt.
- Ein unzureichendes Weichteil-Balancing führt häufig zu Funktionseinschränkungen oder femorotibialer Instabilität. Daraus resultieren Gangunsicherheit mit Neigung zum plötzlichen Nachgeben („giving way") des Gelenkes. Ein Verlust des medialen Kollateralbandes (valgus <15º) oder eine erhebliche laterale Instabilität (varus >25º) lassen sich jedoch mit Oberflächenendoprothesen nicht versorgen. Bei mangelnder

Zentrierung der Patella kommt es zur patellofemoralen Subluxation mit ebenfalls resultierender Instabilität **(51, 61)**.

- Statistisch erhobene patientenspezifische Daten lassen Risikofaktoren für eine frühzeitige Prothesenlockerung erkennen. Genannt werden: männliches Geschlecht, bestehende Gewichtszunahme, Endoprothesenimplantation bei Jüngeren (< 55 Jahre), komplexe Bandinstabilität, Malalignment der Hüftmuskulatur und Rheumatoidarthritis als Grunderkrankung **(83)**.
- Abhängig vom Prothesendesign sind Kontaktfläche sowie die Inlaydicke wichtige Parameter für den Inlaystress. Um die Spannungen genügend zu reduzieren sollte die Inlaydicke mindestens 8 mm messen. Die Kontaktfläche beträgt abhängig vom Prothesendesign, dem Flexionswinkel und der Belastung zwischen 80 und 400 mm^2 (gesundes Kniegelenk ca. 1500 mm^2, nach kompletter medialer und lateraler Meniskektomie ca. 520 mm^2) **(64)**. Je höher die Kongruenz und Konformität der Prothese, desto größer ist die Kontaktfläche und der Inlaystress wird reduziert. Jedoch führt eine hohe Kongruenz zu einer stärkeren Führung mit wiederum höherer Kraftwirkung auf die tibiale Verankerung.

Dies wirft die Frage nach dem *am besten geeigneten System* für den bikondylären Gelenkflächenersatz auf. Das Hauptziel bleibt, durch eine Verringerung des Prothesenabriebes aseptische Prothesenlockerungen zu vermeiden. Eine abschließende Aussage lässt sich derzeit nicht treffen.
Nach HUBE und HEIN (2003) **(42)** reduzieren die beweglichen Inlays die Belastungsspitzen und damit den Polyethylenabrieb. Außerdem ermöglichen sie die für eine tiefe Flexion notwendige Tibiarotation ohne Beeinträchtigung des Polyethylens. Eine tiefe anteriore Aussparung im Inlay verhindert ein Quadricepsimpingement bei starker Beugung. Die asymmetrische Femurkomponente besitzt eine tiefe Aussparung zur Platzierung der Patella. Punktuelle Kontakte in tiefer Beugung werden durch verkürzte Kondylen mit geringerem Kurvationsradius vermieden. Dafür ist eine zusätzliche Knochenresektion aufgrund der erhöhten Kondylendicke notwendig. Posterior-stabilisierte Systeme vermindern zusätzlich den Kontaktstress und erfordern für den Roll-back-Mechanismus ab 110° Flexion einen posterioren tibialen Slope von ca. 7°. Um eine Luxation in tiefer Flexion zu vermeiden, ist eine stabile Zapfen-Steg-Verankerung zwischen den posterioren Kondylen unter „Opferung“ des hinteren Kreuzbandes nötig. Diese „semi-constraind“-Systeme sind in Bezug auf die Flexionsfähigkeit den „non-constraind“-Prothesen, zu denen auch das Foundation®-System zählt, deutlich überlegen.

Auffallend ist bei Sichtung der Literatur, dass bei individueller, an die Schwere der Destruktion angepasster Indikationsstellung mit allen Prothesensystemen relativ ähnliche Prozentzahlen schmerzfreier und gehfähiger Patienten erzielt werden können. Der Anteil schmerzfreier und gehfähiger Patienten ist daher für die Bewertung von Systemen offensichtlich nicht ausreichend aussagekräftig; leider finden die etablierten Scoresysteme zu wenig Anwendung, um einen zuverlässigen Vergleich vornehmen zu können.

Der hohe Anteil von röntgenologisch nachweisbaren *Aufhellungssäumen* in der vorliegenden Untersuchung sollte aus mehreren Gründen nicht überbewertet werden:

1. Es fand sich innerhalb des Patientengutes kein Zusammenhang mit dem objektiv-klinischen Befund oder der subjektiven Bewertung bei der Nachuntersuchung.
2. Die zur Nachuntersuchung einbestellten Patienten brachten größtenteils bereits vorhandene aktuelle Röntgenbilder mit, welche aus unterschiedlichsten Praxen stammten. Eine Standardisierung war somit nicht möglich und ein erneutes Röntgen verbot sich aus strahlenbiologischen Gründen.
3. Auch in der Literatur finden sich Studien, in denen trotz ausgezeichneter objektiv-klinischer Resultate Aufhellungszonen häufig waren.

So beschrieben REISS et al. (2002) **(90)** bei 33 % der mit guten und sehr guten klinischem Resultat versorgten Kniegelenke radiologische Saumbildungen, die stets kleiner als 1 mm waren und keine Progredienz innerhalb der vorangegangenen 3 Jahre aufwiesen. Diese befinden sich zumeist im Bereich der Komponentenrandzone und stellen für sich kein Lockerungskriterium dar, solange sie nicht 2 mm überschreiten und sämtliche Zonen einer Komponente betreffen **(53)**. Eigene Ergebnisse zeigen in 16 % der Fälle inkomplette Aufhellungslinien, welche in Übereinstimmung mit der Literatur (KÖNIG et al. **(54)** allein medial in 60 %) am häufigsten die tibiale Komponente (12 von 16 entspricht 75 %) betrafen.

Patienten mit vorausgegangener *Tibiakopfkorrekturosteotomie (TKKO)* wiesen im Vergleich mit „primären Varusgonarthrosen“ durchschnittlich schlechtere Ergebnisse in Bezug auf Zufriedenheit, Aktivität, Funktion, Schmerzen und Stabilität auf. Statistisch ist eine Auswertung auf Grund der geringen Zahl der Stichprobe nicht möglich (vergleiche 3.4.4.). Auch PARVIZI et al. (2004) **(83)** sowie HADDAD und BENTLEY (2000) **(37)** berichten von reduziertem Bewegungsumfang und vermehrt auftretender Instabilität. Jedoch waren die 12 Patienten der eigenen Studie im Mittel nach TKKO 8,7 Jahre zufrieden, bis die Indikation zur Implantation der KTEP gestellt wurde. Über ein vergleichbares Ergebnis berichten PARVIZI et al. **(83)** mit 8,6 Jahren nach vorausgegangener Tibiakopfosteotomie. Wäre eine primäre KTEP-Implantation

zum Zeitpunkt der TKKO erfolgt, besteht statistisch die Notwendigkeit einer Wechseloperation in 5-10 % der Fälle. Die Ergebnisse der Revisionsendoprothetik sind im Vergleich zur primären Endoprothetik schlechter. Insgesamt sollten gelenknahe Osteotomien und Endoprothetik eher als komplementäre denn als konkurrierende Methoden in Abhängigkeit vom Alter, der Aktivität und des Gewichtes des Patienten angesehen werden.

Zur *Auswahl der Patienten*, die für die Implantation bikondylärer ungekoppelter Endoprothesen in Frage kommen, nannte REICHEL (2005) **(89)** folgende Kriterien:

- stabiler oder stabilisierbarer Bandapparat
- Achsfehlstellung varus < 25º, valgus < 20º
- Flexionkontraktur < 20º
- keine Insuffizienz des Streckapparates bzw. Genu recurvatum
- kein Vorliegen neuromuskulärer Gelenkinstabilitäten.

Nach JEROSCH et al. (1997) **(47)** machten ungekoppelte Oberflächenendoprothesen etwa zwei Drittel der 1994 implantierten Knieendoprothesen aus.

Vergleichende Untersuchungen in Bezug auf die *Aktivität nach Prothesenimplantation* zeigen ebenfalls einen Trend zu weniger belastender körperlicher Aktivität, wobei die Bereitschaft, körperlich aktiv zu sein, postoperativ eher zunimmt. BOCK et al. **(11)** fanden bei einer Nachuntersuchung von 138 Patienten mit einem Durchschnittsalter von 55,3 Jahren zum Implantationszeitpunkt im Mittel 74 Monate postoperativ heraus, dass 89 % der präoperativ aktiven Patienten (ca. 80 % des Patientengutes) auch postoperativ zur gleichen Aktivität zurückkehrten. Dabei stellten das Spazierengehen (93 %), das Schwimmen (34 %) und das Radfahren (18 %) die häufigsten Betätigungen dar. Ähnlich zeigen die eigenen Daten bei deutlich älteren Patienten (durchschnittlich 69,2 Jahre) eine Reduktion des Anteils der Patienten mit einem Aktivitätsniveau von „0“ nach TEGNER von 45 % präoperativ auf 16 % postoperativ. 50 % erreichten postoperativ ein Aktivitätsniveau von „2“ (Spazierengehen auf unebener Strecke). 31 % erreichten ein Freizeitsportniveau mit Schwimmen und Radfahren. Die Tendenz geht somit zu Aktivitäten mit weniger Belastung und geringeren koordinativen Ansprüchen.

Kritisch anzumerken bleibt weiterhin, dass es sich bei der vorliegenden Untersuchung um eine *retrospektive Studie* handelt. Die Aussagen über Aktivitätsänderungen beruhen auf den glaubhaft versicherten Angaben der Patienten und der Aktenlage.

4.3. Empfehlungen für sportliche Aktivitäten

Die Endoprothetik verzeichnet in den vergangenen Jahrzehnten eine Steigerung der Implantationszahlen. Man schätzt, dass in Deutschland jährlich etwa 55.000 Knie-Endoprothesen implantiert werden. Auf Grund des vermehrten Auftretens von posttraumatischen Arthrosen sowie der erhöhten Lebenserwartung der Patienten, gewinnt die Frage nach der Sportfähigkeit mit Endoprothesen an Bedeutung. Gleichzeitig besteht eine große Patientenzufriedenheit bei ständiger Verbesserung des Implantatdesigns, der Materialien, der biomechanischen Eigenschaften, der operativen Zugangswege und physiotherapeutischer Rehabilitations-programme. Sport wird laut Brockhaus definiert als Belustigung, Zeitvertreib, jede Tätigkeit, die um ihrer selbst willen ausgeübt wird, aus Freude an der Überwindung von Schwierigkeiten und meist unter Anerkennung gewisser Regeln; im Besonderen eine derartige Tätigkeit im Freien, die mit Leibesübungen verbunden ist **(22)**. „Dabei überwiegen die so genannten Volkssportarten, da fälschlich angenommen wird, dass ein Volkssport allgemein nützlich sei..." **(96)**.

Grundsätzlich sollte auf eine stabile und korrekte Implantatlage, gute Qualität des knöchernen Implantatlagers sowie einen adäquaten Trainingszustand der Muskulatur Wert gelegt werden. Des Weiteren gilt die Aufmerksamkeit dem sportartbedingten mechanischen belastungsspezifischen Gangbild. Hinken, Gehhilfen, Achsfehlstellung und extreme Beinlängendifferenzen sind kontraindiziert, Treppensteigen sollte bei ausreichender Stabilisierung der Muskulatur und angemessenen Bewegungsausmaß möglich sein. Individuelle Voraussetzungen betreffen Alter, Körpergewicht, kardiovaskuläre Erkrankungen, Prothesendesign, Implantattechnik, sportliche Vorerfahrung sowie die psychische Sportfähigkeit.
Speziell lässt sich sagen, dass eine Knieendoprothese Dreh- und Stoßbewegungen schlechter als eine Hüfttotalendoprothese toleriert, eine operative Versorgung bei Lockerung oder periprothetischer Fraktur eingeschränkter möglich und stabilisierendes Training der gelenkführenden Muskulatur unerlässlich ist. Spezifische Kontraindikationen sind Gelenkinfektion, Instabilität, ein bereits durchgeführter Endoprothesenwechsel, Muskelinsuffizienz und Übergewicht.

Voraussetzung für die Durchführung von sportlichen Aktivitäten nach Knietotalendo-prothesenimplantation ist eine postoperative Rehabilitation. Zwar wird man vergeblich in der Literatur nach wissenschaftlichen Studien zur Rehabilitation nach Knieendoprothesen suchen, so ist doch im letzten Jahrzehnt ein Trend in Richtung beschleunigter Rekonvaleszenz in Anlehnung an die Rehabilitation nach Kapselbandverletzungen zu verzeichnen. Zunächst wurden „time-

based“-Programme postuliert, welche ein restriktives Vorgehen in Abhängigkeit der Pathologie, der Art des chirurgisch-orthopädischen Eingriffs und der erwarteten Heilungszeit fordern. Somit erhielten alle Patienten nach Knietotalendoprothesenimplantation bei Gonarthrose (ohne Unterscheidung der Ätiologie) das gleiche Therapieschema und auf individuelle Gegebenheiten oder funktionelle Behinderungen konnte nur marginal Rücksicht genommen werden.

Aufgrund dieser Probleme entwickelte sich ein eher „citerion-based“-Programm, wobei die Progression der Behandlung von der Erfüllung bestimmter funktioneller Kriterien innerhalb der Therapie bestimmt wird. Somit wird in Heilung befindliches Gewebe adäquat belastet und nicht überlastet. Eine unnötige Imobilisation mit entsprechenden Folgen kann vermieden werden. Dafür ist jedoch eine optimale Kooperation und Kommunikation zwischen Chirurg/Orthopäden, Physiotherapeut und Patient zwingend erforderlich. Dabei ist der Patient der Protagonist in der Rehabilitation. Als erstes wird dabei die neuromuskuläre Stabilisierung der verschiedenen Gelenke in den verschiedenen Alltagssituationen unter Beachtung der diagnosespezifischen Beschränkungen ihrer Funktion trainiert. In der zweiten Phase orientiert sich das Rehabilitationsprogramm ausschließlich an den Patientenzielen (Beruf, Hobby, Freizeit, Sport). Evaluationstests zur physischen Patientenleistung sollten in kurzfristigen Abständen durchgeführt werden, um den Patienten nicht potentiell gefährlichen Risiken auszusetzen **(9)**.
Bezugnehmend auf Untersuchungen zum Einwachsverhaltens von Prothesen im Knochen mittels verschiedener Knochenstoffwechselmaker (alkalische Phosphatase, Prokollagen Typ I, N-Telopeptid) sollte mit einer behutsamen Sportausübung frühestens 3-6 Monate postoperativ begonnen werden **(101, 102)**.

Zahlreiche biomechanische Studien (NIGG 1977 **(81)**, ERICSON 1986 **(27)**, KUSTER 2000 **(63)**) geben Aufschluss über die am Skelettsystem wirkenden Belastungen und Kraftspitzen bei unterschiedlichen körperlichen Aktivitäten. Im Hinblick auf den zusätzlichen Abrieb sowie der Gefahr einer aseptischen Lockerung bei Überlastung durch zu kleine Kontaktflächen, zu große Gelenkkräfte oder ungünstige Bewegungsabläufe unterscheiden wir empfehlenswerte, bedingt empfehlenswerte von nicht empfehlenswerten Sportarten nach Implantation einer Knietotalendoprothese. Die Angaben beziehen sich auf experimentelle Ergebnisse, vereinzelte Literaturstellen zu dieser Thematik und dem Vergleich des Aktivitätsmusters der Patienten unserer Untersuchung. Unbedingt beachtet werden sollten gleichzeitig das präoperative sportliche Belastungsniveau sowie die technischen Voraussetzungen.

Zu den *empfohlenen Sportarten* zählen:

- **Schwimmen (Aqua-Jogging):** Die Aquatherapie ermöglicht durch die Ausnutzung der Auftriebskraft des Wassers eine Reduktion der axialen Kompression. In taillentiefen Wasser beträgt die Kniegelenkbelastung nur 60 %, in axeltiefen Wasser 40 % und in halstiefen Wasser 15 % der Normalbelastung an Land. Aufgrund einer relativen Muskelrelaxation ab einer Wassertemperatur von 30° C kommt es zur Zunahme des Bewegungsausmaßes. Der bekannte erhöhte Wasserwiderstand zwingt zur Durchführung von langsameren, in der Wahrnehmung intensiveren Bewegungen von weitaus mehr Muskelgruppen. Diese vorwiegend isometrischen Muskelkontraktionen bedingen eine Kräftigung. Des Weiteren bewirkt der hydrostatische Druck zusätzlich eine Zunahme des venösen Rückflusses und der Lymphaktivität. Die bei Temperaturen unter 33° C resultierende Vasokonstriktion fördert den Blutrückfluss zum Herzen, erhöht das Schlagvolumen um 30-40 % und senkt somit die Herzfrequenz. Die Lungenvitalkapazität wird um ca. 9 % gesenkt. Dieser Effekt und die Wassertemperatur (Temperatur > 35° C führt zur Vasodilatation) spielen bei Patienten mit cardiopulmonaler Erkrankung eine nicht unerhebliche Rolle.

  Das Kraulschwimmen ist dabei die ökonomischste und idealste Form. Beim Brustschwimmen sollte aufgrund der großen Drehbelastung im Kniegelenk die Stoß- und Schwunggrätsche gemieden und durch die Kraulbeinbewegung ersetzt werden. Beim Rückenschwimmen ist auf ein aktives Beinkraulen zu achten, da sonst bei Zunahme des Bewegungsumfangs eine Überstreckung im Hüftgelenk (mit Gefahr der Luxation bei HTEP) möglich wird. Beim Schmetterlingschwimmen ist mit einem großen Sauerstoffverbrauch zu rechnen. Das Schwimmen in Seitlage mit Scherbewegung der Beine stellt eine sichere und effektive Alternative dar **(81)**.

- **Radfahren:** Hierbei sollten Heimtrainer beziehungsweise Gelände mit wenig Gefälle (Reduktion der Sturzgefahr) sowie gleichmäßige, fließende Bewegungen bevorzugt und Wert auf niedrige Übersetzungen, höhere Frequenzen, angepasste Sattelhöhe, tiefer Einstieg (Damenrad) und aufrechte Sitzhaltung gelegt werden. Beim Fahrradfahren kann eine Kniegelenkbelastung von 1,2-mal des Körpergewichtes gemessen werden, wobei die maximale Gelenkbelastung bei 80° Flexion besteht **(27)**. Bei Messung der Stressverteilung mit drucksensitiven Folien auf verschiedenen Protheseninlays (flat inlay, curved inlay, mobile bearing) zeigten sich auf allen nur sehr kleine Flächen (< 15 mm²) auf denen das Belastungsniveau über der Belastbarkeit des entsprechenden Polyethylens lag. Bei zunehmender Extension nimmt die Belastung und somit die Fläche mit Überbelastung ab. Im Vergleich dazu besteht beim Jogging mit max. Belastung in 50° Flexion (9-faches

Körpergewicht) eine Überbelastung für alle Designs auf einer Fläche von > 140 mm² **(63)**. Bei Gleichgewichtsproblemen oder zur Gleichgewichtsschulung empfehlen sich Dreiräder, Stützräder mit Teleskopfedern oder Spezialräder.

- **Wandern (Power-/Nordic-Walking):** Es zeigte sich, dass beim schnellen Gehen in der Ebene (Power-Walking) Kräfte im Bereich des Kniegelenkes von 3-4-mal des Körpergewichtes auftreten. Diese können beim schnellen Abwärtsgehen bis auf das 8-fache des Körpergewichtes ansteigen. Die maximale Gelenkbelastung wird dabei bei einem Flexionswinkel von 20° (Power-Walking) beziehungsweise 40° (Abwärtsgehen) und 60° (beim Treppe hinuntersteigen) erreicht. Verantwortlich für diese hohen Belastungen ist der M. quadriceps femoris, da seine Aktivierung einen Kompressionsdruck auf das Kniegelenk ausübt **(64)**. Inlay-Messungen ergeben keine Überbelastungen beim Power-Walking, jedoch beim Treppesteigen überlastete Flächen von 90-110 mm². Des Weiteren konnte gezeigt werden, dass der Einsatz von Stöcken (Nordic-Walking) beim Bergabgehen zu einer Kniegelenkentlastung bis zu 20 % führt **(104)**. Außer dem Stockeinsatz sollte weiterhin großen Wert auf das Tragen von knöchelhohen, bequemen und luftgepolsterten Schuhen mit vertikaler Dämpfung gelegt werden. Nach Möglichkeit sollte also bergan gelaufen und hinab mit der Bahn gefahren werden. Beim Hinhablaufen empfiehlt es sich, Stöcke zu benutzen, das Tempo zu reduzieren und auf Abkürzungen im Gelände zu verzichten.
- **stabilisierende Krankengymnastik/Fitness- und Krafttraining:** Vom Prothesendesign ausgehend wird die größte Kontaktfläche extensionsnah erreicht. Daher kann das Kniegelenk in Streckung mehr belastet werden. Das operierte Kniegelenk sollte immer nur in einer Achse und mit max. ¼ des Körpergewichtes trainiert werden. Dabei sollte vor allem darauf geachtet werden, dass die Übungen langsam ausgeführt werden, um ein plötzlichen Zurückschnellen (an Kraftgeräten) zu minimieren. Wenn möglich sollten die Übungen in einer geschlossenen Kette (mit Fixierung des Unterschenkels bzw. Fußes) erfolgen. Beim Beüben des Kniegelenkes gegen einen Widerstand können Belastungsspitzen bis 270 % des Körpergewichtes auftreten **(64)**.

Bedingt empfehlenswerte Sportarten:

- **Skilanglauf:** Gemessen wurden Beschleunigungsarbeiten am Schienbeinkopf, welche quadratisch zur Skigeschwindigkeit sind. Deshalb sollte ein möglichst ebenes Terrain mit wenig Gefälle im Streckenverlauf ausgewählt werden **(81)**. Dem klassischen Stil sollte gegenüber dem Schlittschuhschritt oder dem Skating der Vorzug gegeben werden, um Torsionsbewegungen im Kniegelenk zu minimieren. Die Geschwindigkeit ist in der

Abstoßphase am größten, es schließt sich die Gleitphase an, worauf die Stockeinsatzphase beginnt. Diese ermöglicht, den Geschwindigkeitsabfall abzufangen. Um eine relative Schonung des Kniegelenkes zu erreichen, empfiehlt es sich, das Schubbein nur abgeschwächt zu überstrecken, die Stockarbeit zu betonen und damit die Gleitphase zu verlängern. Das Tempo sollte eher durch Zunahme der Kadenz und kürzere Gleitphasen gesteigert werden. Kürzere und breitere Wanderski erhöhen die Standsicherheit.

- **Rudern:** Hier wird vor allem die Rumpfmuskulatur beansprucht. Eine entspannte Sitzhaltung unter Meidung einer starken Oberkörperbeugung sollte eingenommen werden können. Eine Schublimitierung des Rollsitzes, ein Stemmbrett oder verstellbare Ruderhebelarme lassen eine Optimierung der Sitzposition zu. Auch schmale Rennboote sind wegen des hohen Maßes an Balanceerhaltung zu meiden. Insgesamt wird beim Rudern 95 % der Muskulatur beansprucht und die cardiopulmonale Situation kann erheblich verbessert werden.

Nicht zu empfehlende Sportarten sind: (Bekanntermaßen sind sportlich sehr ambitionierte Patienten nicht von der Aufgabe ihrer Lieblingsfreizeitbeschäftigung zu überzeugen. Deshalb werden hier Modifikationen zur Risikominimierung angegeben.)

- **Laufen / Joggen:** Beim Joggen wird eine Kniebelastung von 8 - 9-mal des Körpergewichtes erreicht und 70 % der Kontaktfläche des Inlays überbelastet. Um die Belastungsspitzen möglichst gering zu halten sollte flaches, ebenes Gelände bevorzugt und harter Untergrund gemieden werden. Gleitfähiges Schuhsolenprofil, Schuhdämpfung und Pronationsabstützung verringern die Haltearbeit des M. tibialis anterior und des M. biceps femoris mit ihrer, bei Überanspruchung auftretenden, kniegelenksnahen Ansatztendinopathie. Die aufzubringende Dämpfungsarbeit ist bei Fersenlauf um 50 % gegenüber dem Ballenlauf erhöht **(81)**. Des Weiteren sollten Intervallläufe bevorzugt und eine muskuläre Ermüdung (erhöhte Sturzgefahr) vermieden werden.
- **Ball- und Rückschlag-Sportarten (inklusive Tischtennis), Leichtathletik:** Diese zählen im Allgemeinen zu den Kontaktsportarten und weisen ein erhöhtes Verletzungsrisiko auf. Die Füße rotieren zumeist bei Bodenkontakt und belasten somit verstärkt die Kniegelenke. Großer Wert sollte hier auf das adäquate sportartspezifische Schuhwerk (Volleyball: gute vertikale Dämpfung, Handball: gute horizontale Dämpfung) und den Belag (auf Kunststoff kaum Rutschen möglich, daher kleiner Bremsweg, große Bremsbeschleunigung) gelegt werden. Messungen belegen, dass beim Tennisspiel auf Sand-Merkel der Fuß flach aufgesetzt wird und ein Kniebeugewinkel von 55° erreicht

wird, der sich auch beim Schlag nur gering ändert. Auf Kunststoff hingegen wird der Fuß über die Ferse aufgesetzt, das Knie dabei fast gestreckt und für den Schlag ca. 30º gebeugt. Ebenfalls ist eine Modifikation des Spielablaufes oder der Regeln sinnvoll (Spielfeldverkleinerung, Sprungeinschränkung, leichtere Bälle, Doppelspiel etc.). Sprünge über 30 cm, die nicht durch die Hände oder das Gegenbein abgefangen werden können, sollten vermieden werden **(81)**.

- **Kegeln, Bowling, Eisstockschießen, Curling:** Ein kürzerer Anlauf oder ein Platzieren des Gerätes aus dem Stand sollte gewählt und der letzte extreme Ausfallschritt gemieden werden. Bei letzterem entsteht eine große Druckbelastung auf das Kniegelenk bei der plötzlichen Hebeländerung durch die Oberkörperflexion (Hüft- und Kniebeugung) in der Bremsbewegung **(81)**.
- **Golf:** Es sollte auf einen sicheren Stand und eine genaue Schlagtechnik zur Reduktion der Oberkörperverwringung geachtet werde. Des Weiteren minimieren Schuhe ohne Spikes und ein Vermeiden von Maximalabschlägen die Torsionsbelastung im Kniegelenk. Das Gehen zwischen den Schlägen ist eher mit dem empfehlenswerten „Wandern“ zu vergleichen **(81)**.
- **Schlittschuhlaufen, Inlineskating, Tanzen:** Eine Rotation des Oberkörpers setzt sich auch auf die unteren Extremitäten fort. Deshalb sollte diese nach Möglichkeit gemieden und durch Drehung auf dem gesunden Bein kompensiert werden. Kleinere Schritte bei höheren Frequenzen erhöhen die Stabilität, können jedoch die insgesamt große Sturzgefahr nicht reduzieren **(81)**.
- **Alpinski/Wasserski:** Hier kommen vor allem die quadratisch zunehmenden Beschleunigungswerte am Kniegelenk (Hüftgelenk und Kopf nur linear) und die damit steigende Verletzungsgefahr bei Kollisionen oder Stürzen zum Tragen. Extreme Körperpositionen, Buckelpisten, Fahren im Schneepflug und große Torsionen bei Schwüngen sind zu meiden. Kurze Ski, weiche Skischuhe (OSG-Beweglichkeit zur Entlastung von Knie- und Hüftgelenk), geringere Geschwindigkeiten und an das Können angepasste Pistenwahl senken das Verletzungsrisiko. Eine aufrechte Körperhaltung mit nur leichter Vorlage verringert die Bewegungsfreiheit der Beine stärker als bei Fahrten in Hockstellung. Eine Stabilisierung und Entlastung des Kniegelenkes findet statt. Die Hüftbelastung steigt um 20 % **(81)**.
- **Reiten:** Das Aufsteigen sollte mit dem gesunden Bein oder mit Aufstiegshilfe erfolgen. Häufige Tempo- und Gangwechsel belasten das Kniegelenk **(81)**.
- **Segeln:** Extrembelastungen entstehen vor allem beim Wenden und Halsen. An Bord sollten stabile und rutschfeste Schuhe getragen werden und ausreichend Handgriffleisten

oder –seile an und unter Deck vorhanden sein. Großschiffe mit entsprechender Besatzungszahl reduzieren den Kraftaufwand und das Arbeitspensum des Einzelnen.

Eine Modifikation der jeweiligen Sportart ist meist möglich und häufig notwendig.

Insgesamt lässt sich feststellen, dass Sport im Alter zur Steigerung der Gehgeschwindigkeit und Ausdauer, Zunahme der Muskelkraft, Vergrößerung des Bewegungsumfanges der trainierten Gelenke, geringere Fallneigung durch verbesserten Gleichgewichtssinn sowie zur Zunahme des Herzminutenvolumens und Vergrößerung der Vitalkapazität der Lunge führt. Eine Optimierung der Prothesenführung und die Entwicklung der Stoßdämpferfunktion durch muskuläre Gegenspannung geben letztlich Schutz vor Fehlbelastung und Lockerung.

Ebenfalls konnte durch WIDHALM (1990) **(119)** und DUBS (1984) **(24)** bei einliegenden Hüfttotalendoprothesen nachgewiesen werden, dass durch sportliche Aktivität die Knochendichte und somit die Prothesenverankerung verbessert werden kann und Sportler von einer Lockerung weniger bedroht sind als sportinaktive Endoprothesenträger. Die Lockerungsrate betrug bei Nichtsportlern 57 %, bei Sportlern 18 %. Eine periprothetische Fraktur bei sportlicher Betätigung wurde nicht gesehen. Im Rahmen der Knieendoprothetik liegen derartige Studien bisher nicht vor; die Ergebnisse treffen höchstwahrscheinlich ebenfalls zu. Die 6 Revisionen unserer Nachuntersuchung wurden bei Patienten mit einem Aktivitätsgrad von 0-1 nach Tegner durchgeführt. Der eine Sturz mit anschließender Prothesenlockerung ereignete sich im häuslichen Bereich.

Es gilt, die Balance zwischen zu wenig (Inaktivitätsosteoporose) und zu viel Aktivität (Abrieb) zu halten.

4.4. Schlussfolgerung und Ausblick

In der vorliegenden Arbeit kann gezeigt werden, dass ein deutlicher und signifikanter Zusammenhang zwischen dem erreichbaren Aktivitätsniveau und den postoperativ empfundenen Schmerzen, dem Gesundheitszustand des Patienten und dessen Konstitution besteht. Eine Aktivitätssteigerung konnte nach endoprothetischem Ersatz sogar in 44 Fällen trotz zunehmenden Alters und allgemeiner Gesundheitsverschlechterung erzielt werden. In 80 % der Fälle äußern die Patienten insgesamt Zufriedenheit, wobei ein gutes Bewegungsausmaß und

gering empfundene Schmerzen bei gleichzeitiger Stabilität entscheidenden Einfluss auf die Beurteilung haben. Eine Optimierung dieser Parameter muss auch zukünftig angestrebt werden.

Die moderne Knieendoprothetik baut derzeit im Wesentlichen auf den Erfahrungen der letzten drei Jahrzehnte auf. Ungeachtet dessen zeigen kritische Analysen von Fehlschlägen und Komplikationen den zukünftigen Handlungsbedarf und die Herausforderungen an Forschung, Entwicklung und Herstellung von Endoprothesen auf. Die Schwerpunkte liegen dabei in folgenden Bereichen:

- Materialoptimierungen verbessern das Verschleissverhalten und führen auf Grund eines verminderten Polyethylenabriebes zur Reduzierung aseptischer Lockerungen. Keramikwerkstoffe können sich wegen ihrer limitierten mechanischen Eigenschaften (geringe Bruchfestigkeit und Schadenstoleranz) vorerst noch nicht in der Knieendoprothetik etablieren. Derzeit gelten bioinerte UHMWPE (ultra-high molekular weight polyethylene)-Vollmaterialen wegen der guten Bruch- und Schlagzähigkeit trotz relativ geringer Härte- und Zugfestigkeit, geringem Elastizitätsmodul und hohem Kaltfluss unter Wechsellastbeanspruchung als einzig anwendbares Biomaterial für die artikulierende Komponente. Entwickelte Herstellungsverfahren zur Polyethylenverstreckung, -vernetzung oder -kompaktierung führen zu einer Vergrößerung des Elastizitätmoduls mit erhöhter Zugfestigkeit und zu einer besseren Molekülorientierung (in Anlehnung an die tangential verlaufenden Kollagenfibrillen des Gelenkknorpels) **(103)**.
- Designoptimierungen zielen auf die Annäherung an die physiologische Kniekinematik nach KTEP und damit ebenfalls eine Abriebminimierung ab. Eine Erhöhnung der Kongruenz verringert die Flächenpressung. Erst die posterior stabilisierten Prothesen ermöglichen das femorale Rückwärtsrollen und führen damit zur Kontaktflächenvergrößerung und Scherkraftverringerung bei einer Flexion > 35°. Der deshalb ebenfalls tolerierbare kleinere Radius der posterioren Kondylen führt zu einer zusätzlichen Flexionfähigkeit (bis ca. 115°), die entscheidende Vorteile für die Alltagstätigkeiten bringt **(12).** Die kontroverse Frage nach der besseren Eignung von „mobile-bearings“ oder „fixed-bearings“ lässt sich derzeit nicht eindeutig beantworten. In der Literatur konnte bisher kein signifikanter Unterschied in kurz- und mittelfristigen Betrachtungen festgestellt werden. Erhöhen einerseits die translatorischen und/oder rotatorischen Bewegungsmöglichkeiten der „mobile-bearings“ die femorotibiale Gleitflächenkongruenz, bestehen aber so andererseits zwei Interface-Flächen mit Verschleissmöglichkeit. Somit könnte der gesamtvolumetrische Partikelabrieb ähnlich groß sein **(2)**. Nach MÖCKEL et al. (2004) registrieren ganganalytische Untersuchungen bei Patienten

mit rotierender Plattform Gangmuster, die sich den Referenzwerten gesunder Probanden eher annähern als bei anderen Implantaten **(75)**.

- Alternative Verankerungskonzepte zu der derzeit am häufigsten angewandten Hybridfixierung (femoral zementfrei/tibial zementiert) mit einer ausreichend hohen Primärstabilität geeigneter Oberflächenstrukturen werden entwickelt. Da die Tibiakomponente Druck-, Scher-, Kipp- und Rotationskräfte aufnehmen muss, ist deren stabile Verankerung für die Kinematik und Standzeit entscheidend. Genutzt werden derzeit Polymethylmethacrylat (PMMA)-Knochenzemente, die bei Aushärtung Temperaturen von 40º-46º entwickeln und deren Haltbarkeit stark von Lagerung, Beimengungen und Lufteinschlüssen abhängt. Kleinste Zementreste können zur Störung der Kinematik oder Impingement und somit zum frühzeitigen Abrieb führen **(68)**.
- Verbesserungen der operativen Technik ermöglichen nach Entwicklung spezieller Instrumentarien die Nutzung minimal-invasiver Zugangswege. Dabei kann unabhängig von der Länge des Hautschnittes die Incision der Quadricepssehne vermieden werden. Häufig resultieren eine schnellere Rehabilitation und eine bessere Beugefähigkeit bei fehlenden Verklebungen des oberen Recessus. Bei deutlich schlechterer Übersicht ohne Patellaeversion erleichtert die Navigation die Implantatausrichtung und Einstellung der korrekten Bandspannung.
- Implantationspräzisierungen auf Grund der Instrumentennavigation erlauben eine intraoperative Kontrolle der Achsausrichtung und der Sägeschnitte anhand von Infrarotdetektoren, welche an Femur und Tibia sowie den Instrumenten befestigt werden. Es sind CT-basierte und CT-freie Verfahren verfügbar. In einzelnen Studien konnte mit dieser teils aufwendigen Technik eine Verbesserung der Achsenausrichtung in der Frontalebene und eine Verringerung der Zahl deutlicher postoperativer Achsenabweichungen gegenüber konventionellen Implantationen erreicht werden. Inwieweit optimiertes Alignement und perfekte Implatatpositionierung die klinischen Ergebnisse und die Standzeiten verbessert, bleibt abzuwarten.

Eine derzeit durch die Krankenkassenverbände angestrebte „Mindestmengenregelung“ in der Knieendoprothetik, wobei für eine Implantationserlaubnis pro Krankenhaus > 50 KTEP/Jahr gefordert werden, beruht auf einer Metatanalyse vorwiegend retrospektiver Untersuchungen. Wegen der Vielfalt von Prothesensystemen und unterschiedlicher Dokumentationsmethoden kann diese nur sehr begrenzt aussagefähig sein. Eine Aussage zur Qualität von Kniegelenkersatz-verfahren ist nur durch ein prospektives, sinnvollerweise multizentrisches und identisches Untersuchungsdesign möglich. Eine kontinuierliche Auswertung des Datenbestandes ermöglicht eine Qualitätskontrolle und Qualitätssicherung in der Knieendoprothetik.

5. ZUSAMMENFASSUNG

Entscheidende Fortschritte in Bezug auf die operative Behandlung der Gonarthrose konnten in den vergangenen 15 Jahren erzielt werden. Die mittelfristigen Erfolge der modernen Knieendoprothetik mit Hilfe des bikondylären Oberflächenersatzes sind mittlerweile in zahlreichen Untersuchungen belegt worden.
In der vorliegenden Arbeit sollte darüber hinaus geklärt werden, inwieweit eine Änderung des Aktivitätsniveaus nach Implantation einer Knietotalendoprothese stattfindet und welche Möglichkeiten der sportlichen Betätigungen nach der Operation bestehen. Zu diesem Zweck wurden 94 Patienten, welche in den Jahren 1996-1999 im Waldkrankenhaus Bad Düben, Fachkrankenhaus für Orthopädie, mit einer bikondylären Oberflächen-Knietotalendoprothese Typ Foundation® versorgt wurden, im Mittel 31 Monate postoperativ evaluiert. Dabei konnten 75 Patienten (80 %) mit 100 Prothesen (77 %) klinisch und röntgenologisch nachuntersucht werden. Von 19 Patienten erhielten wir keine Follow up-Information (9 Patienten lehnten eine Nachuntersuchung ab, 4 Patienten verstarben, 6 Patienten konnten nicht erreicht werden). Bei 12 Patienten (12 %) waren Spätkomplikationen aufgetreten, die in allen Fällen eine Reoperation außerhalb des Untersuchungszeitraums erforderlich machten.

Subjektiv wurde bei 80 Knietotalendoprothesen (80 %) das Ergebnis als „sehr gut“ oder „gut“, bei weiteren 9 Prothesen (9 %) als „befriedigend“ bewertet. Als „mangelhaft“ wurde das Ergebnis 10-mal (10 %) und als „schlecht“ einmal (1 %) eingeschätzt. Auch konnten für den WOMAC-Score mit Mittelwerten von 4 Punkte (Teil Schmerz), 2 Punkte (Teil Steifigkeit), 13 Punkte (Teil Funktion) und einem Gesamtwert von 19 Punkten gute bis sehr gute Ergebnisse erzielt werden. Signifikante Unterschiede bestehen dabei sowohl in Hinsicht auf die Schmerzempfindung der leicht adipösen (stärkere Schmerzen) zu normalgewichtigen Patienten als auch in Bezug auf die Funktion im Alltag der Patienten mit ursprünglich primärer Gonarthrose (bessere Funktion) gegenüber den anderen Patienten.

Subjektiv-objektive Betrachtungen zum Nachuntersuchungszeitpunkt ergaben im Knee-Society-Score für den Teilbereich „Schmerzen“ 74 ± 16 Punkte und in Beurteilung der „Funktion“ 72 ± 16 Punkte. Außer in Bezug auf die absolute Gehleistung konnten für adipöse Patienten (BMI > 30 kg/m²) keine schlechteren Ergebnisse gegenüber den Normalgewichtigen (BMI < 30 kg/m²) erhoben werden. Ein besseres Ergebnis wurde nach Implantation einer Kniegelenktotalendoprothese bei vorliegender primärer Arthrose erzielt.

Verlaufsbeurteilungen erreichen im Rahmen des KOOS (letzter Monat) im Mittel 76 Punkte beziehungsweise des SF-36 (letzte Woche) 63 Punkte und unterscheiden sich somit nur geringfügig von den anderen erhobenen Daten. Dass die Zufriedenheit erheblich von der körperlichen Aktivität, der Lebensqualität, der körperlichen Funktionsbeeinträchtigung, der sozialen Integrierung und des allgemeinen Gesundheitszustandes beeinflusst wird, lies sich herausarbeiten.

Aktivitätsänderungen nach Prothesenimplantation können in 64 % der Fälle mit statistischer Signifikanz aufgezeigt werden. Davon findet in 44 Fällen eine Aktivitätssteigerung und 20-mal eine Reduktion des Aktivitätsniveaus statt. Dabei liegt nur in einem Fall postoperativ Inaktivität, bei einem präoperativ bestehenden Aktivitätslevel von „2“, vor. In den anderen Fällen erfahren zumeist sehr aktive Patienten eine Aktivitätsverminderung auf Grund der Meidung koordinativ anspruchsvoller Sportarten und Verringerung der Trainingfrequenz. Ein deutlicher und signifikanter Zusammenhang zwischen dem erreichbaren Aktivitätsniveau und den postoperativ empfundenen Schmerzen, dem allgemeinen Gesundheitszustand sowie der seelischen Verfassung des Patienten und dessen Konstitution besteht. Patienten mit einem BMI < 30 kg/m² (normalgewichtig beziehungsweise Adipositas Grad 1) sind aktiver.

Insgesamt ist somit bei über Dreiviertel der Patienten mit künstlichem Kniegelenksersatz der Eingriff ca. 2,5 Jahre postoperativ als Erfolg zu werten. Etwa jeder zehnte Gelenkersatz erfüllte die Erwartungen nicht. In 50 % konnte postoperativ ein Aktivitätsniveau von „2“ (Spazierengehen auf unebener Strecke möglich) und in 31 % ein Freizeitsportniveau mit Schwimmen und Radfahren erreicht oder beibehalten werden.

5.1. SUMMARY

Over the last 15 years, there has been considerable progress in the operative treatment of osteoarthritis using endoprostheses. The mid-term results of the modern total knee arthroplasty by a bicompartimental endoprosthesis have been shown in numerous studies.
The aim of the present study was to evaluate to what extent patients are capable of engaging in sports following total knee replacement and how patient’s activity level changed compared to the preoperative situation. For this, we revaluated 94 patients, who had undergone total knee replacement (bicompartimental, Type Foundation®) during the years 1996 to 1999 in the Waldkrankenhaus Bad Düben, special hospital of orthopaedics. Follow-up analysis in 75 patients (80 %) with 100 prosthesises (77 %) included clinical and radiographic examination as well as assessment of life quality using questionnaires. The mean time of follow-up was 31 month. Drop-

out rate was 19 of 94 patients (9 patients turned down an examination, death in 4 patients, 6 patients were lost). Long-term complications necessitated operative revision in 12% after the observation interval.

Subjective in 80 (80 %) total knee arthroplasties were scored as excellent and good result, nine (9 %) rated as fair, and one (1 %) had a poor result. The average WOMAC-Score was 4 points (part Pain), 2 points (part Stiffness), 13 points (part Function) and 19 points for the total score; respective excellent and good results. There are statistical significant differences in the perception of pain between the mildly obese patients (more pain) and normal weight patients, as well as differences in the activity of daily life between the primary osteoarthritis patients (better function) and the others.

Subjective-objective evaluations applying the Knee Society Score obtained a mean of 74 points for "pain" and 72 points for the functional score. Except for absolute walking distance obese patients (BMI > 30 kg/m²) had similar scores as lean patients (BMI < 30 kg/m²). Patients with primary osteoarthritis had the best benefit.

Course examinations revealed excellent results with 76 points for the KOOS (last week) and with 63 point for the SF-36 (last month). A statistically positive correlation was determined between the satisfaction and the physical activity, the quality of life, the physical functioning, the social functioning and the general health.

The level of activity following total knee replacement significantly changed in 64 % of the patients with endoprosthesis-implantations. 44 of them have had an increase of activity, 20 of them a decrease in the level of activity. Only one patient has had complete postoperative inactivity, compared to a preoperative activity level of "2". A tendency towards low impact physical activities could be seen after total knee replacement for the very active patients. There was a significantly positive association between the benefit for patient's activity level and postoperative pain reduction, general health, mental health, and body weight. Patients with BMI < 30 kg/m² (lean or mildly obese) are more active.

In summery, after 2.5 year follow up after knee replacement, the procedure had been successful in more than 75 % of the cases, while only 10 % implantations did not meet the expectations. Generally, good postoperative activity was obtained and sustained, with 50 % of level of "2" (walking in bumpy routes) and in 31 % in spare time sport level for swimming and bicycle race.

LITERATURVERZEICHNIS

1. **Aubriot**, J.H.: Post-Traumatic knee degeneration. Rev Prat. (1998) Oct 15; 48(16):1799-804

2. **Ast**, T., Hofer, A., Schietsch, U., Merk, H.: Mobile versus fixed bearings in der Endoprothetik des Kniegelenkes. Orthopädische Praxis 41, 6 (2005): 291-294

3. **Bäthis**, H., Tingart, M., Perlick, L., Grifka, J.: Stellenwert der Navigation in Deutschland. in: Deutscher Orthopädenkongress 2003, Abstracts der wissenschaftlichen Beiträge, Thieme-Verlag 2003, Z Orthop 141 (2003): S58

4. **Baumann**, J.U., Schär, A., Meier, G.: Kräfte und Drehmomente an Hüft- und Kniegelenken beim Gehen. Orthopäde, 21, Springer-Verlag, Berlin-Heidelberg (1992): 29-34

5. **Bellamy**, N., Buchanan, W.W., Goldsmith, C.H., Campell, J., Stitt, L.W.: Validation Study of WOMAC. A health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee. J Rheumatol 15 (1988): 1833-1840

6. **Bellamy**, N., Buchanan, W.W., Goldsmith, C.H., Campell, J., Stitt, L.W.: Validation Study of WOMAC. A health status instrument for measuring clinically-important patient-relevant outcomes following total hip or knee arthroplasty in osteoarthritis. J Rheumatol 15 (1988): 95-108

7. **Bellamy**, N., Buchanan, W.W.: A preliminary evaluation of the dimensionality and clinical importance of the hip and knee. Clin Rheumatol 5 (1986): 231-241

8. **Bert**, J., Gross, M., Cline, C.: Outcome results after total knee arthroplasty: does the patients physical and mental health improve? Am J Knee Surg Fall 13 (4), (2000): 223-227

9. **Bizzini**, M., Boldt, J., Munzinger, U., Drobny, T.: Rehabilitationsrichtlinien nach Knieendoprothesen. Orthopäde 32 (2003): 527-534

10. **Blömer**, W.: Knieendoprothetik – Herstellerische Probleme und technologische Entwicklungen. Orthopäde 29 (2000): 688-696

11. **Bock**, P., Schatz, K., Wurnig, C.: Körperliche Aktivität nach Knietotalendoprothesenimplantation. Z Orthop 141 (2003): 272-276

12. **Böttner**, F., Pavone, V., Sculco, T.P.: Die Total Condylar Knieprothese und ihr Einfluss auf die Entwicklung der posterior stabilisierten Knieprothesen. Orthopädische Praxis 39, 3 (2003): 181-185

13. **Brown**, T., Diduch, D., Moskal J.: Component Size asymmetry in bilateral total knee arthroplasty. Am J Knee Surg, Spring 14(2), (2001): 81-84

14. **Bullens**, P., van Loon, C., de Waal Malefijt, M., et al.: Patient satisfaction after total knee arthroplasty: a comparison between subjective and objective outcome assessments. J Arthroplasty, Sep 16(6), (2001): 740-747

15. **Bullinger**, M, Kirchberger, I.: Der SF-36-Fragebogen zum Gesundheitszustand: Handbuch für eine deutschsprachige Fragebogenversion. Medical Outcome Trust (1995)

16. **Clemens**, U., Miehlke, R.K., Geyer, R.: Navigation der Femurkomponente zur Optimierung der Weichteilspannung. in: Deutscher Orthopädenkongress 2003, Abstracts der wissenschaftlichen Beiträge, Thieme-Verlag 2003, Z Orthop 141 (2003): S58

17. **Cloutier**, J., Sabouret, P., Deghrar, A.: Total knee arthroplasty with retention of both cruciate ligaments. A 9 -11 year follow-up study. Eur J Orthop Surg Traumatol 11(1), (2001): 41-46

18. **Cochran**, G.v.B.: Orthopädische Biomechanik, Bücherei der Orthopädie, Band 51, Enke-Verlag, Stuttgart (1988): 157-170

19. **Contini**, R.: Prosthetic devices study final report. July 1, 1958-June 30, 1970. Bull Prosthet Res (1970) Fall; 10(14): 154-76

20. **de Nervé**, W.: Gangschulung mit Trägern von Prothesen und Orthesen, Verlag Volk und Wissen, Berlin (1983): 19

21. **Debrunner**, A.M.: Orthopädie. Störung des Bewegungsapparates in Klinik und Praxis. Verlag Hans Huber, Bern (1988): 79-84

22. **Der große Brockhaus**, Leipzig (1934)

23. **Diduch**, D., Insall, J., Scott, W., et al.: Total knee replacement in young, active patients. Long-term follow-up and functional outcome. J Bone Joint Surg Am, Apr 79(4), (1997): 575-582

24. **Dubs**, L., Gschwendt, U., Munzinger, U.: Sport mit TEP des Hüftgelenkes. Schweiz Ztschr Sportmed 31 (1984): 21-24

25. **Duffy**, G., Berry, D., Rand, J.: Cement versus cementless fixation in total knee arthroplasty. Clin Orthop, Nov 356 (1998): 66-72

26. **Eckhardt**, H., Braunsperger, O.J.: Nachuntersuchung unserer Schlittenendoprothesen nach 8-11 Jahren. Orthopäde 29 (2000): S16-S18

27. **Ericson**, M.O., Nisell, R.: Tibiofemoral joint forces during ergometer cycling. Am J Sports Med 14 (1986): 285-290

28. **Ewald**, F.C.: The knee society total arthroplasty roentgenographic evaluation and scoring-system, TKA-RESS, Clinical Orthopaedics and research 248 (1988): 9-12

29. **Foran**, J.R.H., Mont, M.A., Etienne, G., Jones, L.C., Hungerford, D.S.: Total knee arthroplasty in obese patients. J Bone Joint Surg Am 86 (2004): 1609-1615

30. **Fortin**, P., Clark, A., Joseph, L., et al.: Outcomes of total hip and knee replacement: preoperative functional status predicts outcomes at six months after surgery. Arthritis Rheum Aug 42(8), (1999): 1722-1728

31. **Foundation**-Knie-Total-System, Operationstechnik, PLUS-Endoprothetik, Marl (1998)

32. **Fuchs**, S., Friedrich, M.: Beeinflussungsmöglichkeiten von Kniegelenkscores. Unfallchirurg 103 (2000): 44-50

33. **Fuchs**, S., Thorwesten, L., Niewerth, S., Jerosch, J.: Propriozeptive Fähigkeiten des Kniegelenkes mit und ohne Endoprothese. Z Orthop 135 (1997): 335-340

34. **Gill**, G., Joshi, A., Mills, D.: Total condylar knee arthroplasty. 16- to 21- year result. Clin Orthop, Oct 367 (1999): 210-215

35. **Griffin**, F.M., Gilles, S.R., Insall, J.N., et al.: Total knee arthroplasty in patients who were obese with 10 years follow-up. Clin Orthop 356 (1998): 28

36. **Gschwend**, N., Ivosevic-Radovanovic, D.: Proven and nonproven facts in the knee arthroplasty. Results with a semiconstraint GSB-Prosthesis. Arch Orthop Trauma Surg 107 (1988): 140-147

37. **Haddad**, F.S., Bentley, G.: Total knee arthroplasty after high tibial osteotomy: a medium-term review. J Arthroplasty 15 (2000): 597-603

38. **Harrington**, I.J.: Static and dynamic loading patterns in knee joint with deformities. J Bone Joint Surg 65A (1983): 247-259

39. **Hasegawa**, M., Ohashi, T., Uchida, A.: Heterotopic ossification around distal femur after total knee replacement. Arch Orthop Trauma Surg 122(5), (2002): 274-278

40. **Hawk**, A.: Recreating the knee: The history of knee arthroplasty. Caducens Winter 9 (1993): 175-194

41. **Hawker**, G., Wrigh, J., Coyte, P., et al.: Health-related quality of life after knee replacement. J Bone Joint Surg Am, Feb 80(2), (1998): 163-173

42. **Hube**, R., Hein, W.: Technische Verbesserungen in der Knieendoprothetik zur Verbesserung der Flexion. in: Fuchs, S., Tibesku, C.O.: Neues in der Knieendoprothetik, Steinkopff-Verlag, Darmstadt (2003): 62-65

43. **Hube**, R., Sotereanos, N., Reichel, H.: The midvastus approch for total knee arthroplasty. Orthop Traumatol 10(3), (2002): 235-244

44. **Indelli**, P., Aglietti, P., Buzzi, R., et al.: The Insall-Burstein II prosthesis: A 5- to 9-year follow-up study in osteoarthritic knees. J Arthroplasty 17(5), (2002): 544-549

45. **Insall**, J.N., Dorr, L.D., Scott, R., Scott, W.N.: Rationale of the knee society clinical rating system. Clin Orthop 248 (1989): 13-14

46. **Jenny**, J., Jenny, G.: Preservation of anterior cruciate ligament in total knee arthroplasty. Arch Orthop Trauma Surg 118(3), (1998): 145-158

47. **Jerosch**, J., Fuchs, S., Heisel, J.: Knieendoprothetik - eine Standortbestimmung. In: Jerosch, J.: Knie-TEP - Revisionseingriffe. Thieme, Stuttgart (1997): 1-13

48. **Johnson**, D.P., Eastwood, D.M.: Lateral patellar release in knee arthroplasty - effect on wound healing. J Arthroplasty 7 Suppl (1992): 427-431

49. **Klüber**, D., Baars, G.W.: Metal-backed Schlittenendoprothesen. Orthopäde 29 (2000): S11-S15

50. **Knüsel**, O., Wiedmer, L.: Die Ganganalyse - Geschichte, Methoden und Grundlagen. Zeitg f Physikal Medizin, Balneologie d Klinik 19 (1990): 110-123

51. **Kohn**, D., Rupp, S.: Alloarthroplastik des Kniegelenkes. Orthopäde 27 (1999): 975-995

52. **Komp**, M., Godolias, G.: Arthroskopische Therapie der Arthrofibrose nach totalendoprothetischem Kniegelenkersatz. Orthopädische Praxis 38, 10(2002): 638-640

53. **König**, A., Janßen, E., Scheidler, M., Gohlke, F.: Verlaufsbeobachtungen nach bikondylären Oberflächenersatz bei rheumatischen Kniegelenksdestruktionen. Z Rheumatol 56 (1997): 200-206

54. **König**, A., Kirschner, S., Walther, M., et al.: Hybrid total knee arthroplasty. Arch Orthop Trauma Surg 118(1-2), (1998): 66-69

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

56. **König**, A., Schneider, M., Rader, C., Haase, M., Eulert, J.: Ist die Verwendung des Knee Society RESS zur radiologischen Kontrolle von Kniegelenkendoprothesen sinnvoll?, Z Orthop 136 (1), (1998): 70-76

57. **KOOS** User`s Guide 2003, www.koos.nu

58. **Korner**, J., Eberle, M.A.: An update on the science and therapy of obesity and the relationship to osteoarthritis. Curr Rheumatol Rep 3 (2001): 101-106

59. **Krämer**, K.L., Maichl, F.P.: Scores, Bewertungsschemata und Klassifikationen in Orthopädie und Traumatologie. Thieme-Verlag, Stuttgart, New York (1993)

60. **Kramers-de Quervain**, I.A., Stüssi, E., Müller, R.: Quantitative gait analysis after bilateral total knee arthroplasty with different systems within each subject. Journal for arthroplasty 12 (2), (1997): 168-179

61. **Kreusch-Brinker**, R.: Komplette Oberflächenersatz-TEP des Knies. Orthopäde 29 (2000): 19-24

62. **Kullmer**, G.: Biomechanische Analyse des menschlichen Bewegungsapparates mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode. VDI Verlag, Düsseldorf (2000)

63. **Kuster**, M.S., Spalinger, E., Blanksby, B.A., Gächter, A.: Endurance sports after total knee replacement - a biomechanical Study. Med Sci Sports Exerc 32 (2000): 721-724

64. **Kuster**, M.S., Wood, G.A., Stachowiak, G.W., Gächter, A.: Joint load considerations in total knee replacement. J Bone Joint Surg Br 79 (1997): 109-114

65. **Limmer**, L., König, G., Leitz, G.: Die Individualität der Belastungsmuster des menschlichen Ganges. Z Orthop 115 (1997): 321-334

66. **Lui**, T., Chen, S.: Simultaneous bilateral total knee arthroplasty in a single procedure. Int Orthop 22(6), (1998): 390-393

67. **Lyons**, A.S., Petrucelli, R.J.: Die Geschichte der Medizin im Spiegel der Kunst. Su Mont Köln (2003)

68. **Mai**, S.: Aspekte einer guten Zementiertechnik bei Knieendoprothesen. Orthopädische Praxis 41, 7(2005): 341-347

69. **Martin**, S.D., McManus, J.L., Scott, R.D., Thornhill, D.S.: Press-fit condylar total knee arthroplasty. 5- to 9-year follow-up evaluation. J Arthroplasty Sept 12(6), (1997): 603-614

70. **Matsueda**, M., Gustilo, R.: Subvastus and medial parapatellar approaches in total knee athroplasty. Clin Orthop Feb 37 (2000): 161-168

71. **Meding**, J., Ritter, M., Faris P., et al: Does the preoperative radiographic degree of osteoarthritis correlate to results in primary total knee arthroplasty? J Arthroplasty Jan 16 (1), (2001): 13-16

72. **Menschik**, A.: Mechanik des Kniegelenkes - 1. Teil. Z Orthop 112 (1974): 481-495

73. **Menschik**, A.: Mechanik des Kniegelenkes - 2. Teil. Z Orthop 113 (1975): 388-400

74. **Meyer**, H.V.: Die Mechanik des Kniegelenkes. Arch orthop Anat Physiol Wiss Med (Müllers Archiv 1853): 497

75. **Möckel**, G., Perka, C., Gäbler, J., Zippel, H.: Frühfunktionelle postoperative Unterschiede zwischen Knieendoprothesen mit rotierendem und festen Gleitlager - eine ganganalytische Studie. Z Orthop 142 (2004): 40-45

76. **Mokris**, J.G., Smith, S.W., Andersen, S.E.: Primary total knee arthroplasty using the Genesis Total Knee Arthroplasty System: 3- to 6-year follow-up study of 105 knees. J Arthroplasty Jan 12(1), (1997): 91-98

77. **Mont**, M.A., Mathur, S.K., Krachow, K.A., et al.: Cementless total knee arthroplasty in obese patients: a comparison with a matched control group. J Arthroplasty 11 (1996): 153-156

78. **Nafei**, A., Kristensen, O., Kjaersgaard-Andersen, P., Hvid, I., Jensen, J.: Total condylar arthroplasty for gonarthrosis. A prospective 10-year study of 138 primary cases. Acta Orthop Scand Aug 64(4), (1993): 421-427

79. **Nielsen,** P.T., Hansen, E.B., Rechnagel, K.: Cementless total knee arthroplasty in unselected cases of osteoarthritis and rheumatoid arthritis. A 3-year follow-up study of 103 cases. J Arthroplasty Jun 7(2), (1997): 137-43

80. **Niethard**, F.U., Pfeil, J.: Orthopädie, Thieme-Verlag, Duale Reihe, Stuttgart (2003)

81. **Nigg**, B.: Biomechanik, Juris-Verlag, Zürich (1977)

82. **Odding**, E., Valkenburg, H.A., Algra, D., Vandenouweland, F.A., Grobbee, D.E., Hofmann, A.: Asociations of radiological osteoarthritis of the hip and knee with locomotor disability in the Rotterdam Study. Ann Rheum Dis 57 (1998): 203-208

83. **Parvizi**, J., Hanssen A.D., Spangehl, M.J.: Total knee arthroplasty following proximal tibial osteotomy: risk factors for failure. J Bone Joint Surg Am Mar 86-A(3), (2004): 474-479

84. **Perry**, J.: Ganganalyse - Norm und Pathologie des Gehens. Urban & Fischer Verlag (2003): 298-300

85. **Ranawat**, C.S., Flynn, W.F. Jr., Saddler, S., Hansraj, K.K., Maynard, M.J.: Long-term results of the total condylar knee arthroplasty: A 15-year survivorship study. Clin Orthop 286 (1993): 94-102

86. **Rand**, J.A., Ilstrup, D.M.: Survivorship analysis of total knee arthroplasty. Cumulative rates of survival of 9200 total knee arthroplasties. J Bone Joint Surg Am 73 (3), (1991): 397-409

87. **Rand**, J.A., Coventry, M.B.: Ten-year evaluation of geometric total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res Jul 232 (1988): 168-73

88. **Rauber**, A., Kopsch, F.: Anatomie des Menschen, Bd. I, Thieme-Verlag, Stuttgart (1998)

89. **Reichel**, H.: Alloarthroplastik in: Orthopädie und Orthopädische Chirurgie - Teil Knie, Thieme, Stuttgart (2005): 409-434

90. **Reiss**, E., Schneider, U., Malzer, U., Schuler, P.: 5-Jahres-Ergebnisse mit bikondylärem Oberfächenersatz des Kniegelenkes, Orthop Praxis 38, 7 (2002): 427-432

91. **Remmele**, W.: Pathologie 5. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg etc., 2. Auflage (1997): 446

92. **Renstrom**, A.F.: Knee pain in the tennis players. Clin. Sports. Med. 14 (1995): 163-175

93. **Rodriguez**, J., Saddler, S., Edelman, S., et al.: Long-term results of total knee arthroplasty in class 3 and 4 rheumatoid arthritis. J Arthroplasty Feb 11(2), (1996): 141-145

94. **Roos**, E.M., Roos, H.P., Ekdahl, C., Lohmander, L.S.: Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS) - validation of a Swedish version. Scand J Med Sci. Sports 8 (1998): 439-448

95. **Roos**, E.M., Toksvig-Larsen, S.: Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS) - validation and comparison to the WOMAC in the total knee replacement. Health and Quality of Life Outcomes, 1 (2003): 17

96. **Rütten**, M.: Rudern mit einer HTEP. Z Orthop 117 (1979): 830-832

97. **Sachs**, L.: Angewandte Statistik, 8.Auflage, Springer-Verlag, Berlin (1997) : 511ff.

98. **Samnitz**, G., Mensink, G.: Körperliche Aktivität in Prävention und Therapie. München: Marseille Verlag (2002)

99. **Schmitt**, E., Heisel, J., Siebel, Th.: Ergebnisse des uni- und bikondylären Gelenkflächenersatzes des Kniegelenkes mit der Zimmer-Endoprothese. In: Stuhler, T. (Hrsg.): Gonarthrosen: Gelenkerhaltende Operation versus Gelenkersatz. Thieme, Stuttgart, New York (1996): 147-155

100. **Schneider**, K., Schmidt-Rohlfing, B., Knopf, U., Breusch, S.J.: Effects upon bone Metabolism following total Hip and Knee Arthroplasty, Pathobiology 70 (2002-2003): 26-33

101. **Schneider**, M., Mau, H., Thomsen, M., Breusch, S.J.: 9-12 Jahresergebnisse der PFC-Knieendoprothese. Z Orthop 140 (2002): S043

102. **Scholz**, R., Freiherr von Sals-Soglio, G.: Sportfähigkeit nach endoprothetischem Gelenkersatz, Orthopäde 31 (2002): 423-431

103. **Schopphoff**, E., Wirtz, D.C., Weichert, D.: Minimierung des Abriebs von Polyethylen: eine Werkstoffmodifikation für den künstlichen Kniegelenkersatz? Orthopädische Praxis 38, 8(2002): 545-550

104. **Schwameder**, H., Müller, E., Niessen, W., Raschner, C., Eder, E.: Bodenreaktionskräfte, Kniemomente und Kniegelenkskräfte bei Verwendung von Tourenstöcken beim Bergabgehen. In: Müller, E., Schwameder, H.(Hrsg.): Aspekte der Sportwissenschaft, Salzburg (2002): 169-178

105. **Schwitalle**, M., Salzmann, G., Eckardt, A., Heine, J.: Spätergebnisse nach Implantation des PFC®-Modular-Kniesystems. Z Orthop 139 (2001): 102-108

106. **Sheehan**, J.M.: Arthroplasty of the knee. J Bone Joint Surg 608 (1978): 333-338

107. **Sinn**, W., Luckner, G.: Mittelfristige Ergebnisse der kniegelenkendoprothetischen Versorgung mit dem Scan-Knie. Orthopädische Praxis 39, 6 (2003): 386-391

108. **Sparmann**, M., Wolke, B.: Stellenwert der Navigation und Roboterchirurgie bei Knie-Totalendoprothesen. Orthopäde 32 (2003): 498-505

109. **Springorum**, H.P., Popken, F., Eysel, P.: Die Resektionsgenauigkeit bei der Knie-TEP - ein Vergleich computerassistierter und konventioneller Techniken. in: Deutscher Orthopädenkongress 2003, Abstracts der wissenschaftlichen Beiträge, Thieme-Verlag 2003, Z Orthop 141 (2003): S58

110. **Statistisches Bundesamt**, Mitteilung für die Presse: Fast jeder Zweite in Deutschland hat Übergewicht. 2000

111. **Stucki**, G., Meier, D., Stucki, S., Michel, B.A., Tyndall, A.G., Dick, W., Theiler, R.: Evaluation einer deutschen Version des WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities)-Arthroseindex. Z Rheumatol 55 (1996): 40-49

112. **Stukenborg-Colsman**,, C., Ostermeier, S., Windhagen, H.: Welchen Einfluss hat Übergewicht auf die Ergebnisse von Hüft- und Knieendoprothesen? Orthopäde 34 (2005): 664-667

113. **Tegner**, Y., Lysholm, J.: Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. Clin Orthop 198 (1985): 43-49

114. **Trepte**, C.T., Vaz, A., Hagmeier, S.: Fünf-/ Zehnjahresergebnisse nach Oberflächenersatz am Knie. Orthopädische Praxis 40, 5 (2004): 258-261

115. **Ververeli**, P., Sutton, D., Hearn, S., et al.: Continuous passive motion after total knee arthroplasty. Analysis of cost and benefits. Clin Orthop Dec 321 (1995): 208-215

116. **Ware**, J.E.: SF-36 Healthy Survey Update, www.sf-36.com

117. **Weber**, E.: Grundriß der biologischen Statistik, 5.Auflage, Fischer-Verlag, Jena (1964)

118. **Whiteside**, L.A.: Cementless total knee replacement. Nine- to 11-year results and 10-year survivorship analysis. Clin Orthop 309 (1994): 185-192

119. **Widhalm**, R., Höfer, G., Krugluger, J., Bartalsky, L.: Ist die Gefahr der Sportverletzung oder die Gefahr der Inaktivitätsosteoporose bei HTEP-Trägern größer? Folgerungen auf die Dauerhaftigkeit von Prothesenverankerungen. Z Orthop 128 (1990): 139-143

120. **Winiarsky**, R., Barth, P., Lotke, P.A.: Total knee arthroplasty in morbidly obese patients. J Bone Joint Surg Am 80 (1998): 1770-1774

121. **Worland**, R., Arredondo, J., Angles, F., et al.: Home continuous passive motion machine versus professional physical therapy following total knee replacement. J Arthroplasty Oct 13(7), (1998): 784-787

122. **Yang**, K., Yeo, S., Lee, B., et al.: The total knee replacement in diabetic patients: a study of 109 consecutive cases. J Arthroplasty Jan 16(1), (2001): 102-106

123. **Yoshii**, I., Whiteside, L.A., Milano, M.T., White, S.E.: The effect of the central stem and stem lenght on micromovement of the tibial tray. J Arthroplasty 7 Suppl (1992): 433-438

124. **Yücel**, M.: Experimentelle in-vitro-Untersuchungen zur Optimierung des tibialen Anteils der Kniegelenksalloplastik. Z Orthop 124 (1986): 278-287

7. ANHANG

Auswertung Zufriedenheit	Zufriedenheit gruppiert		
	1	2	3
Implantatsalter			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	69,74	69,89	67,05
Standardfehler	1,33	1,13	2,35
Standardabweichung	7,77	7,67	10,52
Streckung			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	1,91	1,85	,50
Standardfehler	,42	,36	,34
Standardabweichung	2,47	2,44	1,54
Beugung			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	107,79	103,37	99,50
Standardfehler	1,94	1,40	3,42
Standardabweichung	11,29	9,49	15,30
Aktivitaetsgrad nach Tegner			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	2,85	2,48	1,05
Standardfehler	,23	,22	,22
Standardabweichung	1,35	1,50	1,00
Body-Mass-Index			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	28,65	29,60	30,22
Standardfehler	,64	,66	1,08
Standardabweichung	3,71	4,45	4,83
WOMAC-Score Schmerz			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	1,53	3,41	8,25
Standardfehler	,23	,22	,87
Standardabweichung	1,33	1,50	3,88
WOMAC-Score Steifigkeit			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	,82	2,17	2,50
Standardfehler	,21	,30	,46
Standardabweichung	1,22	2,00	2,04
WOMAC-Score Funktion			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	7,47	12,17	24,25
Standardfehler	,57	,71	2,99
Standardabweichung	3,34	4,85	13,38
WOMAC-Score gesamt			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	9,82	17,78	35,00
Standardfehler	,80	1,00	3,76
Standardabweichung	4,67	6,75	16,83
KSS Schmerz			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	43,97	41,96	30,75
Standardfehler	,91	,69	2,52
Standardabweichung	5,33	4,65	11,27
KSS Bewegungsausmaß			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	21,94	20,89	18,50
Standardfehler	,41	,29	1,27
Standardabweichung	2,39	1,97	5,66
KSS Stabilität vorn/hinten			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	9,56	9,67	9,50
Standardfehler	,25	,24	,34
Standardabweichung	1,44	1,63	1,54

Auswertung Zufriedenheit	Zufriedenheit gruppiert		
	1	2	3
KSS Stabilität seitlich			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	13,53	12,72	11,75
Standardfehler	,40	,48	,75
Standardabweichung	2,31	3,28	3,35
KSS Beugekontraktur			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	4,71	7,26	9,25
Standardfehler	,97	,83	1,53
Standardabweichung	5,66	5,66	6,82
KSS Streckdefizit			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	,15	,43	1,50
Standardfehler	,15	,21	,64
Standardabweichung	,86	1,42	2,86
KSS Teil 1			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	82,56	75,96	56,70
Standardfehler	1,98	1,49	4,72
Standardabweichung	11,54	10,13	21,09
KSS Gehen			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	40,59	35,00	27,50
Standardfehler	1,19	1,07	1,90
Standardabweichung	6,94	7,23	8,51
KSS Treppensteigen			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	43,24	36,20	33,00
Standardfehler	1,01	,90	1,05
Standardabweichung	5,89	6,07	4,70
KSS mit/ohne Stock			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	,59	1,63	3,25
Standardfehler	,28	,66	1,42
Standardabweichung	1,64	4,48	6,34
KSS Teil 2 (gesamt)			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	83,24	69,57	57,25
Standardfehler	1,99	1,95	3,33
Standardabweichung	11,60	13,20	14,91
KOSS Schmerz			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	92,57	84,18	64,86
Standardfehler	,72	1,36	3,56
Standardabweichung	4,20	9,22	15,93
KOSS Symptome			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	91,49	88,35	75,54
Standardfehler	1,35	1,29	2,35
Standardabweichung	7,86	8,76	10,51
KOSS Aktivität des tägl. Lebens			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	88,80	82,16	64,56
Standardfehler	,87	1,09	4,40
Standardabweichung	5,07	7,43	19,69
KOSS Funktion beim Sport			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	39,56	31,30	21,50
Standardfehler	3,57	2,34	2,84
Standardabweichung	20,83	15,86	12,68

Auswertung Zufriedenheit	Zufriedenheit gruppiert		
	1	2	3
KOSS Lebensqualität			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	87,32	78,26	49,38
Standardfehler	1,22	1,27	4,51
Standardabweichung	7,13	8,61	20,17
KOSS Gesamtpunkte			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	84,05	77,20	59,88
Standardfehler	,84	,89	3,09
Standardabweichung	4,88	6,05	13,81
Sf 36 körperl. Funktionsfähigkeit			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	81,32	67,83	51,00
Standardfehler	1,45	2,13	4,57
Standardabweichung	8,47	14,48	20,43
Sf 36 körperl. Beeinträchtigung			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	79,60	76,22	58,13
Standardfehler	2,39	2,16	5,27
Standardabweichung	13,96	14,65	23,57
Sf 36 Schmerzen			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	93,38	81,25	60,00
Standardfehler	1,51	1,54	3,58
Standardabweichung	8,83	10,46	16,02
Sf 36 allgemeiner Gesundheitszustand			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	60,74	56,96	50,50
Standardfehler	2,38	1,82	2,64
Standardabweichung	13,88	12,36	11,80
Sf 36 Vitalität u. körperl. Fitness			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	79,23	74,86	72,19
Standardfehler	1,86	1,47	3,06
Standardabweichung	10,85	9,99	13,67
Sf 36 soziale Funktionsfähigkeit			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	94,85	94,84	87,50
Standardfehler	1,76	1,38	3,27
Standardabweichung	10,26	9,35	14,62
Sf 36 soziale Funktionsbeeinträchtigung			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	90,69	85,69	77,50
Standardfehler	1,40	2,05	4,41
Standardabweichung	8,15	13,91	19,70
Sf 36 seelische Funktionsstörung			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	90,74	85,87	81,75
Standardfehler	1,39	1,31	2,60
Standardabweichung	8,08	8,90	11,62
Sf 36 Gesundheitsbewertung jetzt			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	2,85	3,35	3,45
Standardfehler	,13	,09	,15
Standardabweichung	,78	,64	,69
Sf 36 Gesundheit vor Operation			
Anzahl	34	46	20
Mittelwert	3,15	3,09	3,15
Standardfehler	,07	,08	,13
Standardabweichung	,44	,55	,59

Tabelle 9: Auswertung Zufriedenheit; Signifikanzen grau unterlegt

	Diagnose				
	1	2	3	4	5
Zufriedenheit					
Valid N	59	13	12	13	3
Mittelwert	1,83	2,31	2,42	2,00	1,67
Standardfehler	,11	,35	,31	,28	,33
Standardabweichung	,85	1,25	1,08	1,00	,58
Bewegungsausmaß					
Valid N	59	13	12	13	3
Mittelwert	21,25	19,23	20,00	21,08	19,67
Standardfehler	,29	2,01	,64	,69	2,19
Standardabweichung	2,19	7,24	2,22	2,50	3,79
Aktivitätsgrad nach Tegner					
Valid N	59	13	12	13	3
Mittelwert	2,51	2,15	1,67	2,31	2,00
Standardfehler	,18	,53	,33	,56	,00
Standardabweichung	1,37	1,91	1,15	2,02	,00
WOMAC-Score Schmerz					
Valid N	59	13	12	13	3
Mittelwert	3,24	4,77	5,17	4,00	2,33
Standardfehler	,36	1,17	,81	1,20	,88
Standardabweichung	2,73	4,21	2,82	4,34	1,53
WOMAC-Score Funktion					
Valid N	59	13	12	13	3
Mittelwert	11,24	15,31	18,33	14,85	8,00
Standardfehler	,72	4,24	2,88	3,59	2,00
Standardabweichung	5,54	15,29	9,97	12,95	3,46
WOMAC-Score Steifigkeit					
Valid N	59	13	12	13	3
Mittelwert	1,46	2,69	2,17	2,31	,33
Standardfehler	,23	,55	,59	,59	,33
Standardabweichung	1,76	1,97	2,04	2,14	,58
KSS Teil 2 (gesamt)					
Valid N	59	13	12	13	3
Mittelwert	73,64	73,46	60,42	70,77	76,67
Standardfehler	1,79	5,47	5,42	5,03	3,33
Standardabweichung	13,77	19,73	18,76	18,13	5,77
KOSS Schmerz					
Valid N	59	13	12	13	3
Mittelwert	86,16	77,14	75,00	82,26	87,04
Standardfehler	1,51	4,61	4,02	4,85	5,63
Standardabweichung	11,61	16,63	13,91	17,48	9,76
KOSS Funktion beim Sport					
Valid N	59	13	12	13	3
Mittelwert	31,02	34,62	32,92	35,77	25,00
Standardfehler	2,48	5,29	4,50	5,25	2,89
Standardabweichung	19,02	19,09	15,59	18,91	5,00

Tabelle 12: Auswertung Diagnosen 1-5

	Diagnose	
	1	2-4
Zufriedenheit		
Valid N	59	38
Mittelwert	1,83	2,24
Standardabweichung	,85	1,10
Bewegungsausmaß		
Valid N	59	38
Mittelwert	21,25	20,11
Standardabweichung	2,19	4,59
Aktivitätsgrad nach Tegner		
Valid N	59	38
Mittelwert	2,51	2,05
Standardabweichung	1,37	1,72
WOMAC-Score Schmerz		
Valid N	59	38
Mittelwert	3,24	4,63
Standardabweichung	2,73	3,80
WOMAC-Score Funktion		
Valid N	59	38
Mittelwert	11,24	16,11
Standardabweichung	5,54	12,73
WOMAC-Score Steifigkeit		
Valid N	59	38
Mittelwert	1,46	2,39
Standardabweichung	1,76	2,01
KSS Teil 2 (gesamt)		
Valid N	59	38
Mittelwert	73,64	68,42
Standardabweichung	13,77	19,21
KOSS Schmerz		
Valid N	59	38
Mittelwert	86,16	78,22
Standardabweichung	11,61	16,00
KOSS Funktion beim Sport		
Valid N	59	38
Mittelwert	31,02	34,47
Standardabweichung	19,02	17,54

Tabelle 13: Auswertung Diagnose 1/2-4; Signifikanzen grau unterlegt

Auswertung Anschlussheilbehandlung	Anschlussheil-behandlung		GESAMT
	sofort	2-7 T.	
Zufriedenheit			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	2,04	1,81	1,98
Standardabweichung	1,03	,79	,97
Implantatsalter			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	69,28	68,74	69,13
Standardabweichung	8,61	7,35	8,25
Streckung			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	1,60	1,67	1,62
Standardabweichung	2,35	2,40	2,35
Beugung			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	103,68	105,74	104,24
Standardabweichung	11,51	12,30	11,70
Aktivitätsgrad nach Tegner			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	2,43	2,04	2,32
Standardabweichung	1,54	1,43	1,51
Body-Mass-Index			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	29,34	29,89	29,49
Standardabweichung	4,28	4,13	4,22
WOMAC-Score Schmerz			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	4,00	3,00	3,73
Standardabweichung	3,22	3,19	3,23
WOMAC-Score Steifigkeit			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	1,88	1,48	1,77
Standardabweichung	1,88	1,97	1,91
WOMAC-Score Funktion			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	13,35	11,52	12,85
Standardabweichung	10,24	5,27	9,16
WOMAC-Score gesamt			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	19,24	16,00	18,35
Standardabweichung	13,89	8,79	12,74
KSS Schmerz			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	40,21	41,30	40,51
Standardabweichung	8,24	8,27	8,22
KSS Bewegungsausmaß			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	20,63	21,26	20,80
Standardabweichung	3,64	2,51	3,37
KSS Stabilität vorn/hinten			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	9,58	9,63	9,60
Standardabweichung	1,39	1,92	1,54
KSS Stabilität seitlich			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	12,71	12,96	12,78
Standardabweichung	3,02	3,18	3,05

Auswertung Anschlussheilbehandlung	Anschlussheil-behandlung		GESAMT
	sofort	2-7 T.	
KSS Beugekontraktur			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	6,75	6,59	6,71
Standardabweichung	5,97	6,39	6,06
KSS Streckdefizit			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	,56	,56	,56
Standardabweichung	1,79	1,60	1,73
KSS Teil 1			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	73,43	77,41	74,52
Standardabweichung	17,32	12,74	16,24
KSS Gehen			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	35,56	35,56	35,56
Standardabweichung	8,70	8,47	8,60
KSS Treppensteigen			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	38,19	37,59	38,03
Standardabweichung	6,78	7,52	6,96
KSS mit/ohne Stock			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	1,39	1,48	1,41
Standardabweichung	3,77	4,34	3,91
KSS Teil 2(gesamt)			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	72,36	71,67	72,17
Standardabweichung	15,72	15,32	15,54
KOSS Schmerz			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	81,52	87,86	83,25
Standardabweichung	14,76	10,11	13,89
KOSS Symptome			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	86,11	88,89	86,87
Standardabweichung	11,11	8,93	10,59
KOSS Aktivität des tägl. Lebens			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	80,25	83,39	81,11
Standardabweichung	15,10	7,37	13,48
KOSS Funktion beim Sport			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	33,13	30,19	32,32
Standardabweichung	18,18	18,53	18,23
KOSS Lebensqualität			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	73,35	81,71	75,63
Standardabweichung	18,85	13,64	17,91
KOSS Gesamtpunkte			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	75,23	78,77	76,20
Standardabweichung	12,87	7,21	11,67
Sf 36 körperl. Funktionsfähigkeit			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	68,06	72,96	69,39
Standardabweichung	18,70	13,82	17,57

Auswertung Anschlussheilbehandlung	Anschlussheil-behandlung		GESAMT
	sofort	2-7 T.	
Sf 36 körperl. Beeinträchtigung			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	72,48	78,01	73,99
Standardabweichung	19,70	12,78	18,18
Sf 36 Schmerzen			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	79,17	87,04	81,31
Standardabweichung	17,04	12,73	16,31
Sf 36 allgemeiner Gesundheitszustand			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	56,88	56,85	56,87
Standardabweichung	12,23	15,82	13,22
Sf 36 Vitalität u. körperl. Fitness			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	75,35	78,01	76,07
Standardabweichung	10,74	11,80	11,05
Sf 36 soziale Funktionsfähigkeit			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	93,75	93,06	93,56
Standardabweichung	10,90	11,67	11,06
Sf 36 soziale Funktionsbeeinträchtigung			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	86,34	85,49	86,11
Standardabweichung	15,08	10,74	13,98
Sf 36 seelische Funktionsstörung			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	86,18	88,33	86,77
Standardabweichung	10,02	8,99	9,75
Sf 36 Gesundheitsbewertung jetzt			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	3,18	3,22	3,19
Standardabweichung	,72	,80	,74
Sf 36 Gesundheit vor Operation			
Anzahl	72	27	99
Mittelwert	3,13	3,07	3,11
Standardabweichung	,50	,55	,51

Tabelle 15: Auswertung Anschluss-Heilbehandlung; Signifikanzen grau unterlegt

Erklärung über die eigenständige Abfassung der Arbeit

Ich erkläre: Ich habe die vorgelegte Dissertation selbständig, ohne unerlaubte fremde Hilfe und nur mit den Hilfen angefertigt, die ich in der Dissertation angegeben habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nicht veröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis" niedergelegt sind, eingehalten.

18.04.2007

Datum Unterschrift

Danksagung

Ich danke Herrn Chefarzt Prof. Dr. Melzer, ärztlicher Direktor des Waldkrankenhauses Bad Düben, Fachkrankenhaus für Orthopädie, für die Überlassung des Themas, die Unterstützung bei der Durchführung und die hilfreichen Anregungen bei der Korrektur.

Herrn Prof. Dr. Dr. Ludwig vom DatenService Ludwig danke ich für die Beratung sowie die statistische Auswertung der gesammelten Daten.

Meiner Familie danke ich für die vielfältige außerfachliche Unterstützung.

Lebenslauf

1. Persöhnliche Daten

Name	Rößner
Vorname	Anett
Geburtsdatum	21.11.1974
Geburtsort	Leipzig
Anschrift	Pettenkoferstr. 15 04430 Leipzig
Familienstand	ledig
Mutter	Regina Rößner, geb. Schenkel
Vater	Frank Rößner
Geschwister	Susann Hüttner, geb. Rößner

2. Schulbildung

Polytechnische Oberschule	1981 bis 1991 Arthur-Feistkorn-Oberschule	Böhlitz-Ehrenberg
Gymnasium	1991 bis 1992 Heinrich-Pestalozzi-Gymnasium	Böhlitz-Ehrenberg
	1992 bis 1993 Robert-Schumann-Gymnasium	Leipzig

3.Berufliche Ausbildung

	Oktober 1993 bis November 2000	Studium der Humanmedizin an der Universität Leipzig
Arzt im Praktikum	Januar 2001 bis Juni 2002	Waldkrankenhaus Bad Düben Abteilung Orthopädie
	August 2002	Approbation als Arzt
Arzt in Weiterbildung	Juli 2002 bis Dezember 2002	Waldkrankenhaus Bad Düben Abteilung Anästhesiologie
	Januar 2003 bis März 2004	Waldkrankenhaus Bad Düben Abteilung Orthopädie
	April 2004 bis März 2005	Zeisigwaldklinikum Bethanien Chemnitz, Abteilung Chirurgie
	seit April 2005	Zeisigwaldklinikum Bethanien Chemnitz, Abteilung Orthopädie/ Traumatologie

4. Weiterbildungen

Fachkunde Rettungsdienst	25.09.2003
Fachkunde Strahlenschutz	01.03.2004
Anerkennung Sportmedizin	02.02.2005
Facharzt für Orthopädie	15.01.2007