

Diplomarbeit

**Postoperatives Outcome nach Implantation einer
Knie totalendoprothese: Fixed- versus Mobile-bearing
Plattform**

eingereicht von

Fabio Revelant

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der gesamten Heilkunde

(Dr. med. univ.)

an der

Medizinischen Universität Graz

ausgeführt an der

Universitätsklinik für Orthopädie und Traumatologie

unter der Anleitung von

Assoz. Prof. Priv.-Doz. Dr.med.univ.et scient.med. Patrick Sadoghi, PhD,

MBA

Dr. med. univ. Paul Ruckenstuhl, Msc

Graz, 30.09.2019

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz am 30.09.2019

Fabio Revelant eh.

Danksagungen

Ein herzlicher Dank gebührt Herrn Dr. Paul Ruckenstuhl, Msc der mir mit großem Engagement und zu jeder Zeit bei Erstellung dieser Arbeit mit seiner Kompetenz zur Seite gestanden ist. Seine professionelle, stets positive und motivierende Art war eine große Stütze für mich und half mir, mein Ziel nicht aus den Augen zu verlieren. Dafür bin ich sehr dankbar und hoffe diese Werte in meine zukünftige Laufbahn einfließen lassen zu können.

Ebenso möchte ich mich bei Herrn Assoz. Prof. PD. Dr. Patrick Sadoghi, PhD, MBA für die Möglichkeit der Bearbeitung dieses faszinierenden Themas bedanken, welches mich in meinen beruflichen Zukunftsplänen weiter bestärkt hat.

Ein besonders großer Dank gilt meinen Eltern, die mich ideell und materiell in größtmöglichem Maß unterstützt haben, zu jeder Zeit hinter mir gestanden sind und mir den Quereinstieg ermöglicht haben. Größter Dank gilt insbesondere meiner Mutter, die mich motiviert und es mir ermöglicht hat, diesen Weg zu bestreiten. Ich bin aus tiefstem Herzen dankbar und hoffe, zukünftig zurückgeben zu können was mir zu Gute gekommen ist.

Ebenfalls großer Dank gilt meiner Lebensgefährtin Nadine, die Zeit meines Studiums an meiner Seite ist und mir auch in schwierigen, zeitintensiven Perioden stets den Rücken gestärkt und mich unterstützt hat.

Erwähnen und bedanken möchte ich mich auch bei meinen Großeltern und meinem Bruder Stefan als akademisches Vorbild.

Danke für alles!

Zusammenfassung

Hintergrund

Die Verwendung von mobilen (mobile-bearing) oder fixierten (fixed-bearing) Plattformen im Zuge der Knie totalendoprothesenimplantation wird in der Literatur kontrovers diskutiert. Durch geringere Kontaktdrücke und niedrigere Scherkräfte sollen mobile Gleitlager die Lockerungsrate positiv beeinflussen. Zudem soll durch die Selbstausrichtung des Gleitlagers eine bessere Beweglichkeit erzielt werden. Dem gegenüber stehen potenzielle Komplikationen von mobilen Plattformen wie etwa das Luxationsrisiko der Plattform. Trotz vielfältiger wissenschaftlicher Untersuchungen konnten die theoretischen tribologischen Vorteile in klinischen Studien noch nicht nachhaltig bestätigt werden. Ziel der vorliegenden Arbeit ist es die beiden Versorgungsmöglichkeiten miteinander zu vergleichen, um Rückschlüsse auf mögliche Vorteile zu ziehen.

Methoden

In der vorliegenden Studie wurden 67 Personen nach Knie totalendoprothesenversorgung (DePuy Attune®) eingeschlossen. Dabei wurden 34 PatientInnen mit mobiler und 33 mit fixierter Plattform versorgt. Alle PatientInnen wurden präoperativ und zwei Jahre postoperativ anhand klinischer Scores untersucht. Zur subjektiven Erfolgsbeurteilung diente der Western Ontario McMasters University Osteoarthritis-Index (WOMAC) mit der Visual-Analogue-Scale (VAS). Zur objektiven Beurteilung wurde der Knee-Society-Score (KSS) unter Berücksichtigung der Range-of-Motion (ROM) herangezogen.

Ergebnisse

Sowohl die subjektiven Scores als auch die klinischen Scores zeigten insgesamt für beide Gruppen 2 Jahre postoperativ signifikant verbesserte Ergebnisse. Der WOMAC-Score, der KSS-Schmerz bzw. -Funktion, die ROM und die Ergebnisse der VAS wiesen postoperativ keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den beiden Vergleichsgruppen auf ($p > 0.05$).

Schlussfolgerung

Entsprechend unserer Untersuchungsergebnisse zeigten beide Versorgungsmöglichkeiten vielversprechende Ergebnisse in der postoperativen Nachuntersuchung, sowohl hinsichtlich der objektiven als auch der subjektiven Parameter ohne signifikante Unterschiede zwischen mobiler und fixierter Plattform. Die Ergebnisse stehen weitgehend im Einklang mit den bereits

publizierten Studien. Anhand unserer Ergebnisse kann keine eindeutige Empfehlung für oder gegen die eine oder andere Methode ausgesprochen werden.

Abstract

Background

The use of mobile (mobile-bearing) or fixed (fixed-bearing) platforms in total knee arthroplasty (TKA) is discussed controversially in literature. The lower contact pressure and lower shear forces of mobile bearings should decrease the rate of loosening. In addition, by self-alignment of the plain bearing, a better mobility should be achieved. On the other hand, there are potential complications of mobile platforms such as the risk of dislocation of the platform. Despite numerous scientific investigations, the theoretical tribological advantages in clinical studies have not yet been sustainably confirmed. The aim of this study is to compare the two different platforms in order to draw conclusions about possible benefits.

Methods

In the present study 67 patients were included after performing a total knee arthroplasty (DePuy Attune®). Therefore, 34 patients were treated with mobile and 33 patients with a fixed platform. All patients were examined preoperatively based on clinical scores. The Western Ontario McMaster University Osteoarthritis-Index (WOMAC) with the Visual-Analogue-Scale (VAS) was used for the subjective assessment of success. The Knee-Society-Score (KSS) was used for the objective assessment considering the range of motion (ROM).

Results

The subjective as well as the clinical scores showed significant improvement for both comparison groups 2 years postoperatively. The WOMAC score, KSS pain and function, ROM and VAS showed postoperatively no statistically significant difference between the compared groups ($p > 0,05$).

Conclusion

According to our findings, both platforms showed promising results in postoperative follow-up, in terms of objective as well as subjective parameters, with no significant differences between mobile and fixed platform. The results are broadly in line with previous studies. Based on our results, no clear recommendation for one platform can be made.

Inhaltsverzeichnis

Danksagungen	ii
Zusammenfassung	iii
Abstract	v
Inhaltsverzeichnis	vi
Glossar und Abkürzungen	ix
Abbildungsverzeichnis	x
Tabellenverzeichnis	xi
1 Einleitung	12
1.1 Anatomischer Überblick des Kniegelenks	14
1.1.1 Knöcherner Strukturen	14
1.1.1.1 Femur	14
1.1.1.2 Patella	15
1.1.1.3 Tibia	16
1.1.2 Gelenke	17
1.1.2.1 Femorotibialgelenk	17
1.1.2.2 Femoropatellargelenk	18
1.1.3 Bandapparat	18
1.1.3.1 Vorderer Bandapparat	18
1.1.3.2 Hinterer Bandapparat	19
1.1.3.3 Seitenbänder	20
1.1.3.4 Zentraler Bandkomplex	21
1.1.4 Menisci	22
1.1.5 Gelenkkapsel	23
1.1.6 Muskulatur	24
1.1.6.1 Flexoren	24
1.1.6.2 Extensoren	24
1.1.7 Leitungsbahnen des Kniegelenks	25
1.1.7.1 Arterielle Versorgung	25
1.1.7.2 Gelenkinnervation	26
1.2 Biomechanik	27
1.2.1 Belastungsachsen	27
1.2.2 Gelenkkinetik	28
1.2.3 Freiheitsgrade	29

1.3	Gonarthrose	30
1.3.1	Ätiologie	30
1.3.1.1	Risikofaktoren	31
1.3.2	Klinik	32
1.3.3	Anamnese	32
1.3.3.1	Klinische Diagnostik	33
1.3.3.2	Bildgebende Diagnostik	34
1.3.4	Morphologie	36
1.3.5	Konservative Therapie	36
1.4	Das künstliche Kniegelenk	37
1.4.1	Geschichte der Kniegelenkendoprothetik	37
1.4.2	Materialien und Oberflächen	39
1.4.3	Implantatdesigns	40
1.4.3.1	Bikondyläre Oberflächenersatzprothese	40
1.4.3.2	Designunterschiede	41
1.4.4	Indikationskriterien	42
1.4.5	Operationsverfahren	42
1.5	Fixed- versus Mobile-bearing	43
1.5.1	Tribologie	44
1.5.2	Komplikationen	44
1.6	Zielsetzung der Studie	46
2	Material und Methoden	47
2.1	Patientenkollektiv	47
2.1.1	Ein- und Ausschlusskriterien	47
2.1.2	Zusammensetzung des Patientenkollektives	48
2.2	Untersuchungsmethoden und Scores	49
2.2.1	Western Ontario McMasters University Osteoarthritis-Index	50
2.2.2	Knee-Society-Score	50
2.3	Statistik	52
3	Ergebnisse	53
3.1	Objektive Ergebnisse	54
3.1.1	Knee-Society-Score	55
3.1.2	Range of Motion	56
3.2	Subjektive Ergebnisse	57

3.2.1	WOMAC-Score	57
3.2.2	VAS	58
4	Diskussion	60
4.1	Komplikationen	63
4.2	Limitationen	64
5	Konklusion	65
6	Literaturverzeichnis	66
Appendix	74
Informed consent	74
Fragebogen präoperativ (WOMAC mit VAS)	75
Fragebogen postoperativ (WOMAC mit VAS)	79
Fragebogen prä- & postoperativ (KSS)	83

Glossar und Abkürzungen

A.	Arterie
Aa.	Arterien
Abb.	Abbildung
a.-p.	anterior-posterior
Art.	Articulatio
BMI	Body-Mass-Index
bzw.	beziehungsweise
cm	Zentimeter
cm ²	Quadratcentimeter
et al.	et altera
FB	Fixed-bearing
KSS	Knee-Society-Score
KTEP	Knietotalendoprothese
lat.	lateinisch
Lig.	Ligamentum
Ligg.	Ligamenta
M.	Musculus
MB	Mobile-bearing
mm	Millimeter
MRT	Magnetresonanztomographie
MW	Mittelwert
N.	Nervus
NSAR	Nicht-steroidale Antirheumatika
OECD	Organisation for Economic Cooperation and Development
p.-a.	posterior-anterior
PE	Polyethylen
R.	Ramus
Rr.	Rami
sog.	sogenannte
UHMWPE	Ultra-high molecular weight polyethylene
v.a.	vor allem
VAS	Visual-Analogue-Scale
WOMAC	Western Ontario McMasters University Osteoarthritis-Index

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Rechtes Femur von dorsal und ventral.....	15
Abbildung 2: Rechte Patella von ventral und dorsal.....	16
Abbildung 3: Tibia und Fibula von ventral	17
Abbildung 4: Hinterer Bandapparat	20
Abbildung 5: Proximale Fläche der Tibia mit Menisci	23
Abbildung 6: Arterielle Versorgung der Kniegelenkregion.....	25
Abbildung 7: Mechanische Femur- und Tibiaachse mit Verlauf der Mikulicz-Linie	28
Abbildung 8: Schweregrade der Gonarthrose	35
Abbildung 9: Illustrationen der Gluck-Prothese, 1890	38
Abbildung 10: Total-Condylar-Knieprothese von Insall J., 1974.....	39
Abbildung 11: Designunterschiede von Oberflächenersatzprothesen.....	41
Abbildung 12: Dislokation der rotierenden Plattform	45
Abbildung 13: Graphische Darstellung des Patientenguts nach implantierter Plattform.....	49
Abbildung 14: Darstellung der prä- und postoperativen Veränderung des KSS-Schmerz zwischen Attune®-MB und -FB	55
Abbildung 15: Darstellung der prä- und postoperativen Veränderung des KSS-Funktion zwischen Attune®-MB und -FB.....	56
Abbildung 16: Darstellung der prä- und postoperativen Veränderung der ROM zwischen Attune®-MB und -FB	57
Abbildung 17: Darstellung der prä- und postoperativen Veränderung des WOMAC-Scores zwischen Attune®-MB und -FB	58
Abbildung 18: Veränderung der VAS-Werte zwischen Attune®-MB und -FB im Median Im Vergleich von präoperativ zu zwei Jahre postoperativ.....	59

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Bewegungsausmaße Kniegelenk	30
Tabelle 2: Ätiologie primärer und sekundärer Gonarthrosen	31
Tabelle 3: Strukturierte Untersuchung des Kniegelenks.....	34
Tabelle 4: Klassifikation der Arthrose nach Kellgren und Lawrence.....	35
Tabelle 5: Patientendemographie und Basisdaten	48
Tabelle 6: Postoperativer Vergleich zwischen MB- und FB-Gruppe in der Follow-Up-Untersuchung nach zwei Jahren,	53
Tabelle 7: Vergleich der MB- und FB-Gruppe im Verlauf mit präoperativ erhobenen Werten und der Gesamtveränderung in der Follow-Up-Untersuchung nach zwei Jahren	54

1 Einleitung

Die Gonarthrose zählt zu den häufigsten Arthrosen des höheren Lebensalters und global gesehen, gemeinsam mit der Koxarthrose, zu einer der häufigsten Ursachen für körperliche Invalidität (1). Es handelt sich um einen irreversiblen Schaden des Gelenkknorpels und damit verbundene Veränderungen im darunter liegenden Knochen, die zu Schmerzen und eingeschränkter Funktion des Gelenks führen (2,3). Aufgrund der demographischen Entwicklung hin zu einer adipöseren und immer älter werdenden Gesellschaft, gelangt die Bedeutung der Gonarthrose immer mehr in den Fokus des medizinischen Alltags und ist von großer sozioökonomischer Bedeutung (4). Bezugnehmend auf die Altersstruktur sowie die steigende Lebenserwartung, spielt die Funktionserhaltung eine wesentliche Rolle für die Betroffenen (5).

Die fortschreitende degenerative Veränderung des Kniegelenks ist mit hohen Kosten für das Gesundheitssystem verbunden, da die Betroffenen selbst, aufgrund von eingeschränkter Selbstständigkeit, auf Hilfe angewiesen sind (6). Die Gonarthrose kann zu Beginn, aber auch im Verlauf mit einer multimodalen konservativen Therapie häufig gut behandelt werden. Bei endgradig fortgeschrittener Gonarthrose bietet die Versorgung mittels einer Knie totalendoprothese (KTEP) die Möglichkeit, Mobilitätsdefizite sowie damit verbundene Alltagseinschränkungen und somit letztlich eine Invalidität zu vermeiden (1,7). Österreich liegt unter Berücksichtigung der eigenen Datenlage bezugnehmend auf die flächendeckende Versorgung mittels KTEP im Spitzenfeld aller OECD Staaten (8). Weiters zeigen die Implantationsdaten in Bezug auf KTEPs in Österreich seit 2009 einen kontinuierlichen Anstieg (9).

Durch die Weiterentwicklung der Endoprothetik über die Jahrzehnte sind die Möglichkeiten der Versorgung vielfältig und dementsprechend ist eine große Anzahl verschiedener Implantationssysteme mit insgesamt guten Ergebnissen verfügbar (10). Mit dieser Entwicklung einhergehend, ist die Verbesserung der Lebensdauer der Implantate sowie die erhöhte Verlässlichkeit dank standardisierter Operationsverfahren (10,11). Der Anspruch an den künstlichen Kniegelenkersatz steigt kontinuierlich und für viele PatientInnen ist die reine Wiedererlangung der Mobilität nicht mehr ausreichend (5). Die KTEP besteht im

Wesentlichen aus drei Komponenten: Der Femur- bzw. Tibiakomponente, die zumeist aus Metall besteht und einer dazwischenliegenden Plattform.

Hinsichtlich der Plattform werden zwei unterschiedliche Konstruktionsprinzipien unterschieden: eine „Fixed-bearing“- (FB-) und „Mobile-bearing“- (MB-) Plattform. Dabei handelt es sich um die überwiegend aus Polyethylen (PE) bestehende Plattform, die dem Tibiaplateau aufliegt. Das FB ist dabei fest mit dem Tibiaplateau verankert und verfügt dadurch über eine gute Stabilität, jedoch eingeschränkte physiologische Bewegung durch die Fixierung (12). Bei dem MB handelt es sich um eine rotierende Plattform, die bei forcierter Flexion eine axiale Rotation des Kniegelenks erlaubt und somit eine physiologischere Anatomie bietet (13). Heutzutage werden von den Herstellern zumeist beide Versorgungsmöglichkeiten angeboten, jedoch ist aufgrund ökonomischer Unterschiede in Bezug auf die Implantatkosten und Nutzen, vor allem der postoperative Erfolg ein Gradmesser für die optimale Versorgung der PatientInnen (13,14).

Die Annahme besteht, dass MB-Plattformen durch die physiologischere Passform der Komponenten neben einer postoperativen Verbesserung des Bewegungsumfanges auch in einer größeren Patientenzufriedenheit resultiert.

Anhand der zwei in der Literatur kontrovers diskutierten unterschiedlichen Versorgungsmöglichkeiten (13,15–20), befasst sich die vorliegende Diplomarbeit mit einer Datenanalyse eines Patientenkollektivs nach Primärimplantation einer KTEP mit der Attune®-Prothese von DePuySynthes®. Hierbei liegt das Hauptaugenmerk auf der Analyse zwischen den zwei PE-Plattformen.

Aufgrund der immer mehr an Bedeutung gewinnenden Auffassung des medizinischen Systems als Bio-Psycho-Soziales Modell, wird neben den traditionell objektivierbaren Bewertungsverfahren ein Fokus auf die subjektive Einschätzung des Therapieerfolges gelegt (21). Mittels eines speziell entwickelten Scores für das postoperative Outcome nach Implantation eines künstlichen Kniegelenks werden die Ergebnisse analysiert und die subjektive Einschätzung der Patienten validiert. Schlussendlich soll sowohl der subjektive als auch der objektive Erfolg der zwei Versorgungsmöglichkeiten quantifiziert und eine mögliche Überlegenheit einer implantierten Plattform untersucht werden.

1.1 Anatomischer Überblick des Kniegelenks

Die anatomischen Grundlagen des Kniegelenks sind für das Verständnis physiologischer Abläufe und in weiterer Folge für die operative Versorgung, und somit als Grundlage für die Endoprothetik, essenziell. Aus diesem Grund wird in folgendem Kapitel auf die wichtigsten anatomischen Strukturen eingegangen.

1.1.1 Knöcherne Strukturen

Jedes synoviale Gelenk bildet eine stabile Verbindung mit den angrenzenden humanoiden Skelettteilen, um einwirkende Kraftübertragungen und die Beweglichkeit gewährleisten zu können (22). Diese Gelenke kommunizieren über Gelenksflächen (lat. *Facies articularis*) miteinander, welche mit hyalinem Knorpel überzogen sind und ein friktionsfreies Gleiten der Gelenkskörper ermöglichen (22,23).

1.1.1.1 Femur

Das Femur ist mit einer Länge von etwa 40-50 cm der größte, längste und stärkste Röhrenknochen des menschlichen Skeletts (22,23). Die Gliederung erfolgt in das *Corpus femoris* mit dem *Collum femoris* und die *Extremitas proximalis* und *distalis* (22,23). Nach distal verlaufend verbreitert und verdickt sich das Femur zu zwei Gelenksknorren, dem inneren (*Condylus femoris medialis*) und dem äußeren (*Condylus femoris lateralis*). Dorsal sind diese Knorren mit der *Fossa intercondylaris* verbunden, welche in Streckstellung der Stabilisierung des Kniegelenks dient (22). Die proximale Abgrenzung erfolgt durch die *Linea intercondylaris* (22,23). An der Vorderseite verbinden sich die gekrümmten Flächen der *Condyli femoris*, womit eine asymmetrische, sattelähnlich gebogene Gleitfläche für die *Patella* entsteht (22,23). Die *Condyli* divergieren nach distal und dorsal, erlauben aber bei aufrechtem Stand eine horizontale Auflagefläche. Im Sagittalschnitt findet sich ein nach dorsal abnehmender Krümmungsradius. Die Krümmungsmittelpunkte liegen auf einer *Evolute*, welche die typische Flexion des Kniegelenks ermöglicht. Zugleich wird eine Erschlaffung der Kollateralbänder gewährleistet, wodurch Rotationsbewegungen im Kniegelenk ermöglicht werden (22,23).

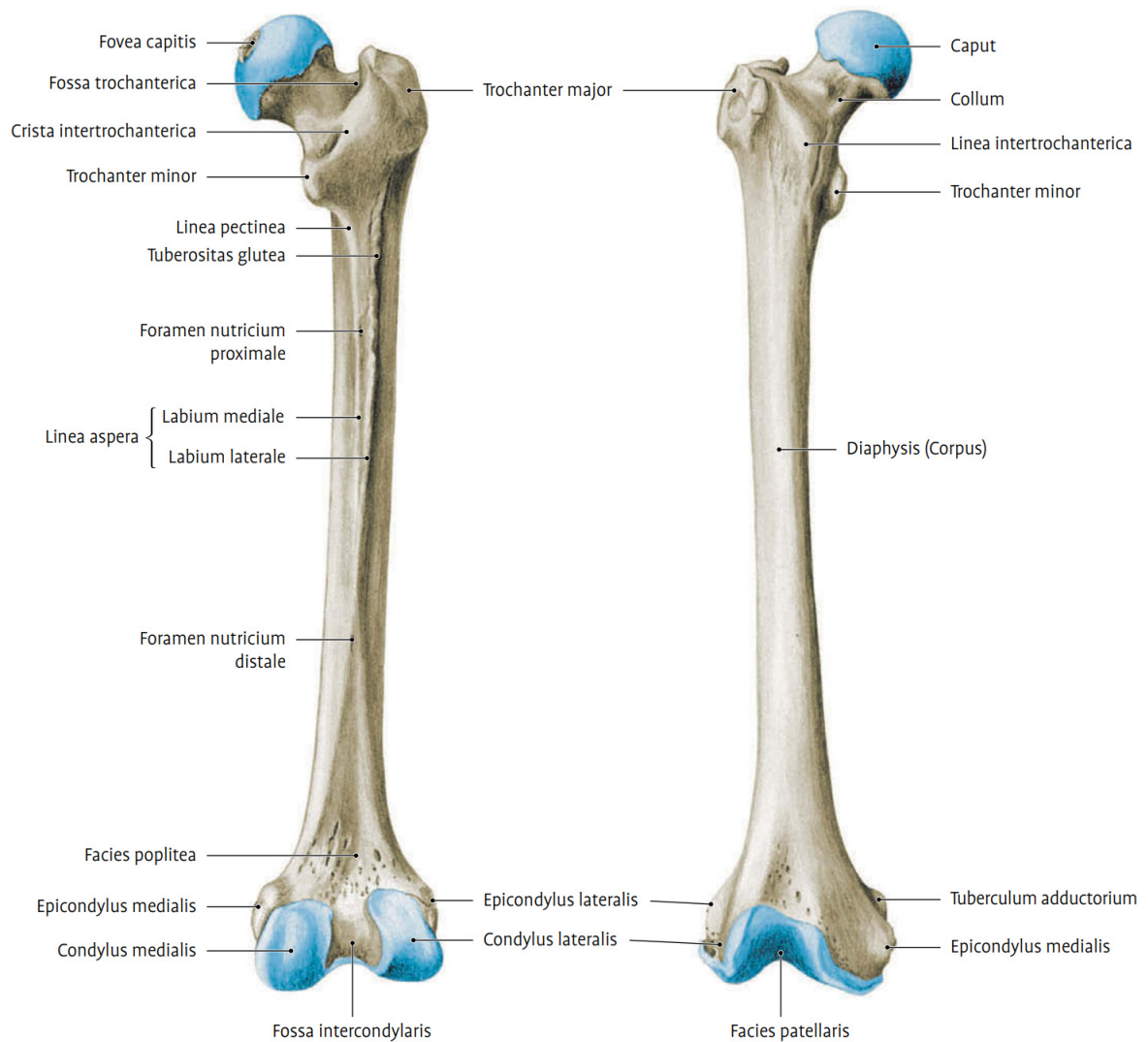


Abbildung 1: Rechtes Femur von dorsal und ventral

Quelle: Waldeyer Anatomie des Menschen (22)

1.1.1.2 Patella

Die Patella stellt das größte Sesambein des menschlichen Körpers dar und ist ein flacher, im Querschnitt annähernd keilförmiger Knochen (22,23). Die Basis patellae sieht nach proximal, und der Apex patellae mit seiner abgerundeten Spitze nach distal. Vom Apex patellae zieht das Lig. patellae zur Tuberositas tibiae (22,23). Die Facies anterior der Patella ist aufgeraut und in die Ansatzsehne des M. quadriceps femoris eingelagert, die dem Femur zugewandte Facies articularis ist bis zur Spitze überknorpelt (22). Die Facies articularis ist durch eine abgeflachte Leiste in eine größere laterale, und eine kleinere mediale Facette gegliedert. Die Fläche der Patella beträgt beim Adulten etwa 12 cm² und die Hauptfunktion besteht in einer Erhöhung des Drehmoments des M. quadriceps

femoris durch Verlängerung des virtuellen Hebelarmes seiner Ansatzsehne (22–24).

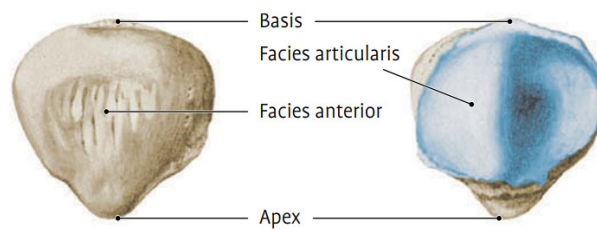


Abbildung 2: Rechte Patella von ventral und dorsal

Quelle: Waldyer Anatomie des Menschen (22)

1.1.1.3 Tibia

Die Tibia ist der tragende Knochen des Unterschenkels und bildet die alleinige Verbindung zwischen Femur und Fußskelett. Der Aufbau besteht aus dem etwa dreikantigen Corpus tibiae und einem proximalen und distalen Ende. Das kräftige Caput tibiae wird von einem Condylus medialis und lateralis gebildet und wird durch die Eminentia intercondylaris mit ihren zwei stumpfen Höckern, dem Tuberculum intercondylare laterale und mediale, unterbrochen (22,23). Die Condyli tragen die Facies articularis superiores, welche mit hyalinem Knorpel überzogen sind (22,23). Der stärker, seitlich überhängende Condylus lateralis, trägt zusätzlich die Facies articularis fibularis (22,23). Das von der Eminentia intercondylare und den Facies articulares superiores gebildete Tibiaplateau befindet sich beim Adulten in Reklination, welches einen um 4-6° nach dorsal verkippten Winkel ergibt (23).

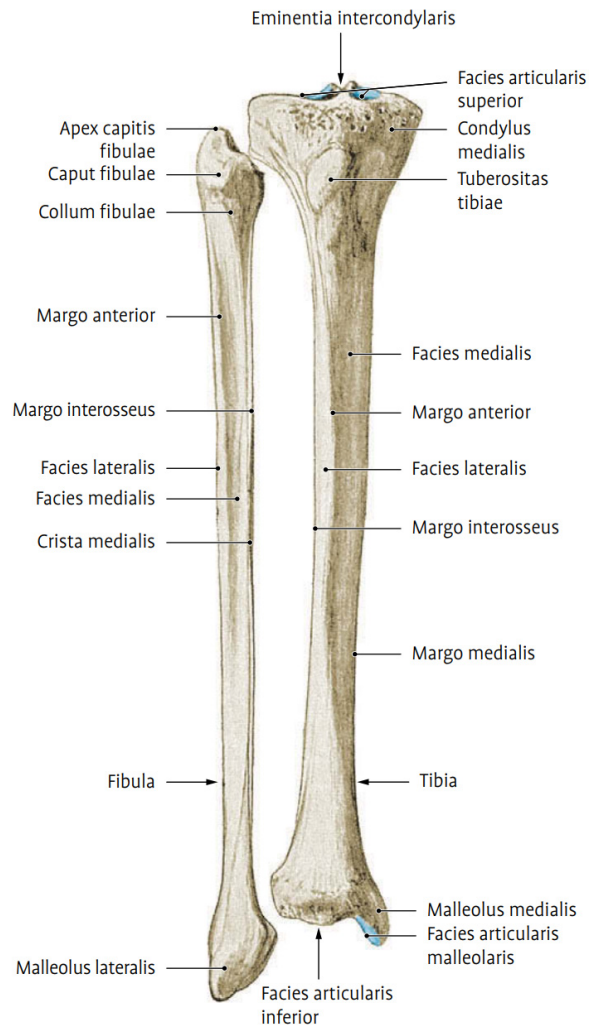


Abbildung 3: Tibia und Fibula von ventral

Quelle: Waldeyer Anatomie des Menschen (22)

1.1.2 Gelenke

1.1.2.1 Femorotibialgelenk

Als Articulatio femorotibialis bezeichnet man das kommunizierende Gelenk zwischen Femur und Tibia. Dieses Gelenk setzt sich aus einem Rad- und Scharniergelenk zusammen, welches als Drehscharniergelenk (Trochogynglimus) bezeichnet wird (22,23). Es artikulieren die bikonvexen Condylus femoris medialis und lateralis mit den konkaven Gelenkfacetten der Facies articularis superior der Tibia (22–24). Die entstehende Inkongruenz zwischen den konvexen Femurcondylen und dem leicht konkaven Tibiaplateau wird durch zwei Menisken ausgeglichen (23,24). In Streckstellung sind die Seitenbänder (Ligg. collaterale fibulare und tibiale) straff gespannt und es herrscht aufgrund des Kontakts

zwischen den schwächer gekrümmten Femurkondylen mit der Tibia eine große Druck- und Berührungsübertragungsfläche, wobei eine Adaptation der Gelenkknorpeldicke auf Bereiche der stärksten Druckbelastung erfolgt (22). In Beugung erschaffen die Seitenbänder aufgrund der speziellen Form der Femurkondylen und erlauben somit zusätzlich eine Außenrotation sowie eine Innenrotation, welche bei vollständiger Streckung nicht möglich ist (22,23).

1.1.2.2 Femoropatellargelenk

Die Art. femoropatellaris wird aus der Facies patellaris des Femurs und der Facies articularis der Patella gebildet und es liegt eine sichere Knochenführung vor (22,23).

In Streckstellung kann die Patella medial und lateral bewegt werden und ruht mit dem distalen Teil ihrer Gelenkfläche auf dem proximalen Teil der Facies patellaris femoris, während der proximale Anteil in Kontakt mit der Plica synovialis suprapatellaris kommt (22,25). Bei Flexion gelangt sie in den tieferen, distalen Teil der Gleitrinne, welche sie gegen eine seitliche Verschiebung sichert (22). Der sich ergebende maximale Gleitweg der Patella beträgt 6-7 cm² (22). Der Druck auf die Gelenksflächen nimmt mit zunehmender Beugung stetig zu und erreicht bei 60° Flexion sein Maximum (26). Zum Erreichen einer günstigen Gelenkbelastung wird dem Erhalt bzw. der Wiederherstellung der Funktion des Gelenks in der Endoprothetik eine wichtige Rolle zugesprochen (27).

1.1.3 Bandapparat

Bänder (Ligamenta) sind intra- oder extrakapsulär gelegene Kollagenfaserbündel und maßgeblich für die Stabilität des Kniegelenks verantwortlich. Dort erfüllen sie vier wichtige Aufgaben: einerseits die Verstärkung der Gelenkkapsel, die Sicherung der Gelenkführung, die Hemmung von Bewegungen und die Kontakterhaltung bei Drehbewegungen (22,23).

1.1.3.1 Vorderer Bandapparat

Das Ligamentum patellae stellt die Fortsetzung der Quadrizepssehne dar, geht aus den Ansatzsehnen des M. quadriceps femoris hervor und erstreckt sich über den Apex patellae bis zur Tuberositas tibiae und bildet somit den Ansatzpunkt des M. quadriceps femoris (22,23). Lateral und medial der Patella ziehen kollagene

Faserzüge zur Tibia (14). Das Retinaculum patellae laterale, in welches auch Fasern des Tractus iliotibialis einstrahlen, geht aus dem M. quadriceps femoris hervor und setzt lateral der Tuberositas tibiae an (23). Das Retinaculum patellae mediale gelangt medial des Lig. patellae nach distal, setzt vor dem Lig. collaterale tibiale an der Tibia an, bildet gemeinsam mit dem Retinaculum patellae laterale den Reservestreckapparat des Kniegelenks und verstärkt zusätzlich die Gelenkkapsel (22,23). Unter diesen Strukturen verlaufen quer oder schräg sog. transversale Retinacula patellae welche als Verstärkungszüge der Kapsel dienen (14,22).

1.1.3.2 Hinterer Bandapparat

Der dorsale Bandapparat ist eine komplexe Anordnung von Bändern und Muskeln. Kranial der Femurkondylen liegen die mediale und laterale Polkappe. Eine wichtige Rolle am dorsalen Bandapparat spielt die Insertion des M. semimembranosus, dessen Sehne den Pes anserinus profundus als Insertionsstruktur ausbildet, die posteromediale Ecke des Kniegelenks besetzt und in fünf Insertionszüge unterteilt wird (14,22). Ein großer Teil der Sehnenfasern des M. semimembranosus bildet das Lig. popliteum obliquum, welches schräg von distal medial nach proximal lateral zieht und eine Verstärkung der dorsalen Kapselwand bewirkt (14,22). Dorsolateral wird das Kniegelenk durch den M. popliteus gesichert (14). Auf der lateralen Seite ist das Lig. popliteum arcuatum ausgebildet (22). Dieses verstärkt die dorsale Hinterwand von lateral.

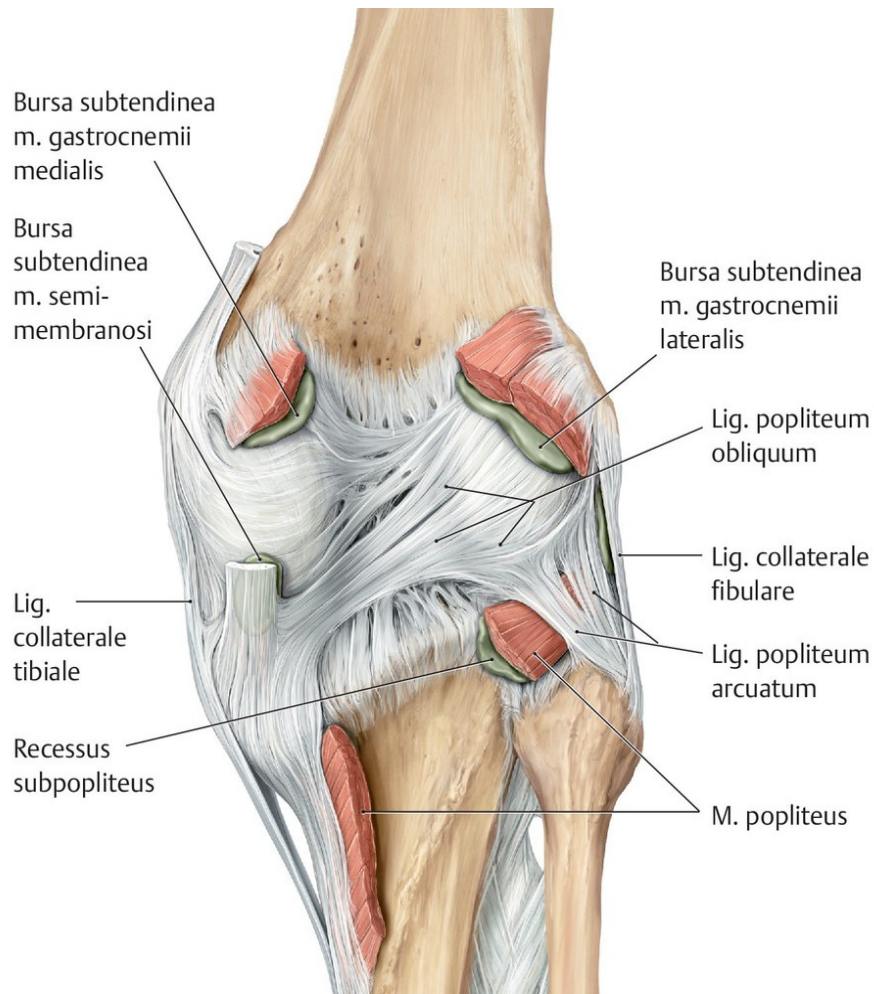


Abbildung 4: Hinterer Bandapparat

Quelle: Expertise Knie (28)

1.1.3.3 Seitenbänder

Lig. collaterale fibulare

Das laterale Seitenband entspringt kranial vom Epicondylus lateralis femoris und inseriert am Caput fibulae (22). Das Lig. collaterale fibulare überkreuzt die Sehne des M. popliteus und durch die Insertion am Caput fibulae wird der gesamte Bandzug nach lateral vom Gelenk abgerückt und ist weder mit der Kapsel noch mit dem Meniscus lateralis verwachsen (21,22). Das laterale Kapselband stabilisiert das Kniegelenk zusätzlich in Streckstellung (22).

Lig. collaterale tibiale

Das mediale Seitenband ist ein dreieckiges, plattes Band, welches am Epicondylus medialis femoris entspringt und unterhalb des Tibiaplateaus an der Facies medialis ansetzt (22,23). Am Lig. collaterale tibiale können unterschiedliche Abschnitte unterteilt werden: Einerseits ein anteriores Faserbündel, welches keine

Verbindung zum Meniscus aufweist, in der Regel durch eine Bursa getrennt ist, und der Gelenkkapsel locker aufliegt (22,23). Andererseits einem posterioren Anteil der mit dem Meniscus medialis verwachsen ist, mit zunehmender Beugung erschlafft und so die aktive Rotation im Kniegelenk ermöglicht (22,23).

1.1.3.4 Zentraler Bandkomplex

Der zentrale Bandkomplex wird von den beiden extrasynovialen, größtenteils in der Fossa intercondylaris femoris gelegenen, schräg verlaufenden Kreuzbändern (Lig. cruciatum anterius und Lig. cruciatum posterius) gebildet (14). Sie liegen intrakapsulär zwischen Stratum synoviale und Stratum Fibrosum der Gelenkkapsel und dienen der Kontakterhaltung bei Drehbewegungen (22,23). Die Kreuzbänder sichern das Kniegelenk vor allem in der Sagittal-, Frontal-, aber auch in der Horizontalebene und verhindern ein gegeneinander Verschieben von Femur und Tibia (22).

Lig. cruciatum anterius

Das vordere Kreuzband verläuft von der Area intercondylaris anterior der Tibia zur hinteren Innenfläche des Condylus lateralis femoris und ist ein in sich verdrehtes Band, welches drei Bündel aufweist: ein anteromediales, intermediäres und posterolaterales Bündel (22,23). Der posterolaterale Anteil ist in Streckstellung angespannt und der anteromediale Anteil stabilisiert das Kniegelenk in Beugstellung und verhindert eine anteriore Translation der Tibia am Femur (22,29). Bei Außenrotation ist das Lig. cruciatum anterius locker und bei Innenrotation gestrafft. Zudem steht das anteriomediale Bündel des vorderen Kreuzbandes mit dem Vorderhorn (Crus anterius) des Meniscus medialis in Verbindung und ist das Schlüsselband für die Schlussrotation im Kniegelenk (22,23).

Lig. cruciatum posterius

Das hintere Kreuzband ist stärker als das vordere und zieht fächerförmig von der Area intercondylaris posterior und der Rückfläche der Tibia zur Innenfläche des medialen Femurkondyls (22,23). Es lassen sich ein anteromediales und ein posteromediales Bündel unterscheiden. In engem Zusammenhang mit dem hinteren Kreuzband stehen das Lig. meniscomemorale anterius (Humphrey),

welches regelhaft auftritt und das Lig. meniscofemorale posterius (Weitbrecht), dass in etwa 70% Prozent der Menschen angelegt ist (14,22). Die Hauptfunktion des hinteren Kreuzbandes besteht darin, eine posteriore Translation der Tibia am Femur zu verhindern und dient darüber hinaus der Stabilisation des Kniegelenks in Flexion, wo der größte Teil seiner Fasern angespannt ist. In Extension hingegen, sind nur wenige Fasern gespannt (22,23,29).

1.1.4 Menisci

Die anatomisch vorliegenden Inkongruenzen der Gelenkflächen des Kniegelenks werden durch zwei C- bzw. halbmondförmige Scheiben aus inhomogenem Faserknorpel (Menisci), die keilförmig zwischen den femoralen und tibialen Gelenkflächen eingelassen sind, teilweise ausgeglichen (21,22,24). Die Oberseite der Menisci weist im Querschnitt eine Konkavität auf und wird nach innen zu abgeplattet, die konvexe Außenseite ist mit der Membrana synovialis der Capsula articularis verwachsen (14,23). Die Blutversorgung des kapselnahen Anteils erfolgt über ein sog. perimeniskales Randnetz aus der A. media genus und den Aa. inferiores genus. Der zentrale Anteil ist gefäßfrei und wird durch die Gelenkflüssigkeit (Synovia) ernährt (22,23). Der Meniscus medialis ist sichelförmig gekrümmt und hat Kontakt mit dem hinteren Teil des Lig. collaterale tibiale. Das dünnere Vorderhorn (Crus anterius) ist über ein kurzes, straffes Band an der Area intercondylaris anterior befestigt und das Hinterhorn in gleicher Weise an der Area intercondylaris posterior (14,22,23). Zusätzlich ist der Meniscus medialis mittels eines fächerförmigen Bandes an der Vorderkante des Caput tibiae befestigt, aufgrund dessen er weniger beweglich ist als der Meniscus lateralis (22,23). Der Meniscus lateralis ist kreisförmig, anterior und posterior nahezu gleich breit, sodass formbedingt die beiden Meniskushörner im Bereich der Eminentia intercondylaris dicht beieinander zu liegen kommen (14,22,23).

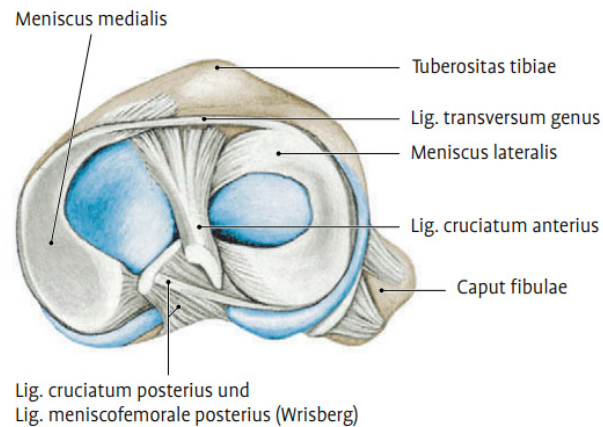


Abbildung 5: Proximale Fläche der Tibia mit Menisci

Quelle: Waldeyer Anatomie des Menschen (22)

1.1.5 Gelenkkapsel

Die Gelenkkapsel (lat. Capsula articularis) des Kniegelenks weist zwei Schichten auf, das Stratum fibrosum und das Stratum synoviale (22,23,25). Diese sind durch Fetteinlagerungen an der Vorder- und Hinterfläche voneinander getrennt (22,23).

Das Stratum fibrosum inseriert 1 cm neben der Knorpel-Knochen-Grenze des Femurs, wo sie die Kondylen seitlich umläuft, und der Tibia, wodurch es das gesamte Kniegelenk umschließt (14,22). Ventral, ist sie mit der Sehne des M. quadriceps und der Patella verwachsen und nicht deutlich abgrenzbar (14,22). Posterior inseriert das Stratum fibrosum, an der die Fossa intercondylaris dorsokraniel begrenzenden Linea intercondylaris (14,22). Medial und lateral ist das Stratum fibrosum durch die Sehnenfasern des M. vastus medialis und lateralis (Retinacula patellae laterale und mediale) kräftig verstärkt (22,23).

Das Stratum synoviale ist ventral, medial und lateral an der Knorpel-Knochen-Grenze des Tibiakopfes befestigt. Dorsal schiebt es sich zwischen die beiden Gelenkfacetten des Tibiaplateaus, der Facies articularis superior, und umfasst die Area intercondylaris anterior, wodurch die Kreuzbänder extraartikulär, aber intrakapsulär liegen und dadurch Gefäße und Nerven von dorsal die Befestigungsstellen der Kreuzbänder an Tibia und Femur erreichen (14,22,23). Am Femur liegt die Befestigungslinie in der Fossa intercondylaris an den dorsalen und lateralen Knorpelrändern der Kondylen und am Rand der Facies patellaris (14,22). Ventral und proximal befindet sich das Stratum synoviale meist in einiger Entfernung von der Knorpelgrenze was durch die mit dem Gelenkraum

kommunizierende Bursa suprapatellaris bedingt ist (22,23). Unterhalb der Patella bedeckt das Stratum synoviale einen pyramidenförmigen Fettkörper. Dieser wird als Corpus adiposum infrapatellare (Hoffa-Fettkörper) bezeichnet und setzt an der Area intercondylaris anterior an (14,22,23). Es weist an seiner Oberfläche zwei von den Patellaseitenrändern zottenförmige Fettfalten auf, welche als Plicae alares bezeichnet werden (14,23). Die Epicondylus femoris liegen außerhalb der Gelenkkapsel. An der Hinterwand liegende, mit Fettgewebe aufgefüllte Öffnungen erlauben die Versorgung der Kreuzbänder und das distale Femur. In Extension sind die posterioren Kapselanteile gespannt. Eine Entlastungsstellung wird bei 25° Beugung erreicht (22).

1.1.6 Muskulatur

Die umgebende Muskulatur des Kniegelenks erlaubt einerseits gezielte Bewegungsabläufe und verleiht gemeinsam mit dem Bandapparat zusätzliche Stabilität.

1.1.6.1 Flexoren

Flexoren erlauben die Beugebewegungen im Kniegelenk. Zu ihnen zählen der M. sartorius, M. gracilis und M. semitendinosus, welche sich im Pes anserinus vereinigen und am Condylus medialis tibiae ansetzen (22,23). Zusätzlich der M. semimembranosus der nach der Aufteilung in den Pes anserinus profundus fächerförmig an der Tibia ansetzt (22,23). Außerdem an der Flexion beteiligt ist der zweiköpfige M. biceps femoris, der im flektierten Kniegelenk auch eine Außenrotation ausführt (22,23). Die Innenrotation im flektierten Kniegelenk wird durch den M. semimembranosus, M. semitendinosus, M. gracilis und den M. popliteus an der Dorsalseite der Gelenkkapsel ermöglicht (22,23).

1.1.6.2 Extensoren

Der hauptverantwortliche Streckmuskel des Kniegelenks ist der an der Vorderseite des Oberschenkel gelegene M. quadriceps femoris und teilt sich in vier Teile: M. vastus medialis und lateralis, M. vastus intermedius und den zweigelenkigen M. rectus femoris (22,23). Gemeinsam vereinigen sie sich zu einer gemeinsamen Ansatzsehne und ziehen zur Basis patellae. Distal der Patella setzt der M. quadriceps femoris über das Lig. patellae an der Tuberositas tibiae an (22,23).

Eine Kräfteinschränkung der Extensoren steht in Zusammenhang mit einem erhöhten Risiko für eine symptomatische und funktionelle Verschlechterung von Osteoarthritis (30).

1.1.7 Leitungsbahnen des Kniegelenks

1.1.7.1 Arterielle Versorgung

Die arterielle Gefäßversorgung erfolgt durch die A. poplitea bzw. deren Ästen. Nachdem die A. femoralis den Hiatus adductorius passiert und in die Fossa poplitea eintritt wird sie als A. poplitea bezeichnet (22,23). Diese gibt in der Fossa poplitea fünf Äste ab, welche für die Versorgung des Kniegelenks von Bedeutung sind: (22,23,28)

- A. superior lateralis genus
- A. superior medialis genus
- A. media genus
- A. inferior lateralis genus
- A. inferior medialis genus

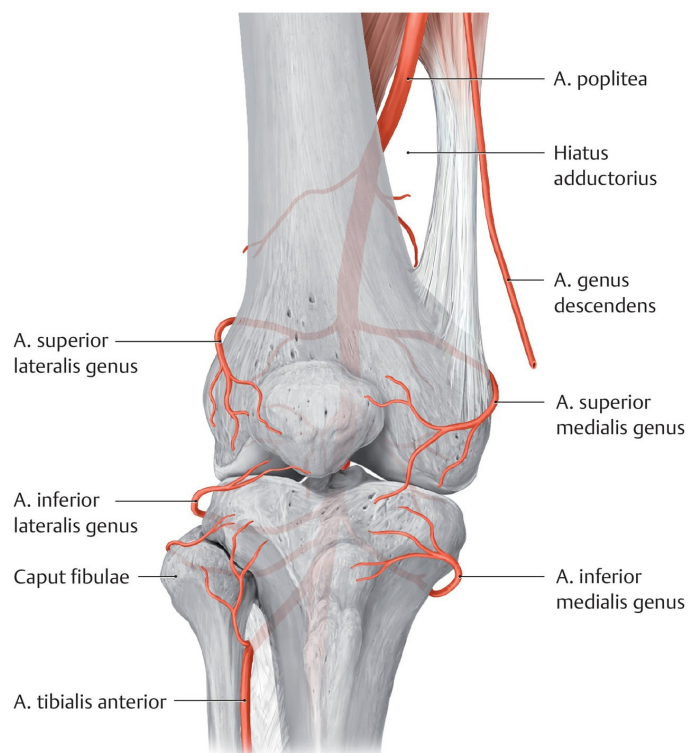


Abbildung 6: Arterielle Versorgung der Knieregion

Quelle: Expertise Knie (28)

All diese Gefäße stehen durch zahlreiche Anastomosen miteinander in Verbindung und bilden das Rete articulare genus (14,22). Die Aa. superiores genus ziehen um die Femurkondylen nach ventral und münden in das Rete articulare genus und patellae. Die A. media genus versorgt das perimeniskale Gefäßnetz und das Rete centroarticulare für die Kreuzbänder und die Synovialfalten (22). Die Aa. inferiores genus ziehen nach ventral und versorgen das Rete articulare genus, das Rete patellae und zusätzlich das Rete infrapatellare (14,22,25). Zusätzlich an der Speisung des Rete articulare genus beteiligt sich die A. genus descendens, die oberhalb des Hiatus adductorius aus der A. femoralis entspringt. Sie entlässt Rr. Articulares zum Rete articulare genus und einen R. saphenus zur Kniegelenkkapsel. Die A. tibialis anterior gibt vor dem Durchtritt in die Membrana interossea cruris die A. recurrens tibialis posterior ab. Nach dem Durchdringen der Membran entspringt die A. recurrens tibialis anterior, welche nach Perforation des M. tibialis anterior gemeinsam mit der A. recurrens tibialis posterior proximal zum Rete articulare genus ziehen (22,25).

1.1.7.2 Gelenkinnervation

Die Versorgung des Kniegelenks erfolgt nach dem Hilton'schen Gesetz (14). Dieses besagt, dass der Nerv der die Muskeln versorgt auch das Gelenk selbst und die darüberliegende Haut innerviert. Aus diesem Grund zweigen von den Muskelästen Rr. articulares ab, welche den Bandapparat und die Gelenkkapsel versorgen (14,31). Aus den Muskelästen des M. vastus medialis, lateralis und intermedius treten Rr. articulares aus dem N. femoralis kranio-medial, kranial und kranio-lateral an das Knie heran (14,22). Aus dem N. tibialis lagern sich drei Äste an die Gefäße (A. superior medialis genus, A. inferior medialis genus, A. media genus) an und ziehen mit diesen zum Kniegelenk. Sie bilden ein ausgedehntes Geflecht zur Versorgung des medialen Bereichs und des dort liegenden Bandapparates. Der N. peroneus communis gibt wie der N. tibialis drei Rr. articulares ab, die mit den Gefäßen (A. superior lateralis, A. inferior lateralis, A. recurrens tibialis anterior) verlaufen und einen Gelenkplexus formieren, der die lateralen Bandstrukturen sowie die Gelenkkapsel versorgt (22). Der R. articularis aus dem R. posterius des N. obturatorius tritt mediokranial an das Kniegelenk heran (14,22).

1.2 Biomechanik

Das Verständnis über die Biomechanik des Kniegelenks ist essenziell für die Therapie und die Diagnostik von Pathologien und spielt eine wesentliche Rolle in der Endoprothetik. Wesentlich für die Funktion und die Belastung des Kniegelenks ist ein ausgeglichenes Zusammenspiel von statischen und dynamischen Kräften, da eine knöchernen Führung in der Art. femorotibialis nicht gegeben ist (22,32). Aus der komplexen Geometrie der Gelenkflächen und der Interaktion von Muskeln, Bändern und Sehnen resultieren die charakteristischen Bewegungsabläufe des Kniegelenks.

1.2.1 Belastungsachsen

An der unteren Extremität werden die anatomische und mechanische Beinachse voneinander unterschieden. Diese haben einerseits nicht nur Auswirkungen auf die Pathogenese, sondern sind auch wertvoll für die prä- und postoperative Beurteilung bei Implantation von KTEPs. Die anatomischen Achsen laufen in der Schaftmitte der Tibia und des Femurs und bilden physiologisch einen nach außen gerichteten stumpfen Winkel von 173-175° (physiologischer Valgus-Kniewinkel) (3,29).

Die nahezu identische mechanische und anatomische Tibiaachse zieht vom Zentrum des oberen Sprunggelenks zum Zentrum des Kniegelenks. Die mechanische Femurachse verläuft jeweils durch das Zentrum des Caput femoris und des Kniegelenks. Durchschnittlich bildet diese zur anatomischen Femurachse einen Winkel von 5-7° (3,33). Eine wichtige Belastungslinie bildet die „Mikulicz-Linie“. Sie verläuft vom Zentrum des Caput femoris zum Zentrum des oberen Sprunggelenkes (Abb. 7). Unter physiologischen Achsverhältnissen verläuft sie durchschnittlich 4±2 mm medial des Kniegelenkzentrums (3). Anhand der Abweichung nach medial und lateral unterscheidet man eine vorliegende Achsfehlstellung in eine Varusfehlstellung (medial) bzw. Valgusfehlstellung (lateral) (3,22,29,33). Die physiologische Gelenklinie ist um 3°± 3° nach medial gekippt wodurch sich ein mechanischer lateraler distaler Femurwinkel (MLDFW) von 87° ± 3° ergibt, aus dem sich wiederum ein mechanischer medialer proximaler Tibiawinkel (MMPTW) von 87°± 3° ergibt (3).

Bei zunehmender Achsfehlstellung wirkt eine deutlich erhöhte Gelenkkontaktkraft auf das Kniegelenk. Der Anstieg dieser Gelenkkontaktkräfte ist bei einer

Achsabweichung von mehr als 4° von der anatomischen Achse besonders stark ausgeprägt (34).

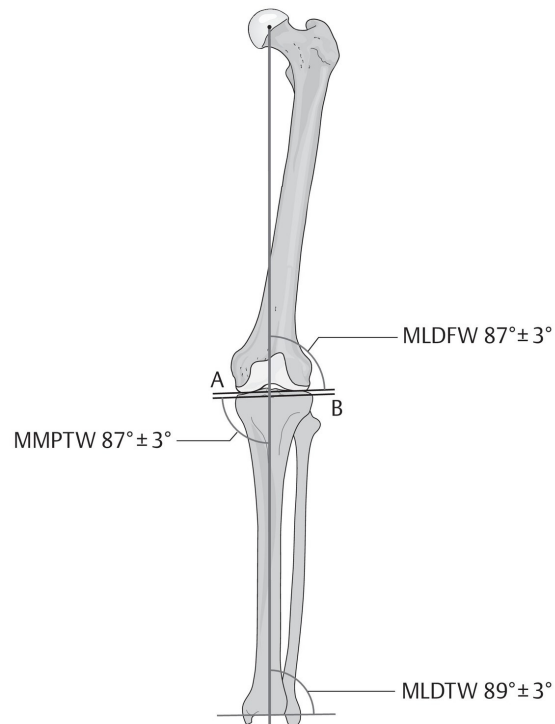


Abbildung 7: Mechanische Femur- und Tibiaachse mit Verlauf der Mikulicz-Linie

MLDFW: mechanischer lateraler distaler Femurwinkel, MMPTW: mechanischer medialer proximaler Tibiawinkel, MLDTW: mechanischer lateraler distaler Tibiawinkel

Quelle: Physiologische Achsenverhältnisse des Beines und die Auswirkung von Fehlstellungen, Galla M., Lobenhoffer P. (35)

1.2.2 Gelenkkinetik

Das Kniegelenk ist sowohl in Bewegung als auch bei statischer Belastung starken Kräften ausgesetzt. Bereits bei normalem Gang und physiologischen Achsverhältnissen beträgt die tibiofemorale Kontaktkraft zum Teil das 7-fache des Körpergewichts (36,37). Zusätzliche Information über die Stabilität des Gelenks können Scherkräfte liefern. Diese sind vor allem nach Implantation einer KTEP zu berücksichtigen, da diese den Polyethylenabrieb begünstigen (14).

Im Laufen beträgt die Belastung etwa das 2,3-fache des Körpergewichts. Die höchste tibiofemorale Belastung wurde jedoch beim Treppensteigen ermittelt, mit einer Maximalkraft des 5,9-fachen des Körpergewichts (38). Aus diesen Berechnungen geht hervor, dass das tibiofemorale Gelenk während dynamischer Alltagsaktivitäten erheblichen Belastungen unterliegt und davon auszugehen ist,

dass eine ausgeglichene Belastungsverteilung ein entscheidender Faktor für den Erfolg einer KTEP darstellt (38).

1.2.3 Freiheitsgrade

Die Beurteilung des anatomischen Bewegungsausmaßes erfolgt nach der Neutral-Null-Methode und wird im angloamerikanischen Sprachgebrauch als Range of Motion (ROM) bezeichnet (22). In äußerster Streckstellung befinden sich Ober- und Unterschenkel in stabiler Lage. Bei Anteversion des Beines im Gang, kommt es durch die Flexion im Knie zu einer Verminderung der Beinlänge, die zu einer Instabilität des Kniegelenks führt (22). Beim Adulten beträgt die aktive Streckung 180° und kann passiv um 5-8° erweitert werden (22,23). In der Endphase der Extension erfolgt eine zwangsläufige Schlussrotation der Tibia im Sinne einer Außenrotation am frei schwingenden Bein (Spielbein), die durch den Zug des vorderen Kreuzbandes und der Form der Gelenkkörper zustande kommt (22,23). Hingegen kommt es im Standbein bei vollständiger Extension zu einer Innenrotation des Femurs gegen die fixierte Tibia (22). Das mediale Gelenkcompartment hat einen 1,6-fach größeren Kontakt als das laterale, wodurch die Flexion aus einer Kombinationsbewegung aus Rotation und Gleiten des Femurs über die Tibia sichergestellt wird (29). Die aktive Flexion im Kniegelenk ist bis zu einem Winkel von 120°-140° möglich. Passiv kann jedoch bis zu 160° gebeugt werden, bevor eine Hemmung der Weichteile die Bewegung limitiert (22,29).

In Beugstellung können unter Führung der Kreuzbänder Rotationsbewegungen im Kniegelenk durchgeführt werden. Die Kollateralbänder, die in Streckung straff gespannt sind und dadurch eine aktive Rotation verhindern, sind in Beugung erschlafft. Dadurch wird eine Außenrotation von maximal 40° und eine Innenrotation von 10°, im rechtwinklig gebeugten Knie ermöglicht (22,23). Aufgrund der Bandsicherung in jeder Stellung sind Ab- und Adduktionsbewegungen nicht möglich (22).

Bewegung	Range of Motion
Extension	aktiv: 180°
	passiv: 5°-8°
Flexion	aktiv: 120°-140°
	passiv: bis 160°
Innenrotation	bei Flexion 90° 10°
Außenrotation	bei Flexion 90° 40°

Tabelle 1: Bewegungsausmaße Kniegelenk

1.3 Gonarthrose

Oftmals wird die Arthrose als degenerative Gelenkerkrankung bezeichnet. Diese Aussage ist nur zum Teil korrekt, da es sich bei der Arthrose nicht um einen reinen Verschleißprozess handelt, sondern vielmehr um eine abnormale Umgestaltung des Knochengewebes („Remodelling“), die durch eine Vielzahl von Entzündungsmediatoren im betroffenen Gelenk hervorgerufen wird (7). Die Gonarthrose zählt neben der Spondylarthrose zu der häufigsten Arthrose des menschlichen Körpers (33). Bereits zwischen dem 30.-50. Lebensjahr bestehen bei 50% der Bevölkerung beginnende Arthrosezeichen (33). Aufgrund der anatomischen Gegebenheiten sowie der Biomechanik, treten diese bevorzugt am medialen bzw. lateralen, sowie den femoropatellaren Gelenkanteilen auf (14,33). Daraus ergibt sich die Einteilung der Arthrose in folgenden Kompartimenten: (14)

- Unikompartimentelle patellofemorale Arthrose
- Unikompartimentelle femorotibiale Arthrose
- Bikompartimentelle femorotibiale Arthrose
- Trikompartimentelle patellofemorotibiale Arthrose (Pangonarthrose)

1.3.1 Ätiologie

Es liegt die Hypothese zugrunde, dass teilweise eindeutige Ursachen für die Entstehung der Gonarthrose definierbar sind, während es oftmals nicht gelingt eine Ursache zu definieren (3,14). Daraus ergibt sich neben eindeutig identifizierbaren schädigenden Faktoren die Erkenntnis, dass zahlreiche weitere Variablen die Entstehung und den Verlauf der Gonarthrose beeinflussen. Daher erfolgt die Unterteilung der Gonarthrose zwischen einer primären und sekundären

Gonarthrose (3,33). Zur häufigsten Form der Entstehung einer Gonarthrose zählt die idiopathische Arthrose, bei der ein multifaktorielles Geschehen vermutet wird, und somit keine Einzelursache erhoben werden kann (3,33). Gegenüber den primären Gonarthrosen weisen sekundäre Gonarthrosen klar definierbare ätiologisch bedeutsame Faktoren auf. Diese Faktoren und Ursachen führen zu einer Kaskade mit Destruktion des Gelenkknorpels und dadurch der Entwicklung der Gonarthrose.

Primäre Arthrosen
<ul style="list-style-type: none"> • Ursache unbekannt • vermutlich multifaktorielles Geschehen
Sekundäre Arthrosen
<ul style="list-style-type: none"> • mechanische extraartikuläre Faktoren <ul style="list-style-type: none"> - Bandinstabilitäten, muskuläre Dysbalancen, Mikrotraumata und Überlastungen • mechanische intraartikuläre Faktoren <ul style="list-style-type: none"> - Meniskusläsionen, komplette Meniskektomien, Osteochondrosis dissecans • entzündliche Erkrankungen <ul style="list-style-type: none"> - rheumatoide Arthritis, Zustand nach bakterieller Arthritis • Gerinnungsstörungen <ul style="list-style-type: none"> - Hämophilie • metabolische Faktoren <ul style="list-style-type: none"> - Hyperurikämie, Chondrokalzinose, Hämochromatose, Ochronose • Kollagenosen <ul style="list-style-type: none"> - Marfan-Syndrom, Ehlers-Danlos-Syndrom • neurologische Erkrankungen <ul style="list-style-type: none"> - neurogene Osteoarthrose • medikamenteninduziert <ul style="list-style-type: none"> - nach Chemotherapie • alimentär induziert <ul style="list-style-type: none"> - Adipositas

Tabelle 2: Ätiologie primärer und sekundärer Gonarthrosen

Quelle: Orthopädie und Unfallchirurgie essentials (3)

1.3.1.1 Risikofaktoren

Die Entstehung der Gonarthrose wird als Ergebnis des Wirkens von lokalen Einflussfaktoren gesehen, im Kontext einer systemischen Prädisposition (14,39). Es gibt zunehmend Hinweise auf die Rolle systemischer Faktoren (Genetik, Ernährung, Östrogenmangel, Knochendichte) und lokaler biomechanischer Faktoren (Muskelschwäche, Fettleibigkeit, Laxität) (7). Die Rolle von systemischen Risikofaktoren zeigt sich in einer erhöhten Wahrscheinlichkeit bei unilateraler Gonarthrose, eine kontralaterale Arthrose zu entwickeln (14). Bestimmte lokale

Risikofaktoren spielen ebenso eine wesentliche Rolle bei der Entstehung der Gonarthrose. Die Laxität der Frontalebene oder des Varus-Valgus nimmt mit dem Alter zu und ist darüber hinaus überwiegend bei idiopathischer Gonarthrose gehäuft, was als prädisponierender Faktor für die Entwicklung einer Gonarthrose angenommen werden kann (7). Zudem ist Adipositas ein bedeutender Risikofaktor für die Entwicklung und das Fortschreiten der Erkrankung (7).

1.3.2 Klinik

Aufgrund der langsamen Progredienz der Gonarthrose und der individuellen Nozizeption der PatientInnen sind klinische Symptome zumeist unterschiedlich stark ausgeprägt. In frühen Stadien geben PatientInnen oftmals einen uncharakteristischen Gelenkschmerz an, welcher in Ruhe oder bei Belastung, mit zunehmendem Steifigkeitsgefühl, Anlaufschmerz sowie einer rezidivierenden Schwellneigung des Kniegelenks auftritt (3,33). Im fortgeschrittenen Stadium der Gonarthrose kommt es zu Dauer- und Nachtschmerzen was zu einer Verminderung der Gehleistung und einer zunehmenden Entwicklung von Kontrakturen führt (3,33). Außerdem kommt es bei Fortschreiten der Gonarthrose zu progredienten Achsdeformitäten (Genu varum/Genu valgum). Dies wiederum führt zu einer Verschlechterung der Beschwerdesymptomatik und zu weiteren Schmerzen (3).

1.3.3 Anamnese

Neben der körperlichen Untersuchung der PatientInnen sollte auch eine biopsychosoziale Anamnese im Sinne einer Befragung über Arbeit, Freizeitgestaltung, psychologischer Belastungen sowie sonstiger körperlicher und psychosozialer Risikofaktoren Bestandteil der Untersuchung sein (40). Die körperliche Untersuchung ist bei Beschwerden des muskuloskelettalen Systems von zentraler Bedeutung und gibt entscheidende Hinweise auf eventuell weitere erforderliche apparative Diagnostik und erfolgt nach einer gezielten Befragung der PatientInnen (40). Somit sollten als Grundlage für die weiterführende Untersuchung folgende Punkte berücksichtigt werden: (33,40)

- Lebensalter
- Body Mass Index (BMI)

- Freizeitverhalten, Beruf, körperliche Aktivität, Immobilität
- Psychische Befindlichkeit, soziale Konstellationen
- Bekannte Vorschäden des Kniegelenks
- Voroperationen oder vorangegangene therapeutische Maßnahmen
- Art, Dauer und Lokalisation der Beschwerden
- Änderung der Beschwerden im Tagesverlauf
- Komorbiditäten
- Medikamenteneinnahme
- Familienanamnese (degenerative Erkrankungen, rheumatische Erkrankungen)

1.3.3.1 Klinische Diagnostik

Um einen Überblick über die aktuelle Beschwerdesymptomatik zu bekommen sowie zur Einbeziehung möglicher Differentialdiagnosen ist die klinische Untersuchung des Kniegelenks unumgänglich. Davon abhängig ist einerseits die weiterführende apparative Diagnostik, andererseits stellt sie auch eine Hilfe zur Einschätzung weiterer therapeutischer Maßnahmen dar. Die Untersuchungsmodalitäten sollen im Seitenvergleich durchgeführt werden und schmerzauslösende Untersuchungsschritte ans Ende der Untersuchung verschoben werden, um eine Verspannung und Abwehrhaltung bei anderen Tests zu vermeiden. Anhand der Punkte Inspektion, Palpation und funktioneller Untersuchung ergibt sich folgend ein Algorithmus zur Beurteilung des Kniegelenks, welcher in Tabelle 3 veranschaulicht wird: (33,40,41)

Inspektion
<ul style="list-style-type: none"> • Gangbild (Hinken) • Achsfehlstellungen (Genu varum/valgus, Genu antecurvatum/recurvatum) • Atrophiezeichen v.a der Oberschenkelmuskulatur
Palpation
<ul style="list-style-type: none"> • Temperatur (Überwärmung) • Ergussbildung (tanzende Patella) • Patellamobilität, Verschiebeschmerz (Zohlen-Zeichen), Krepitation • Druckschmerz Epikondylen, Gelenkspalt • Plica mediopatellaris (Plica-Snap-Test)
Funktionelle Untersuchung
<ul style="list-style-type: none"> • Streck-/Beugehemmung • Varus-/Valgusstresstest (in Streckstellung & Flexion) • Stabilitätstests der Kreuzbänder (Schubladentest, Lachmann-Test, Pivot-Shift-Test) • Meniskuszeichen (Steinmann I & II, Payr-Zeichen, Apley-Grinding-Test)

Tabelle 3: Strukturierte Untersuchung des Kniegelenks
Quelle: Traumatologisch-orthopädische Untersuchung (40)

1.3.3.2 Bildgebende Diagnostik

Die bildgebende Diagnostik bietet einen guten Einblick in betroffene Strukturen des Kniegelenks. Gängige apparative Methoden zur Beurteilung des Kniegelenks sind die Röntgenuntersuchung, Sonographie, Computertomographie sowie die Magnetresonanztomographie. Als Bildgebung der Wahl und somit primär bildgebende Diagnostik, sollte das konventionelle Röntgen vor anderen Modalitäten zur Anwendung kommen um arthrotische Veränderungen darzustellen (41,42).

Die Röntgenbasisdiagnostik dient nicht nur der strukturellen Beurteilung und der Diagnostik einer Gonarthrose, sondern ist auch für die präoperative Planung einer KTEP unerlässlich (14). Hierbei sollte zunächst eine Aufnahme im a.-p. und seitlichen Strahlengang angefertigt werden sowie optional eine zusätzliche Aufnahme im p.-a. Strahlengang unter Belastung („Rosenberg-Aufnahme“), um eine bessere Beurteilung der Knorpelsituation und der Hauptbelastungszone zu erhalten (3). Weiters sollte zur Beurteilung auf retropatellare Veränderungen eine Patellaraufnahme in 30° Beugestellung erfolgen (3). Zur Beurteilung der Beinachse sollte vor Implantation einer KTEP eine Ganzbeinaufnahme zur Vermessung und Erkennung von Achsabweichungen präoperativ im a.-p. Strahlengang angefertigt werden (3,14).

Radiologische Klassifikation

Zur radiologischen Beurteilung von arthrotischen Veränderungen gibt es eine Vielzahl von Klassifikationen, um eine Graduierung des Schweregrades durchzuführen. Die am häufigsten angewendete radiologische Klassifikation zur Beurteilung von arthrotischen Veränderungen stellt jene von Kellgren und Lawrence dar und beschreibt die in Tabelle 4 angeführten Charakteristika: (43)

Grad 0:	<ul style="list-style-type: none">• keine Arthrosezeichen
Grad 1:	<ul style="list-style-type: none">• Subchondrale Sklerosierung ohne Gelenkspaltverschmälerung oder Osteophyten
Grad 2:	<ul style="list-style-type: none">• Osteophytenbildung und geringe Gelenkspaltverschmälerung, beginnende Unregelmäßigkeiten der Gelenkfläche
Grad 3:	<ul style="list-style-type: none">• Ausgeprägte Osteophytenbildung, deutliche Unregelmäßigkeiten der Gelenkfläche, Gelenkspaltverschmälerung
Grad 4:	<ul style="list-style-type: none">• Aufgehobener Gelenkspalt bis zur vollständigen Destruktion, Deformierung der Gelenkpartner

Tabelle 4: Klassifikation der Arthrose nach Kellgren und Lawrence

Dank dieser Klassifikation ist es möglich röntgenologisch eine Beurteilung der Gonarthrose vorzunehmen und eine Graduierung des Schweregrades durchzuführen. In Abb. 8 wird die Ausprägung gemäß der Klassifikation nach Kellgren und Lawrence dargestellt.

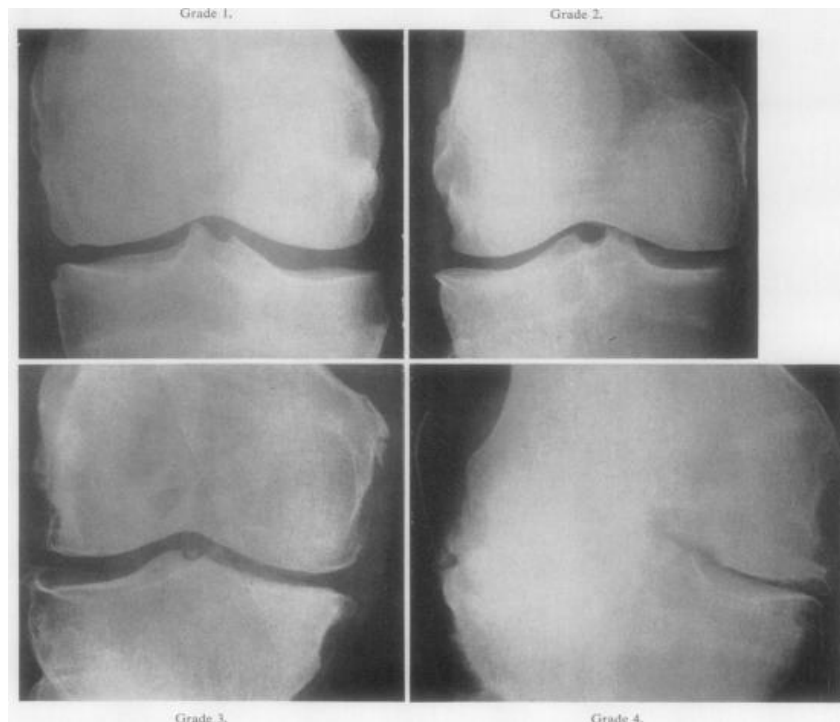


Abbildung 8: Schweregrade der Gonarthrose

Quelle: Kellgren JH, Lawrence JS, 1957 (43)

1.3.4 Morphologie

Die histologischen Veränderungen bei fortschreitender Gonarthrose dienen dem Verständnis über Entwicklung und Progression. Die Differenzierung erfolgt in mikroskopische und makroskopische Veränderungen des Knorpelgewebes.

Initial kommt es bei der Arthrose zu einem Proteoglykanverlust, welcher mit Fissuren des oberflächlichen Knorpels einhergeht (2). In weiterer Folge erreichen die Fissuren die Radiärzone des Knorpels und es kommt zu einer Proliferation von Chondrozyten unter Ausbildung von Knorpelnestern (2,14). Dies führt zu der Entwicklung einer Synovialitis mit Aktivierung der Synoviozyten, die sich in einer Schmerzsymptomatik widerspiegelt (2,14). In Folge erreichen die Risse tiefere Knorpelschichten und können durch den Ausbruch von Knorpelstücken in das Kniegelenk zu weiteren Reizungen der Synovialmembran führen (2). Im Endstadium kommt es zur Freilegung der knöchernen Deckplatte mit Einsprossung von Gefäßen in den Defekt und zu einer Kaskade von Arthrose typischen Umbauprozessen (2,14). Dies beinhaltet die Verdickung und Sklerosierung der subchondralen Knochenplatte und eine reaktive Neubildung von Knochengewebe (2). Zudem kommt es sowohl zu einer metaplastischen Knochenbildung in der Synovialis als auch einer radiologisch sichtbaren osteophytären Randzackenbildung aufgrund der verminderten Elastizität und der erhöhten mechanischen Belastung am Knochen (2,14).

1.3.5 Konservative Therapie

Die konservative Therapie der Gonarthrose umfasst ein multimodales Therapieschema und beinhaltet primär nichtpharmakologische Maßnahmen (3). Ziel der Therapie ist in erster Linie die Schmerzreduktion sowie die Erhaltung der Mobilität und dadurch ein Hinauszögern eines chirurgischen Eingriffs (3). Neben der Aufklärung der PatientInnen über Risikofaktoren sollte eine Intervention bezüglich Gewichtsreduktion, Sportberatung und physikalischer Therapie erfolgen (28). Eine Gewichtsreduktion bewirkt eine Abnahme der auf das Kniegelenk wirkenden Kräfte und führt dadurch zu einer Verbesserung der Symptomatik (44). Die Behandlungsmodalitäten enthalten gelenkschonende Sportmöglichkeiten wie Fahrradfahren, Schwimmen, Aqua Jogging, Gehen (Nordic Walking), Skilanglauf und Aerobic (3). Stop-and-Go Sportarten sollen vermieden werden, weil sie durch die kurzzeitigen Druckbelastungen den Gelenkknorpel weiter schädigen (3,28).

Im Anfangsstadium der Erkrankung kann die Anwendung von physikalischen Maßnahmen mit diadynamischen Strömen und Kryotherapie sinnvoll sein, hingegen sollen Wärmeapplikationen im entzündlichen Intervall vermieden werden und sind kontraindiziert (3,28). In der späteren Phase sollte eine Beweglichkeitsverbesserung mit Beübung der kniegelenkübergreifenden Muskulatur erfolgen, welche die Ausdauer sowie die isometrische und isotonische Kraft der Muskulatur verbessert (28). Im entzündlichen Intervall kann eine temporäre Ruhigstellung mit immobilisierenden Orthesen und stabilisierenden Kniegelenkbandagen erfolgen (3,28).

Der theoretische Zielgedanke der pharmakologischen Therapie ist, den Verlust von Knorpelsubstanz zu stoppen und neue Knorpelsubstanz aufzubauen (28). Von den derzeit zur Verfügung stehenden Pharmaka erreicht keines dieses Ziel (45). Pharmakologisch wird zwischen einer lokalen, peroralen und einer intraartikulären Applikation unterschieden (3). In der Schmerzbehandlung kommen peroral Paracetamol, NSAR (Nicht-steroidale Antirheumatika) und Opioide zum Einsatz. Lokal können NSAR-haltige Salben zur Applikation verwendet werden. Bei den intraartikulären Infiltrationen kommen im Frühstadium, insbesondere bei der entzündlichen Arthrose, Cortison und Lokalanästhetika zur Anwendung, während bei der trockenen Arthrose Infiltrationen mittels Hyalgan oder Eigenblutplasma sinnvoll sind, um die Schmerzen zu reduzieren. Eine Regeneration des Knorpels durch diese Therapien konnte bisher allerdings in keinen Studien gezeigt werden (3,45).

1.4 Das künstliche Kniegelenk

Bei dem künstlichen Kniegelenkersatz handelt es sich um die Einbringung von Fremdmaterial mit Resektion der destruierten Gelenkflächen und Weichgeweben des Kniegelenks oder Teilen davon. Hierfür kommt eine Materialkombination zum Einsatz, um physiologische Gegebenheiten zu erlangen und dadurch eine Wiederherstellung der Mobilität zu erzielen.

1.4.1 Geschichte der Kniegelenkendoprothetik

Historisch gehen die Anfänge der Endoprothetik auf das Jahr 1860 zurück, wo Verneuil eine Exzisionsarthroplastik durch Interposition von Weichgewebe zur Vorbeugung von knöcherner Ankylose beschrieb (46). Das erste künstliche

Kniegelenk wurde von Themistokles Gluck 1890 (Abb.9) in Berlin entwickelt (47). Das aus Elfenbein bestehende Scharniergelenk zeigte jedoch eine Problematik in Bezug auf die Fixierung der Komponenten und führte aufgrund mangelnder Sterilität zu Frühinfekten (14).

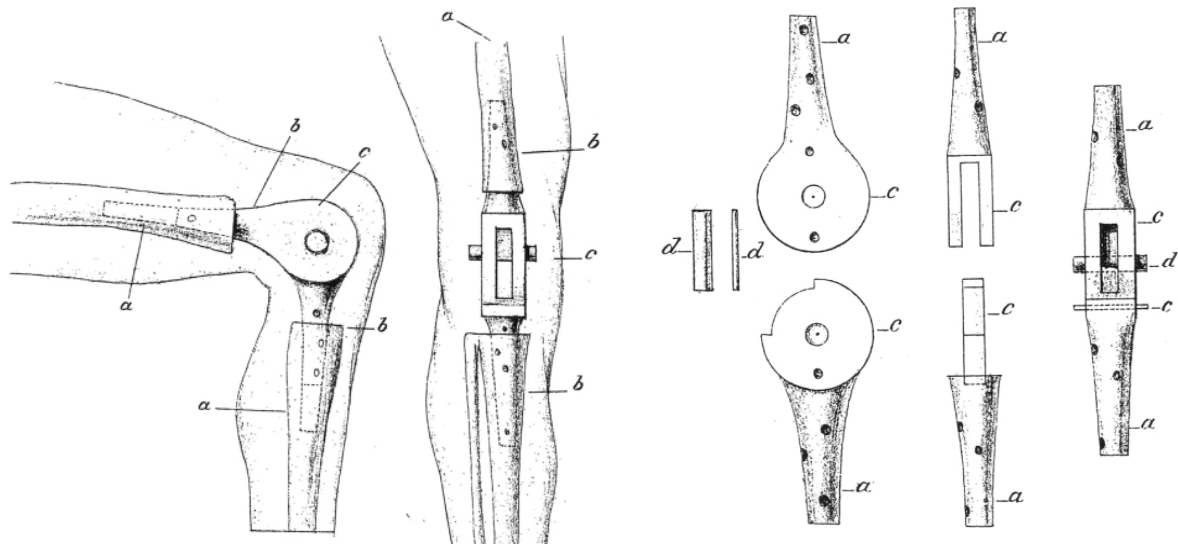


Abbildung 9: Illustrationen der Gluck-Prothese, 1890

Quelle: Gluck T, 2011 (47)

Die Anfang und Mitte des 20. Jahrhunderts entwickelten Prothesen zeigten bereits erste Erfolge, jedoch gab es noch biomechanische Schwächen und einen hohen Verschleiß der verwendeten Materialien (14,48). Mit Weiterentwicklung der Hüftendoprothetik erfuhr auch die Knieendoprothetik einen Fortschritt (14). Einen Meilenstein in der Endoprothetik legte Sir John Charnley im Jahre 1961 mit Einführung der „Low friction arthroplasty“ (49). Durch die Verwendung von Polymethylmetacrylat (PMMA) zur Implantatfixierung und der Paarung von Metall und PE, schaffte er die Voraussetzungen für die heutigen Oberflächenprothesen. Der im Jahr 1974 eingeführte vollständige Kondylen-Kniegelenkersatz (Abb.10) gilt als Vorreiter der modernen Oberflächenprothese (14). Ab diesem Zeitpunkt erfuhr die Knieendoprothetik eine rasante Entwicklung durch die stetige Weiterentwicklung der Implantate und daraus resultierender standardisierter Operationsverfahren (45). Die essenziellen Fortschritte der Knieendoprothetik erfolgten durch die Entwicklung im Bereich der Oberflächenersatzprothesen, die auch im Zuge der vorliegenden Arbeit zur Anwendung kommen (14).

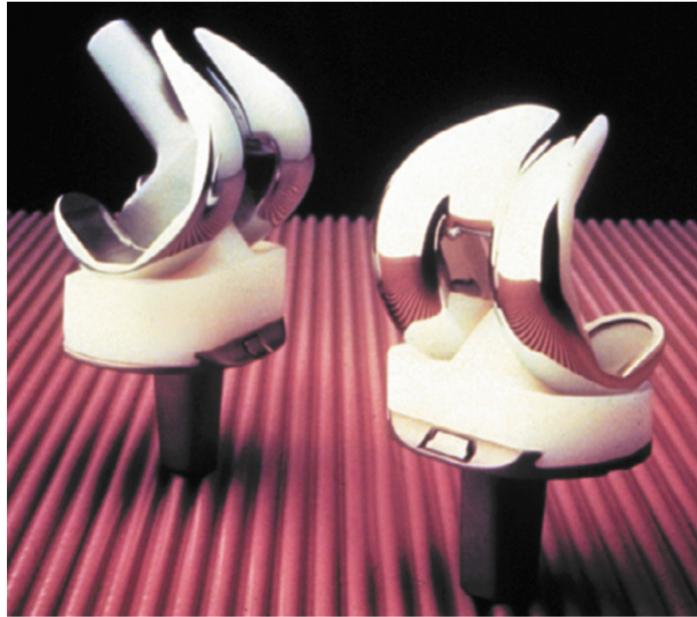


Abbildung 10: Total-Condylar-Knieprothese von Insall J., 1974

Quelle: AE-Manual der Endoprothetik (14)

1.4.2 Materialien und Oberflächen

Hergestellt werden die gebräuchlichen KTEPs aus unterschiedlichen Materialien wie Kobalt-Chrom-Molybdän (CoCrMo) sowie Titanlegierungen für die fixen femoralen und tibialen Bestandteile und hochvernetztem PE für die Plattform (14). Die weiterentwickelten Polyethylenaufsätze sind durch Erhöhung des Molekulargewichts von linearem PE unter dem Namen „ultra-high molecular weight polyethylen“ (UHMWPE) bekannt (14). Um einen frühzeitigen Verschleiß dieses UHMWPE zu verhindern, werden Sterilisationsverfahren mittels ionisierter Strahlung in Gas oder Vakuum durchgeführt (50). Für die Herstellung der femoralen und tibialen Komponenten werden diverse Gusstechniken und Schmiedeverfahren angewendet (14). Die Polyethylenkomponente wird auf die tibiale Komponente aufgesetzt und kann bei falscher Ausrichtung des Implantates zu vermehrter Reibung zwischen Metall und PE führen (51). Zur Fixierung des Oberflächenersatzes für die tibiale und/oder der femoralen Komponente wird überwiegend Knochenzement verwendet (52). Es besteht jedoch auch die Möglichkeit einer zementfreien bzw. einer Hybridfixierung der Komponenten (14,53).

1.4.3 Implantatdesigns

Anhand des Schweregrades und der Ausbreitung der Gonarthrose stehen unter Berücksichtigung der betroffenen Strukturen mehrere Implantatdesigns zur Auswahl (3,33). Anhand der Stabilität und der Beschaffenheit des Kniegelenks können unterschiedliche Prothesen zum Einsatz kommen (3). Bei den verschiedenen Prothesen besteht jeweils die Möglichkeit einer zementierten und einer zementfreien Implantationsmethode (14). Je nach Indikation können folgende Prothesentypen voneinander unterschieden werden: (3,14,33)

- Unikondyläre Knieendoprothesen
- Bikondyläre Knieendoprothesen mit/ohne Patellarrückflächenersatz
- Teilgekoppelte Knieendoprothesen
- Vollgekoppelte Knieendoprothesen

1.4.3.1 Bikondyläre Oberflächenersatzprothese

Die bikondyläre Oberflächenersatzprothese ersetzt die femorale und tibiale Gelenkfläche mit zumindest der Resektion des vorderen Kreuzbandes. Die Gelenkführung erfolgt durch einen intakten Kapsel-Band-Apparat (14,53). Vorläufer der modernen Knieendoprothesen stützten sich auf den funktionellen und anatomischen Aspekten der Gelenkrekonstruktion (53).

Die Anfänge der Oberflächenersatzprothesen begannen mit Verwendung von primär zwei unikondylären Prothesen durch Gunston und Coventry zu Beginn der 1970er Jahre (14). Jedoch hatten beide hohe Versagensraten, einerseits basierend auf kinematischen Problemen, andererseits aufgrund inadäquater Fixierung der Komponenten (54,55).

Die aktuellen Entwicklungen von Oberflächenprothesen beschäftigen sich vermehrt mit der Anpassung der Femurgeometrie und der Konformität der Tibia (14). Sog. „High-Performance“-Knieprothesen erzielen bessere Bewegungsumfänge durch eine femorale Außenrotation bei Flexion des Kniegelenks (56).

1.4.3.2 Designunterschiede

Mit Fortlauf der Neuerungen von Oberflächenprothesen kam es zur Entwicklung von Designunterschieden der Komponenten mit unterschiedlicher Polyethylenbelastung. Der Prototyp der modernen KTEP zeichnete sich durch einen hohen Kontaktschluss der Komponenten („round-in-round“) aus, wodurch die Kinematik verbessert wurde und ein neuer Standard in der Endoprothetik gesetzt wurde (52). Aufgrund des geringeren Bewegungsumfanges und einer Subluxationstendenz in Flexion wurden Prothesen konstruiert, die eine anatomische Rekonstruktion unter Schonung der gelenkführenden Weichteile mit verbesserter Physiologie mit sich brachten (14,53). Daraus resultierte ein Oberflächendesign mit geringerem Formschluss („flat-on-flat“), das jedoch bei Rollbewegungen zu Verschleißspuren des PEs aufgrund punktförmiger Belastung führen kann (14,57). Alternativ dazu wurde eine mobile PE-Gleitfläche („round-in-round“ mit mobiler Plattform) entwickelt, welche aufgrund der höheren Konformität der Komponenten zu einer Verbesserung des Bewegungsumfanges führen soll (13,52). Bei den aktuell verwendeten Oberflächendesigns handelt es sich zumeist um weiterentwickelte „flat-on-flat“ und „round-in-round“-Designs (14).

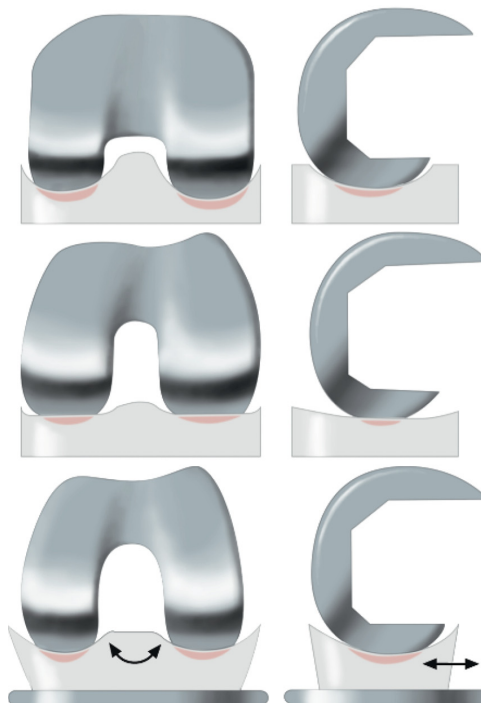


Abbildung 11: Designunterschiede von Oberflächenersatzprothesen

Oben: Round-in-round; Mitte: Flat-on-flat, Unten: Round-in-round mit mobiler Plattform

Quelle: AE-Manual der Endoprothetik (14)

1.4.4 Indikationskriterien

Die Indikation zur operativen Versorgung beruht auf einer Vielzahl individueller Faktoren und sollte daher immer gemeinsam mit den PatientInnen erfolgen (41,53). Grundsätzlich sollte die operative Versorgung nach Ausschöpfung konservativer Therapiemodalitäten und hochgradiger Gonarthrose in Betracht gezogen werden (41). Daraus resultiert die Entscheidungsfindung unter Abwägung der von den PatientInnen geschilderten Symptome und den klinischen sowie röntgenologischen Untersuchungen (53). Subjektive Parameter (persönlicher Leidensdruck, Schmerzen, Gehstrecke, Gelenksteife), untersuchungsbezogene Befunde (Alter, Stabilität, Beweglichkeit) und röntgenologische Befunde (Schweregrad der Arthrose) sollten kombiniert werden, um eine Therapieentscheidung im Sinne der PatientInnen zu fällen (38,51).

Für die operative Versorgung mittels einer Oberflächenersatzprothese muss sowohl ein intakter Kapselapparat als auch die Stabilität der Kollateralbänder gegeben sein (14). Bei Instabilitäten oder fortgeschrittenen Achsfehlstellungen des Kniegelenks ist die Implantation einer Oberflächenersatzprothese kontraindiziert und es muss auf ein anderes Prothesendesign ausgewichen werden.

1.4.5 Operationsverfahren

Die Implantation einer KTEP kann auf zwei Arten erfolgen: durch eine computerassistierte (navigierte) oder konventionelle Operationstechnik (14,53). Die computerassistierte Operationstechnik beruht auf der Verwendung von stereoskopischen Kameras, welche individuelle anatomische Gegebenheiten erfassen und dadurch die Resektion mithilfe der Schnittblöcke erleichtern (14). Die konventionelle Technik erfolgt durch die Planung der zu implantierenden Komponenten anhand präoperativer Röntgenaufnahmen unter Inbezugnahme der mechanischen Beinachse sowie der Weichteilbalancierung (14).

Der operative Standardzugang erfolgt über einen parapatellaren Hautschnitt vom proximalen Patellapol bis zur Tuberositas tibiae (14,53). Nach Darstellung des Streckapparates erfolgt die Eröffnung des Kniegelenks durch eine mediale Umschneidung der Patella und Exzision des Hoffa'schen Fettkörpers (53).

Folgend unterscheidet man zwei Standardtechniken: die „Femur-First“- und die „Tibia-First“-Technik. Bei der „Femur-First“-Technik werden Tibia und Femur unabhängig voneinander reseziert. Die „Tibia-First“-Technik zielt auf die tibiale

Resektion und die darauf aufbauende Femurresektion ab (14,53). Die Verwendung der jeweiligen Technik ist vom Prothesenmodell und dem verwendeten Instrumentarium abhängig (14).

Nach erfolgter Exzision der meniskalen Anteile sowie der Präparation der Weichteile des Kniegelenks erfolgt je nach angewandter Technik die Osteotomie mittels dafür vorgesehener Schnittblöcke. Danach erfolgt die Überprüfung des Band-Alignments mittels Spacern. Nach Überprüfung der Implantatlage in forciertes Flexion und Extension erfolgt die zementierte oder zementfreie Implantation der Komponenten (14,53).

1.5 Fixed- versus Mobile-bearing

Bei einem „Fixed-bearing“ (FB) bzw. „Mobile-bearing“ (MB) handelt es sich um eine überwiegend aus PE bestehende Plattform, welche der Tibiakomponente von Oberflächenersatzprothesen aufliegt. FB-Plattformen sind auf der Tibiakomponente verriegelt und haben dadurch eingeschränkte physiologische Eigenschaften. Das MB ist eine rotierende Plattform, welche ebenfalls der Tibia aufliegt, jedoch nicht fix darauf verankert ist und daher eine Rotation erlaubt (16).

1978 wurde der Vorschlag für die vermehrte Versorgung mit MB-Plattformen von Goodfellow et. al veröffentlicht (58). Das Konzept des MB in der Verwendung der Knieendoprothetik wurde als Alternative zu Implantaten mit FB entwickelt, um den Verschleiß des PEs sowie die Komplikationen zu verringern und postoperativ den Bewegungsumfang zu verbessern, mit dem Grundgedanken eine Versorgungsmöglichkeit für jüngere und aktivere PatientInnen zu etablieren (13,16). Durch kongruentere Gelenkflächen und eine hohe Formschlüssigkeit des MB, werden Kontaktspannungen verringert, die bei FB durch den kleinflächigen Gelenkkontakt auf das PE wirken (16).

Physiologisch lässt das Kniegelenk eine axiale Rotation während der Flexion zu, was dazu führt, dass der laterale Femurkondylus die Tibia vor der Mittellinie in der Sagittalebene berührt und bei fortschreitender Kniebeugung eine posteriore Translation auftritt (59). Die Einführung des MB führte zu einer Verbesserung der progressiven Flexion, aufgrund einer physiologischeren sagittalen Gangkinematik mit dem potenziellen Vorteil einer Selbstkorrektur von Rotationsfehlern zwischen der Tibia und dem Femur, was wiederum das Gleiten der Patella am Femur verbessert (13). Die Nachteile des MB liegen aufgrund der vermehrten Bewegung

sowohl in einem erhöhten Luxationsrisiko als auch in einer verminderten Stabilität (13). In den heutzutage verwendeten Prothesen überwiegt die Anzahl an FB, auch aufgrund ständiger Materialverbesserungen und geringerer Kosten (13). Nach einem Anstieg der Implantationen von MB-Plattformen in Europa in den 90er Jahren, befindet sich die Verwendung dieser Implantationsmethode wieder in Regression (60). Ein Grund dafür ist, dass postoperative Ergebnisse bezüglich Funktionalität und Bewegungsausmaß keinen eindeutigen Vorteil der MB-Plattform bestätigen konnten (61,62). Beide Versorgungsmöglichkeiten zeigen in Langzeitstudien jedoch gute Ergebnisse und es besteht zumeist die Möglichkeit, bei den am Markt erhältlichen Prothesen, zwischen beiden zu wählen (10,11,63). Dies trifft auch auf die in der Studie implantierte Attune®-Prothese von DePuySynthes® zu.

1.5.1 Tribologie

Biomechanische Studien bestätigten einen engen Zusammenhang zwischen Kontaktbelastung der PE-Plattform mit dem Polyethylenverschleiß (64,65). Es wurde gezeigt, dass bei mäßigen Rotationsfehlstellungen der Tibia ein Vorteil der Versorgungsmöglichkeit mittels MB gegenüber dem FB besteht (65). Bei starker Rotationsfehlstellung treten jedoch erhöhte Spannungen unter der Polyethylenkomponente durch den Kantenkontakt auf, was zu einer Deformität und erhöhter Subluxation der Komponenten führt (65). Im Gegenzug ist jedoch davon auszugehen, dass durch die Ausrichtung mit der Femurkomponente des MB die Kontaktfläche maximiert und Spannungsspitzen reduziert werden, was die Wahrscheinlichkeit eines Kaltflusses minimiert (66).

1.5.2 Komplikationen

Komplikationen von KTEPs entstehen meist durch multifaktorielle Ursachen (16). Zu diesen zählen sowohl tribologische Eigenschaften als auch die Implantationstechnik, einhergehend mit der Anpassung der tibiofemorale Komponenten und einer ausgewogenen Weichteilbalancierung (51). Bei auftretenden Inkongruenzen der implantierten Komponenten kommt es zu einem erhöhten Verschleiß der Polyethylenkomponente, was ein Implantatversagen zur Folge haben kann (51). Die Hauptkomplikation stellt die Osteolyse nach Implantation einer KTEP dar (16,67,68). Die Komplikationsraten stehen in enger

Verbindung mit der Fehlausrichtung der Tibiakomponente und unausgeglichener Flexions- und Extensionsspannung zwischen Femur und Tibia (69). Daraus resultieren, insbesondere bei Verwendung von MBs, erhöhte Luxationsraten mit Dislokation der rotierenden Plattform bei operationstechnischen Fehlern (70).



Abbildung 12: Dislokation der rotierenden Plattform

Röntgenologisches Beispiel einer atraumatischen Dislokation der rotierenden Plattform in seitlicher Aufnahme zwei Jahre nach Implantation einer KTEP aus dem Review von Capella et. al, Ann Transl Med., 2016 (13)

1.6 Zielsetzung der Studie

Die Hauptzielgröße stellt die subjektive postoperative Patientenzufriedenheit nach Implantation einer KTEP mit einer FB- bzw. MB-Plattform mit der Attune®-Knieprothese von DePuySynthes® nach einem postoperativen Follow-Up von zwei Jahren dar. In weiterer Folge sollte untersucht werden, ob die unterschiedlichen Versorgungsmöglichkeiten auch zu objektivierbaren Unterschieden der Ergebnisse führen und somit eine physiologische Überlegenheit besteht. Die Ergebnisse sollen mit der vorliegenden Literatur verglichen werden und eine mögliche Überlegenheit einer Versorgungsmöglichkeit analysiert werden (13,15,17–19).

Für die Beantwortung dieser Fragestellungen wurde ein Patientenkollektiv sowohl präoperativ als auch nach einem Follow-Up von zwei Jahren postoperativ mit dafür vorgesehenen Fragebögen und Scores ausgewertet. Um vergleichbare Ergebnisse zu generieren, wurde der WOMAC-Score unter Einbeziehung der VAS erhoben, um die subjektive Einschätzung des Therapieerfolges durch die PatientInnen zu erhalten. Die Objektivierung des Outcomes erfolgte mit dem KSS und der ROM. Um validierte Ergebnisse zu erhalten, erfolgte die klinische Untersuchung des Kniegelenks prä- wie postoperativ an der Universitätsklinik für Orthopädie und Traumatologie des LKH-Graz.

2 Material und Methoden

2.1 Patientenkollektiv

In diese Studie wurden PatientInnen eingeschlossen, die sich an der Universitätsklinik für Orthopädie und Traumatologie der Medizinischen Universität Graz einer operativen Versorgung einer KTEP mit der Attune®-Prothese von DePuySynthes® unterzogen. Hierbei lag das Hauptaugenmerk auf der Gegenüberstellung zwischen FB- bzw. MB-Plattformen. Dementsprechend wurden die Operationsberichte gesichtet und die PatientInnen nach folgenden Ein- und Ausschlusskriterien ausgewählt.

2.1.1 Ein- und Ausschlusskriterien

Die Erfüllung der folgenden Kriterien war Voraussetzung für die Teilnahme an der Studie:

- Primärimplantation einer KTEP mittels Attune®-Prothese von DePuySynthes®
- Implantation eines "Fixed-" bzw. "Mobile-bearings" (Einschluss von Synonymbezeichnungen wie „rotierende Plattform“, „fixierte Plattform“ und Abkürzungen wie „RP“, „FP“)
- Einbeziehung von PatientInnen nach Operation an der kontralateralen Extremität
- Zustimmung und Unterzeichnung der Einverständniserklärung zur Patienten-Selbsteinschätzung

Aus der Studie ausgeschlossene PatientInnen haben folgende Kriterien erfüllt:

- Implantation einer anderen KTEP als der Attune®-Prothese
- Unvollständige Datensätze der PatientInnen über die Follow-Up-Periode
- Gesundheitliche Einschränkungen aufgrund derer PatientInnen einen Termin im Untersuchungszeitfenster nicht durchführen konnten
- Eigenwunsch des Ausschlusses der PatientInnen aus der Studie
- Exitus

Das Votum (EK-Nummer: 30-352 ex 17/18) zur genehmigten Durchführung und Untersuchung des Patientenkollektives erging am 15.05.2018 durch die Ethikkommission der Medizinischen Universität Graz. Bei der vorliegenden Diplomarbeit handelt es sich um eine prospektive Kohortenstudie.

2.1.2 Zusammensetzung des Patientenkollektives

Das Kollektiv setzt sich aus PatientInnen zusammen, die sich im Zeitraum von 2013-2016 einer operativen Versorgung mittels der Attune®-Prothese von DePuySynthes® an der Universitätsklinik für Orthopädie und Traumatologie des LKH Graz unterzogen.

Aus diesem Kollektiv, welches aus insgesamt 100 PatientInnen bestand, erfolgte die Sichtung der Operationsberichte und die Einteilung der PatientInnen nach Implantation einer MB- bzw. FB-Plattform. Nach Sichtung der Operationsberichte erfolgte eine Homogenisierung der PatientInnen durch weitere Rekrutierung der im Ethikvotum eingeschlossenen PatientInnen durch telefonische Terminvereinbarung und Untersuchung selbiger an der Universitätsklinik für Orthopädie und Traumatologie des LKH Graz zur Vervollständigung der postoperativen Ergebnisse. Dabei ergab sich offenbar ein Fehler hinsichtlich der Stratifizierung, weshalb sich präoperativ ein signifikanter und klinisch relevanter Unterschied im Bewegungsausmaß ergab.

Aus dieser Akquise verblieb nach den oben genannten Ein- und Ausschlusskriterien ein Kollektiv von 67 PatientInnen, die in diese Studie eingeschlossen wurden. Im Gesamtkollektiv (n=67) befanden sich bei Auswertung 41 weibliche Teilnehmerinnen (61%) und 26 männliche Teilnehmer (39%). Details über die Aufteilung der FB bzw. MB-Gruppe bietet Tabelle 5.

Demographie	Attune FB (n=33)	Attune MB (n=34)	p-Wert
Geschlecht (M/W) (n/%)	10 (30%)/23(70%)	16(47%)/18(53%)	0.159
Alter (Jahre), MW (SD)	69.5 (5.6)	71.3 (7.5)	0.346
BMI (kg/m²), MW (SD)	31.8 (4.3)	29.3 (4.4)	0.052

Tabelle 5: Patientendemographie und Basisdaten

n: Anzahl PatientInnen, SD: Standardabweichung, M: männlich, W: weiblich

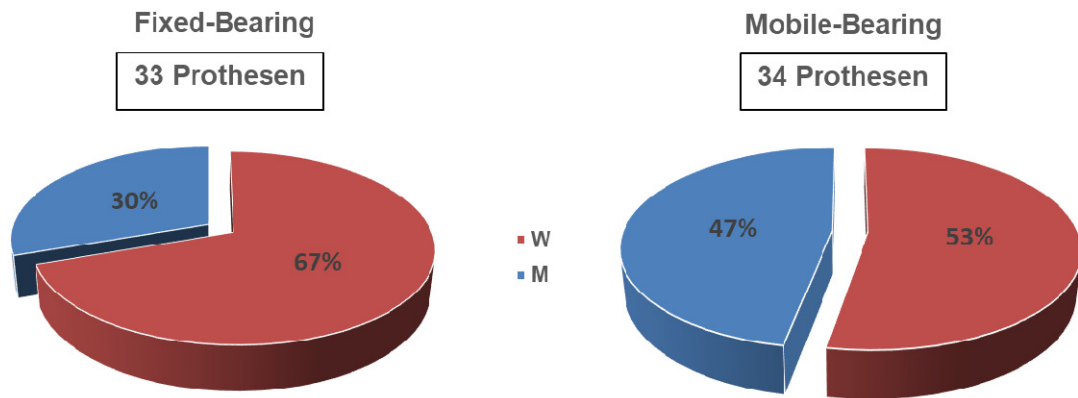


Abbildung 13: Graphische Darstellung des Patientenguts nach implantierter Plattform

Angabe der Verteilung in den Vergleichsgruppen in Prozent,

W: weiblich, M: männlich

2.2 Untersuchungsmethoden und Scores

Aufgrund der Vielfalt und ständiger Erweiterungen internationaler Scores und Beurteilungsverfahren ist es möglich, präoperative und postoperative Resultate zu objektivieren und quantifizierbare Parameter für das Ergebnis operativer Interventionen zu gewinnen. Anhand wissenschaftlicher Methoden zur Beurteilung und unter Verwendung von qualitativ hochwertigen, standardisierten Scores werden folgende Indikatoren herangezogen, um die Qualität wissenschaftlicher Tests zu beurteilen:

- Validität der angewendeten Testmethode
- Reliabilität der angewendeten Testmethode
- Objektivität der angewendeten Testmethode

Das Studiendesign dieser Diplomarbeit ist eine prospektive Kohortenstudie, in welcher das Hauptaugenmerk auf dem Vergleich zwischen MB- und FB-Plattform nach Implantation einer KTEP mit dem präoperativen Status liegt.

Um möglichst vergleichbare Ergebnisse zu erlangen und den Behandlungserfolg zu quantifizieren, wurde bei dem Patientenkollektiv prä- wie postoperativ mit Fragebögen zum subjektiven Wohlbefinden mithilfe des WOMAC-Scores, unter Berücksichtigung der VAS gearbeitet. Um eine Objektivierung dieser Ergebnisse zu erhalten, wurde zusätzlich prä- und postoperativ der KSS angewendet. Folgend erfolgt die Beschreibung der verwendeten Scores.

2.2.1 Western Ontario McMaster University Osteoarthritis-Index

Der Western Ontario McMaster University Osteoarthritis-Index, kurz WOMAC-Score, wurde 1988 von Bellamy et. al (71) entwickelt und gilt als zuverlässige Klassifikation für die Patientenzufriedenheit nach Implantation einer KTEP (72). Er existiert in zwei unterschiedlichen Formen, entweder mit Likert-Skalen oder visuellen Analogskalen. Bei diesem Score handelt es sich um eine subjektive Bewertungsskala, die sich mit der Symptomatik und Funktionalität bei Arthrosen beschäftigt, welche durch die PatientInnen selbstständig schriftlich beantwortet wird. Die Subskalen des WOMAC-Scores beinhalten Fragen zu folgenden Elementen:

- Symptome: 5 Fragen
- Steifigkeit: 2 Fragen
- Schmerzen: 9 Fragen
- Schwierigkeiten im alltäglichen Leben: 17 Fragen

Diese Subskalen sind mit einer Auswahl von 5 möglichen Antworten und einer daraus resultierenden Punktbewertung (0-4 Punkte) versehen, wobei 0 Punkte für keine Beschwerden bzw. keine Funktionseinschränkung und 4 Punkte für sehr starke Schmerzen bzw. sehr starke Einschränkungen stehen. Somit konnte ein Maximalwert von 132 Punkten erreicht werden. Die ermittelten Werte wurden auf einen Bereich von 0 bis 100 normiert und gemäß den Empfehlungen die umgekehrte Option mit 0 (schlechtester Wert) bis 100 (bestmöglicher Wert) adaptiert (73). Um einen Vergleich über den Erfolg der jeweiligen Versorgungsmöglichkeit anzustellen, wurden die Werte jeweils präoperativ sowie im Rahmen einer postoperativen Follow-Up-Untersuchung nach 24 Monaten erhoben.

2.2.2 Knee-Society-Score

Im Jahre 1989 wurde erstmals das Knee-Society-Rating System zur spezifischen Evaluierung von totalen und partiellen KTEPs eingeführt (74). Aus diesem Rating System entwickelte sich Anfang des 21. Jahrhunderts der gegenwärtig

verwendete Knee-Society-Score (KSS) mit einer Balance zwischen klinischen und subjektiven Parametern (74–76).

Der in dieser Diplomarbeit verwendete KSS legt den Fokus auf die Objektivierung der Ergebnisse nach operativer Versorgung mittels einer KTEP und beruht daher auf der Originalmethode des KSS (74). Die Hauptelemente der Beurteilung befassen sich einerseits mit der Bewertung des Schmerzes und andererseits der Funktionalität (74). Der Aufbau des KSS mit den Subskalen stellt sich wie folgt dar:

- KSS-Schmerz:
 - Schmerz: 50 Punkte
 - ROM: 25 Punkte
 - Stabilität: 25 Punkte

- KSS-Funktion
 - Gehleistung: 50 Punkte
 - Treppen steigen: 50 Punkte

Die Bewertung des Kniegelenks und der Funktionalität werden getrennt voneinander bewertet und resultieren mit den Subskalen summiert in jeweils einer Maximalpunktzahl von 100 Punkten. Zusätzlich können Minuspunkte bei Kontrakturen, Achsfehlstellungen oder der Benützung von Gehhilfen vergeben werden. Die Erhebung des KSS erfolgte zeitgleich mit der Erhebung des WOMAC-Scores.

2.3 Statistik

Alle im Zuge der Studie erfassten Daten wurden mit SPSS Version 22.0 (IBM Corporation, New York, USA) analysiert. In der Stratifizierung der Daten ergab sich offenbar ein Fehler, weshalb der präoperative ROM in beiden Gruppen unterschiedlich war. Es wurde eine deskriptive Statistik für kontinuierliche Variablen als Mittelwert und Standardabweichung (SD) sowie als Median und deren Bereich angegeben. Kategoriale Variablen wurden als Anzahl und Proportionen angegeben. Für den Vergleich von kategorialen Variablen wurde der Chi-Quadrat-Exakt-Test verwendet. Die Daten wurden unter Verwendung des Kolmogorov-Smirnov-Tests auf Normalität getestet, der eine parametrische Verteilung für den BMI und eine nicht parametrische Verteilung für alle klinischen Scores und den ROM ergab. Unterschiede zwischen präoperativen und postoperativen Daten wurden mit dem t-Test und dem Mann-Whitney-U-Test sowie dem Wilcoxon-Signed-Rank-Test beobachtet. Ein p-Wert von $<0,05$ wurde als statistisch signifikant definiert. Zudem wurde die Post-hoc Poweranalyse nach Hoenig und Heisey im Hinblick auf das Ausmaß der Unterschiede in allen klinischen Scores und der ROM berechnet (77). Für die Veröffentlichung der Ergebnisse wird es zu einer neuerlichen Stratifizierung der Daten kommen müssen.

3 Ergebnisse

Insgesamt wurden die Daten von 67 PatientInnen nach operativer Versorgung mit der Attune®-Knieprothese von DePuySynthes® mit den angeführten Tests statistisch ausgewertet. Die PatientInnen wurden in zwei Gruppen unterteilt, je nach Versorgung mit einer MB- bzw. FB-Plattform. Alle Ergebnisse beziehen sich auf eine präoperative Untersuchung und eine Follow-Up-Untersuchung nach zwei Jahren sowie deren Veränderung in diesem Zeitraum (Tabelle 6 & 7).

Im postoperativen Vergleich zwischen MB- und FB-Gruppe zeigte sich zwei Jahre nach operativer Versorgung bei den angewendeten Scores kein statistisch signifikanter Unterschied im t-Test ($p > 0.05$). Bei den im Fokus stehenden subjektiven Ergebnissen aber auch in den objektiven Ergebnissen konnte somit kein signifikanter Unterschied zwischen den Vergleichsgruppen festgestellt werden.

	Attune MB (n=34)	Attune FB (n=33)	p-Wert
KSS Schmerz (MW ± SD)	90.9 ± 13.4	94.2 ± 5.8	p=0.830
KSS Funktion (MW ± SD)	82.6 ± 21.0	86.5 ± 16.8	p=0.647
WOMAC (MW ± SD)	84.3 ± 16.6	90.3 ± 9.5	p=0.186
ROM (°) (MW ± SD)	112.5 ± 12.1	109.2 ± 7.2	p=0.056
VAS [median(min-max)]	1 (0-8)	1 (0-4)	p=0.449

Tabelle 6: Postoperativer Vergleich zwischen MB- und FB-Gruppe in der Follow-Up-Untersuchung nach zwei Jahren,

n: Anzahl PatientInnen, MW: Mittelwert, SD: Standardabweichung, min: minimal, max: maximal

In der Betrachtung der Gesamtergebnisse über den zeitlichen Verlauf wies die MB-Gruppe präoperativ im KSS-Schmerz einen Wert von 53.1 ± 9.0 auf, während dieser bei der FB-Gruppe bei 58.7 ± 15.4 lag und im t-Test eine statistische Signifikanz aufwies ($p = 0.007$), jedoch ohne klinische Relevanz. Zudem zeigte sich bei Auswertung der ROM in der MB-Gruppe präoperativ ein Bewegungsumfang von $91.6^\circ \pm 18.5^\circ$ und $104.4^\circ \pm 18.3^\circ$ in der FB-Gruppe, welcher im t-Test ein signifikantes Ergebnis aufwies ($p = 0.001$), welches auch klinisch relevant ist. Hierbei muss für eine folgende Publikation der Ergebnisse eine neuerliche

Stratifikation der PatientInnen durchgeführt werden. In der Gesamtänderung der ROM erreichte die Gruppe mit MB-Plattform eine Differenz von $23.2^{\circ} \pm 17.5^{\circ}$ und die mit FB-Plattform versorgten PatientInnen von $11.8^{\circ} \pm 14.8^{\circ}$. Daraus resultierte im t-Test eine statistische Signifikanz ($p=0.005$) mit klinischer Relevanz. In den restlichen Vergleichen resultierten keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Vergleichsgruppen mit p-Werten >0.05 (Tabelle 7).

	Attune MB (n=34)	Attune FB (n=33)	p-Wert
KSS Schmerz (MW \pm SD)			
Präoperativ	53.1 \pm 9.0	58.7 \pm 15.4	p=0.007
Änderung KSS pain	38.7 \pm 12.4	35.5 \pm 16.4	p=0.090
KSS Funktion (MW \pm SD)			
Präoperativ	43.1 \pm 13.0	48.5 \pm 13.7	p=0.199
Änderung KSS function	41.3 \pm 22.1	38.0 \pm 18.6	p=0.476
WOMAC (MW \pm SD)			
Präoperativ	53.5 \pm 12.0	51.0 \pm 13.8	p=0.331
Änderung WOMAC	31.4 \pm 15.1	39.3 \pm 14.5	p=0.077
ROM ($^{\circ}$) (MW \pm SD)			
Präoperativ	91.6 \pm 18.5	104.4 \pm 18.3	p=0.001
Änderung ROM	23.2 \pm 17.5	11.8 \pm 14.8	p=0.005
VAS [median(min-max)]			
Präoperativ	7 (3-10)	8 (4-10)	p=0.404
Änderung VAS	5 (1-9)	6 (2-9)	p=0.265

Tabelle 7: Vergleich der MB- und FB-Gruppe im Verlauf mit präoperativ erhobenen Werten und der Gesamtveränderung in der Follow-Up-Untersuchung nach zwei Jahren

n: Anzahl PatientInnen, MW: Mittelwert, SD: Standardabweichung, min: minimal, max: maximal

Die detaillierte Beschreibung der resultierenden Ergebnisse in den Scores sowie die graphische Darstellung erfolgt nach Unterteilung in subjektive und objektive Parameter in den folgenden Punkten.

3.1 Objektive Ergebnisse

Zur Objektivierung der Ergebnisse erfolgte die statistische Beurteilung anhand des KSS-Schmerz, des KSS-Funktion und der ROM, um den postoperativen Erfolg auch qualitativ und unabhängig der Patientenmeinung zu erheben.

3.1.1 Knee-Society-Score

Im KSS-Schmerz wies die MB-Gruppe präoperativ einen Wert von 53.1 ± 9.0 und die FB-Gruppe von 58.7 ± 15.4 auf, was im t-Test in einer statistischen Signifikanz resultierte ($p=0.007$), jedoch ohne klinische Relevanz. Postoperativ wies die MB-Gruppe Werte von 90.9 ± 13.4 auf und die FB-Gruppe Werte von 94.2 ± 5.8 ohne statistische Signifikanz ($p=0.830$). In der Gesamtveränderung nach zwei Jahren zeigten sich in der MB-Gruppe Werte von 38.7 ± 12.4 und bei der FB-Gruppe von 35.5 ± 16.4 ohne statistische Signifikanz ($p=0.090$). Beide Gruppen zeigten im Mittel im KSS-Schmerz postoperativ statistisch signifikant und klinisch relevant höhere Werte auf (MB=90.9; FB=94.2), im Vergleich zu den präoperativen Werten (MB=53.1; FB=58.7) (Abb.14).

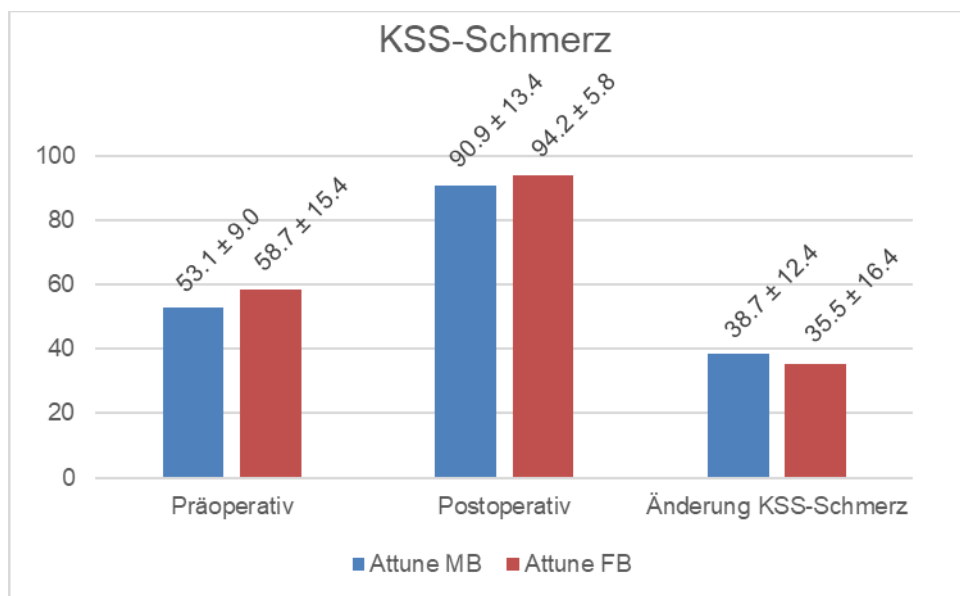


Abbildung 14: Darstellung der prä- und postoperativen Veränderung des KSS-Schmerz zwischen Attune®-MB und -FB

Im KSS-Funktion zeigten sich präoperativ Ausgangswerte von 43.1 ± 13.0 in der MB- und 48.5 ± 13.7 in der FB-Gruppe ohne statistische Signifikanz ($p=0.199$). In der postoperativen Follow-Up-Untersuchung zwei Jahre nach dem Eingriff lag der Wert in der MB-Gruppe bei 82.6 ± 21.0 und in der Vergleichsgruppe bei 86.5 ± 16.8 ohne statistische Signifikanz ($p=0.647$). In der Gesamtveränderung des KSS-Funktion resultierte in der MB-Gruppe eine Veränderung von 41.3 ± 13.0 und in der

FB-Gruppe von 38.0 ± 18.6 ohne statistische Signifikanz ($p=0.476$). Im KSS-Funktion wiesen im Mittel beide Gruppen postoperativ höhere Werte (MB=82.6; FB=86.5) auf, im Vergleich zu den präoperativ erhobenen Werten (MB=43.1; FB=48.5) (Abb. 15).

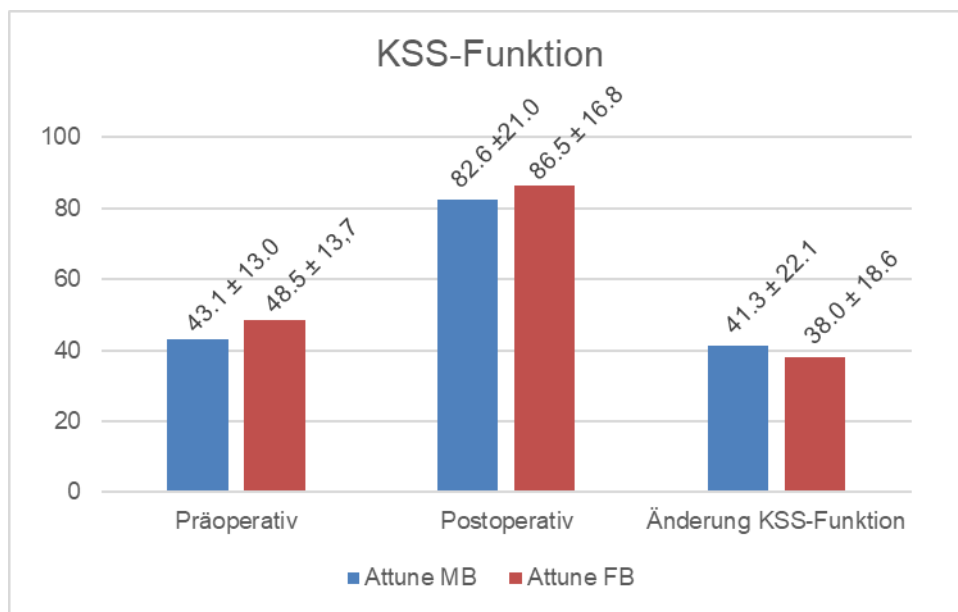


Abbildung 15: Darstellung der prä- und postoperativen Veränderung des KSS-Funktion zwischen Attune®-MB und -FB

3.1.2 Range of Motion

Präoperativ wies die MB-Gruppe ($91.6^\circ \pm 18.5^\circ$) im Durchschnitt einen um $12,8^\circ$ kleineren und damit signifikanten Bewegungsunterschied zur FB-Gruppe ($104.4^\circ \pm 18.3^\circ$) auf. In der postoperativen Follow-Up-Untersuchung nach zwei Jahren zeigten sich keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der erreichten Gelenkbeweglichkeit. Dabei erreichte die MB-Gruppe einen Bewegungsumfang von $112.5^\circ \pm 12.1^\circ$, während dieser in der FB-Gruppe bei $109.2^\circ \pm 7.2^\circ$ lag und keine statistische Signifikanz aufwies ($p=0.056$). In der Gesamtänderung der ROM erreichte die Gruppe mit MB-Plattform eine Verbesserung von $23.2^\circ \pm 17.5^\circ$ und die mit FB-Plattform versorgten PatientInnen $11.8^\circ \pm 14.8^\circ$ (Abb. 16). Daraus resultierte eine statistische Signifikanz ($p=0.005$), mit klinischer Relevanz. Für die endgültige Publikation wird es daher zu einer neuerlichen Stratifikation der Daten kommen müssen, was hinsichtlich der ROM nicht durchgeführt wurde.

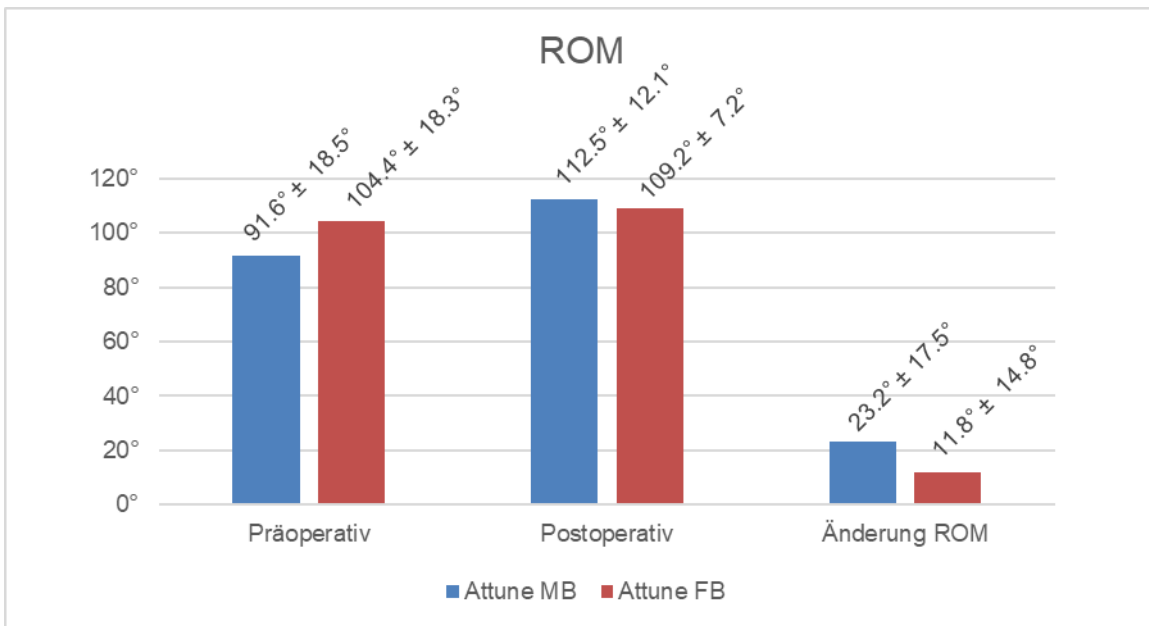


Abbildung 16: Darstellung der prä- und postoperativen Veränderung der ROM zwischen Attune®-MB und -FB

3.2 Subjektive Ergebnisse

Anhand des WOMAC-Scores und der VAS wurden die für diese Studie relevanten subjektiven Parameter statistisch analysiert und ausgewertet. Die unabhängige Bewertung über Wohlbefinden, Schmerz sowie alltägliche Aktivitäten gibt Auskunft über den interventionellen und individuellen Erfolg der implantierten KTEP und damit verbundene Unterschiede zwischen MB und FB.

3.2.1 WOMAC-Score

Die präoperativ erhobenen Werte waren in beiden Gruppen vergleichbar (FB=51.0±13.8; MB=53.5±12.0), es bestand hier keine statistische Signifikanz (p=0.331). Die PatientInnen wiesen postoperativ in der MB-Gruppe ein Ergebnis von 84.3±16.6 und in der FB-Gruppe von 90.3±9,5 auf, ohne statistische Signifikanz (p=0.186). In der Gesamtänderung zeigte sich im Durchschnitt ein um 7,9 Punkte höherer Wert in der FB-Gruppe (MB=31.4±15.1; FB=39.3±14.5). Im t-Test zeigte sich diesbezüglich im Vergleich von MB zu FB keine statistische Signifikanz (p=0.077).

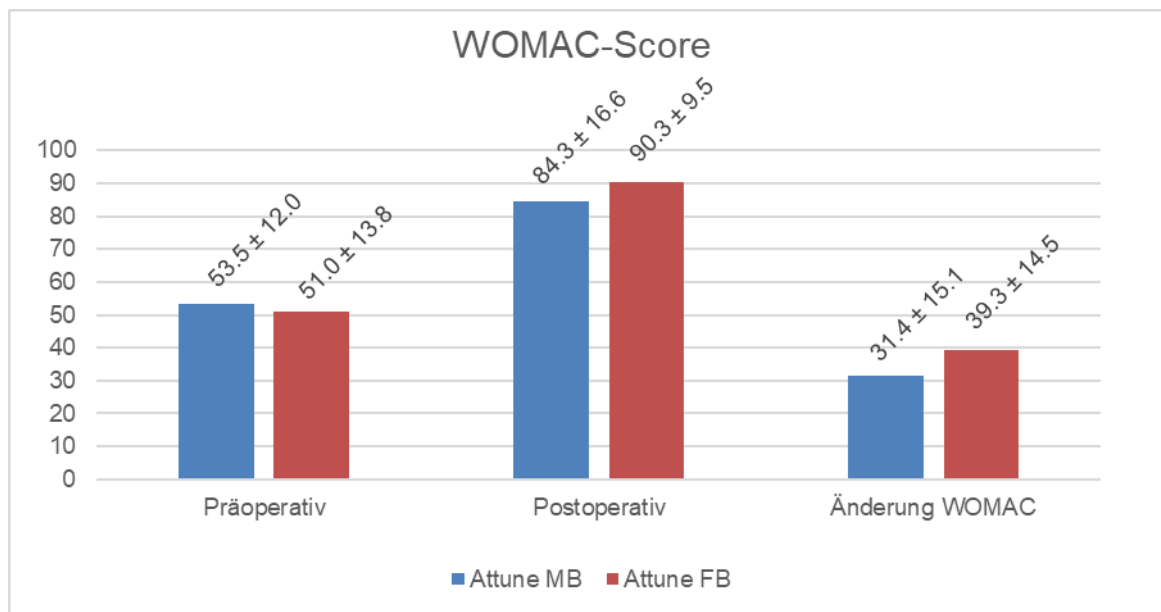


Abbildung 17: Darstellung der prä- und postoperativen Veränderung des WOMAC-Scores zwischen Attune®-MB und -FB

3.2.2 VAS

Die PatientInnen wurden präoperativ wie auch in der Follow-Up-Untersuchung nach ihren Schmerzen mithilfe der VAS befragt. Präoperativ lagen die Schmerzwerte der PatientInnen mit MB-Plattform im Median bei 7 (3-10) und bei PatientInnen mit FB-Plattform bei 8 (4-10), es zeigte sich keine statistische Signifikanz ($p=0.404$) (Abb.18). Postoperativ lagen die Schmerzwerte in beiden Vergleichsgruppen im Median bei 1 ($p=0.449$). In der MB-Gruppe wurden postoperativ Werte bis zu VAS 8 beobachtet, während in der FB-Gruppe die maximale Schmerzintensität bei 4 lag. Anhand der Schmerzwerte resultierte im Verlauf kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Plattformen.

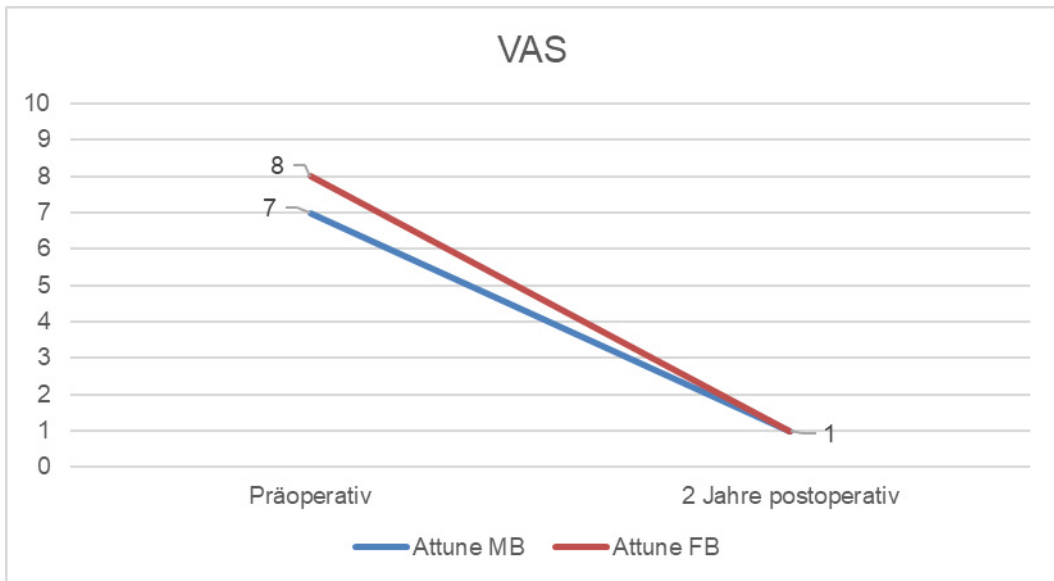


Abbildung 18: Veränderung der VAS-Werte zwischen Attune®-MB und -FB im Median Im Vergleich von präoperativ zu zwei Jahre postoperativ

4 Diskussion

Aufgrund der stetigen Weiterentwicklungen der Endoprothetik der großen Gelenke und der demographischen Entwicklung zu einer immer älter werdenden und gleichzeitig auch aktiveren Population im fortgeschrittenen Lebensalter, steigt die Erwartungshaltung an die operative Versorgung mittels Knie-Totalendoprothese (KTEP) (4,5). Daher stellt die reine Wiedererlangung der Mobilität für viele PatientInnen keinen ausreichenden Erfolg dar (5). In dieser Studie wurden die Ergebnisse nach Implantation einer Attune®-Prothese mit der Versorgungsmöglichkeit eines „Fixed-bearing“ (FB) bzw. „Mobile-bearing“ (MB) in einer Follow-Up-Periode von zwei Jahren statistisch ausgewertet und verglichen. Der Fokus dieser Arbeit lag auf dem postoperativen Vergleich zwischen MB- und FB-Plattform. Die subjektiven Parameter wurden mit dem Western Ontario McMasters University Osteoarthritis-Index (WOMAC) und der Visual-Analogue-Scale (VAS) erhoben. Die Objektivierung der Resultate erfolgte mithilfe des Knee-Society-Scores (KSS) und dem Bewegungsumfang (ROM) und wird im Einklang mit den Ergebnissen der subjektiven Daten interpretiert und zusammengeführt.

In der vorliegenden Studie zeigten beide Versorgungsmöglichkeiten gute funktionelle als auch subjektiv zufriedenstellende postoperative Ergebnisse. Zwischen der FB- und der MB-Gruppe konnten hinsichtlich der subjektiven als auch der objektiven Parameter insgesamt keine klinisch relevanten signifikanten Unterschiede im postoperativen Outcome festgestellt werden. Diese Ergebnisse decken sich weitestgehend mit bereits bestehender Literatur und deren Erkenntnissen bezüglich des Outcomes der PatientInnen mit den zwei unterschiedlichen Versorgungsmöglichkeiten (13,15–20,78–82). Die Anzahl der durchgeführten Studien, die FB- und MB-Plattform miteinander vergleichen, weisen dennoch darauf hin, dass der theoretische Vorteil des MB weiterhin unbeantwortet und somit kontrovers bleibt.

Bei Auswertung der ROM zeigte sich präoperativ ein signifikant geringerer und klinisch relevanter Bewegungsumfang für die MB-Gruppe ($91.6^{\circ} \pm 18.5^{\circ}$) im Vergleich zur FB-Gruppe ($104.4^{\circ} \pm 18.3^{\circ}$). Zum Untersuchungszeitpunkt zwei Jahre postoperativ zeigten sich keine signifikanten Unterschiede (FB= $109.2^{\circ} \pm 7.2^{\circ}$,

MB=112.5°±12.1°). Bei der Betrachtung der Veränderung der Bewegungsumfänge zur Untersuchung zwei Jahre postoperativ zeigten sich signifikant bessere Werte für die MB-Gruppe (23.2°±17.5°) gegenüber der FB-Gruppe (11.8°±14.8°). Eine Schlussfolgerung, dass die Versorgung mittels MB-Plattform zu einem besseren Bewegungsumfang als die FB-Plattform führt, ist aufgrund der fehlenden Stratifizierung des präoperativen Bewegungsumfanges der MB-Gruppe nicht zulässig. Die Wichtigkeit der Veranschaulichung der Gesamtveränderung wird jedoch in Studien oft betont, um die statistische Beurteilung zu verbessern (79,83). Im KSS, welcher die ROM miteinschließt, zeigte sich präoperativ ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Versorgungsmöglichkeiten (p=0.007), der postoperativ (p=0.830) und in der Gesamtveränderung des Scores (p=0.090) jedoch keine Signifikanz mehr aufwies. Dieses Ergebnis spiegelt auch die randomisierte klinische Studie von Ball et al. (17) wieder, die in einem Follow-Up-Untersuchungszeitraum von zwei Jahren keine signifikanten Vorteile nach Implantation eines MB bzw. FB feststellen konnte. In einer multizentrischen, prospektiven, randomisierten Studie von Fransen et al. (15), mit einem Studienkollektiv von insgesamt 146 PatientInnen, wurden nach Untersuchung von jeweils zwei verschiedenen MB- und FB-Plattformen ähnliche Ergebnisse in den Vergleichsgruppen in einem Untersuchungszeitraum von fünf Jahren festgestellt. Eine systematische Überprüfung und Meta-Regression von 41 Studien zeigte, im Vergleich zu den angewendeten Methoden, ebenso keinen Unterschied in funktionellen und klinischen Ergebnissen zwischen MB und FB und somit auch unter dem am häufigsten klinisch gemessenen Score, dem KSS (79).

Für die für diese Studie relevanten subjektiven Parameter (WOMAC-Score, VAS) zeigten sich höhere Werte für die FB-Plattform, jedoch ohne statistische Signifikanz. Die Studie von Jolles et al. (82) zeigte in einer doppelblinden, randomisierten, kontrollierten Studie zu unterschiedlichen Zeitpunkten eine signifikante Verbesserung der VAS-Werte und des WOMAC-Scores in der FB-Gruppe, welche in der Letztuntersuchung nach fünf Jahren keine Signifikanz mehr aufwies. Die Limitation dieser Studie lag in einer hohen Abbrecherquote von 38,4% und somit einem geringeren Stichprobenumfang, der sich auf die Signifikanz der Ergebnisse auswirken könnte (82). Die multizentrische, randomisierte Studie von Wylde et. al (84) zeigte in einer Nachbeobachtungszeit

von zwei Jahren unter Verwendung von patientenbezogenen Outcome-Scores keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen MB und FB. Darüber hinaus zeigten Studien unter Einbeziehung der Patientenzufriedenheit gute Ergebnisse für beide Versorgungssysteme, ohne signifikante Vorteile einer Plattform (85,86).

In der Erfassung der postoperativen Schmerzen der PatientInnen liegen Studien vor, die über einen signifikanten Vorteil für die Versorgung mit MB berichten (79,85). Die Meta-Analyse von Smith et. al (87) wies diesbezüglich auf eine möglicherweise zu kurze Nachbeobachtungszeit hin und zeigte in neun weiteren inkludierten Studien keine signifikanten Unterschiede in den Endpunkten der Schmerzwerte auf. Die Ergebnisse der durchgeführten Studie decken sich mit den erhobenen Ergebnissen (KSS-Schmerz, VAS) der Meta-Analyse, die mehrheitlich keinen Vorteil des MB in den Schmerzskaalen bewiesen (87).

Als Nebenbeobachtung sei erwähnt, dass PatientInnen beider Vergleichsgruppen im Mittelwert (MB=29.3; FB=31.8) einen deutlich erhöhten BMI aufwiesen. Dies führt zu der Frage ob und wie die erhöhte Körpermasse sich auf die verbaute Plattform auswirkt. Adipöse PatientInnen weisen tendenziell geringere Verbesserungen in Bezug auf deren Lebensqualität auf (88). Es ist davon auszugehen, dass Adipositas negative Auswirkungen auf die Lebensdauer der KTEP durch erhöhte Beanspruchung der Materialien als auch auf die Gangkinematik hat (15). Im Hinblick auf die verwendeten Prothesen und die verbauten Plattformen ist dies sicher eine Fragestellung, die aufgrund der kontinuierlich steigenden Anzahl adipöser Menschen in Europa eine Problematik darstellt, die in zukünftigen Studien auch in Relation mit dem subjektiven Outcome berücksichtigt werden sollte (89).

Einen weiteren Punkt stellen die Kosten für die jeweiligen Implantate dar. MB Implantate sind mit Mehrkosten von bis zu 35% verbunden im Vergleich zu der FB Variante (13). Aufgrund der vorliegenden Ergebnisse, mit guten Outcomes beider Versorgungsmöglichkeiten, stellt sich der Trend zur vermehrten Implantation einer KTEP mit FB kostenbedingt als logische Schlussfolgerung dar. Um die vermehrte Implantation von KTEPs mit MB flächendeckend zu etablieren, fehlen dementsprechende Ergebnisse.

Es gibt Hinweise auf eine Korrelation der Plattformen mit dem Patientenalter. So wurde postuliert, dass jüngere PatientInnen von einer MB-Plattform profitieren könnten in Bezug auf den Bewegungsumfang und die Gangkinematik (82). Im Gegenzug sollen ältere PatientInnen aufgrund der Muskel- und Bandschwäche langfristig von einer FB-Plattform profitieren (82). Die prospektive Studie von Kim et. al (90) konnte bei der Untersuchung der Ergebnisse von 108 PatientInnen unter 51 Jahren keine klinische oder funktionelle Überlegenheit der MB-Plattform beweisen. Die vorliegende Studie wies für beide Versorgungsmöglichkeiten postoperativ zufriedenstellende Ergebnisse auf, welche jedoch nicht mit dem Alter in Verbindung gebracht werden konnten.

Limitationen, die sich in mehreren Studien zeigen, sind einerseits der Verlust der Studienpopulation in der postoperativen Nachbeobachtungszeit und dadurch bedingte kleine Studienpopulationen, die sich negativ auf die statistischen Auswertungen auswirken können. Ein Grund dafür könnte das zumeist fortgeschrittene Alter der mit KTEP versorgten PatientInnen sein. Zukünftige Studien sollten sich mit der Fragestellung der Altersdemographie und dem Risikofaktor der Adipositas und dessen Auswirkungen auf die verbaute Plattform auseinandersetzen. Die subjektive Patientenzufriedenheit sollte in großangelegten randomisierten Studien weiter erforscht werden und mit Gangkinematikanalysen verifiziert werden, um genauere Aussagen über Vorteile einer Versorgungsmöglichkeit zu treffen. Die Durchführung von großen Meta-Analysen mit Einschluss von qualitativ hochwertigen Studien zeigt sich darüber hinaus als gute Alternative, um verlässliche Aussagen hinsichtlich der unterschiedlichen Plattformen zu treffen.

4.1 Komplikationen

Im Untersuchungszeitraum dieser Studie kam es zu keinen Komplikationen der implantierten KTEPs betreffend Prothesenlockerungen, Plattformbrüchen oder Luxationen, die eine Revision der implantierten KTEP nach sich ziehen würden. Diese Tatsache kann einerseits auf die Erfahrungswerte der ChirurgInnen mit den Implantationsmethoden und andererseits durch ein standardisiertes Vorgehen mit den Präzisionsinstrumenten der Attune®-Prothese sowie der präoperativen Planung zur Schaffung eines geeigneten Alignments der KTEP zurückzuführen

sein. Zwei PatientInnen aus der MB-Gruppe gaben Schwierigkeiten mit einer 8 bzw. 6 auf der VAS an, wobei die röntgenologische Kontrolle keinen Hinweis auf eine Osteolyse oder Fehllage des Implantates aufwies.

Der theoretische Vorteil des MB soll, neben Verbesserung der Gangkinematik und der verbesserten ROM, in einem geringeren Verschleiß der PE-Plattform aufgrund der besseren Physiologie liegen (16). Eine Aussage bezüglich dieses Vorteils kann anhand der durchgeführten Studie nicht getroffen werden. Die Beurteilung der Materialkomponenten durch die röntgenologische Untersuchung zeigten im restlichen Patientenkollektiv ebenso keine Hinweise auf eine Osteolyse oder eine Fehllage der implantierten Komponenten. Diesbezüglich wird in einer Studie zur Früherkennung der in-vivo-Osteolyse auf die MRT als sensitivere Untersuchung verwiesen, im Gegensatz zu anderen bildgebenden Methoden (91).

4.2 Limitationen

Die Limitationen dieser Studie beziehen sich auf den Nachuntersuchungszeitraum. Aufgrund der Follow-Up-Periode von zwei Jahren können keine Langzeitrückschlüsse auf Vorteile einer Plattform gezogen werden. Zusätzlich kann die Anzahl der TeilnehmerInnen an dieser Studie einen limitierenden Faktor der erzielten Ergebnisse darstellen.

Eine weitere wesentliche Limitation dieser Diplomarbeit ist die nicht durchgeführte Stratifikation des präoperativen Bewegungsumfangs. Dies muss für die endgültige Publikation noch durchgeführt werden. Auf dieser Grundlage werden sich voraussichtlich die Ergebnisse noch ändern wobei wir annehmen, dass es in keiner der erhobenen Parameter einen klinisch relevanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen geben wird.

Es sei auch darauf hingewiesen, dass die verwendeten Scores und Untersuchungsmethoden möglicherweise nicht sensitiv genug sind, um Beschwerden hinsichtlich der Plattform zu erklären bzw. Vorteile einer Versorgungsmöglichkeit darzustellen.

5 Konklusion

Zusammenfassend zeigen beide Versorgungsmöglichkeiten, sowohl MB als auch FB, der Attune®-Prothese vielversprechende Ergebnisse in der postoperativen zwei Jahres Follow-Up-Untersuchung. Im postoperativen Vergleich zeigte sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen der MB- und der FB-Plattform. Somit kann keine Aussage über einen Vorteil einer Plattform getroffen werden. Es bleibt daher schwierig eine Versorgungsmöglichkeit als den Goldstandard zu definieren, nicht zuletzt aufgrund der individuellen Bedürfnisse der PatientInnen, der Vielzahl an unterschiedlichen KTEPs die am Markt vorherrschen sowie den diversen Operationsmethoden. Prospektiv randomisierte Langzeitstudien mit einer konsistenten und größeren Studienpopulation sind empfehlenswert, um einen möglichen Vorteil zu bestätigen und zu vertiefen.

6 Literaturverzeichnis

1. Cross M, Smith E, Hoy D, Nolte S, Ackerman I, Fransen M, u. a. The global burden of hip and knee osteoarthritis: estimates from the Global Burden of Disease 2010 study. *Ann Rheum Dis.* 1. Juli 2014;73(7):1323.
2. Böcker W, Denk H, Heitz PhU, Höfler G, Kreipe H, Moch H. *Pathologie.* 5. Auflage München: Elsevier GmbH; 2012.
3. Ruchholtz S, Wirtz DC. *Orthopädie und Unfallchirurgie essentials.* 3. Auflage. Stuttgart: Thieme; 2019.
4. Hanika A. Kleinräumige Bevölkerungsprognose für Österreich 2018 bis 2040 mit einer Projektion bis 2060 und Modellfortschreibung bis 2075 (ÖROK-Prognose). ÖROK, Wien; 2019.
5. Weber M, Völlner F, Benditz A, Schwarz T, Wörner M, Craiovan B, Renkawitz T, Grifka J. Kniegelenkersatz des älteren Menschen. *Orthopäde.* 2017;46(1):34–9.
6. Chen A, Gupte C, Akhtar K, Smith P, Cobb J. The Global Economic Cost of Osteoarthritis: How the UK Compares. *Arthritis.* 2012; 2012:698709.
7. Felson DT, Lawrence RC, Dieppe PA, Hirsch R, Helmick CG, Jordan JM, u. a. Osteoarthritis: New Insights. Part 1: The Disease and Its Risk Factors. *Ann Intern Med.* 17. Oktober 2000;133(8):635–46.
8. Vielgut I, Kastner N, Pichler K, Holzer L, Glehr M, Gruber G, u. a. Application and surgical technique of total knee arthroplasties: a systematic comparative analysis using worldwide registers. *Int Orthop.* August 2013;37(8):1465–9.
9. Leitner L, Türk S, Heidinger M, Stöckl B, Posch F, Maurer-Ertl W, u. a. Trends and Economic Impact of Hip and Knee Arthroplasty in Central Europe: Findings from the Austrian National Database. *Sci Rep.* 16. März 2018;8(1):4707–4707.
10. Vessely MB, Whaley AL, Harmsen WS, Schleck CD, Berry DJ. The Chitranjan Ranawat Award: Long-term Survivorship and Failure Modes of 1000 Cemented Condylar Total Knee Arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;452.
11. Buechel F, Pappas M, D'Alessio J. Twenty-year evaluation of the New Jersey LCS Rotating Platform Knee Replacement. *J Knee Surg.* 2002;15(2):84-9.

12. McEwen HMJ, Barnett PI, Bell CJ, Farrar R, Auger DD, Stone MH, u. a. The influence of design, materials and kinematics on the in vitro wear of total knee replacements. *Knee Mech Update Theor Exp Anal.* 1. Februar 2005;38(2):357–65.
13. Capella M, Dolfin M, Saccia F. Mobile bearing and fixed bearing total knee arthroplasty. *Ann Transl Med.* April 2016;4(7):127–127.
14. Wirtz D. *AE-Manual der Endoprothetik: Knie.* Berlin/Heidelberg: Springer; 2011.
15. Fransen BL, Hoozemans MJM, Keijser LCM, van Lent MET, Verheyen CCPM, Burger BJ. Does Insert Type Affect Clinical and Functional Outcome in Total Knee Arthroplasty? A Randomised Controlled Clinical Trial With 5-Year Follow-Up. *J Arthroplasty.* 1. November 2015;30(11):1931–7.
16. Huang C-H, Liao J-J, Cheng C-K. Fixed or mobile-bearing total knee arthroplasty. *J Orthop Surg.* 5. Januar 2007;2:1–1.
17. Ball ST, Sanchez HB, Mahoney OM, Schmalzried TP. Fixed Versus Rotating Platform Total Knee Arthroplasty: A Prospective, Randomized, Single-Blind Study. *J Arthroplasty.* 1. Juni 2011;26(4):531–6.
18. Harrington MA, Hopkinson WJ, Hsu P, Manion L. Fixed- vs Mobile-Bearing Total Knee Arthroplasty: Does It Make a Difference?—A Prospective Randomized Study. *Am Assoc Hip Knee Surg AAHKS Suppl.* 1. September 2009;24(6 Suppl):24–7.
19. Bo Z, Liao L, Zhao J, Wei Q, Ding X, Yang B. Mobile bearing or fixed bearing? A meta-analysis of outcomes comparing mobile bearing and fixed bearing bilateral total knee replacements. *The Knee.* 1. März 2014;21(2):374–81.
20. Poirier N, Graf P, Dubrana F. Mobile-bearing versus fixed-bearing total knee implants. Results of a series of 100 randomised cases after 9years follow-up. *Proceedings SOO Annu Meet Lorient 2014.* 1. Juni 2015;101(4, Supplement):S187–92.
21. Von Uexküll T, Wesiack W. Integrierte Medizin als Gesamtkonzept der Heilkunde: ein bio-psycho-soziales Modell. *Uexküll Psychosom Med Model Ärztl Denk Handel.* 2003;6:3–42.
22. Anderhuber F., Pera F., Streicher J. *Waldeyer Anatomie des Menschen.* 19. Auflage. Berlin/Boston: Walter de Gruyter GmbH & Co. KG; 2012.

23. Platzer W. Taschenatlas Anatomie. Band 1: Bewegungsapparat. 11. Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2013.
24. Zilles K, Tillmann B. Anatomie. Berlin/Heidelberg: Springer; 2011.
25. Hafferl A., Thiel W. Lehrbuch der topographischen Anatomie. 3. Auflage. Berlin/Heidelberg: Springer; 1969.
26. Mason JJ, Leszko F, Johnson T, Komistek RD. Patellofemoral joint forces. *J Biomech.* 7. August 2008;41(11):2337–48.
27. Sharma A, Leszko F, Komistek RD, Scuderi GR, Cates HE, Liu F. In vivo patellofemoral forces in high flexion total knee arthroplasty. *J Biomech.* 1. Januar 2008;41(3):642–8.
28. Hirt B., Kohn D (Hrsg.). Expertise Knie. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2015.
29. Vaienti E, Scita G, Ceccarelli F, Pogliacomì F. Understanding the human knee and its relationship to total knee replacement. *Acta Bio-Medica Atenei Parm.* 88(2S):6–16.
30. Culvenor AG, Ruhdorfer A, Juhl C, Eckstein F, Øiestad BE. Knee Extensor Strength and Risk of Structural, Symptomatic, and Functional Decline in Knee Osteoarthritis: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Arthritis Care Res.* 1. Mai 2017;69(5):649–58.
31. Hilton J. On the influence of mechanical and physiological rest in the treatment of accidents and surgical diseases, and the diagnostic value of pain : a course of lectures, delivered at the Royal College of Surgeons of England, in the years 1860, 1861, and 1862. London; 1863.
32. Grifka J, Krämer J. Kniegelenk. In: Grifka J, Krämer J, Herausgeber. Orthopädie Unfallchirurgie. Berlin/Heidelberg: Springer; 2013. S. 327–58.
33. Breusch S, Clarius M, Mau H, Sabo D. Klinikleitfaden Orthopädie Unfallchirurgie. 8. Auflage. München: Elsevier GmbH; 2017.
34. Heller MO, Taylor WR, Perka C, Duda GN. The influence of alignment on the musculo-skeletal loading conditions at the knee. *Langenbecks Arch Surg.* 1. Oktober 2003;388(5):291–7.
35. Lobenhofer P, van Heerwaarden R, Agneskirchner J. Kniegelenksnahe Osteotomien. 2. Auflage. Stuttgart: Thieme; 2014, S.34
36. Taylor WR, Heller MO, Bergmann G, Duda GN. Tibio-femoral loading during human gait and stair climbing. *J Orthop Res.* 1. Mai 2004;22(3):625–32.

37. Komistek RD, Kane TR, Mahfouz M, Ochoa JA, Dennis DA. Knee mechanics: a review of past and present techniques to determine in vivo loads. *Knee Mech Update Theor Exp Anal*. 1. Februar 2005;38(2):215–28.
38. Heller MO, Bergmann G, Deuretzbacher G, Dürselen L, Pohl M, Claes L, u. a. Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing. *J Biomech*. 1. Juli 2001;34(7):883–93.
39. Dieppe P. Osteoarthritis. A review. *J R Coll Physicians Lond*. Oktober 1990;24(4):262–7.
40. Hofmann GO. *Traumatologisch-Orthopädische Untersuchung*. 1. Auflage. München: Elsevier GmbH 2016.
41. Stöve J. *S2k-Leitlinie Gonarthrose*. Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie (DGOOC); 2018.
42. Sakellariou G, Conaghan PG, Zhang W, Bijlsma JWJ, Boyesen P, D'Agostino MA, u. a. EULAR recommendations for the use of imaging in the clinical management of peripheral joint osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*. 1. September 2017;76(9):1484.
43. Kellgren JH, Lawrence JS. Radiological Assessment of Osteo-Arthrosis. *Ann Rheum Dis*. 1. Dezember 1957;16(4):494.
44. Aaboe J, Bliddal H, Messier SP, Alkjær T, Henriksen M. Effects of an intensive weight loss program on knee joint loading in obese adults with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*. 1. Juli 2011;19(7):822–8.
45. McAlindon TE, Bannuru RR, Sullivan MC, Arden NK, Berenbaum F, Bierma-Zeinstra SM, u. a. OARSI guidelines for the non-surgical management of knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*. 1. März 2014;22(3):363–88.
46. Steinberg DR, Steinberg ME. The Early History of Arthroplasty in the United States. *Clin Orthop Relat Res*. May 2000;(374):55-89.
47. Gluck T. Report on the positive results obtained by the modern surgical experiment regarding the suture and replacement of defects of superior tissue, as well as the utilization of re-absorbable and living tamponade in surgery. 1891. *Clin Orthop*. Juni 2011;469(6):1528–35.
48. Mazas FB, Guepar. Guepar Total Knee Prosthesis. *Clin Orthop Relat Res*. Jul-Aug 1973;(94):211-21.

49. Charnley J. The Long Term Results of Low Friction Arthroplasty of the Hip Performed as a Primary Intervention. *J Bone Joint Surg Br.* February 1972;54(1):61-76.
50. Blunn G, Brach del Preva EM, Costa L, Fisher J, A R Freeman MA. Ultra high molecular-weight polyethylene (UHMWPE) in total knee replacement: Fabrication, sterilisation and wear. *J Bone Joint Surg Br.* Sep. 2002;84(7):946-9.
51. Massin P. How does total knee replacement technique influence polyethylene wear? *Orthop Traumatol Surg Res.* 2017 1. Februar 2017;103(1, Supplement):S21–7.
52. Ranawat CS, Meftah M, Windsor EN, Ranawat AS. Cementless fixation in total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1. November 2012;94-B(11_Supple_A):82–4.
53. Kohn D, Günther K-P, Scharf H-P. *Spezielle orthopädische Chirurgie.* 1. Auflage. München: Elsevier GmbH; 2016.
54. Gunston FH. Polycentric Knee Arthroplasty: Prosthetic Simulation of Normal Knee Movement. 1971. *Clin Orthop Relat Res.* May 2006;446:11-2.
55. Rand JA, Coventry MB. Ten-Year Evaluation of Geometric Total Knee Arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* July 1988;(232):168-73.
56. Victor J, Ries M, Bellemans J, Robb WM, Van Hellemond G. High-flexion, motion-guided total knee arthroplasty: Who benefits the most?. *Orthopedics.* August 2007;30(8 Suppl):77-9.
57. Blunn GW, Walker PS, Joshi A, Hardinge K. The Dominance of Cyclic Sliding in Producing Wear in Total Knee Replacements. *Clin Orthop Relat Res.* Dec. 1991;(273):253-60.
58. Goodfellow J, O'Connor J. The mechanics of the knee and prosthesis design. *J Bone Joint Surg Br.* 1. August 1978;60-B(3):358–69.
59. Hoff WA, Komistek RD, Dennis DA, Gabriel SM, Walker SA. Three-dimensional determination of femoral-tibial contact positions under in vivo conditions using fluoroscopy. *Clin Biomech.* 1. Oktober 1998;13(7):455–72.
60. Hamelynck K. The history of mobile-bearing total knee replacement systems. *Orthopedics.* Sep. 2006;29(9 Suppl):S7-12
61. Kim Y, K Kook H, S Kim J. Comparison of Fixed-Bearing and Mobile-Bearing Total Knee Arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res.* Nov. 2001;(392):101-15

62. Jacobs W, Anderson P, van Limbeek J, Wymenga A. Mobile bearing vs fixed bearing prostheses for total knee arthroplasty for post-operative functional status in patients with osteoarthritis and rheumatoid arthritis. *Cochrane Database Syst Rev.* 2004;(2):CD003130
63. Buechel F. Long-Term Followup After Mobile-Bearing Total Knee Replacement. *Clin Orthop Relat Res.* Nov. 2002;(404):40-50.
64. Bartel DL, Bicknell VL, Wright TM. The effect of conformity, thickness, and material on stresses in ultra-high molecular weight components for total joint replacement. *J BJS.* Sep. 1986;68(7):1041-51
65. Matsuda S, White SE, Williams VG II, McCarthy DS, Whiteside LA. Contact stress analysis in meniscal bearing total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 1. September 1998;13(6):699–706.
66. Stukenborg-Colsman C, Ostermeier S, Hurschler C, Wirth C. Tibiofemoral contact stress after total knee arthroplasty: Comparison of fixed and mobile-bearing inlay designs. *Acta Orthop Scand.* Dec. 2002;73(6):638-46.
67. Ezzet K, Garcia R, Barrack R. Effect of component fixation method on osteolysis in total knee arthroplasty. *Clin Orthop.* Dezember 1995;(321):86–91.
68. Robinson E, Mulliken B, Bourne R, Rorabeck C, Alvarez C. Catastrophic osteolysis in total knee replacement. A report of 17 cases. *Clin Orthop.* Dezember 1995;(321):98–105.
69. Huang C-H, Young T-H, Lee Y-T, Jan J-S, Cheng C-K. Polyethylene failure in New Jersey low-contact stress total knee arthroplasty. *J Biomed Mater Res.* 1. Januar 1998;39(1):153–60.
70. Bert J. Dislocation/subluxation of meniscal bearing elements after New Jersey low-contact stress total knee arthroplasty. *Clin Orthop.* Mai 1990;(254):211–5.
71. Bellamy N, Buchanan WW, Goldsmith CH, Campbell J, Stitt L. 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.* December 1988;15(12):1833-40.
72. Walker LC, Clement ND, Bardgett M, Weir D, Holland J, Gerrand C, Deehan DJ. The WOMAC score can be reliably used to classify patient satisfaction after total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1. November 2018;26(11):3333–41.

73. Singh J, Sloan JA, Johanson NA. Challenges with health-related quality of life assessment in arthroplasty patients: problems and solutions. *J Am Acad Orthop Surg*. Februar 2010;18(2):72–82.
74. Insall JN, Dorr LD, Scott RD, Norman WS. Rationale, of The Knee Society Clinical Rating System. *Clin Orthop Relat Res*. Nov. 1989;(248):13-4.
75. Noble PC, Scuderi GR, Brekke AC, Sikorskii A, Benjamin JB, Lonner JH, u. a. Development of a new Knee Society scoring system. *Clin Orthop*. Januar 2012;470(1):20–32.
76. Scuderi GR, Bourne RB, Noble PC, Benjamin JB, Lonner JH, Scott WN. The new Knee Society Knee Scoring System. *Clin Orthop*. Januar 2012;470(1):3–19.
77. Hoenig JM, Heisey DM. The Abuse of Power. *Am Stat*. 1. Februar 2001;55(1):19–24.
78. Jacobs WCH, Christen B, Wymenga AB, Schuster A, van der Schaaf DB, ten Ham A, Wehrli U. Functional performance of mobile versus fixed bearing total knee prostheses: a randomised controlled trial. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 1. August 2012;20(8):1450–5.
79. van der Voort P, Pijls BG, Nouta KA, Valstar ER, Jacobs WC, Nelissen RG. A systematic review and meta-regression of mobile-bearing versus fixed-bearing total knee replacement in 41 studies. *Bone Joint J*. 1. September 2013;95-B(9):1209–16.
80. Gioe TJ, Glynn J, Sembrano J, Suthers K, Santos ER, Singh J. Mobile and Fixed-Bearing (All-Polyethylene Tibial Component) Total Knee Arthroplasty Designs: A Prospective Randomized Trial. *JBJS*. Sep. 2009;91(9):2104-12.
81. Price AJ, Rees JL, Beard D, Juszczak E, Carter S, White S, u. a. A mobile-bearing total knee prosthesis compared with a fixed-bearing prosthesis. *J Bone Joint Surg Br*. 1. Januar 2003;85-B(1):62–7.
82. Jolles BM, Grzesiak A, Eudier A, Dejnabadi H, Voracek C, Pichonnaz C, u. a. A randomised controlled clinical trial and gait analysis of fixed- and mobile-bearing total knee replacements with a five-year follow-up. *J Bone Joint Surg Br*. 1. Mai 2012;94-B(5):648–55.
83. Ritter M, D Hartly L, E Davis K, B Meding J, E Berend M. Predicting range of motion after total knee arthroplasty. Clustering, log-linear regression, and

- regression tree analysis. *J Bone Joint Surg Am.* 1. August 2003;85-A:1278–85.
84. Wyld V, Learmonth I, Potter A, Bettinson K, Lingard E. Patient-reported outcomes after fixed- versus mobile-bearing total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br.* 1. September 2008;90-B(9):1172–9.
85. Bhan S, Malhotra R, Eachempati K, Shukla S, Bijjawra M. A comparison of fixed-bearing and mobile-bearing total knee arthroplasty at a minimum follow-up of 4,5 years. *J Bone Joint Surg Am.* Oct. 2005;87(10):2290-6.
86. Kim YH, Yoon SH, Kim JS. Early Outcome of TKA with a Medial Pivot Fixed-bearing Prosthesis is Worse than with a PFC Mobile-bearing Prosthesis. *Clin Orthop.* 1. Februar 2009;467(2):493–503.
87. Smith H, Jan M, Mahomed NN, Davey JR, Gandhi R. Meta-Analysis and Systematic Review of Clinical Outcomes Comparing Mobile Bearing and Fixed Bearing Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty.* 1. Dezember 2011;26(8):1205–13.
88. Xu S, Chen JY, Lo NN, Chia SL, Tay DKJ, Pang HN, u. a. The influence of obesity on functional outcome and quality of life after total knee arthroplasty. *Bone Jt J.* 27. April 2018;100-B(5):579–83.
89. Krzysztozek J, Laudańska-Krzemińska I, Bronikowski M. Assessment of epidemiological obesity among adults in EU countries. *Ann Agric Environ Med.* 2019;26(2):341–9.
90. Kim YH, Kim JS, Choe JW, Kim HJ. Long-Term Comparison of Fixed-Bearing and Mobile-Bearing Total Knee Replacements in Patients Younger Than Fifty-one Years of Age with Osteoarthritis. *JBJS.* May 2012;94(10):866-73.
91. Gupta SK, Chu A, Ranawat AS, Slamin J, Ranawat CS. Review Article: Osteolysis After Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty.* 1. September 2007;22(6):787–99.

Appendix

Informed consent

Patientenzufriedenheit mit Knie totalendoprothesen

Patienten – Selbsteinschätzung

SEHR GEEHRTE PATIENTIN, SEHR GEEHRTER PATIENT!

Wir möchten Sie einladen, an oben benannter Studie teilzunehmen. Diese klinische Studie wurde von der zuständigen Ethikkommission der Medizinischen Universität Graz geprüft und befürwortet.

Klinische Studien sind notwendig, um verlässliche neue medizinische Forschungsergebnisse zu gewinnen. Unverzichtbare Voraussetzung für die Durchführung einer klinischen Studie ist jedoch, dass Sie daran teilnehmen möchten und Ihr Einverständnis schriftlich erklären. Bitte lesen Sie den folgenden Text als Ergänzung zum Informationsgespräch mit Ihrem Arzt sorgfältig durch und zögern Sie nicht, Fragen zu stellen.

Worum geht es bei dieser klinischen Studie:

Arthrose ist eine der häufigsten Erkrankungen des mittleren und höheren Lebensalters. Arthrose verursacht Schmerz und Immobilität der Erkrankten sowie hohe Kosten durch teure und langwierige Behandlung, Krankenstände, Frühpensionen und Operationen.

Ziel dieser Studie ist es zu klären, wie zufrieden Sie als unser(e) PatientIn nach Implantation Ihrer Knie totalendoprothese sind. Die Zufriedenheit und die Genesung werden mittels eines Fragebogens erhoben. Bei der ambulanten Routineuntersuchung erfolgt abschließend eine letzte Fragebogenerhebung über ihren Gesundheitszustand.

Die Weitergabe der Daten erfolgt ausschließlich zu statistischen Zwecken, wobei Sie ausnahmslos anonym bleiben. Auch in etwaigen Veröffentlichungen der Daten dieser klinischen Studie werden Sie nicht namentlich erwähnt.

Mit herzlichen Grüßen,

Dr. md. univ. Paul Ruckstuhl

(Datum) PatientIn

In Vertretung: cant. med. Fabio Revelant

Fragebogen präoperativ (WOMAC mit VAS)

Fragebogen präoperativ – vor der OPERATION

VAS

Wie würden Sie ihre Schmerzen im Moment einschätzen:

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
---	---	---	---	---	---	---	---	---	----

keine
Schmerzen

stärkste vorstellbare
Schmerzen

WOMAC

Symptome

Diese Fragen beziehen sich auf Beschwerden von Seiten Ihres Kniegelenkes in der vergangenen Woche.

S1. Haben Sie Schwellungen an Ihrem Knie?

niemals selten manchmal oft immer

S2. Fühlen Sie manchmal ein Mahlen, hören Sie manchmal ein Klicken oder irgendein Geräusch, wenn Sie Ihr Knie bewegen?

niemals selten manchmal oft immer

S3. Bleibt Ihr Knie manchmal hängen, oder blockiert es, wenn Sie es bewegen?

niemals selten manchmal oft immer

S4. Können Sie Ihr Knie ganz ausstrecken?

immer oft manchmal selten nie

S5. Können Sie Ihr Knie ganz beugen?

immer oft manchmal selten nie

Steifigkeit

Die nachfolgenden Fragen betreffen die Steifigkeit Ihres Kniegelenkes während der **letzten Woche**. Unter Steifigkeit versteht man ein Gefühl der Einschränkung oder Verlangsamung der Fähigkeit Ihr Kniegelenk zu bewegen.

Für jede der nachfolgenden Aktivitäten sollen Sie das Ausmaß der Schwierigkeiten angeben, welche Sie durch Ihr Kniegelenk innerhalb der letzten Woche erfahren haben.

S6. Wie stark ist Ihre KniestEIFigkeit morgens direkt nach dem Aufstehen?

keine schwach mäßig stark sehr stark

S7. Wie stark ist Ihre KniestEIFigkeit nach dem Sie saßen, lagen, oder sich ausruhten im **Verlauf des Tages**?

keine schwach mäßig stark sehr stark

Schmerzen

P1. Wie oft tut Ihnen Ihr Knie weh?

niemals monatlich wöchentlich täglich immer

Wie ausgeprägt waren Ihre Schmerzen in der **vergangenen Woche** als Sie z.B:

P2. sich im Knie drehen?

keine schwach mäßig stark sehr stark

P3. Ihr Knie ganz ausstrecken?

keine schwach mäßig stark sehr stark

P4. Ihr Knie ganz beugen?

keine schwach mäßig stark sehr stark

P5. auf ebenem Boden gehen?

keine schwach mäßig stark sehr stark

P6. Treppen herauf oder heruntergehen?

keine schwach mäßig stark sehr stark

P7. nachts im Bett liegen?

keine schwach mäßig stark sehr stark

P8. saßen oder lagen, z.B. auf der Couch?

keine schwach mäßig stark sehr stark

P9. aufrecht standen?

keine schwach mäßig stark sehr stark

Aktivitäten des täglichen Lebens

Die nachfolgenden Fragen beziehen sich auf Ihre körperliche Leistungsfähigkeit. Hierunter verstehen wir Ihre Fähigkeit sich selbständig zu bewegen bzw. sich selbst zu versorgen.

Für jede der nachfolgenden Aktivitäten sollen Sie das Ausmaß der Schwierigkeiten angeben, welche Sie durch Ihr Kniegelenk innerhalb der **letzten Woche** erfahren haben.

Welche Schwierigkeiten hatten Sie **letzte Woche** als Sie z.B.:

A1. Treppen herunterstiegen?

keine wenig einige große sehr große

A2. Treppen hinaufstiegen?

keine wenig einige große sehr große

A3. vom Sitzen aufstanden?

keine wenig einige große sehr große

A4. standen?

keine wenig einige große sehr große

A5. sich bückten um z.B. etwas vom Boden aufzuheben?

keine wenig einige große sehr große

A6. auf ebenen Boden gingen?

keine wenig einige große sehr große

A7. ins Auto ein- oder ausstiegen?

keine wenig einige große sehr große

A8. einkaufen gehen?

keine wenig einige große sehr große

A9. Strümpfe/Socken anziehen?

keine wenig einige große sehr große

A10. vom Bett aufstanden?

keine wenig einige große sehr große

A11. Strümpfe/Socken ausziehen?

keine wenig einige große sehr große

A12. im Bett lagen und sich drehen, ohne das Knie dabei zu beugen?

keine wenig einige große sehr große

A13. in oder aus der Badewanne kamen?

keine wenig einige große sehr große

A14. saßen?

keine wenig einige große sehr große

A15. sich auf die Toilette setzten oder aufstanden?

keine wenig einige große sehr große

A16. schwere Hausarbeit verrichteten (schrubben, Garten umgraben, ...)?

keine wenig einige große sehr große

A17. leichte Hausarbeit verrichteten (Staub wischen, kochen, ...)?

keine wenig einige große sehr große

Fragebogen postoperativ (WOMAC mit VAS)

Fragebogen postoperativ – Nach der OPERATION

VAS

Wie würden Sie ihre Schmerzen im Moment einschätzen:

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
---	---	---	---	---	---	---	---	---	----

keine
Schmerzen

stärkste vorstellbare
Schmerzen

WOMAC

Symptome

Diese Fragen beziehen sich auf Beschwerden von Seiten Ihres Kniegelenkes in den vergangenen Tagen.

S1. Haben Sie Schwellungen an Ihrem Knie?

niemals selten manchmal oft immer

S2. Fühlen Sie manchmal ein Mahlen, hören Sie manchmal ein Klicken oder irgendein Geräusch, wenn Sie Ihr Knie bewegen?

niemals selten manchmal oft immer

S3. Bleibt Ihr Knie manchmal hängen, oder blockiert es, wenn Sie es bewegen?

niemals selten manchmal oft immer

S4. Können Sie Ihr Knie ganz ausstrecken?

immer oft manchmal selten nie

S5. Können Sie Ihr Knie ganz beugen?

immer oft manchmal selten nie

Steifigkeit

Die nachfolgenden Fragen betreffen die Steifigkeit Ihres Kniegelenkes während der letzten Monate (nach der Operation). Unter Steifigkeit versteht man ein Gefühl der Einschränkung oder Verlangsamung der Fähigkeit Ihr Kniegelenk zu bewegen.

S6. Wie stark ist Ihre KniestEIFigkeit morgens direkt nach dem Aufstehen?

keine schwach mäßig stark sehr stark

S7. Wie stark ist Ihre KniestEIFigkeit nach dem Sie saßen, lagen, oder sich ausruhten im Verlauf des Tages?

keine schwach mäßig stark sehr stark

Schmerzen

P1. Wie oft tut Ihnen Ihr Knie weh?

niemals monatlich wöchentlich täglich immer

Wie ausgeprägt waren Ihre Schmerzen in der **vergangenen Woche** als Sie z.B:

P2. sich im Knie drehen?

keine schwach mäßig stark sehr stark

P3. Ihr Knie ganz ausstrecken?

keine schwach mäßig stark sehr stark

P4. Ihr Knie ganz beugen?

keine schwach mäßig stark sehr stark

P5. auf ebenem Boden gehen?

keine schwach mäßig stark sehr stark

P6. Treppen herauf oder heruntergehen?

keine schwach mäßig stark sehr stark

P7. nachts im Bett liegen?

keine schwach mäßig stark sehr stark

P8. saßen oder lagen, z.B. auf der Couch?

keine schwach mäßig stark sehr stark

P9. aufrecht stehen?

keine schwach mäßig stark sehr stark

Schwierigkeiten im täglichen Leben

Die nachfolgenden Fragen beziehen sich auf Ihre körperliche Leistungsfähigkeit. Welche Schwierigkeiten hatten Sie in den vergangenen Tagen, als Sie zB.:

A1. Treppen herunterstiegen?

keine wenig einige große sehr große

A2. Treppen hinaufstiegen?

keine wenig einige große sehr große

A3. vom Sitzen aufstanden?

keine wenig einige große sehr große

A4. standen?

keine wenig einige große sehr große

A5. sich bückten um z.B. etwas vom Boden aufzuheben?

keine wenig einige große sehr große

A6. auf ebenen Boden gingen?

keine wenig einige große sehr große

A7. ins Auto ein- oder ausstiegen?

keine wenig einige große sehr große

A8. einkaufen gingen?

keine wenig einige große sehr große

A9. Strümpfe/Socken anzogen?

keine wenig einige große sehr große

A10. vom Bett aufstanden?

keine wenig einige große sehr große

A11. Strümpfe/Socken auszogen?

keine wenig einige große sehr große

A12. im Bett lagen und sich drehten, ohne das Knie dabei zu beugen?

keine wenig einige große sehr große

A13. in oder aus der Badewanne kamen?

keine wenig einige große sehr große

A14. saßen?

keine wenig einige große sehr große

A15. sich auf die Toilette setzten oder aufstanden?

keine wenig einige große sehr große

A16. schwere Hausarbeit verrichteten (schrubben, Garten umgraben, ...)?

keine wenig einige große sehr große

A17. leichte Hausarbeit verrichteten (Staub wischen, kochen, ...)?

keine wenig einige große sehr große

Fragebogen prä- & postoperativ (KSS)

KNEE SOCIETY SCORE

Graz, am

p präop. p postop. (Dauer in Mo)

- p A = unilateral oder bilateral, Gegenseite o.B.
 p B = unilateral, Gegenseite symptomatisch
 p C = multiple Arthritis oder Arthrose

<p>SCHMERZ</p> <table> <tr><td>kein</td><td>50</td></tr> <tr><td>gering oder gelegentlich</td><td>45</td></tr> <tr><td>beim Stiegensteigen</td><td>40</td></tr> <tr><td>beim Gehen und Stiegensteigen</td><td>30</td></tr> <tr><td>mäßig gelegentlich</td><td>20</td></tr> <tr><td>mäßig ständig</td><td>10</td></tr> <tr><td>stark</td><td>0</td></tr> </table> <p>RANGE OF MOTION (5° = 1 Punkt, max. 25 Punkte) _____</p> <p>STABILITÄT (max. Bewegung in jeder Pos.)</p> <p>Anteroposterior</p> <table> <tr><td>< 5mm</td><td>10</td></tr> <tr><td>5-10mm</td><td>5</td></tr> <tr><td>>10mm</td><td>0</td></tr> </table> <p>Mediolateral</p> <table> <tr><td>< 5°</td><td>15</td></tr> <tr><td>6°-9°</td><td>10</td></tr> <tr><td>10°-14°</td><td>5</td></tr> <tr><td>15°</td><td>0</td></tr> </table> <p>Subtotal: _____</p> <p>ABZÜGE</p> <p>Flexionskontraktur</p> <table> <tr><td>5°-10°</td><td>2</td></tr> <tr><td>11°-15°</td><td>5</td></tr> <tr><td>16°-20°</td><td>10</td></tr> <tr><td>> 20°</td><td>15</td></tr> </table> <p>Streckdefizit (aktiv)</p> <table> <tr><td><10°</td><td>5</td></tr> <tr><td>11°-20°</td><td>10</td></tr> <tr><td>> 20°</td><td>15</td></tr> </table> <p>Tibiafemoral-Winkel</p> <table> <tr><td>5°-10° (valgus)</td><td>0</td></tr> <tr><td>0°-4° (varus, max. 15 Pkte)</td><td>3 Pkte pro Grad</td></tr> <tr><td>11°-15° (valgus, max. 15 Pkte)</td><td>3 Pkte pro Grad</td></tr> </table> <p>Abzüge total: _____ (falls negative Zahl Score = 0)</p> <p>TOTAL: _____ (max. 100 Punkte)</p>	kein	50	gering oder gelegentlich	45	beim Stiegensteigen	40	beim Gehen und Stiegensteigen	30	mäßig gelegentlich	20	mäßig ständig	10	stark	0	< 5mm	10	5-10mm	5	>10mm	0	< 5°	15	6°-9°	10	10°-14°	5	15°	0	5°-10°	2	11°-15°	5	16°-20°	10	> 20°	15	<10°	5	11°-20°	10	> 20°	15	5°-10° (valgus)	0	0°-4° (varus, max. 15 Pkte)	3 Pkte pro Grad	11°-15° (valgus, max. 15 Pkte)	3 Pkte pro Grad	<p>FUNKTION</p> <p>Gehleistung</p> <table> <tr><td>unbeschränkt</td><td>50</td></tr> <tr><td>> 2km</td><td>40</td></tr> <tr><td>1 - 2km</td><td>30</td></tr> <tr><td>< 1km</td><td>20</td></tr> <tr><td>Wohnung</td><td>10</td></tr> <tr><td>unfähig</td><td>0</td></tr> </table> <p>Stiegen</p> <table> <tr><td>beschwerdefrei</td><td>50</td></tr> <tr><td>hinunter schmerzfrei mit Geländer</td><td>40</td></tr> <tr><td>auf- und abwärts mit Geländer</td><td>30</td></tr> <tr><td>abwärts unmöglich</td><td>15</td></tr> <tr><td>unmöglich</td><td>0</td></tr> </table> <p>Subtotal: _____</p> <p>ABZÜGE</p> <table> <tr><td>1 Stock</td><td>5</td></tr> <tr><td>2 Stöcke</td><td>10</td></tr> <tr><td>Krücken oder Gestell</td><td>20</td></tr> </table> <p>Abzüge total: _____</p> <p>TOTAL: _____ (max. 100 Punkte)</p>	unbeschränkt	50	> 2km	40	1 - 2km	30	< 1km	20	Wohnung	10	unfähig	0	beschwerdefrei	50	hinunter schmerzfrei mit Geländer	40	auf- und abwärts mit Geländer	30	abwärts unmöglich	15	unmöglich	0	1 Stock	5	2 Stöcke	10	Krücken oder Gestell	20
kein	50																																																																												
gering oder gelegentlich	45																																																																												
beim Stiegensteigen	40																																																																												
beim Gehen und Stiegensteigen	30																																																																												
mäßig gelegentlich	20																																																																												
mäßig ständig	10																																																																												
stark	0																																																																												
< 5mm	10																																																																												
5-10mm	5																																																																												
>10mm	0																																																																												
< 5°	15																																																																												
6°-9°	10																																																																												
10°-14°	5																																																																												
15°	0																																																																												
5°-10°	2																																																																												
11°-15°	5																																																																												
16°-20°	10																																																																												
> 20°	15																																																																												
<10°	5																																																																												
11°-20°	10																																																																												
> 20°	15																																																																												
5°-10° (valgus)	0																																																																												
0°-4° (varus, max. 15 Pkte)	3 Pkte pro Grad																																																																												
11°-15° (valgus, max. 15 Pkte)	3 Pkte pro Grad																																																																												
unbeschränkt	50																																																																												
> 2km	40																																																																												
1 - 2km	30																																																																												
< 1km	20																																																																												
Wohnung	10																																																																												
unfähig	0																																																																												
beschwerdefrei	50																																																																												
hinunter schmerzfrei mit Geländer	40																																																																												
auf- und abwärts mit Geländer	30																																																																												
abwärts unmöglich	15																																																																												
unmöglich	0																																																																												
1 Stock	5																																																																												
2 Stöcke	10																																																																												
Krücken oder Gestell	20																																																																												

Insall et al: Rationale of the Knee Society Clinical Rating System. Clin. Orthop. 248 (1989) 13