

Diplomarbeit

Klinisches und radiologisches Outcome der Knie totalendoprothese Advanced Coated System-III nach 10 Jahren

Eingereicht von

Sebastian Erich Sorger

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

Dr.med.univ. PhD. Lukas Leitner

Graz, am 19.02.2018

1 Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig 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 19.02.2018

Sebastian Erich Sorger eh.

2 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich recht herzlich bei allen meinen Unterstützern bedanken, mit deren Hilfe ich diese Arbeit und mein gesamtes Medizinstudium erfolgreich absolvieren konnte.

Ein besonders großer Dank geht an Herrn assoz. Prof. Dr. med. univ. Patrick Sadoghi, der mir die Mitarbeit in der bestehenden ACS (Advanced Coated System) III Forschungsgruppe ermöglichte und mir auch das Thema für diese Diplomarbeit zur Verfügung gestellt hat. Ich bedanke mich für die vielen persönlichen Gespräche, die mich immer wieder fachlich und auch persönlich weiter gebracht haben.

Als nächstes möchte ich mich bei Dr. med. univ. Lukas Leitner bedanken, der über einen wesentlichen Zeitraum dieser Diplomarbeitserstellung meine erste Ansprechperson darstellte. Egal, mit welcher Frage ich mich an ihn wandte, er hatte immer ein offenes Ohr und eine gehaltvolle Antwort für mich.

Des Weiteren bedanke ich mich bei Herrn Univ. Prof. Dr. Andreas Leithner für seine Unterstützung und die zur Verfügung gestellten Ressourcen der Universitätsklinik für Orthopädie und Traumatologie.

Abschließend geht natürlich auch ein außerordentlich großes Danke an meine gesamte Familie, meine Angehörigen und meine Freunde! Ihr alle wart mir immer eine zuverlässige Unterstützung, die ich niemals vergessen werde.

Inhalt

1	Eidesstattliche Erklärung.....	2
2	Danksagung	3
3	Abbildungsverzeichnis.....	7
4	Tabellenverzeichnis	10
5	Glossar und Abkürzungen.....	11
1.	Abstract.....	14
1.1.	Abstract English	14
	Introduction	14
	Objectives	14
	Methods	14
	Results	15
	Conclusion	15
1.2.	Abstract Deutsch.....	16
	Einleitung	16
	Zielsetzung.....	16
	Methoden	16
	Ergebnisse	17
	Diskussion und Schlussfolgerung	17
2.	Allgemeiner Teil	18
2.1.	Morphologische und funktionelle Anatomie des Kniegelenks.....	18
2.1.1.	Knöchernen Strukturen.....	19
2.1.2.	Die Beinachse.....	21
2.1.3.	Bandhafte Strukturen.....	23
2.1.4.	Knorpel und Menisci	25
2.1.5.	Tendinomuskuläre Strukturen.....	28
2.2.	Arthrose des Kniegelenks	31

2.2.1.	Definition.....	31
2.2.2.	Klassifikation/Ursachen	32
2.2.3.	Pathogenese	33
2.2.4.	Formen der Gonarthrose	34
2.2.5.	Einteilung	34
2.2.6.	Diagnostik.....	36
2.2.6.1.	Klinik.....	36
2.2.6.2.	Klinische Untersuchung.....	36
2.2.6.3.	Röntgen.....	37
2.2.6.4.	Magnetresonanztomographie.....	38
2.2.7.	Differentialdiagnosen	38
2.2.8.	Therapie	39
2.2.8.1.	Konservative Therapie.....	40
2.2.8.2.	Operative Therapie.....	42
2.3.	Endoprothetik des Kniegelenks.....	46
2.3.1.	Epidemiologie	46
2.3.2.	Indikationen	46
2.3.3.	Kontraindikationen	47
2.3.4.	Arten der Knieprothese.....	47
2.3.4.1.	Unikompartimentelle Endoprothese	47
2.3.4.2.	Bi-/trikompartimentelle Knieendoprothesen.....	49
2.3.4.3.	Gekoppelte Knieendoprothesen	51
2.3.5.	Generelle Technik der Knieendoprothesen-Implantation	53
2.3.5.1.	Ausrichtung der tibialen Komponenten.....	53
2.3.5.2.	Ausrichtung der femoralen Komponente	54
2.3.5.3.	Operationstechnik	55
2.3.6.	Komplikationen	58

2.3.7.	Materialien	61
2.3.8.	Advanced Coated System Prothese von Implantcast.....	62
2.4.	Radiologische Bewertung der Knie totalendoprothese.....	65
2.5.	Klinische Beurteilung der Knie totalendoprothese	69
2.5.1.	Visuelle Analogskala.....	69
2.5.2.	Range of Motion	70
2.5.3.	Knee Society Score	70
2.5.4.	Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index.....	71
2.5.5.	Short Form 12.....	72
2.5.6.	Tegner Aktivitätsskala.....	73
3.	Spezieller Teil.....	75
3.1.	Relevanz und Zielsetzung	75
3.2.	Methoden	77
3.2.1.	Studiendesign und Einschlusskriterien	77
3.2.2.	Allgemeine und prothesenspezifische PatientInneninformationen....	79
3.2.3.	Klinische Scores	80
3.2.4.	Radiologische Auswertung	80
3.2.5.	Statistische Auswertung	80
3.3.	Ergebnisse	82
3.3.1.	PatientInnenkollektiv.....	82
3.3.2.	Überlebensraten	82
3.3.3.	Wirkung der Advanced Coated System Knie totalendoprothese auf Schmerz und Funktionalität.....	84
3.3.4.	Klinisches Outcome	86
3.3.5.	Geschlechterspezifische Unterschiede im klinischen Outcome	86
3.3.6.	Radiologisches Outcome.....	89
3.4.	Diskussion.....	90

3.5. Schlussfolgerung.....	97
4. Literaturverzeichnis	98

3 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: rechtes Kniegelenk von ventral (1)	18
Abbildung 2: Knöchernen Strukturen des Kniegelenks, a. rechtes Knie von ventral, b. rechtes Knie von dorsal (3).....	19
Abbildung 3: Die Achsen des Kniegelenks (4).....	21
Abbildung 4: a. Genu varum, b. Genu valgum und Genu recurvatum (4).....	22
Abbildung 5: Die Gelenklinie und die epikondyläre Achse (4)	23
Abbildung 6: Bänder des Knies von medial und lateral (1).....	25
Abbildung 7: Schematische Zeichnung des Aufbaus der EZM des hyalinen Knorpels (3).....	26
Abbildung 8: Knie im axial Schnitt mit Darstellung der Menisci (3).....	27
Abbildung 9: Querschnitt Meniskus mit Darstellung der Vaskularisierung und des Aufbaus (3).....	27
Abbildung 10: Muskulatur des Kniegelenks a. von ventral, b. von dorsal (3)	28
Abbildung 11: Gonarthrose im Röntgen, Quelle: http://www.helios- kliniken.de/klinik/berlin-zehlendorf/abteilungen/orthopaedie-und- unfallchirurgie/kniechirurgie/arthrose-knie.html	31
Abbildung 12: Arthroseggrade nach Kellgren und Lawrence (18)	35
Abbildung 13: Prozentuale Verteilung der Therapien bei Arthrose (4)	39
Abbildung 14: Arthroskopisches Bild eines Knorpeldefekts Grad IV vorgesehen zur Anbohrung nach Pridie (23).....	42
Abbildung 15: Schema einer "closed wedge" (links) und einer "open wedge" (rechts) Osteotomie (4)	44
Abbildung 16: Postoperatives Röntgenbild nach Einsetzen eines Kniearthrodesenimplantats (KAI) (4)	45
Abbildung 17: Unikompartimentelle Endoprothese ACS © Uni von Implantcast Quelle: https://www.implantcast.de/de/fuer-aerzte/produkte/standard- tumorprothetik/knieendoprothetik/primaerendoprothetik-knie/acsr-uni/	48

Abbildung 18: Patellofemorale unikompartimentelle Endoprothese: PFJ von DePuy (4).....	48
Abbildung 19: Bikompartimentelle Prothese des medialen und lateralen Kompartiments: ACS © MB von Implantcast Quelle: https://www.implantcast.de/de/fuer-aerzte/produkte/standard-tumorprothetik/knieendoprothetik/primaerendoprothetik-knie/acsr-mb/	49
Abbildung 20: Bikompartimentelle Prothese des medialen Kompartiments und des patellofemorales Gelenks (4)	49
Abbildung 21: links Röntgen einer gekoppelten Knieendoprothese; rechts Bild einer gekoppelten Rotationsknieendoprothese (4)	52
Abbildung 22: Extramedulläre Tibiaausrichtung (4).....	53
Abbildung 23: Darsellung der Schnittabfolgen der verschiedenen Techniken (4) 56	
Abbildung 24: ACS © MB Prothese von Implantcast - Ansicht von vorne und seitlich Quelle: https://www.implantcast.de/de/fuer-aerzte/produkte/standard-tumorprothetik/knieendoprothetik/primaerendoprothetik-knie/acsr-mb/	62
Abbildung 25: PE-Inlay Abriebraten im Vergleich von un- und TiN-beschichteten CoCr-Femurkomponenten (48)	63
Abbildung 26: Postoperative Röntgenaufnahme einer KTEP mit einem MDFA von 95° und einem MPTA von 85°. Es liegt eine suboptimale Positionierung der Tibiakomponente vor (53)	65
Abbildung 27: Postoperative Röntgenaufnahme einer KTEP von seitlich mit Beurteilung der Ausrichtung von Femur- und Tibiakomponente (54)	66
Abbildung 28: Darstellung einer VAS Skala (59).....	69
Abbildung 29: Beschreibung der Punkteverteilung des KSS – Auszug aus der Erstbeschreibung der Knee Society 1989 (60).....	71
Abbildung 30: SF-12 Zuordnung der Fragen zu den Untergruppen und Hauptgruppen basierend auf dem SF-36 (64).....	73
Abbildung 31: Bevölkerung nach breiten Altersgruppen 1950 bis 2080; es zeigt sich eine deutliche Zunahme der über 65 jährigen; Quelle: Statistik Austria	75
Abbildung 32: Ausschlusskriterien der ACS Studie	79
Abbildung 33: Verhältnis der PatientInnen mit und ohne Revision	83
Abbildung 34: Revisionsursachen in der Studiengruppe	83
Abbildung 35: Boxplot Diagramm von präoperativen VAS und postoperativen VAS, beim 10 Jahres-Follow-Up, es zeigt sich ein signifikanter Unterschied	84

Abbildung 36: Boxplot Diagramm von präoperativen Tegner-Score und Tegner-Score bei 10-Jahres-Follow-Up im Vergleich	85
Abbildung 37: Boxplot Diagramme der geschlechterspezifischen Unterschiede: a.) Tegner prä- und postoperativ, b.) VAS prä- und postoperativ, c.) KSS-Knee, d.) KSS-Function, e.) WOMAC, f.) ROM Flexion, g.) SF-12 PCS, h.) SF-12 MCS ...	88
Abbildung 38: Balkendiagramm: Darstellung der Normalverteilung des dorsalen Tibialslopes	89
Abbildung 39: Vergleich von KSS-K, KSS-F und WOMAC zwischen den Studien	93
Abbildung 40: Vergleich von VAS und Tegner zwischen den Studien.....	94
Abbildung 41: Vergleich von SF-12 und SF-36 zwischen den Studien.....	94
Abbildung 42: Vergleich der ROM-Flexion zwischen den Studien.....	95

4 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Auswahl der wichtigsten Bänder des Kniegelenks in Beziehung zur Region (7).....	23
Tabelle 2: Liste der Muskeln die das Kniegelenk aktiv Bewegen und dynamisch Stabilisieren (3) (13).....	29
Tabelle 3: Auswahl an häufig genutzten Klassifikationen der Gonarthrose (17) ..	35
Tabelle 4: Ausgewählte Vor - und Nachteile im Vergleich zwischen kreuzbanderhaltender und kreuzbandersetzender Knieprothese (4) (7) (28).....	51
Tabelle 5: Vor- und Nachteile der "Femur-first" und der "Tibia-first" Technik im Vergleich (4).....	56
Tabelle 6: Auswertung der erfassten klinischen Scores beim 10 Jahres-Follow-Up	86
Tabelle 7: statistische Auswertung des geschlechterspezifischen Unterschieds in den klinischen Scores	87
Tabelle 8: Auswahl an vergleichbaren Arbeiten aus der Literatur hinsichtlich des funktionellen Follow-Ups	92

5 Glossar und Abkürzungen

A.p.	-	Anterior-posteriorer-Strahlengang
ACS	-	Advanced coated system
ACT	-	Autologe Chondrozyten Transplantation
ant.	-	anterior
Art.	-	Articulatio
BGW	-	Bindegewebe
CoCrMO	-	Kobalt-Chrom-Molybdän
Cond.	-	Condylus
dist.	-	distal
ESSKA	-	European Society for Sports Traumatology, Knee Surgery and Arthroscopy
EULAR	-	European League Against Rheumatism
EZM	-	Extrazelluläre Matrix
fem.	-	femoralis
fib.	-	fibulae
HA	-	Hyaluronsäure
IGF	-	Insulin-like growth factor
IL-1	-	Interleukin 1
KSS	-	Knee Society Score
KTEP	-	Knietotalendoprothese
lat.	-	lateral

Lig.	-	Ligamentum
M.	-	Musculus
MB	-	Mobile Bearing
MCS	-	Mental Component Summary
MDFA	-	medial distal femoral angle
med.	-	medial
MPFL	-	Mediales patellofemorales Ligament
MPTA	-	medial proximal tibial angle
MRT	-	Magnetresonanztomographie
OATS	-	osteocondrales autologes Transfersystem
pat.	-	patellae
PCS	-	Physical Component Summary
PDGF	-	Platelet derived growth factor
PG	-	Proteoglykane
POL	-	Posterior oblique Ligament
post.	-	posterior
prof.	-	profundus
prox.	-	proximal
R.	-	Ramus
ROM	-	range of motion
SADOA	-	Slow acting drugs in osteoarthritis
SD	-	standard deviation (Standardabweichung)
SF-12	-	Short Form 12

superf.	-	superficialis
TGF- β	-	Transforming growth factor β
Ti-6Al-4	-	stellt eine spezielle Titan-Legierung dar
tib.	-	tibiae
TiN	-	Titannitrit
TNF- α	-	Tumornekrosefaktor α
Tub.	-	Tuberculum
UHM-WPE	-	ultrahochmolekulares Polyethylen
VAS	-	visual analogue scale
WOMAC	-	Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index
ZrNb	-	Zirconiumniob

1. Abstract

1.1. Abstract English

Introduction

The steadily growing number of elderly population and the resulting higher number of arthroplasties caused by knee arthrosis requires a steady improvement in the clinical functionality and resistance of total knee arthroplasty (TKA). For this reason, the currently on the market available knee arthroplasty systems must be examined and compared concerning their long-term clinical results. This study has therefore focused on the clinical and radiographic outcome of the ACS III (advanced coated system) TKA system. A particular feature of the ACS prostheses is the titanium nitride (TiN) coating, which is a ceramic material and due to its surface properties, it should reduce the abrasion of the inlay, increase the resistance to free joint bodies and should have a hypoallergenic effect on patients with nickel, chromium or cobalt allergy.

Objectives

The aim of the study was to evaluate the clinical and radiological outcome in the tenth year after implantation of the ACS III system. With this work, we want to show that patients with TKA care can be helped in terms of pain and functionality. In addition, we want to compare the survival rate and clinical outcomes with other published papers of this and other prostheses systems. As a secondary parameter, the gender-specific differences in outcome were compared.

Methods

This is a retrospective clinical-radiological follow-up of 405 ACS prostheses implanted between 2005 and 2006. In the course of the follow-up during the tenth postoperative year, patient- and prosthesis-specific data were determined, as well as a clinical evaluation based on various clinical scores (VAS, KSS, WOMAC, Tegner, SF-12, ROM) and a radiological evaluation (alignment, loosening sign, tibial slope).

Results

The 10-year survival rate of primary ACS prostheses was 89.1% in our study population. The most frequent reason for revision surgery was aseptic prosthesis loosening in 39% (n = 17) of cases, the second most frequent reason was prosthesis infection which occurred in 21% (n = 9) of cases. On average, there was a significant pain reduction of 5.88 points, due to the supply with ACS. The Tegner score showed a slight but significant reduction of 0.14 points. On average, the clinical outcome showed comparable values with what was earlier published in literature: VAS (1.73), Tegner (2.81), KSS-Knee (84.93), KSS-Function (68.10), WOMAC (82, 97), ROM flexion (102.89 °), SF-12-PCS (37.56), SF-12MCS (53.3). In the evaluation of the gender difference, there was a statistical significant difference between men and women in all scores, with the exception of the ROM extension deficit, with male scores better in all scores, but without clinical relevance. Radiologically 66.8% showed a straight leg axis, 21.1% a varus and 12.1% a valgus leg axis. The tibial slope averaged 5.03 ° ($\pm 2,39^\circ$) and no signs of loosening have been detected.

Conclusion

In conclusion, the ACS TKA system provides acceptable levels in clinical and radiographic outcome comparable to other systems after ten years of follow-up. With regard to the gender-specific outcome, we were able to observe a statistically significantly better outcome for male patients without clinical relevance.

1.2. Abstract Deutsch

Einleitung

Die stetige Zunahme der älteren Bevölkerung und die daraus resultierend höher werdende Anzahl an endoprothetischen Versorgungen der Kniegelenksarthrose, erfordert eine stetige Verbesserung der klinischen Funktionalität und Beständigkeit der Knie totalendoprothesen (KTEP). Aus diesem Grund müssen die momentan am Markt befindlichen KTEP-Systeme auf ihre klinischen Langzeitergebnisse hin untersucht und verglichen werden. Diese Arbeit hat sich daher mit der klinischen und radiologischen Nachuntersuchung der ACS (advanced coated system) III KTEP (Implantcast, Buxtehude, Deutschland) beschäftigt. Ein besonderes Merkmal der ACS Prothesen ist die Titanitrid (TiN)-Beschichtung, die ein keramisches Material darstellt und aufgrund ihrer Oberflächeneigenschaften, einen verminderten Abrieb des Inlays, eine erhöhte Festigkeit gegenüber freien Gelenkkörpern und eine hypoallergene Wirkung auf PatientInnen mit Nickel, Chrom oder Kobalt Unverträglichkeit aufweisen soll.

Zielsetzung

Ziel der Studie war es das klinische und radiologische Outcome der primären ACS III Prothesen im zehnten Jahr nach Implantation zu beurteilen. Mit dieser Arbeit wollen wir zeigen, dass den PatientInnen mit einer KTEP Versorgung, hinsichtlich der Schmerzminderung und der Verbesserung der Funktionalität, geholfen werden kann. Zusätzlich wollen wir die Überlebensrate und die klinischen Ergebnisse mit anderen publizierten Arbeiten zu dieser und anderen Prothesen vergleichen. Als Nebenparameter wurden die geschlechterspezifischen Unterschiede im Outcome verglichen.

Methoden

Es handelt sich um eine retrospektive klinisch-radiologische Nachuntersuchung, von insgesamt 405 ACS Prothesen, die zwischen 2005 und 2006 implantiert wurden. Im Zuge der Nachuntersuchung im zehnten postoperativen Jahr, wurden patientInnen- und prothesenspezifische Daten ermittelt, sowie eine klinische Auswertung anhand verschiedener klinischer Scores (VAS, KSS, WOMAC,

Tegner, SF-12, ROM) und eine radiologische Auswertung (Alignment, Lockerungszeichen, Tibialslope) gemacht.

Ergebnisse

Die 10 Jahres-Überlebensrate der primären ACS Prothesen betrug in unserer Studiengruppe 89,1%. Der häufigste Revisionsgrund war mit 39% (17 Fälle) die aseptische Prothesenlockerung, der zweithäufigste Grund war mit 21% (9 Fälle) die Protheseninfektion. Im Mittel zeigte sich beim VAS eine signifikante Schmerzreduktion von 5,88 Punkten, auf Grund der Versorgung mit KTEP. Im Tegner-Score ergab sich eine geringe, aber signifikante Reduktion von 0,14 Punkten. Im klinischen Outcome zeigten sich im Mittel mit der Literatur vergleichbare Werte: VAS (1,73), Tegner (2,81), KSS-Knee (84,93), KSS-Function (68,10), WOMAC (82,97), ROM-Flexion (102,89°), SF-12-PCS (37,56), SF-12MCS (53,3). Bei der Auswertung des geschlechterspezifischen Unterschieds zeigte sich in allen Scores ein signifikanter Unterschied zwischen Frauen und Männern, mit Ausnahme des Streckdefizits bei der ROM, wobei die Werte der Männer in allen Scores besser ausfielen, jedoch ohne klinische Relevanz. Radiologisch zeigte sich in 66,8% eine gerade, bei 21,1% eine varische und bei 12,1% eine valgische Beinachse. Der Tibialslope betrug im Mittel 5,03° und es zeigten sich keine Lockerungszeichen.

Diskussion und Schlussfolgerung

Die ACS Prothesen liefern im klinischen und radiologischen Outcome vergleichbar gute Werte wie andere Prothesensysteme mit ähnlichem Follow-up. Hinsichtlich des geschlechterspezifischen Outcomes konnten wir ein statistisch signifikant besseres Ergebnis bei den Männern beobachten, jedoch ohne klinische Relevanz.

2. Allgemeiner Teil

2.1. Morphologische und funktionelle Anatomie des Kniegelenks

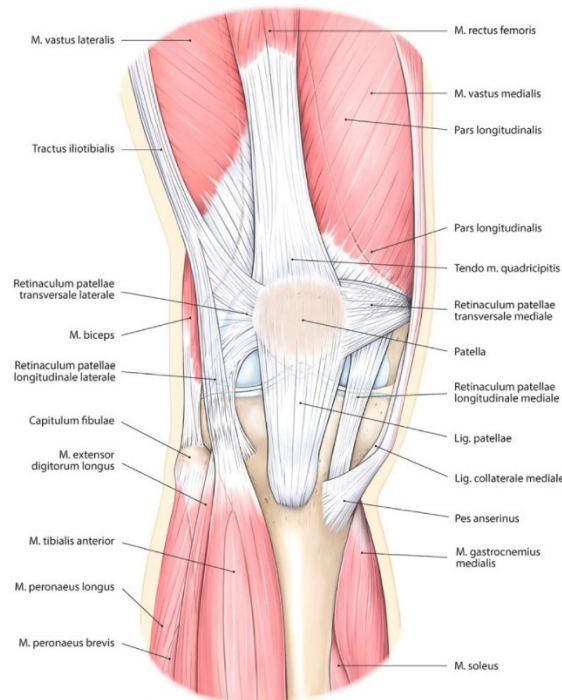


Abbildung 1: rechtes Kniegelenk von ventral (1)

Das Kniegelenk (Art. genus) stellt das größte Gelenk des Menschen dar (2). Es ist ein Drehscharniergelenk, das sich um die transversale Achse beugen lässt und in Beugung eine Rotation um die longitudinale Achse erlaubt. Die Beugung erfolgt im Knie jedoch nicht wie bei einem normalen Scharniergelenk, sondern in Form einer Roll-Gleit-Bewegung, die ein größeres Bewegungsausmaß ermöglicht (1). Damit die Funktionalität dieses großen und wichtigen Gelenkes gegeben ist, müssen mehrere histologische Systeme effizient zusammen arbeiten. Im Zuge der individuellen Entwicklung jedes Menschen bildet sich somit ein synergistisches System aus knöchernen, ligamentären, tendinomuskulären und knorpeligen Strukturen.

2.1.1. Knöcherne Strukturen

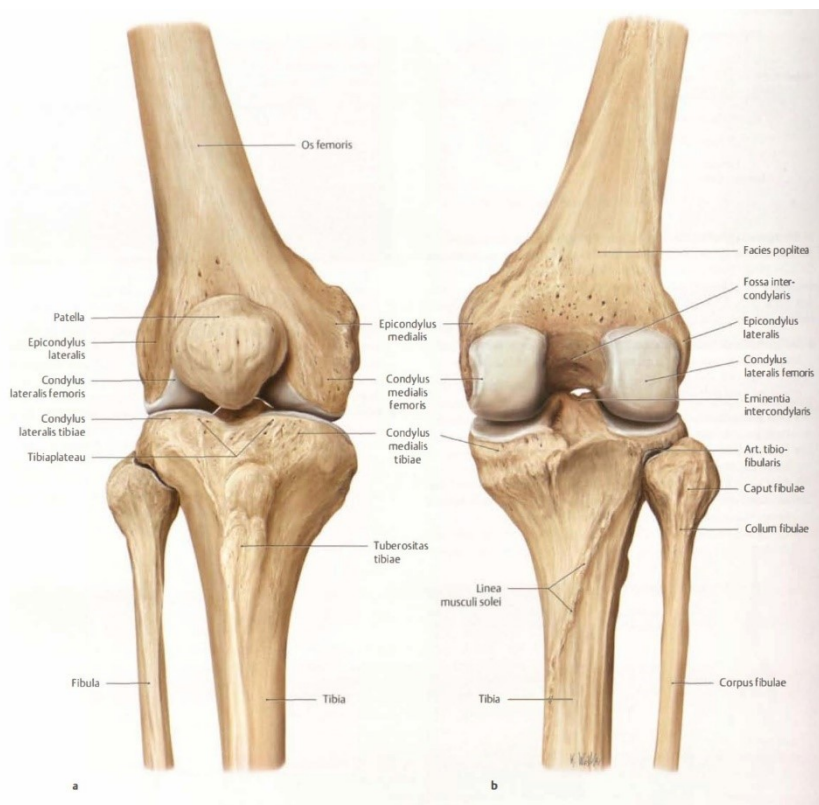


Abbildung 2: Knöcherne Strukturen des Kniegelenks, a. rechtes Knie von ventral, b. rechtes Knie von dorsal (3)

Die strukturelle Basis des Kniegelenks wird durch drei knöcherne Strukturen gebildet, Femur (Oberschenkelknochen), Tibia (Unterschenkelknochen) und Patella (Kniescheibe, größtes Sesambein des menschlichen Körpers, dient zur Kraftübertragung des M. quadriceps femoris). Aus diesen drei Knochen werden wiederum 2 Gelenke gebildet. Zum einen ergibt sich aus Femur und Tibia das Femorotibialgelenk (Art. femorotibialis) und aus Femur und Patella das Femoropatellargelenk (Art. femoropatellaris). Das Femorotibialgelenk wird von Seiten des Femur aus den beiden Condylen (Condylus lateralis femoris und Condylus medialis femoris) gebildet, die beide eine konvexe Form aufweisen, und von Seiten der Tibia aus dem medialen und lateralen Tibiaplateau, wobei das mediale (med.) Plateau eine cranial konkave Form besitzt und das laterale (lat.) Plateau jedoch eine cranial konvexe Form annimmt. (1) Diese Inkongruenz wird von den zwei Menisci ausgeglichen (siehe Knorpel und Menisci). Das Femoropatellargelenk bildet sich aus der Facies patellaris femoris und der Facies articularis patellae. Wobei hier der Femur als eine „V-Förmige“ Rinne agiert und

die Patella in dieser Rinne mit ihren zwei Facetten (med. und lat. Facette) artikuliert. Anatomisch gesehen befindet sich noch die Fibula als weitere knöchernen Struktur in der Nähe des Kniegelenks, die jedoch nicht als direkter Gelenkspartner im Art. genus fungiert. Die Fibula ist über ein eigenes, straffes Gelenk mit der Tibia verbunden.

Weitere wichtige knöchernen Strukturen des Kniegelenks sind noch die Fossa intercondylaris, die als proximaler Ursprung der Kreuzbänder dient, die Eminentia intercondylaris, die Area intercondylaris anterior (ant.) und Area intercondylaris posterior (post.), die als distaler Ansatz der Kreuzbänder und als knöchernen Ansatzregion für die Menisci dienen. Die lat. und med. Epicondyle des Femur geben den lat. und med. Seitenbändern einen knöchernen Ursprung. Auf der Vorderseite der Tibia findet sich noch die Tuberositas tibiae, die eine knöchernen Aufrauung darstellt, an der das kräftige Lig. patellae ansetzt.

Bei der Kniescheibe lässt sich außerdem eine Basis patellae proximal und ein Apex patellae distal erkennen. An der proximalen Basis setzt die Sehne des M. quadriceps femoris an und am distalen Apex patellae entspringt das Lig. patellae.

(2) (3)

2.1.2. Die Beinachse

Um das geschädigte, arthrotische Knie korrekt behandeln zu können, ist eine Kenntnis über die Beinachsen unbedingt notwendig. Hierbei werden die anatomische und die mechanische Beinachse unterschieden. Die anatomische Beinachse (Abbildung 3) bildet sich aus der anatomischen Achse des Femur, die

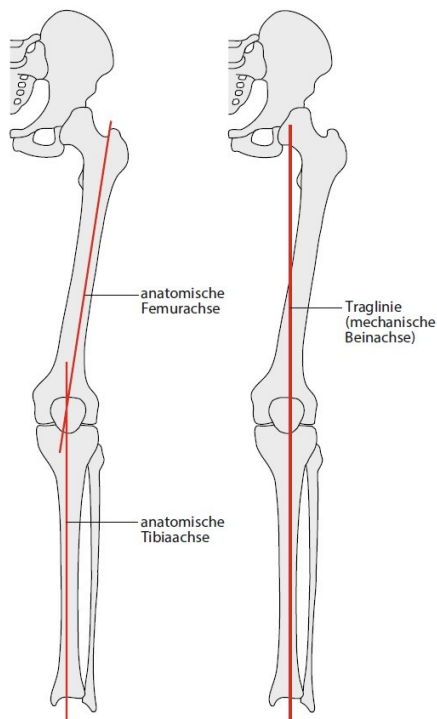


Abbildung 3: Die Achsen des Kniegelenks (4)

durch die Diaphyse des Femur gebildet wird, und der anatomischen Achse der Tibia, die durch die Diaphyse der Tibia gebildet wird und durch das Zentrum des Kniegelenks und das Zentrum des Sprunggelenks verläuft. Im physiologischen Zustand, bildet die anatomische Achse einen Winkel, der 170° - 175° nach lateral offen ist (physiologischer Valgus). Dies ist bedingt durch die ausladende Anatomie des Femurhalses. Die mechanische Achse, auch Traglinie genannt, bildet sich aus einer Linie zwischen dem Zentrum des Femurkopfes und dem Zentrum des Sprunggelenks. Dabei verläuft diese Linie etwas medial des Kniegelenkszentrums. (4)

Bei der Beinachse werden 4 Arten der Achsenabweichung unterschieden (Abbildung 4) (4):

1. Genu varum: das Knie weicht von der Tragelinie nach lateral ab und der diaphysäre Achsenwinkel ist über 170°
2. Genu valgum: das Knie weicht von der Tragelinie nach medial ab und der diaphysäre Achsenwinkel ist unter 170°
3. Genu recurvatum: bei der seitlichen Ansicht, liegt das Knie hinter der Tragelinie; beurteilt wird das Ausmaß mittels der Neutralnullmethode in Winkelgraden
4. Genu flexum: bei der seitlichen Ansicht, liegt das Knie vor der Tragelinie; beurteilt wird das Ausmaß mittels der Neutralnullmethode in Winkelgraden

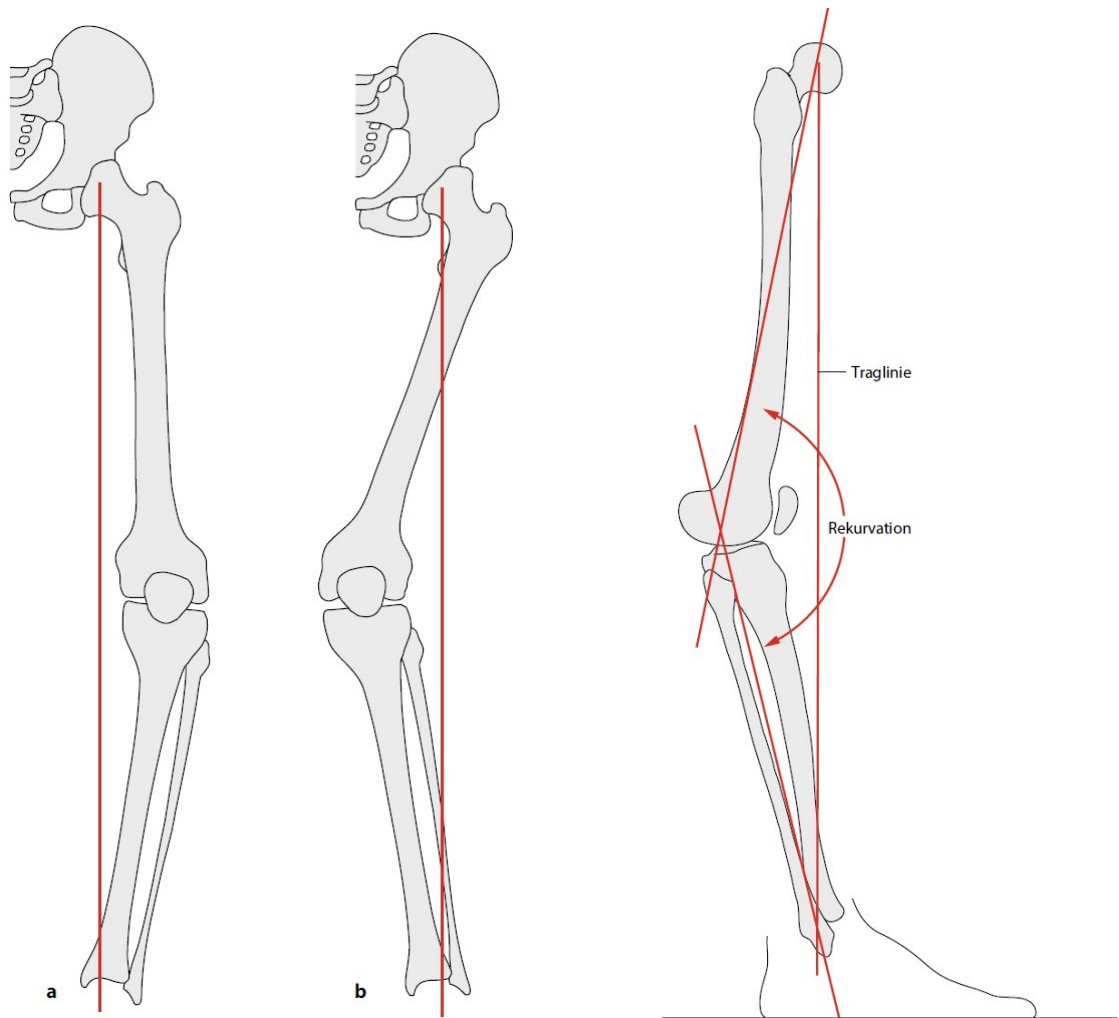


Abbildung 4: a. Genu varum, b. Genu valgum und Genu recurvatum (4)

Neben der Beinachse spielt auch noch die Kniegelenkslinie eine wichtige Rolle für die korrekte Durchführung einer Kniearthroplastik. Die Gelenklinie kann in Bezug zum Femur und zur Tibia mittels Röntgen ermittelt werden. Um die femorale Gelenklinie zu ermitteln, legt man eine Tangente an die Femurkondylen an (Abbildung 5). Die tibiale Gelenklinie ermittelt man durch Anlegen einer Tangente an das Tibiaplateau. Ausgehend von der Gelenklinie und der anatomischen Achse, lässt sich der Gelenklinienwinkel bzw. Kniebasiswinkel beschreiben. Dieser beträgt beim Femur $3,8^\circ \pm 2,1^\circ$ Valgus (5)(4) und bei der Tibia $2,5^\circ - 3,5^\circ$ Varus. Des Weiteren kann man im Röntgen noch die epikondyläre Achse beschreiben, indem man die höchste Stelle der Epicondylen miteinander

verbindet. Die epikondyläre Achse dient als Rotationsachse für Flexion und Extension. (4)

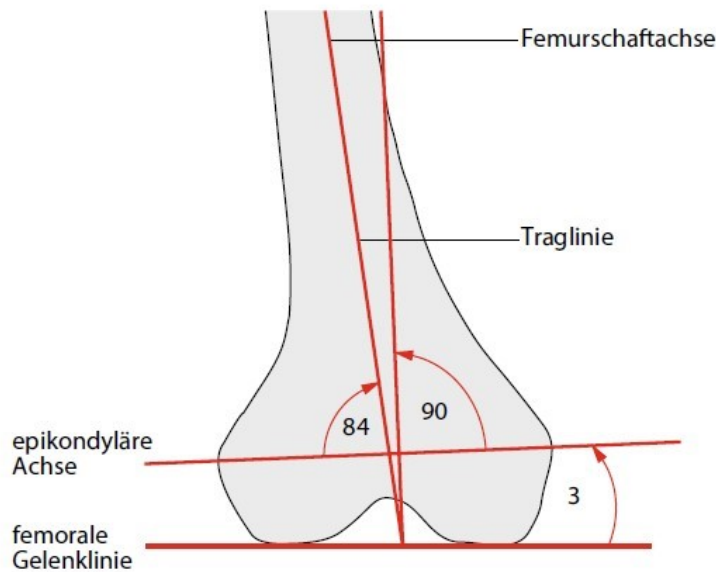


Abbildung 5: Die Gelenklinie und die epikondyläre Achse (4)

2.1.3. Bandhafte Strukturen

Die bandhaften Strukturen, welche die Gelenke umspannen, dienen als primäre und sekundäre Stabilisatoren der Gelenke. (3) Damit sie diese mechanischen Anforderungen erfüllen können, bestehen sie aus straffem kollagenem Bindegewebe, bei dem die Kollagenfaserbündel (überwiegende Kollagen Typ I) parallel angeordnet sind, wodurch sie hohe Zugkräfte tolerieren. (6) Bänder können entweder intrakapsulär als Verstärkung der Gelenkkapsel vorkommen, oder extrakapsulär als selbständige Bandstrukturen.

Die Stabilität des Kniegelenks wird durch einen komplexen Aufbau, bestehend aus einer Vielzahl an Bändern, gewährleistet (Tabelle 1, Abbildung 6). (7)

Tabelle 1: Auswahl der wichtigsten Bänder des Kniegelenks in Beziehung zur Region (7)

Ligament	Prox. Ansatz	Dist. Ansatz	Funktion
Ventral			

Retinakulum	M. vastus med. und M. vastus lat.	Basis patellae	Bildung der ventralen Kapsel
MPFL (mediales patellofemorales Ligament)	Epicondylus med. fem.	Med. Patellarand	Hemmt laterale Translation der Patella
Dorsal			
Lig. popliteum obliquum	Tend. m. semimembranosus	Cond. lat. fem.	Verstärkung der dorsalen Kapsel
Medial			
Lig. collaterale med.	Epicondylus med. fem., Meniscus med.	Cond. med. tib.	Hemmt Valgusstress, Meniskus Fixation
POL (posterior oblique Ligament)	Tub. adductorium	Dorsaler Anteil des Cond. med. tib.	Hemmt Valgusstress (vor allem in Streckung), Hemmt Innenrotation
Lateral			
Lig. collaterale lat.	Epicondylus. lat. fem.	Apex capitis fib.	Hemmt Varusstress
Lig. popliteofibulare	Tend. m. popliteus	Caput fib.	Hemmt Außenrotation,
Lig. popliteum arcuatum	Cond. lat. fem., über M. popliteus	Apex capitis fib.	Verstärkung der hinteren Kapsel
Tractus iliotibialis / Lig. anterolaterale	Epicondylus. lat. fem.	Cond. lat. tib.	Hemmt Innenrotation(8)
Zentral/Intraartikulär			
Lig. cruciatum ant.	Posterolateraler Anteil der Fossa intercondylaris	Area intercondylaris ant. tib.	Hemmt ventrale Translation(9), Hemmt Hyperextension
Lig. cruciatum post.	Anteromedialer Anteil der Fossa intercondylaris	Area intercondylaris post. tib.	Hemmt dorsale Translation(10), Hemmt Hyperflexion

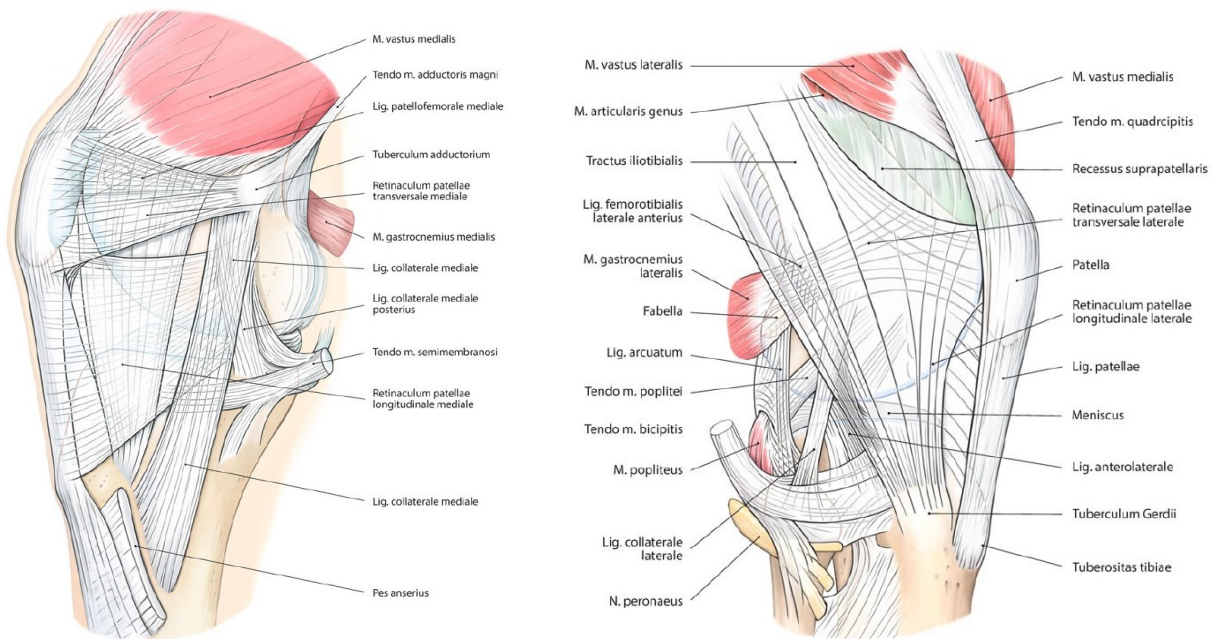


Abbildung 6: Bänder des Knies von medial und lateral (1)

2.1.4. Knorpel und Menisci

Die Gelenkflächen des Art. genus sind mit hyalinen Knorpel überzogen. Der hyaline Knorpel dient zum einen als Gleitfläche und zum anderen als intraartikulärer „Stoßdämpfer“. Die besonders wichtige Wirkung als „Stoßdämpfer“ erhält er durch seinen speziellen histologischen Aufbau, welcher eine sogenannte Druckelastizität des Gewebes ermöglicht. Histologisch betrachtet, besteht der hyaline Knorpel aus Chondrozyten (diese machen lediglich 5% des Volumens aus (3)) und Extrazellulärmatrix (EZM). Gerade die EZM ist für die mechanische Funktion des Knorpels verantwortlich. Die EZM besteht aus Kollagenfibrillen (Typ II, Typ IX, Typ XI), Proteoglykanen (PG, v.a. Aggrecan) mit Glykosaminoglykanen (z.B. Hyaluronsäure, HA), Glykoproteinen (wie z.B. Chondronektin als Adhäsionsprotein) und interstitieller Flüssigkeit (Wasser mit Elektrolyten und macht ca. 80% des Feuchtgewichts aus (11)) (Abbildung 7). Die PG und HA neigen dazu große Mengen an Wasser zu binden und sich dadurch auszudehnen. Die Kollagenfibrillen wiederum geben dem Knorpel mit ihrer hohen Zugfähigkeit eine Festigkeit, die verhindert, dass sich die PG und HA zu sehr ausdehnen,

wodurch diese in der Knorpelmatrix nur 1/5 ihres normalen Lösungsraums einnehmen. Als Folge dieser Zusammensetzung entsteht die Druckelastizität des Knorpels. Bei Druck auf den Knorpel wird Wasser aus dem Knorpelgewebe verdrängt, da dieses über die molekularen Maschen der organischen Matrix ausströmen kann. Irgendwann kommt jedoch der Punkt, an dem das Gefüge der Matrix so undurchdringlich wird, dass kein weiteres Wasser den Knorpel verlassen kann. Wird der Druck vom Knorpel entfernt, nehmen die PG und HA wieder Wasser auf und der Knorpel dehnt sich aus. Im Laufe des Alters kann die Funktion dieses Systems an Suffizienz einbüßen, was sich klinisch als Arthrose bemerkbar machen kann. (11)

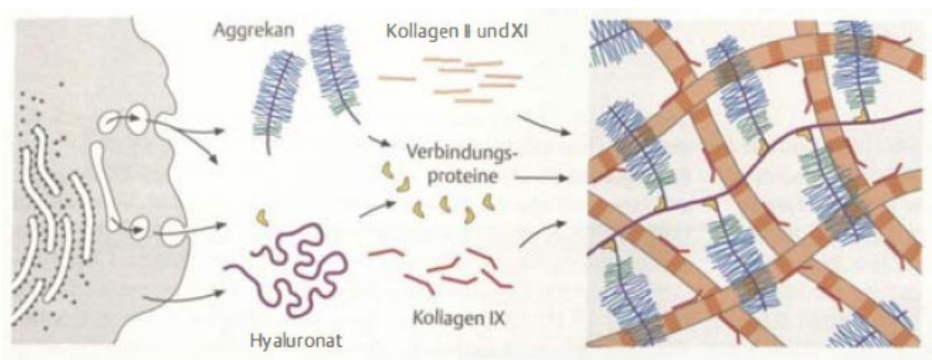


Abbildung 7: Schematische Zeichnung des Aufbaus der EZM des hyalinen Knorpels (3)

Da der hyaline Knorpel in den Gelenken gefäßfrei ist und auch kein Perichondrium (umgebendes Bindegewebe) besitzt, wird er ausschließlich über die Synovia (Gelenksflüssigkeit) mittels Diffusion und Konvektion versorgt. Aufgrund des fehlenden umliegenden Perichondriums, ist der Gelenkknorpel kaum zur Regeneration fähig. (3) Auch diese anatomisch/physiologische Tatsache verstärkt die Entstehung von Arthrosen.

Aufgrund der Inkongruenz der knöchernen Strukturen des Femorotibialgelenks, ist das Kniegelenk mit einem relativ dicken Knorpel und zwei Menisci ausgestattet. Die zwei Menisci haben in der axialen Gelenksansicht eine halbmondartige Form (Abbildung 8). Im Querschnitt sind die Menisci keilförmig aufgebaut, wobei die Basis des Keils zur Gelenkkapsel gerichtet ist und die Spitze zur Gelenksmitte verläuft. Befestigt sind die beiden Menisci knöchern über kurze Bänder in der Areae intercondylares ant. et. post. der Tibia. Hier sind die Enden des lateralen Meniskus sehr nah aneinander befestigt, sodass er fast einen Kreis bildet. Die

Enden des medialen Meniskus sind weiter voneinander entfernt und geben ihm dadurch mehr Stabilität. Der mediale Meniskus ist über das mediale Seitenband sehr gut mit Femur und Tibia verbunden, wodurch seine Beweglichkeit noch einmal mehr, im Vergleich zum Außenmeniskus, reduziert ist. Der Außenmeniskus hat keine Verbindung zum lateralen Seitenband. (3)

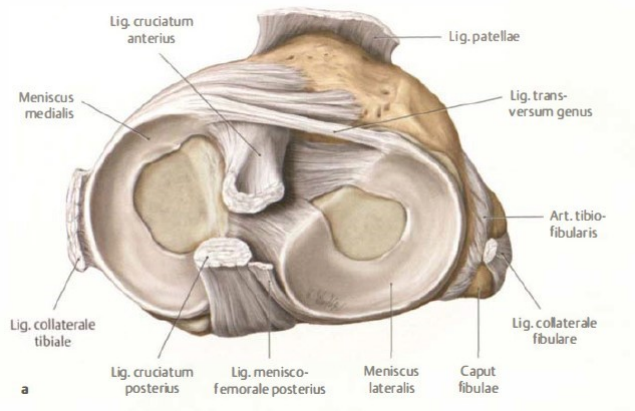


Abbildung 8: Knie im axial Schnitt mit Darstellung der Menisci (3)

In der histologischen Betrachtung bestehen die Menisci in den zentralen Zwei Dritteln aus Faserknorpel und im äußeren Drittel aus straffem BGW. Die kollagenen Fasern verlaufen im gesamten Meniskus zirkulär, wodurch bei Druck auf den Meniskus die Energie in Zugkräfte umgewandelt werden. Das periphere bindegewebige Drittel ist gut durchblutet. Die beiden zentralen faserknorpeligen Drittel sind hingegen nicht vaskularisiert und werden ausschließlich über die Synovia ernährt (3)(7). Daraus ergibt sich, dass Verletzungen in den zentralen Zwei Dritteln, kaum eine Heilungstendenz zeigen (Abbildung 9). (3)

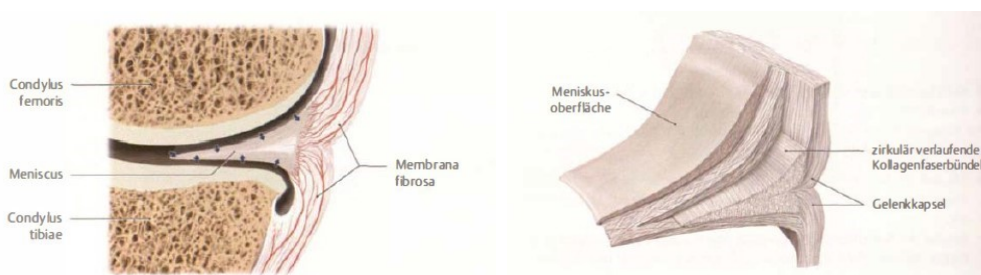


Abbildung 9: Querschnitt Meniskus mit Darstellung der Vaskularisierung und des Aufbaus (3)

Anhand der anatomischen Gegebenheiten lassen sich folgende Funktionen der Menisci ableiten:

- Schutz der Gelenksknorpel durch Verbesserung der Kraftverteilung zwischen Femur und Tibia (7) und Umwandlung von Druckkräften in Zugkräfte (3)
- Vertiefung der tibialen Gelenksfacetten (7)
- Unterstützung der Gelenkstabilität als sekundärer Stabilisator (12)

2.1.5. Tendinomuskuläre Strukturen

Da es sich beim Kniegelenk um ein zentrales Gelenk im Prozess des Gehens handelt und dieses zusätzlich zur reinen Beugung auch noch eine Drehbewegung zulässt, gibt es eine Vielzahl an Muskeln (in Summe 13 Muskeln), die das Gelenk aktiv bewegen und dynamisch stabilisieren (Tabelle 2, Abbildung 10).

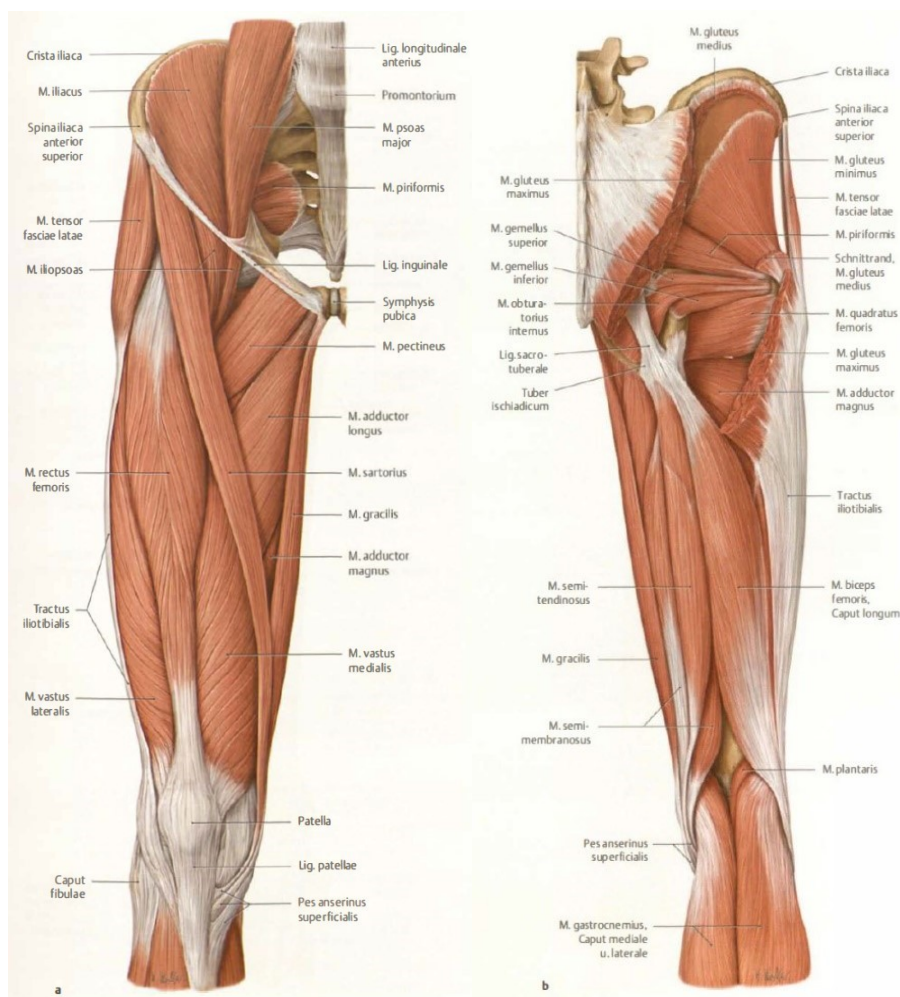


Abbildung 10: Muskulatur des Kniegelenks a. von ventral, b. von dorsal (3)

Tabelle 2: Liste der Muskeln die das Kniegelenk aktiv Bewegen und dynamisch Stabilisieren (3) (13)

Muskel	Ursprung	Ansatz	Funktion im Kniegelenk
Ventral			
M. sartorius	Spina iliaca ant. sup.	Pes anserinus superf.	mediale Stabilisation (13)
M. quadriceps femoris		Über Lig. patellae an Tuberositas tibiae	Extension, Stabilisierung der dorsalen Translation
M. rectus femoris	Spina iliaca ant. inf.		
M. vastus medialis	Labium med. der Linea aspera, Linea intertrochanterica	Über Retinaculum pat. am Cond. med. tib.	mediale Stabilisation (13)
M. vastus lateralis	Labium lat. der Linea aspera, Trochanter major	Über Retinaculum pat. Am Cond. lat. tib.	laterale Stabilisation
M. vastus intermedius	Vorderseite Femurschaft		
M. articularis genu	Vorderseite Femurschaft	Recessus suprapatellaris	Spannung der Gelenkscapsel
Dorsal			
M. biceps femoris	Caput longum: Tuber ischiadicum, Lig. sacrotuberale Caput breve: Labium lat. Linea aspera	Caput fibulae	Flexion, Außenrotation, Stabilisierung der ventralen Translation, laterale Stabilisation
M. semimembranosus	Tuber ischiadicum	Pes anserinus prof.	Flexion, Innenrotation, Stabilisierung der ventralen Translation, mediale Stabilisation (13)
M. semitendinosus	Tuber ischiadicum, Lig. sacrotuberale	Pes anserinus superf.	Flexion, Innenrotation,

			Stabilisierung der ventralen Translation, mediale Stabilisation (13)
M. popliteus	Condylus lat. fem.	Facies post. tibiae	Flexion, Innenrotation, posterolaterale Stabilisation
M. gastrocnemius	Caput med.: Epicond. med. fem. Caput lat.: Epicond. lat. fem.	Tuber calcanei	Flexion, Caput med.: mediale Stabilisation (13) Caput lat.: posterolaterale Stabilisation
M. plantaris	Epicond. lat. fem.	Tuber calcanei	Geringe Flexion
Adduktoren			
M. gracilis	R. inf. os pubis	Pes anserinus superf.	Flexion, Innenrotation, mediale Stabilisation (13)
Gesäßmuskulatur			
M. gluteus maximus	Facies dorsalis Os sacrum, Faces glutea Os ilium, Fascia thoracolumbalis, Lig. sacrotuberale	Tractus iliotibialis, Tuberositas glutea	Stabilisierung der Innenrotation über den Tractus iliotibialis (8)
M. tensor fasciae latae	Spina iliaca ant. sup.	Tractus iliotibialis	Stabilisierung der Innenrotation über den Tractus iliotibialis (8)

2.2. Arthrose des Kniegelenks



Abbildung 11: Gonarthrose im Röntgen, Quelle: <http://www.helios-kliniken.de/klinik/berlin-zehlendorf/abteilungen/orthopaedie-und-unfallchirurgie/kniechirurgie/arthrose-knie.html>

2.2.1. Definition

Arthrose

Unter „Arthrose“ versteht man eine degenerative Erkrankung der Gelenke, die verschiedene Ursachen haben kann, jedoch zumeist auf einem Missverhältnis zwischen Beanspruchung und Belastbarkeit der verschiedenen Gelenksanteile und Gewebe beruht. Im Zentrum der Arthrose steht die Knorpeldegeneration, bei der es unter anderem zu Einrissen der Oberfläche und zu Veränderungen der EZM kommt. (11) Zusätzlich zum Knorpel sind auch alle anderen Strukturen der Gelenke von der Degeneration betroffen, wie z.B. subchondraler Knochen, Synovialmembran, Gelenkkapsel, Bänder, Muskeln und Sehnen. Die Arthrose kann alle Gelenke im Körper betreffen und ist die häufigste Gelenkerkrankung.

Bei über 65-jährigen sind bis über 90% der Bevölkerung von Arthrose betroffen.
(14) (15)

Gonarthrose

Bei der Gonarthrose handelt es sich um eine Arthrose des Kniegelenks. Es findet eine progrediente Schädigung des Gelenksknorpels statt, die wiederum zu degenerativen Veränderungen des gesamten Kniegelenks führen. (16) (15)

2.2.2. Klassifikation/Ursachen

Die Klassifikation der Arthrose erfolgt im allgemeinen anhand ihrer Ursachen:

- Primäre/idiopathische Arthrose (14) (15)
 - Dabei gibt es keine eindeutige Ursache für die Arthrose in der Anamnese des/der PatientInnen.
 - Prädispositionsfaktoren für die Entwicklung einer primären Arthrose können sein:
 - Hohes Alter
 - Weibliches Geschlecht nach der Menopause
 - Es kann auch die Anzahl der betroffenen Gelenke unterschiedlich sein, da zu vermuten ist, dass ebenso genetische Faktoren die Neigung zur Arthroseentwicklung beeinflussen.
Unterschieden wird zwischen:
 - Lokalisierter Arthrose: es ist ein oder es sind maximal zwei Gelenke von Arthrose betroffen
 - Generalisierter Arthrose: es sind 3 oder mehrere Gelenke von Arthrose betroffen

- Sekundäre Arthrose (14) (15)
 - Hier findet man fassbare Ursachen, die für die Entstehung der Arthrose verantwortlich sind
 - Die sekundäre Arthrose unterteilt sich weiter in:

- Posttraumatisch: z.B. Fraktur mit Gelenksbeteiligung, chronische Instabilität nach Band- oder Meniskusläsion, traumatische Knorpelläsion
- Angeborene und erworbene Gelenkschäden: z.B. epiphysale Dysplasie, Achsabweichungen (Genu varum, Genu valgum), chronische Gelenksschäden durch Überbeanspruchung (z.B. Schwerarbeit, sportliche Belastung)
- Metabolische/endokrine Störungen: z.B. Hämochromatose, Diabetes mellitus, Hyperurikämie, Hypercholesterinämie
- Entzündliche Erkrankungen: z.B. rheumatoide Arthritis, bakterielle Arthritis
- Sonstige Ursachen: z.B. avaskuläre Knochennekrose, neuropathische Arthropathien aufgrund von gestörten Reflexbögen

2.2.3. Pathogenese

Damit der Gelenkknorpel seine typischen druckelastischen Eigenschaften gegenüber mechanischer Belastung aufrecht erhalten kann, muss sich der Gelenkknorpel kontinuierlich erneuern. Diese Erneuerung erfolgt durch eine ausgewogene Balance von knorpelabbauenden (katabolen) und knorpelaufbauenden (anabolen) Prozessen. Beim arthrotischen Kniegelenk kommt es jedoch zu einer Dysbalance zu Gunsten des katabolen Stoffwechsels. Es scheint so, dass Interleukin 1 (IL-1) und Tumornekrosefaktor- α (TNF- α) dabei eine entscheidende Rolle spielen. Diese beiden Faktoren bewirken zum einen eine verminderte Synthese von Kollagen und Proteoglykanen. Zum anderen stimulieren sie Chondrozyten und Zellen der Synovialmembran zur Produktion von proteolytischen Enzymen, wie Kollagenasen und Gelatinasen, die den Knorpel schädigen.

Auf der anderen Seite der Waage stehen die anabol wirkenden Wachstumsfaktoren (IGF, PDGF, TGF- β), die zum einen den Zellstoffwechsel anregen und zum anderen Entzündungsmediatoren antagonisieren. Leider nimmt

die Konzentration der anabol wirkenden Wachstumsfaktoren im Laufe des Lebens ab, wodurch die Arthrose im Alter begünstigt wird.

Kommt es nun zu einer Dysbalance, beginnt die strukturelle Schädigung als erstes beim Abbau von Kollagen II an der Knorpeloberfläche. Als Reaktion auf diesen Abbau synthetisieren die Chondrozyten vermehrt untypische Matrixkomponenten und es kommt zusätzlich zu einer Dedifferenzierung der Knorpelzellen. (15)

2.2.4. Formen der Gonarthrose

Abhängig von den befallenen Gelenkabschnitten, kann die Gonarthrose in folgende Formen unterteilt werden (15):

- Retropatellararthrose: es ist das patellofemorale Gelenk betroffen
- Mediale Gonarthrose: es ist das mediale Kompartiment betroffen
- Laterale Gonarthrose: es ist das laterale Kompartiment betroffen
- Pangonarthrose: es sind alle Gelenksanteile betroffen (patellofemorales Gelenk, mediales und laterales Kompartiment)

2.2.5. Einteilung

Die Einteilung der Arthrose in Schweregrade erfolgt primär über die Röntgendiagnostik, da diese für die Darstellung der Arthrose momentan noch als „Goldstandard“ gilt. Die Computertomografie spielt hingegen eine untergeordnete Rolle bei der Klassifizierung der Gonarthrose. (17)

Die erste Einteilung der Arthrose in Schweregrade wurde von Kellgren und Lawrence 1957 (18) (Abbildung 12) gemacht. Bis heute sind noch weitere Klassifikationen der Schweregrade entstanden, daher sollte man bei der Angabe von Arthrosegraden stets auch angeben, nach welcher Klassifikation die Arthrose eingestuft wurde. (17)

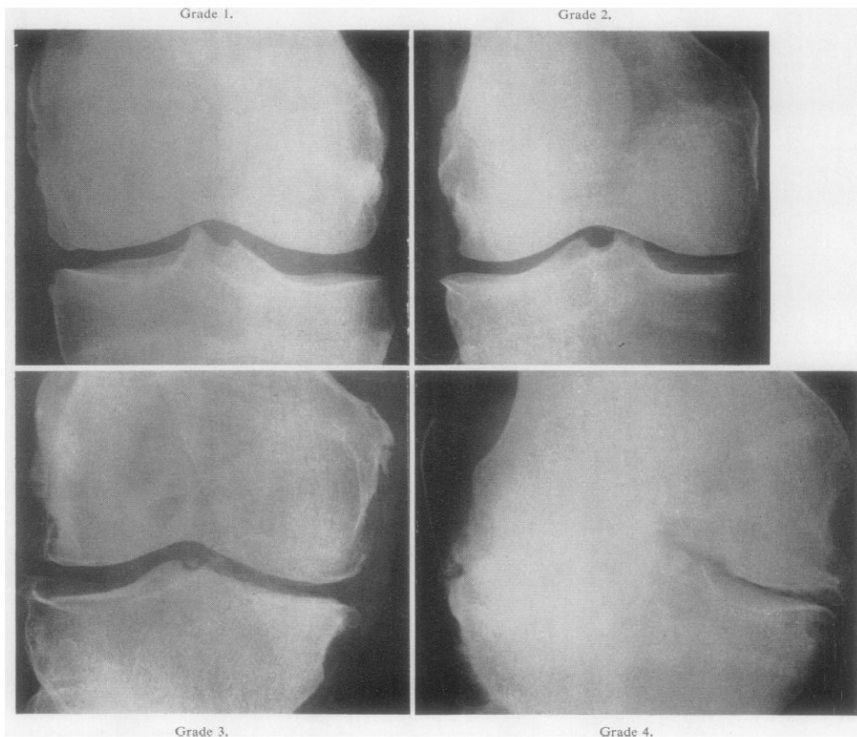


Abbildung 12: Arthrosegrade nach Kellgren und Lawrence (18)

In folgender Tabelle ist eine Auswahl etablierter Klassifikationen der Arthrose dargestellt (17):

Tabelle 3: Auswahl an häufig genutzten Klassifikationen der Gonarthrose (17)

Grad	0	I	II	III	IV
Kellgren-Lawrence (18)	Normalbefund	Fragliche Arthrosezeichen	Definitive Osteophyten, fragliche Verschmälerung des Gelenkspalts	Multiple Osteophyten, deutliche Verschmälerung des Gelenkspalts, Sklerose	Gelenkdestruktion
IKDC (19)	A Normalbefund	B Annähernd Normalbefund	C Deutliche Arthrosezeichen	D Schwere Arthrose	
Jäger-Wirth	Normalbefund	Initiale Gonarthrose mit angedeuteter Ausziehung der Eminentia	Mäßige Arthrose, Ausziehungen an der Tibia	Höhergradige Arthrose mit Verschmälerung des Gelenkspalts auf die Hälfte, Osteophyten	Gelenkdestruktion

2.2.6. Diagnostik

2.2.6.1. Klinik

Die Gonarthrose äußert sich klinisch durch belastungsabhängige Schmerzen, vor allem das Abwärtsgehen macht Probleme. Außerdem verspüren PatientInnen meist einen Anlaufschmerz. Die Schmerzen treten häufig intervallmäßig auf, um dann wiederum von einem schmerzfreien Intervall gefolgt zu werden. In fortgeschrittenen Stadien kommt es auch zu permanenten Ruhe- und Nachtschmerzen. Der Schmerz stellt das klare Hauptsymptom der Gonarthrose dar. Zusätzlich zu den Schmerzen, kann es im Zuge des Krankheitsverlaufs auch zu Steifigkeitsgefühlen, rezidivierenden Ergussbildungen bei „aktivierten Arthrose“ Zuständen, Muskelatrophien durch Entlastung des betroffenen Beins und auch zu Bewegungseinschränkungen kommen. Bei dieser Bewegungseinschränkung kommt es typischerweise zuerst zu einer Einschränkung der Flexion und erst später zur Einschränkung der Extension. Welche Symptome auftreten und wie schnell sich die Arthrose entwickelt, hängt von individuellen Faktoren ab, wie etwa vom biomechanischen Zustand des Kniegelenks, von psychologischen Verhältnissen der betroffenen Individuen, oder aber auch von Behandlungsmodalitäten. Wie aus der Literatur bekannt, ist generell eine langsame Verschlechterung der klinischen Symptomatik zu erwarten. (15) (20) (21) (22)

2.2.6.2. Klinische Untersuchung

In der klinischen Untersuchung zeigt sich häufig ein intraartikulärer Erguss und eine Weichteilschwellung. Befindet sich das Gelenk gerade in einer aktivierten Phase, kann es auch gerötet und überwärmt sein. Es besteht ein Druckschmerz über den betroffenen Gelenkanteilen, bei Valgusgonarthrose besteht ein Druckschmerz über dem lateralen Gelenkspalt, bei der Varusgonarthrose über dem medialen Gelenkspalt und bei der Pangoarthrose über beiden Gelenkspalten, sowie ein Anpress- und Verschiebeschmerz der Patella. In

fortgeschrittenen Stadien ist die „Range of Motion“ in der Flexion regelmäßig um 10 – 70° eingeschränkt und in der Extension um 5 – 20°. Die Bänder sind zumeist stabil. Häufig sind im Zuge der Arthrose auch die Menisci mit degeneriert, wodurch die Meniskustests positiv ausfallen können. Aufgrund der chronischen Überlastung und Reizung des Gelenks, kann in der Kniekehle eine Baker-Zyste vorhanden sein. (21) (22)

2.2.6.3. Röntgen

Das Röntgen stellt in der bildgebenden Diagnostik, wie oben bereits beschrieben, den Goldstandard dar. Im Röntgenbild lassen sich typische radiologische Arthrosezeichen erkennen, nach denen auch zumeist die Einteilung nach Schweregraden erfolgt (siehe 2.2.5). (15)

Zu den typischen radiologischen Arthrosezeichen zählen (15):

- **Gelenkspaltverschmälerung:** durch mechanisch und enzymatisch bedingten Verlust der Knorpelmasse
- **Subchondrale Sklerosierung:** durch eine erhöhte Kalksalzeinlagerung im subchondralen Knochen, aufgrund von verschlechterten Knorpeldämpfungseigenschaften
- **Osteophyten:** an den Rändern der Gelenksflächen kommt es zur Ausbildung knöcherner Ausziehungen, die auf fehlgesteuerte Reparationsleistungen der Chondrozyten zurück zu führen sind
- **Geröllzysten:** durch Läsionen im Knorpel und Mikrofrakturen im subchondralen Knochen kommt es zu einem Einstrom von Synovialflüssigkeit in den Knochen, wodurch sogenannte Geröllzysten entstehen. Diese Zysten führen wiederum zu einer nicht adäquaten Heilung der Mikrofrakturen.

Im Zuge der Arthrodiagnostik werden typischer weiße Röntgenaufnahmen in a.-p. (von Anterior nach Posterior gehender Strahlengang) und im seitlichen Strahlengang im Stehen, sowie eine Tangentialaufnahme der Patella in 30°

Beugung gemacht. Zusätzlich erfolgt häufig eine stehende Ganzbeinaufnahme, in der man die Beinachse in der Frontalebene beurteilen kann (siehe 2.1.2). Steht vor allem die femoropatellare Arthrose im Vordergrund der klinischen Symptomatik, können ergänzend noch weitere Patella-Défilée-Aufnahmen in 90° und 60° Flexion gemacht werden. (15)

2.2.6.4. Magnetresonanztomographie

Die Magnetresonanztomographie (MRT) hat im Vergleich zum Röntgen einen eher geringen Stellenwert in der Diagnostik der Arthrose. Es ermöglicht jedoch eine relativ genaue Beurteilung der Knorpel- und Meniskussituation, da sich im MRT auch Knorpel und bandhafte Strukturen darstellen lassen. Seine Bedeutung findet das MRT somit eher als Ergänzung zum konventionellen Röntgen in der Abschätzung, inwiefern gelenkserhaltende Maßnahme noch sinnvoll bzw. möglich sind, oder ob ein teilweiser oder totaler Gelenkersatz bereits notwendig ist. (17) (21)

2.2.7. Differentialdiagnosen

Als Differentialdiagnosen sollten zum einen auch Verletzungen und degenerative Veränderungen des Kapsel-Band-Apparates, sowie der Menisci in Betracht gezogen werden. Zum anderen können auch Krankheitsbilder mit Osteonekrosen, wie z.B. ein Morbus Ahlbäck, oder eine Osteochondrosis dissecans, als Ursache der klinischen Problematik vorliegen. Auch diverse entzündliche Prozesse können sich in der klinischen Symptomatik ähnlich zeigen und sollten differentialdiagnostisch niemals vergessen werden. Eine weitere differentialdiagnostische Alternative stellt noch die Hüfte mit ihren verschiedenen Erkrankungserscheinungen dar. So kann z.B. eine Coxarthrose zu Schmerzen im Knie führen, ohne, dass der/die PatientIn Probleme in der Hüfte angibt. (15) (21)

2.2.8. Therapie

Bei der Behandlung der Gonarthrose kann man grundsätzlich 2 verschiedene Ansätze der Therapie unterscheiden (23):

1. Konservative Therapie
2. Operative Therapie

Die Therapieentscheidung fällt abhängig vom Stadium der Arthrose. In frühen Erkrankungsstadien mit geringer Arthrose kommt fast ausschließlich die konservative Therapie zum Einsatz. Hingegen sind bei fortgeschrittenen Erkrankungsstadien der konservativen Therapie Grenzen gesetzt, die man zumeist nur mit operativen Maßnahmen überwinden kann. Trotz intensiver Bemühungen der wissenschaftlichen Forschung, gibt es zurzeit noch kein Behandlungskonzept, das den Prozess der Arthrose stoppt. Aus diesem Grund zielen alle therapeutischen Maßnahmen auf eine Verzögerung des degenerativen Prozesses ab, sowie auf eine Linderung der Beschwerden für die PatientInnen. Die EULAR (European League Against Rheumatism) hat 2005 die Therapieoptionen so festgelegt, dass als erste Maßnahme eine Anpassung des Lebenswandels der PatientInnen erfolgen soll. Zeit gleich oder anschließend sollte

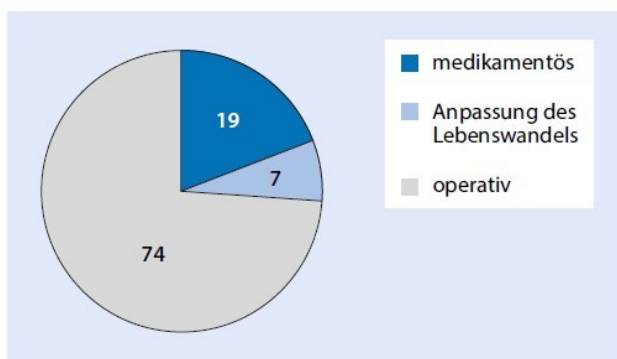


Abbildung 13: Prozentuale Verteilung der Therapien bei Arthrose (4)

mit einer konservativen und medikamentösen Therapie begonnen werden. Erst wenn diese Maßnahmen nicht erfolgreich sind, sollte eine operative Therapie erfolgen. Bei diesem Konzept ist der Lebenswandel sicher einer der wichtigsten Faktoren zur Behandlung der Arthrose, da bereits 1992 gezeigt werden konnte,

dass eine hohe Korrelation zwischen Körpergewicht und Arthrose besteht. So erhob Felson et al (24), dass bei Frauen eine Reduktion des BMI um 2 Punkte eine Reduktion des Arthroserisikos um 50% bewirkte. Betrachtet man die zuvor genannten Empfehlungen und Erkenntnisse, ist es umso erstaunlicher, dass statistische Erhebungen zeigten, dass nur 7% der Arthrose-PatientInnen eine

Umstellung ihres Lebensstils betreiben, 19% eine medikamentöse Therapie in Anspruch nehmen und 74% einer operativen Maßnahme zugeführt werden (Abbildung 13). (4) (15) (23)

2.2.8.1. Konservative Therapie

Wie zuvor erwähnt, sind die frühen Stadien der Arthrose das Einsatzgebiet der konservativen Therapie. Vor allem physikalische Maßnahmen, Schmerzmedikation und Kräftigung der knieumgreifenden Muskulatur haben einen sehr hohen Stellenwert in der konservativen Therapie, da sie zum einen ein sehr gutes Kosten-Nutzen-Verhältnis haben und zum anderen der/die PatientIn diese Maßnahmen in Eigenregie durchführen kann.

Zu den **physikalischen und physiotherapeutischen Maßnahmen** gehören unter anderem:

- Bewegungstherapie mit gezielter Stärkung der knieführenden Muskulatur
- Thermotherapie
- Elektrotherapie
- Ultraschallunterstützte Therapie
- Muskelstimulation
- Massagen
- Gewichtsreduktion

Neben den physikalisch/physiotherapeutischen Ansätzen spielt vor allem die **medikamentöse Therapie** die größte Rolle. An erster Stelle sind hier sicher die nichtsteroidalen Antiphlogistika (NSAR) zu erwähnen. Diese Klasse der Medikamente kann zum einen schnell Schmerzen nehmen und zum anderen hemmen sie auch die, auf das Gewebe destruirerend wirkenden, entzündlichen Prozesse im Kniegelenk. Neben den Antiphlogistika können auch rein schmerzlindernde Medikamente, wie z.B. Paracetamol, oder in späteren Stadien Opiate, zum Einsatz kommen. Die sogenannten „SADOA“ (Slow acting drugs in osteoarthritis) wirken als metabolische Substanzen für die Chondrozyten und können dadurch einerseits antiphlogistisch wirken und andererseits können die

mechanischen Eigenschaften des Knorpels und der Synovialflüssigkeit verbessert werden. Typische Vertreter dieser Gruppe sind: Hyaluronsäure, Glukosaminsulfat und Chondroitinsulfat. In der Literatur konnten Hinweise über die positive klinische Wirkung dieser Substanzen auf die PatientInnen gefunden werden. So zeigte Shimizu et al (25), in einer randomisierten, prospektiven Studie mit 51 PatientInnen, dass eine Infiltration mit Hyaluronsäure (HA), nach 5 Wochen zu einer signifikant erhöhten Konzentration von HA und zu einer signifikant verminderten Konzentration des katabol wirkenden MMP9 (Matrix Metalloproteinase 9) führte. Weiters zeigte sich auch eine signifikante Verbesserung der Schmerzen nach 6 Monaten. Jedoch konnte noch keine Verbesserung auf den Langzeitverlauf gezeigt werden. (26) (27) Ebenfalls in die Klasse der medikamentösen Therapie fallen Glukokortikoide, die als Gelenksinfiltration eine antiinflammatorische Wirkung im Gelenk besitzen und daher bei entzündlichen und degenerativen Erkrankungen eingesetzt werden können. Obwohl die medikamentösen Topika in der Fachliteratur momentan einen umstrittenen Stellenwert besitzen, finden sie bei den AnwenderInnen eine relativ große Akzeptanz.

Eine weitere Therapiemöglichkeit stellen die **orthopädischen Hilfsmittel**, wie z.B. Gehstock, Pufferabsätze, Knieorthesen, dar, die als zusätzliches Hilfsmittel zu den bereits erwähnten Therapieoptionen gut und einfach ergänzt werden können.

Weitere mögliche Maßnahmen gegen die Arthrose können auch komplementärmedizinische Ansätze, wie z.B. die Akupunktur sein, oder aber auch Magnetfeldtherapie, Sauerstofftherapie und Stoßwellentherapie, können in Betracht gezogen werden. (15) (23) (28)

2.2.8.2. Operative Therapie

Die operativen Therapien lassen sich entsprechend ihres Therapieziels noch einmal unterteilen in:

- Gelenkerhaltende operative Therapie
- Gelenkopfernde/Gelenkersetzende Therapie
- Gelenkversteifende Therapie

Gelenkerhaltende operative Therapie

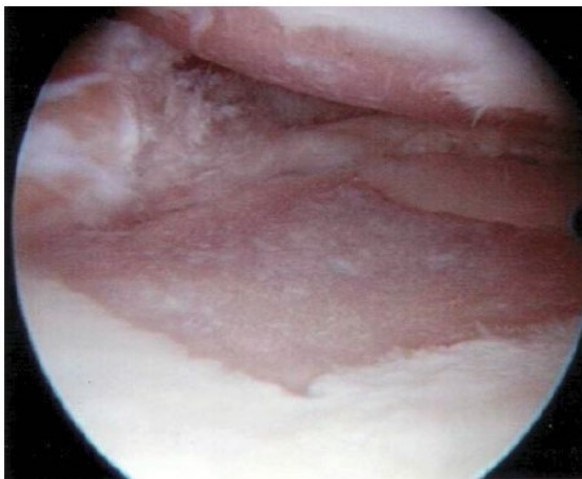


Abbildung 14: Arthroskopisches Bild eines Knorpeldefekts Grad IV vorgesehen zur Anbohrung nach Pridie (23)

Können durch die konservative Therapie keine weiteren Erfolge erzielt werden, so kann bei mäßig fortgeschrittenen Arthrosen auch eine gelenkerhaltende operative Therapie zum Einsatz kommen. Einer der häufigsten Eingriffe ist hier die **arthroskopische Gelenkspülung**, bei der versucht wird, angesammelten Zelldetritus und Entzündungsmediatoren aus dem Gelenk zu spülen und dadurch die

Entzündungsreaktion im Gelenk zu reduzieren. Häufig wird die arthroskopische Gelenkspülung gleich mit einem **arthroskopischen Gelenksdébridement** kombiniert. Hierbei wird zusätzlich zur Spülung auch der Gelenkknorpel geglättet und eine partielle Osteophytenabtragung gemacht. Werden einzelne Areale mit einer fortgeschrittenen Chondromalazie prä- bzw. intraoperativ entdeckt, so können diese mittels verschiedener Techniken behandelt werden. Zu diesen Techniken zählen unter anderem, die **Mikrofrakturierung** (29), die **subchondrale Bohrung** nach Pridie (Abbildung 14), die **autologe Chondrozytentransplantation** (ACT) und das **osteochondrale autologe Transfersystem** (OATS). In Studien konnte bereits der positive Effekt dieser Methoden dargelegt werden. Hierbei hat sich auch gezeigt, dass vor allem junge

PatientInnen von diesen Therapieansätzen profitieren. (30) Bei fortgeschrittenen Gonarthrosen haben systematische Reviews (Thorlund et al (31) und Brignardello-Petersen et al (32)) kurzfristig einen geringen Benefit der Arthroskopie gegenüber konservativen Therapien gezeigt, jedoch zeigte sich schon nach zwei Jahren kein Unterschied zwischen den einzelnen Therapieformen. (31) (32)

Sollten Meniskusläsionen vorliegen, können diese auch im Zuge der arthroskopischen Behandlung mit versorgt werden. Die Arbeitsgruppe des „ESSKA (European Society for Sports Traumatology, Knee Surgery and Arthroscopy) Meniscus Consensus Project“ gab 2016 die Empfehlung, dass die arthroskopische Therapie von degenerativen Meniskusläsionen erst nach ausgeschöpfter konservativer Therapie erfolgen sollte. (33)

Eine weitere wichtige operative, gelenkserhaltende Methode ist die Umstellungsosteotomie. Bei dieser Therapieoption liegt das Grundprinzip darin, dass man bei einer asymmetrischen Arthrose mit Varus- oder Valgusfehlstellung, eine Verlagerung der Belastung des Kniegelenks von der überlasteten zur weniger belasteten Seite bewirkt. Bei der Indikationsstellung sollte man darauf achten, dass nur ein Kompartiment klinisch und radiologisch betroffen ist, eine stabile Bandsituation gegeben ist, die Meniskuszeichen negativ sind, die Beschwerden nur bei Belastung auftreten, eine Flexion von 110° nicht unterschritten und ein Extensionsdefizit von 10° nicht überschritten werden sollte, sowie eine radiologisch nachweisbare Achsenfehlstellung vorliegt. In der Literatur zeigen sich nach 10 Jahren Follow-Up Zeit Überlebensraten der HTO, in Abhängigkeit der Operationstechnik, von bis zu 91,6% (34). Die Umstellungsosteotomie kann auf Seiten des Femur und auf Seiten der Tibia mittels „open wedge Technik“ oder „closed wedge Technik“ erfolgen (Abbildung 15). (4) (15) (23) (28)

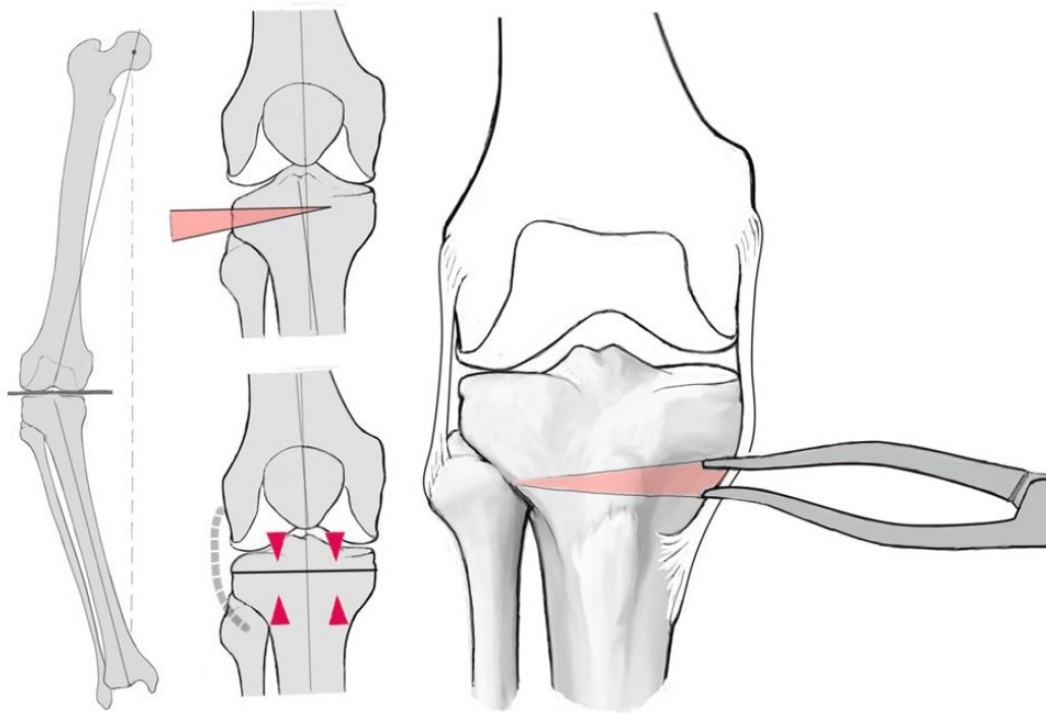


Abbildung 15: Schema einer "closed wedge" (links) und einer "open wedge" (rechts) Osteotomie (4)

Gelenkersetzende Therapie

Kommt es trotz konservativer und gelenkserhaltender operativer Therapie zum Fortschreiten der Arthrose mit entsprechendem klinischen und radiologischen Korrelat, ist der nächstmögliche Therapieschritt die Implantation eines Gelenkersatzes, auch Endoprothese genannt. Beim Gelenkersatz werden die artikulierenden Gelenksanteile durch metallische und kunststoffartige Implantate ersetzt. Da es sich beim Kniegelenk um ein trikompartimentelles Gelenk handelt, hängt die Art der endoprothetische Versorgung neben der lokalen Bandsituation auch von den betroffenen Gelenkkompartimenten ab. Folgende Knieprothesentypen können grob unterschieden werden (15) (23):

- Unikompartimentelle Endoprothese
- Bikompartimentelle Endoprothese
- Trikompartimentelle Endoprothese
- Gekoppelte (Teilgekoppelte) Endoprothese (15) (23)

Im Kapitel 2.3 wird das Thema Endoprothetik des Kniegelenks noch genauer erörtert.

Gelenkversteifende Therapie

Unter dem Begriff Arthrodesese versteht man die Versteifung eines Gelenks. Die Arthrodesese stellt in der heutigen Zeit, der ausgereiften Endoprothetik, nur mehr eine eher seltene Therapieform dar. Indikationen für eine primäre Arthrodesese sind lediglich eine unkontrollierbare Infektion, oder bei einem lähmungsbedingten



Abbildung 16: Postoperatives Röntgenbild nach Einsetzen eines Kniearthrodesenimplantats (KAI) (4)

muskelsuffizienten Kniegelenk gegeben. Etwas häufiger wird die Indikation für sekundäre Arthrodesesen nach schweren Protheseninfektionen mit irreparabel zerstörtem Weichgewebe, starkem Knochenverlust und funktionellen Defiziten gestellt.

Zur Fixierung der Arthrodesese kann ein Fixateur externe, ein Doppelplattenosteosynthese oder ein Arthrodesesstab (Abbildung 16) verwendet werden.

Bei der Anlage der Arthrodesese sollte darauf geachtet werden, dass die Beinachse auf $5 - 7^\circ$ Valgus eingestellt ist. Das Knie sollte $10 - 15^\circ$ flektiert sein und das gesamte Bein sollte um 2 cm

im Vergleich zur Gegenseite verkürzt sein, damit ein Durchschwingen möglich ist. (4) (15)

2.3. Endoprothetik des Kniegelenks

2.3.1. Epidemiologie

Bereits 1986 wurde von Peyron nachgewiesen, dass mehr als 50% der Bevölkerung über 65 Jahren und älter im Röntgen bereits Zeichen einer Arthrose des Kniegelenks aufweisen (15). 10 – 13% der männlichen und weiblichen Bevölkerung mit einem Alter von über 65 Jahren leiden an einer symptomatischen Arthrose des Kniegelenks (35). Betrachtet man nun die Tatsache, dass der Anteil der Bevölkerung, der älter als 65 Jahre ist, stetig zunimmt, ist zu erwarten, dass das klinische Bild der Gonarthrose und der dadurch resultierenden endoprothetischen Behandlungen über längere Sicht erheblich zunehmen wird. 2012 wurden laut MVmed Statistik bereits fast 160.000 Knieendoprothesen in Deutschland implantiert. Während in früheren Zeiten Schmerz und Behinderung die Hauptkriterien für Knieendoprothesen waren, sind es in der heutigen Zeit die Einschränkungen der Lebensqualität, wodurch die Kniearthroplastik zu einer Lifestyleoperation wurde. (4) (15)

2.3.2. Indikationen

Eine gelenkersetzende Operation ist dann indiziert, wenn durch die konservative und gelenkerhaltende operative Therapie keine ausreichende Linderung der klinischen Symptomatik erreicht werden kann. Zeichen für eine endoprothetische Versorgung des Kniegelenks liegen dann vor, wenn PatientInnen über eine deutliche Reduktion der Gehstrecke, sowie über permanente Ruhe- und Nachtschmerzen klagen. (4) (15)

2.3.3. Kontraindikationen

Absolute Kontraindikationen für eine Kniearthroplastik sind aufgrund der technischen Fortschritte selten vorhanden. Mögliche Kontraindikationen können unter anderem ein akuter oder chronischer Infekt des Kniegelenks, eine ungenügende Muskelführung, z.B. aufgrund von neurologischen Erkrankungen und nicht sanierbare Hautveränderungen sein. (15) (36)

2.3.4. Arten der Knieprothese

Abhängig von der lokalen Bandstabilität und der betroffenen Gelenkkompartimente, gibt es in der Knieendoprothetik unterschiedliche Typen von Knieprothesen, die den entsprechenden lokalen Bedingungen bestmöglich entgegenkommen. Im Folgenden wird kurz auf die einzelnen Prothesenarten eingegangen.

2.3.4.1. Unikompartimentelle Endoprothese

Die unikompartimentellen Endoprothesen ersetzen die Gelenkskomponenten eines Kompartimentes. Einsatzgebiete für diese Art der Prothesen sind somit isolierte Arthrosen des medialen oder lateralen Kompartiments, oder des patellofemorale Gleitlagers.



Abbildung 17: Unikompartimentelle Endoprothese ACS © Uni von Implantcast Quelle: <https://www.implantcast.de/de/fuer-aerzte/produkte/standard-tumorprothetik/knieendoprothetik/primaerendoprothetik-knie/acsr-uni/>

Die Indikation für eine unikompartimentelle Endoprothese wird dann gestellt, wenn klinisch und radiologisch nur ein Gelenkkompartiment arthrotisch verändert ist und



Abbildung 18: Patellofemorale unikompartimentelle Endoprothese: PFJ von DePuy (4)

die anderen weitestgehend arthrosefrei sind, bzw. bei unikompartimenteller Osteonekrose. Klinisch sollte keine Extensionskontraktur von über 5° vorliegen und eine Flexion von über 90° sollte gegeben sein. Die Achsfehlstellungen sollten nicht mehr als 10° betragen. Idealerweise sollten die PatientInnen älter als 60 Jahre alt sein und weniger als 82 kg wiegen. Außerdem muss auch eine stabile Bandsituation vorliegen. (37) (38) In den meisten Fällen kann jedoch die definitive Entscheidung, ob man eine unikompartimentelle oder

eine bikompartimentelle Endoprothese wählt, erst intraoperativ anhand des lokalen Befundes fallen.

Relative Kontraindikationen stellen eine Kapsel-Band-Insuffizienz, eine ausgeprägte Osteoporose, neuropathische Gelenkserkrankungen und eine rheumatoide Arthritis dar. (4) (15) (36)

2.3.4.2. Bi-/trikompartimentelle Knieendoprothesen



Abbildung 20: Bikompartimentelle Prothese des medialen und lateralen Kompartiments: ACS © MB von Implantcast
Quelle: <https://www.implantcast.de/de/fuer-aerzte/produkte/standard-tumorprothetik/knieendoprothetik/primaere-ndoprothetik-knie/acsr-mb/>

Bei den bi- und trikompartimentellen Knieendoprothesen (auch Knie totalendoprothesen genannt) werden zwei oder drei Kompartimente mit künstlichen Gelenkkomponenten ersetzt. Am häufigsten kommt der Ersatz des medialen und lateralen Kompartiments (bikompartimentelle Endoprothese) vor (Abbildung 20). Ob ergänzend zu diesen zwei Kompartimenten auch ein Patellarückflächenersatz (trikompartimentelle Endoprothese) stattfinden soll, wird in der Literatur noch kontrovers diskutiert. Aus momentaner Sicht, gibt es noch keine klare Antwort darauf, ob immer ein

Patellarückflächenersatz gemacht werden soll. Es gibt lediglich Faktoren, die eher für oder eher gegen einen Patellarückflächenersatz sprechen (39). So sprechen z.B. die höhere Zufriedenheit und geringeren anterioren Knieschmerzen für den Patellarückflächenersatz. Gegen den Patellarückflächenersatz sprechen hingegen z.B. zusätzliche Lockerungsmöglichkeiten, zusätzlicher Polyethylenabrieb und Abnahme der PatientInnenzufriedenheit im zeitlichen Verlauf. (4) (39)

Da bei den gängigen bikompartimentellen Knieprothesen, mit Ersatz des medialen und lateralen Kompartiments, das vordere Kreuzband meistens entfernt werden muss, wobei dieses aber aus biomechanischer (mechanische Stabilisierung) und neurophysiologischer (Propriozeptivität und Reflexbögen) Sicht wichtige Funktionen hat, wurde auch noch eine andere Art von bikompartimentellen Prothesen entwickelt. Bei dieser Art, wurden ein Schlitten, für das mediale oder laterale Kompartiment, mit einem



Abbildung 19: Bikompartimentelle Prothese des medialen Kompartiments und des patellofemorales Gelenks (4)

femoropatellaren Gelenkersatz kombiniert (Abbildung 19). Aufgrund der relativ hohen technischen Anforderungen in Bezug auf die Operationstechnik und auch wegen anderer Nachteile, wie z.B. einer relativ hohen Rate an PatientInnen mit persistierenden vorderen Knieschmerzen, oder aber auch die teils unzufriedenstellende Relation zwischen medio-lateralem Durchmesser und antero-posteriorem Durchmesser der Prothesen-Systeme, wird diese Prothesenart nur noch selten eingesetzt. (4) (15)

Bei den Totalendoprothesen können, Prothesensysteme mit fixiertem (**fixed bearing**) und mobilem (**mobile bearing**) Gleitlager (Polyethyleninlay) unterschieden werden. Prothesen mit „mobile bearing“ sollten eine verbesserte Konformität der Gleitpartner bei guter Beweglichkeit und geringer Polyethylenbelastung bewirken. In Langzeitstudien konnte jedoch kein signifikanter Unterschied, weder in der Funktion, noch in der Überlebensrate, zwischen diesen beiden Typen gezeigt werden (40). (4) (15)

Bei den bi- und trikompartimentellen Knieendoprothesen wird die Gelenkführung durch den Kapsel-Band-Apparat gewährleistet. Aus diesem Grund ist ein intakter Kapsel-Band-Apparat eine zwingende Voraussetzung für diese Prothesenarten. Weitere Varianten gibt es noch bezüglich der Erhaltung der Kreuzbänder. Während das vordere Kreuzband in den meisten Fällen entfernt wird, gibt es für das hintere Kreuzband zwei Möglichkeiten. Zum einen kann das hintere Kreuzband erhalten bleiben (**kreuzbanderhaltenden Knieendoprothesen**) und zum anderen kann es auch entfernt werden, wodurch eine **kreuzbandersetzende Knieprothese** (posterior stabilized) zum Einsatz kommt. Beide Varianten haben unterschiedliche Vor- und Nachteile (Tabelle 4), die nach individuellen Maßstäben abgewogen werden müssen. (4) (7) (15)

Tabelle 4: Ausgewählte Vor - und Nachteile im Vergleich zwischen kreuzbanderhaltender und kreuzbandersetzender Knieprothese (4) (7) (28)

Prothesentyp	Vorteile	Nachteile
Kreuzbanderhalten de Knieprothese	<ul style="list-style-type: none"> • Weniger Knochenverlust • Erhaltung der Propriozeptivität • Bessere Flexion • Physiologische Kinematik, durch femorales „Roll-Back“ 	<ul style="list-style-type: none"> • Höherer operativer Anspruch durch sorgfältige Weichteilbalancierung • Bei Tibiaresektion wird meistens das PCL mitgeschwächt
Kreuzbandersetzen de Knieprothese	<ul style="list-style-type: none"> • Technisch leichter durchzuführen • Einheitlichere Flexions-Kinematik 	<ul style="list-style-type: none"> • Inlay-Bruchgefahr ist erhöht • Geringere Flexion • Größere Knochenentfernung bei Operation • Erhöhte Gefahr des Impingements und der Luxation

Hinsichtlich der Verankerung der Prothesen, hat sich die zementierte Verankerung als „Goldstandart“ durchgesetzt. Im Vergleich zur zementfreien Verankerung zeigt sie unter anderem eine vollbelastbare Primärstabilität und eine bessere Druckverteilung an den femoralen Schrägschnitten. Außerdem ermöglicht sie eine Infektionsprophylaxe durch Antibiotikazusätz. (4) (15)

Kontraindikationen für die ungekoppelten Knieendoprothesen sind eine hochgradige Insuffizienz des Kapsel-Band-Apparates, eine Beinachsenfehlstellung von über 20° in der Frontalebene, eine Insuffizienz des Streckapparates, ein hochgradiges Genu recurvatum, sowie eine neuromuskuläre Gelenksinstabilität. (15)

2.3.4.3. Gekoppelte Knieendoprothesen

Kann das arthrotische Knie nicht mehr durch den eigenen Kapsel-Band-Apparat stabilisiert werden, oder liegen ausgedehnte Knochen- und Weichteildefekte vor, kommen sogenannte gekoppelte (constraint) bzw. teilgekoppelte (semiconstraint)

Totalendoprothesen zum Einsatz. Dabei wird die Stabilisation in der Frontal- und Sagittalebene von der Prothese übernommen. Diese Stabilisation erfolgt bei der teilgekoppelten Prothese mittels eines Polyethylenzapfens und bei der gekoppelten Prothese (Abbildung 21) sind Tibia- und Femurkomponente direkt miteinander verbunden. Neuere Modelle der gekoppelten Prothesen ermöglichen auch schon Rotationsbewegungen, wodurch die Funktionalität immer besser wird. Da diese Art von Prothesen auch die Kräfte der Stabilisation aufnehmen müssen, haben sie den Nachteil, dass sie selbst unter größerer Belastung stehen und auch größere Belastungen auf die Grenzschichten zwischen Prothese, Zement und Knochen übertragen. Um dem entgegen zu wirken, müssen die Prothesen mit längeren Schäften implantiert werden. Indikation für die Implantation einer gekoppelten bzw. teilgekoppelten Prothese sind, wie oben bereits erwähnt, ein insuffizienter Kapsel-Band-Apparat, ausgedehnte Knochen- und Weichteildefekte, aber auch hochgradige Achsenfehlstellungen, sowie ein insuffizienter Streckapparat und Rotationsfehlstellungen zwischen Tibia und Femur. In der Primärversorgung finden die gekoppelten Prothesen kaum Einsatz, jedoch werden sie aufgrund der steigenden Zahl an endoprothetischen Revisionen immer häufiger zur Sekundärversorgung benötigt. (4) (15) (28)

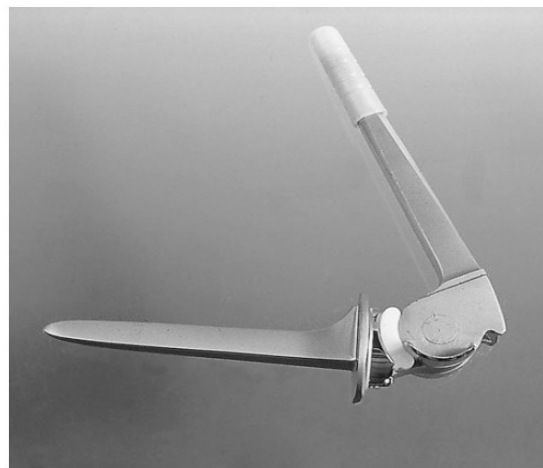


Abbildung 21: links Röntgen einer gekoppelten Knieendoprothese; rechts Bild einer gekoppelten Rotationsknieendoprothese (4)

2.3.5. Generelle Technik der Knie totalendoprothesen-Implantation

Bei der Implantation einer Knie totalendoprothese ist es von großer Bedeutung, dass die neuen Gelenkskomponenten entsprechend der anatomischen und biomechanischen Anforderungen des Kniegelenks implantiert werden. Aus diesem Grund müssen bei der Ausrichtung der tibialen und der femoralen Komponente die im folgenden erwähnten Aspekte beachtet werden. (4)

2.3.5.1. Ausrichtung der tibialen Komponenten

Gleich zu Beginn muss entschieden werden, mit welchem Ausrichtungssystem gearbeitet werden soll.

Für die Tibia stehen **intra- und extramedulläre Ausrichtungssysteme** zur Verfügung. Bei der Tibia wird in den meisten Fällen eine extramedulläre Ausrichtung (Abbildung 22) gemacht, da diese gleich gute Ergebnisse wie die intramedulläre Ausrichtung erzielt, jedoch weniger traumatisch ist. Über das extramedulläre Ausrichtungssystem lässt sich die Ausrichtung folgender Parameter erzielen (4):

- Varus/Valgus-Ausrichtung: die Ausrichtung in der Frontalebene kann entweder in 90° zur mechanischen Tibiaachse erfolgen, oder entsprechend der Anatomie, ca. 3° varisch, von lateral nach medial abfallend
- Posterior Slope: die Schnittfläche soll in der Sagittalebene von ventral nach dorsal ca. 5° ($3 - 10^\circ$) abfallen
- Tibiale Rotation: die Ausrichtung der Rotation wird parallel zur Verbindungslinie zwischen dem Ansatz des hinteren Kreuzbandes und dem Übergang des medialen Drittels der Tuberositas tibiae, zu den zwei lateralen Dritteln eingestellt



Abbildung 22: Extramedulläre Tibiaausrichtung (4)

- Resektionshöhe: Die Resektionshöhe wird so ausgewählt, dass sie mindestens der Dicke des dünnsten Tibiaimplantats entspricht (meist 9 oder 10 mm)
- Größenwahl der tibialen Komponenten: hierbei ist eine größtmögliche kortikale Abdeckung zu erzielen, ohne dabei einen medialen Überhang zu erzeugen

2.3.5.2. Ausrichtung der femoralen Komponente

Gleich wie bei der Tibia, stehen auch für die Ausrichtung der femoralen Komponenten intra- und extramedulläre Ausrichtungssysteme zur Verfügung. Da sich beim Femur die extramedullären Ausrichtungssysteme nur schwer exakt einstellen lassen, werden hier standardmäßig intramedulläre Ausrichtungssysteme verwendet. Bei der femoralen Ausrichtung müssen folgende Parameter beachtet werden (4):

- Varus/Valgus-Ausrichtung: analog zur Ausrichtung der Tibia in der Frontalebene, kann auch beim Femur die Ausrichtung entweder in 90° zur mechanischen Achse des Femurs erfolgen, oder 3° von lateral nach medial zur anatomischen Achse abfallend
- Dicke der distalen Resektion: bei der „Femur-first“ Methode wird die distale Resektion, durch die Dicke des Implantats (9 – 10 mm) bestimmt. Bei der „Tibia-first“ Methode wird die Dicke der Knochenresektion von der Höhe des Beugespaltes bestimmt
- Flexion/Extension: die Flexion sollte ca. 5° zur mechanischen Achse betragen
- Rotation: die Einstellung der Rotation erfolgt bei der „Tibia-first“ Methode über die „Balanced-gap“-Technik, über die Bandspannung in Beugung. Bei der „Femur-first“ Methode kann die Rotation anhand von anatomischen Landmarken (z.B. Transepikondyläre Achse) eingestellt werden
- Größenwahl der femoralen Komponente: die Größe der femoralen Komponente wird mittels der antero-posterioren Dimension gemessen

2.3.5.3. Operationstechnik

Zugang

Es erfolgt ein medianer Hautschnitt über dem proximalen Patellapol beginnend, bis ca. 2cm unter die Tuberositas tibiae. Die Arthrotomie erfolgt meist medial parapatellar. Danach wird die Patella nach lateral geflippt und das vordere Kreuzband, sowie die Menisci reseziert. (21) (36)

Zurichtung

Bei der Zurichtung der einzelnen Gelenkskomponenten werden zwei Methoden unterschieden. Zum einen gibt es die „**Femur-first**“ **Technik**, bei der das Femur zuerst zugerichtet wird und zum anderen gibt es die „**Tibia-first**“ **Technik**, bei der die Tibia zuerst zugerichtet wird. (4)

Das Grundprinzip der „Femur-first“ Technik ist, dass die Knochenschnitte unabhängig voneinander (Femur und Tibia) und unabhängig von der Bandspannung, unter Orientierung an anatomischen Landmarken erfolgen. Das Resektionsausmaß wird von der Implantatdicke bestimmt. (4)

Die „Tibia-first“ Technik folgt dem Grundprinzip, dass die Knochenschnitte abhängig voneinander (Tibia-Schnitt bestimmt Femur-Schnitt) und abhängig von der Bandspannung in 90° Beugung erfolgen. Das Resektionsausmaß bestimmt sich aus dem Gelenkspalt in Beugung. Bei der Tibia-first Methode können noch einmal zwei Untertechniken unterschieden werden: „Flexion gap first“ und „Extension gap first“. (4)

Tabelle 5: Vor- und Nachteile der "Femur-first" und der "Tibia-first" Technik im Vergleich (4)

Technik	Vorteile	Nachteile
Femur-first	<ul style="list-style-type: none"> • Geringe Anzahl an Schnitten • Orientierung anhand anatomischer Landmarken • Anhand der bestehenden Knochenschnitte ist für das „ligament balancing“ eine Zielgröße gegeben • Fehlermöglichkeiten der „Tibial-first“ Technik werden vermieden 	<ul style="list-style-type: none"> • Nicht immer ist die Ausrichtung der Rotation anhand der Landmarken eindeutig • Überresektion des distalen Femurs, wenn medialer Femurkondylus stark abgerieben ist
Tibia-first	<ul style="list-style-type: none"> • Stets gleicher Beuge- und Streckspalt • Ligament-Release nur selten notwendig 	<ul style="list-style-type: none"> • Mögliche Fehler beim Tibiaschnitt können auf die femorale Ausrichtung übertragen werden • Anhebung der Gelenklinie • Bei zu geringer tibialer Resektion, Entstehung einer „Mid-flexion“-Instabilität

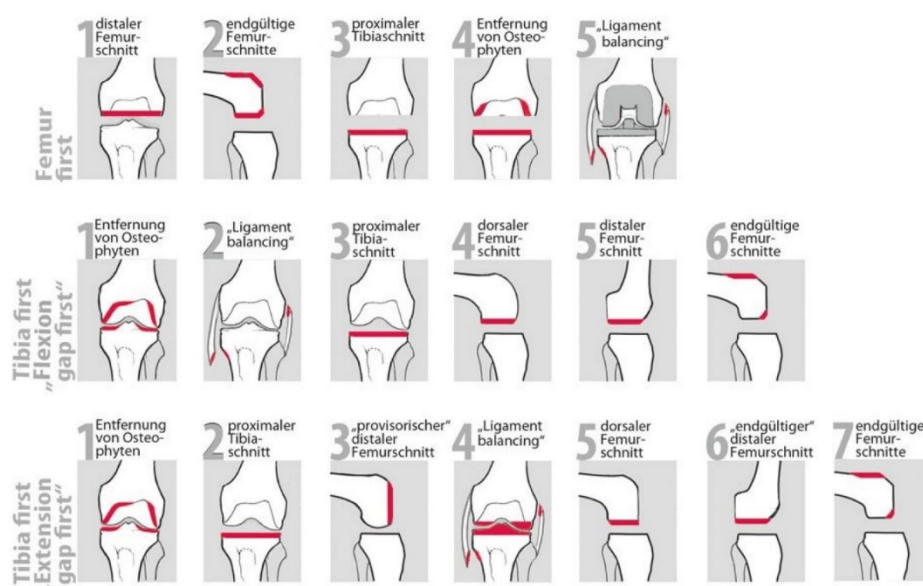


Abbildung 23: Darstellung der Schnittabfolgen der verschiedenen Techniken (4)

Zurichtung bei „Femur-first“ Technik (Abbildung 23)

Nachdem das intramedulläre Ausrichtungssystem eingebracht wurde, wird zuerst der distale Femurschnitt durchgeführt. Weiter geht es mit der Einstellung der femoralen Rotation anhand der anatomischen Landmarken. Sobald die Rotation bestimmt ist, werden alle weiteren Schnitte am Femur (Abfolge: posterior, anterior, posteriorer Schrägschnitt, anteriorer Schrägschnitt) durchgeführt. Danach wird der tibiale Schnitt und die Bandbalanzierung in Beugung und Streckung gemacht. (4)

Zurichtung bei „Tibia-first“ und „Flexion-gap-first“ (Abbildung 23)

Nach Anlegen des extramedullären Ausrichtungssystems, wird mit dem Tibiaschnitt begonnen. Danach erfolgt die Bandbalanzierung und die Einstellung der femoralen Rotation anhand der Bandspannung in Beugung. Am Femur wird als erstes der posteriore Schnitt gemacht. Der Beugespalt wird nun auf den Streckspalt übertragen und mit dem distalen Schnitt fixiert. Abschließend werden alle weiteren Femurschnitte gemacht (Reihenfolge wie bei „Femur-first“). (4)

Zurichtung bei „Tibia-first“ und „Extension-gap-first“ (Abbildung 23)

Die „Extension-gap-first“ funktioniert grundsätzlich gleich, nur dass vor der Bandbalanzierung ein vorläufiger distaler Femurschnitt gemacht wird. (4)

Zurichtung der Patella

Zuerst wird die Patella peripatellär synovektomiert und peripatelläre Osteophyten werden reseziert. Danach erfolgt eine peripatellare Denervation mittels Elektrokauter. Bei Patellarrückflächenersatz, wird eine sparsame plane Osteotomie gemacht. Wird kein Rückflächenersatz gemacht, kann die Patella zur Dekompression auch angebohrt werden. Falls notwendig kann die Patellarrückfläche noch im Zuge einer Patelloplastik angepasst werden. (4) (36)

Probekomponenten und Weichteilbalanzierung

Einsetzen der Probekomponenten und des Probeinlays. Danach wird die Beweglichkeit, Stabilität und die Patellaführung getestet. Falls notwendig kann noch eine weitere Weichteilbalanzierung erfolgen. (36)

Implantation

Durchführung einer ausgiebigen Jet-Lavage des gesamten Gelenks mit anschließender Trocknung. Danach wird zuerst die Tibia-Komponente einzementiert und die Zementreste werden entfernt. Anschließend erfolgt das Einzementieren der Femur-Komponente und der Patella mit Zementrestentfernung. Daraufhin lässt man den Zement in Streckstellung des Beins aushärten. Abschließend wird noch das Originalinlay eingebracht. (36)

Wundverschluss

Öffnen der Blutsperrle mit anschließender Blutstillung und Spülung. Danach ist das Einlegen einer Redon-Drainage möglich. Abschließend wird die Wunde schichtweise verschlossen. (36)

2.3.6. Komplikationen

Da es sich bei der Kniegelenksarthroplastik um eine große Operationen handelt, die eine gute Kenntnis über die Anatomie und die Biomechanik des Kniegelenks voraussetzt und ebenso ein großes operatives Können benötigt, ist es leicht zu verstehen, dass es zu einer Vielzahl an Komplikationen kommen kann. Folgende Liste gibt nur einen Auszug der möglichen Komplikationen und versucht dem Leser nur ein Gefühl für diesen Bereich zu geben (4):

- Aseptische Prothesenlockerung: sie wird meist durch technische Fehler während der Operation bedingt, wie z.B. schlechtes Alignment der Prothese, fehlerhafte Weichteilbalanzierung, usw.; die aseptische

Prothesenlockerung ist die häufigste Revisionsursache und verursacht laut Literatur ca. 30% der Revisionsfälle (41)

- Infektion der Knieendoprothese: : die Infektion der Knieendoprothese kann durch endogene oder exogene Infektionsquellen verursacht werden und stellt eine der gefürchtetsten Komplikationen dar; sie ist die zweithäufigste Revisionsursache, ca. 15% der Revisionsfälle sind auf sie zurück zu führen (41)
- Postoperativ persistierende Schmerzen: persistierende Schmerzen können durch viele verschiedene Ursachen entstehen, wie z.B. Weichgewebeproblematiken, Prothesenlockerung, Infektion, oder patellofemorale Dysfunktion; Schmerzen ohne offensichtliche Ursache stellen mit fast 10% den dritthäufigsten Revisionsgrund dar (41)
- Abrieb: da auf die Prothesenkomponenten relativ hohe Spannungen wirken, kann es zur Entstehung von Abrieben der Prothesenteile kommen. Je anatomischkorrekter die Prothese implantiert wurde, umso geringer sind die Spannungen, die auf die Prothesenkomponenten wirken und der damit verbundene Abrieb; er verursacht ca. 8% der Revisionen (41)
- Prothesenversagen: dem Abrieb vergleichbar, können erhöhte Spannungen auch zum Brechen der Prothese führen; das Prothesenversagen verursacht ca. 5% der Revisionen (41)
- Periprothetische Frakturen: sind eine relativ seltene Komplikation, können aber immer wieder auftreten. Ursachen können sein: problematisches Prothesendesign, Übergewicht, Osteoporose, Traumata, usw.; verursacht ca. 3% der Revisionen (41)
- Wundheilungsstörungen: diese Art der Komplikationen ist oft durch eine schlechte Weichteildeckung bedingt, wodurch es zu Problemen, wie einer verzögerten Wundheilung bis hin zu ausgedehnten Hautnekrosen kommen kann.
- Neurovaskuläre Komplikationen: zu ihnen zählen Komplikationen wie tiefe Venenthrombosen, Lungenembolien, Fettembolien oder Paralyse des N. peroneus. Diese Art der Komplikationen können ernsthafte Probleme machen.

- Arthrofibrose: hierbei kommt es zu einer Fibrosierung des Gelenkes. Die Arthrofibrose ist durch ein limitiertes Bewegungsausmaß mit weniger als 95° Beugung und einem Streckdefizit von mehr als 10° gekennzeichnet. Yercan et al untersuchte 1188 KTEPs hinsichtlich der Bewegungseinschränkung nach und fanden eine Prävalenz von 5,3% (42).
(4)

2.3.7. Materialien

Die Materialauswahl ist in der Knieendoprothetik ein wichtiges Thema um gut funktionierende und komplikationsarme Prothesen zu erstellen. Es sollten solche Materialien ausgewählt werden, die einen möglichst geringen Abrieb aufweisen, damit sie eine möglichst lange Haltbarkeit des Implantats ermöglichen. Zusätzlich zum geringen Abrieb, sollten die Materialien der Gleitpaarungen annähernd gleiche Reibungseigenschaften wie ein natürliches Kniegelenk haben, damit die Gelenkbewegungen mit einem möglichst geringen Reibungswiderstand ablaufen können. Bei geringem Reibungswiderstand, wird nämlich zum einen der Materialabrieb reduziert und zum anderen wird die Prothesenverankerung im Knochen geringer belastet. Und zu guter Letzt, sollten die Materialien möglichst gut biokompatibel sein, wodurch sie weder zu allergischen noch zu entzündlichen Reaktionen führen. (4)

Alle momentan gebräuchlichen Implantate bestehen für gewöhnlich aus einer Komponente mit einer Kunststoffoberfläche (für gewöhnlich die Tibiakomponente bei eingebrachtem Inlay) und einer Komponente mit einer Metalloberfläche (für gewöhnlich die Femurkomponente). Für die Metalloberflächen werden aktuell üblicherweise hochganzpolierte Metalllegierungen wie Kobalt-Chrom-Molybdän (CoCrMo) und Titanium-Legierungen wie Ti-6Al-4 verwendet. Als Kunststoffkomponente kommt zumeist ein ultrahochmolekulares Polyethylen (UHM-WPE) zum Einsatz, da dieses sehr verschleißfest ist und eine ähnliche Elastizität wie der Knochen aufweist. Pope und Fleming beschrieben 1991, dass CoCrMo mit UHM-WPE einen Reibungskoeffizienten von 0,04 aufweist und das menschlichen Hüftgelenk einen Reibungskoeffizienten von 0,009 (43). Diese Erkenntnis zeigt uns, dass diese gängige Kombination bei den Reibungseigenschaften, dem natürlichen Gelenk schon sehr nahe kommt. (4)

Immer wenn ein Fremdmaterial in den menschlichen Körper eingebracht wird, kann es zu Immunantworten kommen, die zum einen von den Materialeigenschaften und zum anderen von der individuellen Reaktionsbereitschaft des/der PatientInnen abhängig sind (44). Diese immunologischen Reaktionen können zu lokalen oder auch generalisierten

Reaktionen, wie Ekzemen, Urtikaria, Schwellungen und Wundheilungsstörungen führen. Es wird sogar vermutet, dass es durch diese Reaktionen zu aseptischen Lockerungen kommen kann, jedoch wird dieses Thema noch kontrovers diskutiert (45). Unter Betrachtung dieser Argumente, könnten also allergenarme Implantatmaterialien zu einer Verbesserung der Langzeitergebnisse beitragen (44). Als Lösung dieses Problems könnten z.B. Implantatkomponenten ohne metallische Bestandteile (z.B. Keramik), nicht-sensitive metallische Implantatmaterialien (wie z.B. Titan- oder Zirkoniumniob (ZrNb) -Legierungen), oder auch geeignete Oberflächenbeschichtungen (wie z.B. TiN) für sensitive metallische Werkstoffe dienen (44).

2.3.8. Advanced Coated System Prothese von Implantcast

Bei den ACS (Advanced coated system) Prothesen handelt es sich um einen Endoprothesentyp der Firma Implantcast. Zum Einsatz kommen die ACS Prothesen unter anderem bei uni-, bi- und trikompartimentellen Gonarthrosen mit intaktem und defektem kollateralem Bandapparat. So gibt es die ACS Prothese als „fixed oder mobile bearing“ Variante, als „posterior stabilized“ Prothese und als



Abbildung 24: ACS © MB Prothese von Implantcast - Ansicht von vorne und seitlich
Quelle: <https://www.implantcast.de/de/fuer-aerzte/produkte/standard-tumorprothetik/knieendoprothetik/primaerendoprothetik-knie/acsr-mb/>

„semiconstrained“ Prothese für Revisionen. Die Femur- und Tibiakomponenten der ACS Prothesen bestehen aus einer CoCrMo-Legierung, die mit einer TiN-Legierung (Titanitrid-Legierung) beschichtet ist. Das Inlay besteht aus UHM-WPE. Ein besonderes Merkmal der ACS Prothesen ist die TiN-Beschichtung, die ein keramisches Material darstellt und eine typische goldgelbe Farbe besitzt (Abbildung 24).

Die TiN-Beschichtung wird seit mehr als 20 Jahren zur Verhinderung von Implantatallergien und zur Verschleißminimierung eingesetzt (46). Bei der klassischen CoCrMo-Legierung entstehen sog. Karbide, die eine sehr große Härte besitzen und teilweise aus der Oberfläche herausragen. Durch die härtere TiN-Beschichtung werden diese Karbide, die zu großen Teilen für den Abrieb verantwortlich sind, überdeckt, wodurch eine Reduzierung des Abriebs bewirkt werden soll (46). In Untersuchungen hat sich jedoch gezeigt, dass die Oberflächenrauheit der TiN-Beschichtung unsignifikant höher ist als die der CoCrMo-Legierung, wodurch die TiN-Beschichtung auch einen minimal höheren Reibungskoeffizienten besitzt. Jedoch hat die TiN-Beschichtung, durch ihre härtere Oberfläche, im Vergleich zur CoCrMo-Legierung weniger Schaden, durch eine dritte Komponente im Gelenkspalt, erlitten. Dadurch wurde wiederum das Polyethyleninlay weniger beschädigt (47). Die Arbeitsgruppe von Schubert et al (48) konnte 2014 einen verminderten Abrieb des Polyethyleninlays bei TiN-beschichteten Prothesen im Vergleich zu unbeschichteten CoCr Prothesen nachweisen (Abbildung 25).

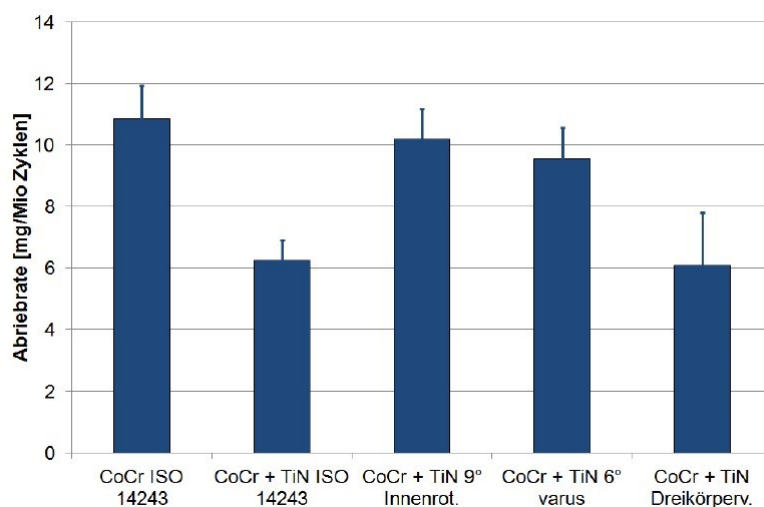


Abbildung 25: PE-Inlay Abriebraten im Vergleich von un- und TiN-beschichteten CoCr-Femurkomponenten (48)

Neben dem verminderten Abrieb, soll die TiN-Beschichtung noch weitere Vorteile aufweisen, wie z.B. eine verminderte Abgabe von Kobalt-, Chrom- und Nickel-Ionen, die bei Personen mit Allergien zu Reaktionen führen

können (49). Diese Hypothese stützt sich darauf, dass die TiN-Beschichtung als eine Art Schutzbarriere zwischen Gelenkflüssigkeit und CoCrMo-Legierung fungieren soll. Aufbauend auf diese Hypothese konnte in Untersuchungen gezeigt werden, dass bei TiN-beschichteten Prothesen das Ionenrelease von Kobalt und Chrom bis an die Nachweisgrenze reduziert werden konnte (50). Basierend auf diesen Erkenntnissen, werden TiN-beschichtete Prothesen, wie die ACS Prothesen vor allem für PatientInnen mit Allergien gegen Kobalt, Chrom und Nickel empfohlen (44). Fabry et al (51) analysierte die Oberflächen von 25 TiN-beschichtete Prothesen nach Explantation und kam zu dem Schluss, dass die TiN-beschichteten Prothesen eine geringe Abriebrate aufweisen. Als Schwäche zeigte sich jedoch in 3 Fällen ein Durchbruch der Beschichtung, die auf ein Patella-Maltracking bzw. eine Patella-Luxation zurück geführt wurden. Als Kritikpunkte an der TiN-Beschichtung fanden sich in der Literatur Berichte über Oberflächenverschleiß durch Drittkörper aufgrund von Delaminierungen, ein erhöhter Polyethylen-Abrieb und Kohäsionsversagen der TiN-Beschichtung (52). Inwiefern diese Problematiken auch auf die ACS Prothese zutreffen, muss noch weiter geprüft werden.

2.4. Radiologische Bewertung der Knie totalendoprothese

Der radiologischen Beurteilung kommt eine wichtige Rolle in der Nachbehandlung und Nachkontrolle der Knie totalendoprothese zu. Auch wenn der/die PatientIn noch keine klinischen Symptome beschreibt, können im Röntgen bereits immer wieder Veränderungen ersichtlich werden (53). Aus diesem Grund sollte das Röntgenbild der Knieprothese bei jeder Nachkontrolle mit betrachtet werden. Zur Beurteilung der KTEP sollte ein Ganzbeinbild stehend unter Belastung, eine laterale Aufnahme des Knies unter Belastung und eine Tangentialaufnahme der Patella in 30° gemacht werden. Es ist wichtig, dass die Aufnahmen, mit Ausnahme der tangentialen Patella-Aufnahme, unter Belastung stattfinden, weil dadurch das Alignment der Prothese, die Bandstabilität und der Polyethylenverschleiß beurteilt werden können. (53)

Beurteilung der Implantatpositionierung

Die Beurteilung der Implantatpositionierung wird anhand des A.p.-Bildes und des

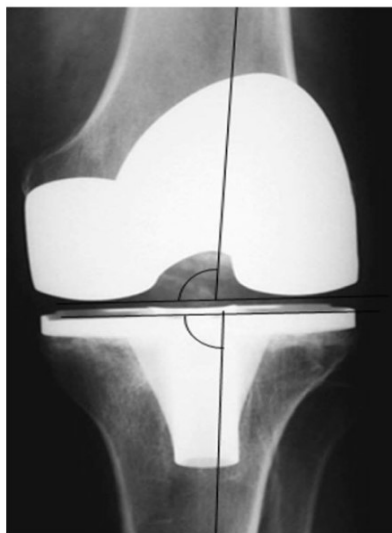


Abbildung 26: Postoperative Röntgenaufnahme einer KTEP mit einem MDFA von 95° und einem MPTA von 85°. Es liegt eine suboptimale Positionierung der Tibiakomponente vor (53)

seitlichen Bildes im Röntgen beurteilt. Dabei sollte die mechanische Achse im A.P.-Ganzbeinbild senkrecht zur Gelenklinie verlaufen und durch das Kniezentrum gehen. Befindet sich die mechanische Achse medial, handelt es sich um eine varische Implantation. Ist die mechanische Achse lateral, handelt es sich um eine valgische Implantation. Zusätzlich kann im A.P.-Bild der MDFA (medial distal femoral angle) und der MPTA (medial proximal tibial angle) gemessen werden. Dabei wird der MDFA zwischen femoraler Gelenklinie und der anatomischen Achse des Femurs gemessen und sollte 95° betragen. Der MPTA wird zwischen tibialer Gelenklinie und anatomischer Achse der

Tibia gemessen und sollte 90° betragen (Abbildung 26). Beträgt der MPTA mehr

als 90° , so handelt es sich um einen Valgus, ist der MPTA geringer als 90° so spricht man von einem Varus (54).

Im seitlichen Röntgen kann die Ausrichtung der Prothesen in der sagittalen Ebene beurteilt werden. Zum einen wird die Femurkomponente nach ihrer Lage zur anatomischen Achse des Femur beurteilt. Hierbei sollte die Femurkomponente aufrecht zur anatomischen Achse des Femur liegen (Abbildung 27). Bei einer

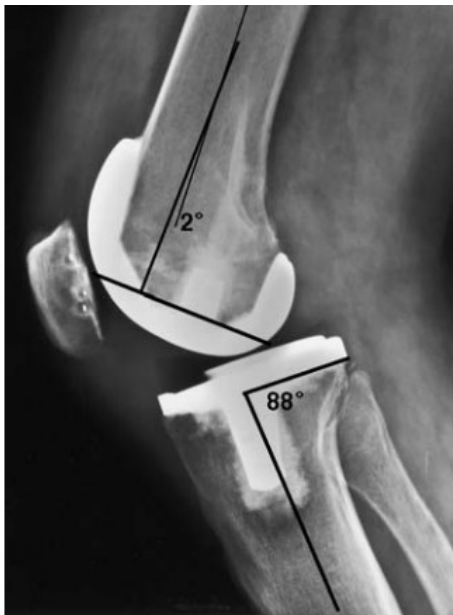


Abbildung 27: Postoperative Röntgenaufnahme einer KTEP von seitlich mit Beurteilung der Ausrichtung von Femur- und Tibiakomponente (54)

erhöhten Extension, kommt es zu einem Prothesen-Knochen-Impingement, wodurch die anteriore Femurkortikalis unter größerer Belastung steht. Gujarathi et al konnte 2009 jedoch keine Korrelation zu periprothetischen Frakturen zeigen (55). Bei einer erhöhten Flexion kann es zu einem Streckdefizit kommen. Auch die Tibiakomponente wird anhand ihrer Lage zur anatomischen Achse der Tibia beurteilt. Abhängig vom Prothesentyp sollte der sog. "posterior Slope" (auch Tibialslope genannt) zwischen 3° und 7° liegen, was einem Winkel von 87° - 83° zwischen Tibiakomponente und anatomischer Achse entspricht (Abbildung 27). (53)

Beurteilung der Implantatgröße

Des Weiteren kann man in Röntgenaufnahmen auch die Größen der Prothesenkomponenten gut beurteilen, wozu man die A.P.-Ansicht und die seitliche Aufnahme verwenden kann. Ist die Femurkomponente zu groß, zeigt sich häufig eine Spaltbildung zwischen Femur und Prothesenkomponente, sowie ein möglicher lateraler oder medialer Überstand im A.P.-Bild. Eine zu große Femurkomponente kann zu einer verminderten Flexion im Kniegelenk führen. Eine zu kleine Femurkomponente äußert sich im seitlichen Bild durch ein anteriores Notching mit dem Femur und kann klinisch zu einer Instabilität führen (56). Die Beurteilung der Größe der Tibiakomponente erfolgt ebenfalls in A.P. und seitlich.

Idealerweise sollte die Tibiakomponente genau der anatomischen Größe der Tibia entsprechen. Ist die Prothesenkomponente zu klein, kann es zum Absinken der Prothese in die knöchernen Spongiosa kommen. Bei zu großer Tibiakomponente mit Überstand, kann es vor allem medial zu einer Reizung der Sehnen und Schleimbeutel kommen (53) (54) (56).

Beurteilung der Patella

Bei der Patella beurteilt man die Führung in der Trochlea anhand der Patellatangentiale-Aufnahme. Hierbei sollte die Patella nicht zu weit nach medial oder lateral „tilten“ (neigen). Für die Beurteilung des „Patella tilt“ wird der Winkel zwischen Patellarrückfläche und der tangentialen Linie zwischen den vorderen Femurcondylen ermittelt. Dieser sollte nicht größer als 5° sein. Ist der Tilt größer als 5°, spricht man von einer patellofemorale Instabilität. (53) (54)

Beurteilung von Lockerungszeichen

Eine Lockerung der Prothesenkomponenten äußert sich größtenteils durch zwei Faktoren, erstens durch eine Zunahme der Aufhellungslinie zwischen Prothese und Knochen und zweitens durch eine Änderung der Prothesenposition. Generell können Prothesen dünne (<1mm) Aufhellungslinien um die Prothese bilden, ohne, dass man von einem Lockerungszeichen spricht. Vergrößern sich diese Aufhellungslinien jedoch auf über 2mm oder bilden sie einzelne Aufhellungsherde >2mm, so betrachtet man dies als Lockerungszeichen. (53)

Beurteilung des Polyethylenverschleißes und der Osteolysen

Im Laufe der Zeit kommt es zu einem Verschleiß des Polyethyleninlays. Diesen Verschleiß kann man durch Messung des Abstandes zwischen Basisplatte der Tibiakomponente und den Condylen der Femurkomponente beurteilen. Dabei muss man jedoch darauf achten, dass der Strahlengang parallel zur Basisplatte der Tibia eingestellt ist. Ein verminderter Abstand zwischen den Komponenten zeigt eine verminderte Dicke des Polyethylens durch Abrieb. Ist das Inlay komplett

aufgebraucht und kommt es dadurch zu einem Gleiten/Reiben zwischen den zwei Metallkomponenten, entsteht daraus ein metallischer Abrieb, der wiederum zu Osteolysen führen kann. Die Osteolysen zeigen sich als Aufhellungsherde um die Prothese. (53)

Beurteilung von heterotopen Ossifikationen

Bei der heterotopen Ossifikation kommt es zu Formationen von knöchernem Gewebe im Weichteilgewebe, die auch im Röntgenbild gezeigt werden können. In einer Untersuchung von Toyoda et al (57) zeigte sich bei 25 Knien mit primärer KTEP (39%), von insgesamt 63 untersuchten, eine heterotope Ossifikation. In dieser Untersuchung zeigte sich jedoch keine signifikante Korrelation zwischen heterotoper Ossifikation und Einschränkung der Beweglichkeit. Jedoch lässt sich vermuten, dass stark ausgeprägte Ossifikationen sehr wohl zu Einschränkungen der Beweglichkeit führen können. (53)

2.5. Klinische Beurteilung der Knie totalendoprothese

Zur standardisierten klinischen Untersuchung gibt es eine Vielzahl an unterschiedlichen Methoden. Bei der Auswahl der richtigen Methode sollte darauf geachtet werden, dass es sich um eine standardisierte und international anerkannte und auch in der Literatur verwendete Methode handelt, da nur so eine gute Vergleichbarkeit der ermittelten Ergebnisse und Parameter möglich ist. Im folgende werden die für unsere Studie relevanten Beurteilungssysteme kurz vorgestellt.

2.5.1. Visuelle Analogskala

Die visuelle Analogskala (VAS, eng. Visual Analogue Scale) dient zur Erfassung der momentan empfundenen Schmerzintensität der PatientInnen. (58) Dazu verwendet man eine 10 cm lange Linie und erklärt dem/der Patienten/Patientin, dass auf der linken Seite kein Schmerz (= 0) sei und auf der rechten Seite der schlimmste vorstellbare Schmerz (=10). Danach zeigt der/die PatientIn, auf welcher Höhe sich sein Schmerz momentan auf dieser Linie befindet. Zur Ermittlung der Schmerzintensität misst man die Strecke von links (=0) bis zu seinem Finger, wobei die Entfernung in Zentimetern der Punktezahl entspricht. (59)

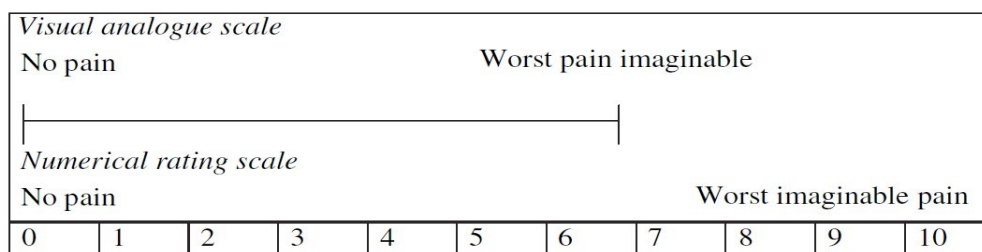


Abbildung 28: Darstellung einer VAS Skala (59)

2.5.2. Range of Motion

Die ROM (Range of Motion) gibt den Bewegungsumfang eines Gelenkes an. Zur Dokumentation und zur genaueren Beschreibung wird in der Orthopädie die Neutral-Null-Methode verwendet. Dabei wird zuerst angegeben, welche Bewegungsrichtungen man beschreiben möchte und danach wird angegeben, wie weit die relative Bewegung ausgehend von der Neutralstellung (Körper in aufrechter Haltung mit geschlossenen Beinen) möglich ist. So ist z.B. beim Knie normal eine Extension von 0°-5° möglich und eine Flexion von 140°-160°. In der Neutral-Null-Methode angegeben, würde es so heißen: Knie Extension/Flexion 5-0-150. (22)

2.5.3. Knee Society Score

Der KSS (Knee Society Score) wurde 1989 von der Knee Society in Las Vegas präsentiert. Das Ziel dieses Scores war es ein einfaches, aber anspruchsvolles und objektives Bewertungssystem zu schaffen, welches allen Autoren von wissenschaftlichen Arbeiten als einheitliches Bewertungssystem dient. Der KSS besteht aus zwei separaten Teilen. Der erste Teil ist der „**Knee Score**“, der nur das Kniegelenk selbst beurteilt, und der zweite Teil ist der „**Functional Score**“, der die Fähigkeit des Gehens und des Treppensteigens beurteilt.

Im „**Knee Score**“ werden lediglich Schmerz, Stabilität und die ROM mit Punkten beurteilt, hingegen können aber noch Flexionsreduktion, Streckdefizit und Malalignment zu Punktreduktionen führen (Abbildung 29). Insgesamt gibt es beim „Knee Score“ 100 Punkte zu erreichen, wenn ein schmerzfreies, stabiles Knie mit einer geraden Beinachse und einer ROM von 125° vorliegt.

Im „**Functional Score**“ werden lediglich die Gehstrecke und das Treppensteigen mit Punkten beurteilt und die Zuhilfenahme von Gehhilfen mit Punkteabzug bewertet. Auch hier gibt es maximal 100 Punkte zu erreichen, wenn die Gehstrecke uneingeschränkt ist und das Treppensteigen uneingeschränkt funktioniert. (60)

<u>Pain</u>	<u>Points</u>	<u>Function</u>	<u>Points</u>
None	50	Walking	50
Mild or occasional	45	Unlimited	40
Stairs only	40	>10 blocks	30
Walking & stairs	30	5-10 blocks	20
Moderate		<5 blocks	10
Occasional	20	Housebound	0
Continual	10	Unable	
Severe	0	Stairs	
		Normal up & down	50
<u>Range of motion</u>		Normal up; down with rail	40
(5° = 1 point)	25	Up & down with rail	30
		Up with rail; unable down	15
<u>Stability (maximum movement in any position)</u>		Unable	0
Anteroposterior		Subtotal	—
<5 mm	10	<u>Deductions (minus)</u>	
5-10 mm	5	Cane	5
10 mm	0	Two canes	10
Mediolateral		Crutches or walker	20
<5°	15	Total deductions	—
6°-9°	10	Function score	—
10°-14°	5		
15°	0		
Subtotal	—		
<u>Deductions (minus)</u>			
Flexion contracture			
5°-10°	2		
10°-15°	5		
16°-20°	10		
>20°	15		
Extension lag			
<10°	5		
10-20°	10		
>20°	15		
Alignment			
5°-10°	0		
0°-4°	3 points each degree		
11°-15°	3 points each degree		
Other	20		
Total deductions	—		
Knee score	—		
(If total is a minus number, score is 0.)			

Abbildung 29: Beschreibung der Punkteverteilung des KSS – Auszug aus der Erstbeschreibung der Knee Society 1989 (60)

2.5.4. Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index

Der WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index) ist ein häufig genutztes Messinstrument für die Bewertung von Symptomen, Schmerzen und Funktion von PatientInnen mit Osteoarthrosen und Endoprothesen. Ursprünglich wurde der WOMAC für die Beurteilung von Knie- und Hüftarthrosen entwickelt. Mittlerweile ist der WOMAC jedoch zur Beurteilung vieler weiterer Gelenksprobleme im Einsatz. Im Laufe der Zeit haben sich mehrere verschiedene Arten und Versionen des WOMAC entwickelt. (61)

Grundsätzlich besteht der WOMAC aus 3 Teilen, einem Symptomteil, einem Schmerzteil und einem „Funktion im täglichen Leben“ - Teil. Dabei bestehen die einzelnen Teile abhängig von der verwendeten Variante aus unterschiedlich vielen

Fragen. In unserer Arbeit wurde der WOMAC Score computerunterstützt und auf Basis der Arbeit von Roos et al (62) verwendet. Wobei der Symptomteil aus 7 Fragen, der Schmerzteil aus 9 Fragen und der Funktionsteil aus 17 Fragen bestand. Jede Frage konnte mit Werten von 0 – 4 beantwortet werden, wobei 0 keinen Symptomen/Schmerzen/Funktionellen Einschränkungen entsprach und 4 schwersten Symptomen/Schmerzen/Funktionellen Einschränkungen entsprach. Es ergaben sich dadurch maximal 28 Punkte im Symptomteil, 36 Punkte im Schmerzteil und 68 Punkte im Funktionsteil. Die Punkte werden danach in eine Skala von 0 – 100 umgewandelt, wobei 0 extremen Knieproblemen entspricht und 100 keinen Knieproblemen entspricht. (62)

2.5.5. Short Form 12

Der SF-12 (Short Form 12) ist ein Fragebogen zur Erfassung der subjektiven gesundheitsbezogenen Lebensqualität von PatientInnen. Er ist eine Kurzform des SF-36 (Short Form 36) und besteht aus 12 Fragen zu den zwei Hauptgruppen physikalische Gesundheit und mentale Gesundheit. Diesen zwei Hauptgruppen sind wiederum jeweils 4 Untergruppen zugeordnet, aus denen jeweils 1 – 2 Fragen resultieren (Abbildung 30). (63) (64)

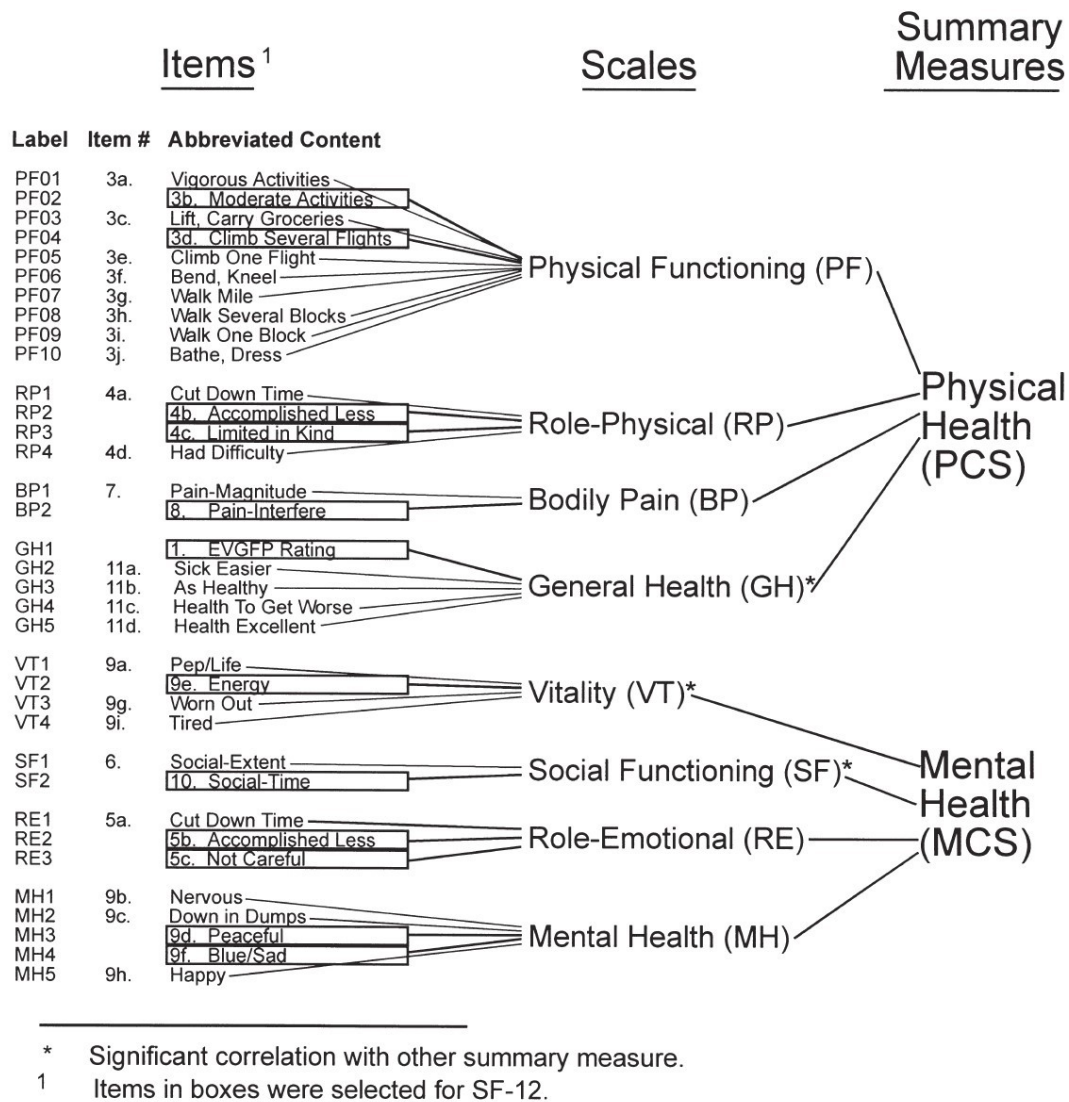


Abbildung 30: SF-12 Zuordnung der Fragen zu den Untergruppen und Hauptgruppen basierend auf dem SF-36 (64)

2.5.6. Tegner Aktivitätsskala

Die Tegner Aktivitätsskala (Tegner Activity Scale) wurde 1985 von Tegner und Lysholm zur Erfassung der Aktivität im täglichen Arbeitsleben, sowie im Freizeit- und Leistungssport, ergänzend zu funktionellen Scores entwickelt (65). Die Skala besteht aus 11 Stufen, die mit 0 bis 10 Punkten bewertet werden. 0 Punkte steht für eine kniebedingte Arbeitsunfähigkeit und 10 Punkte steht für professionellen Leistungssport auf höchstem Niveau, wie z.B. Fußball auf nationalem oder internationalem Niveau. Zur Erreichung von Werten zwischen 5 und 10 Punkten muss der/die PatientIn Freizeit- oder Leistungssport betreiben. Da sich in der

englischen Skala für den deutschsprachigen Raum unübliche Sportarten befinden, wurde für den deutschsprachigen Raum eine eigene Skala entwickelt (66). Generell zeigt sich eine gute Korrelation zwischen Aktivität (Tegner Skala) und Funktion (Lysholm Score). Die Tegner Aktivitätsskala ist eine geeignete Ergänzung zu funktionellen Scores. (65) (66)

3. Spezieller Teil

3.1. Relevanz und Zielsetzung

Aufgrund der immer weiter wachsenden medizinischen Fortschritte und Möglichkeiten, steigt auch die Lebenserwartung und damit der Anteil der Personen, die älter als 65 Jahre alt sind. Laut Statistik Austria wird der Anteil der Personen, die älter als 65 Jahre alt sind von 18,6% (1.636.506 Personen, 2017) auf 29% (2.893.010 Personen, 2080) steigen (Abbildung 31) (67). Betrachtet man nun dazu noch die Tatsache, dass sich bei 90% der über 65 Jährigen eine Arthrose findet (14), bei 50% der über 65 Jährigen bereits radiologische Zeichen einer Gonarthrose vorliegen (15) und 10 – 13% der männlichen und weiblichen Bevölkerung mit einem Alter von über 65 Jahren bereits an einer symptomatischen Gonarthrose (35) leiden, so erkennt man schnell die Bedeutung der Gonarthrose als Krankheitsbild in der Zukunft.

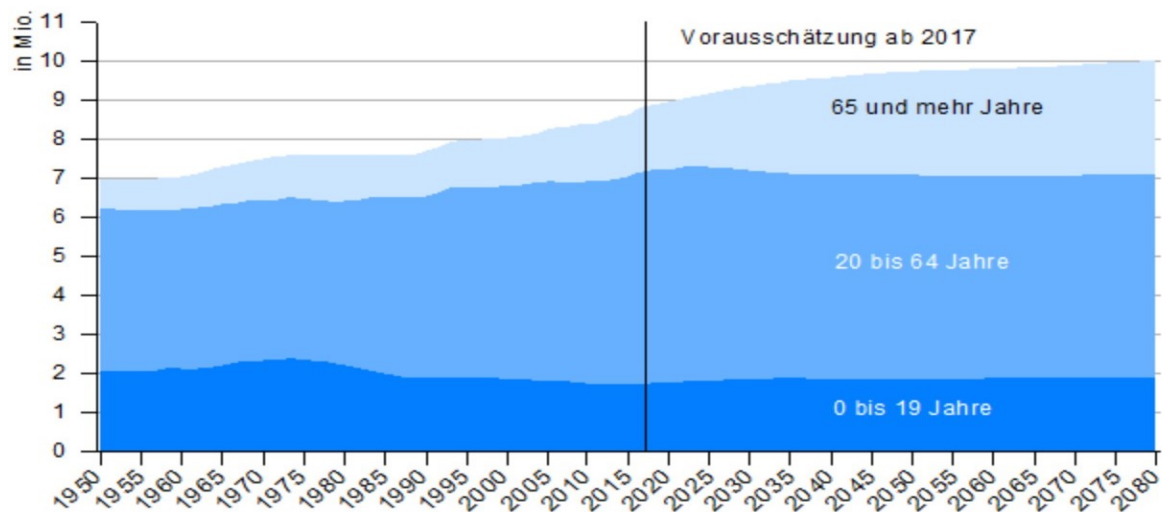


Abbildung 31: Bevölkerung nach breiten Altersgruppen 1950 bis 2080; es zeigt sich eine deutliche Zunahme der über 65 jährigen; Quelle: Statistik Austria

Es ist zu erwarten, dass auch die endoprothetischen Behandlungen in Zukunft weiter ansteigen werden, so wurden laut MVmed Statistik 2012 bereits fast 160.000 Knieendoprothesen in Deutschland implantiert. (4)

Diese Erkenntnisse begründen nachdrücklich die Notwendigkeit, dass die momentan am Markt befindlichen Knieendoprothesen auf ihre klinischen

Langzeitergebnisse untersucht und verglichen werden müssen. Ziel einer jeden Knieendoprothese sollte es sein, möglichst lange ein gutes funktionelles Ergebnis zu gewährleisten. Gerade auch die Langlebigkeit spielt eine große Rolle, da die Lebenserwartung vieler PatientInnen nach Implantation einer primären Totalendoprothese noch mehrere Jahrzehnte beträgt und Revisionseingriffe häufig mit größeren Risiken und schlechteren funktionellen Ergebnissen einher gehen.

Ziel dieser Arbeit war es das klinische und radiologische Outcome der primären ACS Prothesen im zehnten postoperativen Jahr zu beurteilen. Mit dieser Arbeit wollen wir zeigen, dass den PatientInnen mit einer KTEP Versorgung, hinsichtlich der Schmerzen und der Funktionalität, geholfen werden kann.

Die Beschichtung der ACS Knie Prothese (Implantcast, Buxtehude, Deutschland) wurde mit der Intention entwickelt, möglichst hypoallergene Eigenschaften aufzuweisen, um dadurch eine verbesserte endoprothetische Versorgung von PatientInnen mit einer Allergie gegen Nickel, Chrom oder Kobalt, zu ermöglichen. Die Titanitrit-Legierung soll aufgrund ihrer hypoallergenen Eigenschaften eine überschießende Immunreaktion des Körpers gegenüber der Prothese verhindern. Außerdem soll die TiN-Beschichtung eine härtere Oberfläche als gängige CoCrMo Prothesen aufweisen (47). Die Arbeitsgruppe von Schubert et al (48) konnte 2014 des Weiteren einen verminderten Abrieb des Polyethyleninlays bei TiN-beschichteten Prothesen im Vergleich zu unbeschichteten CoCr Prothesen nachweisen. Aufbauend auf diesen Erkenntnissen, möchten wir mit unseren Untersuchungen erörtern, ob sich diese Eigenschaften auch auf die Standzeit der Prothesen und den klinischen Zustand der PatientInnen, im Vergleich zu anderen gängigen Prothesen, positiv auswirkt.

Ein weiterer Zielparameter, den wir bewerten wollen ist der geschlechterspezifische Unterschied hinsichtlich der Schmerzempfindung und des klinischen Outcomes mit Hilfe mehrerer Scores.

Als letzter Punkt werden die Röntgenbilder des Follow-Up-Termins anhand ihres Alignements und anhand von Lockerungszeichen beurteilt.

3.2. Methoden

3.2.1. Studiendesign und Einschlusskriterien

Beim Studiendesign handelt es sich um eine retrospektive klinisch-radiologische Nachuntersuchung, bei der alle Informationen entweder anhand einer klinischen und radiologischen Untersuchung an der Universitätsklinik für Orthopädie und Traumatologie am LKH Graz erhoben wurden, oder mittels Telefonat, wenn die PatientInnen aus unterschiedlichen Gründen keinen Termin vor Ort wahrnehmen konnten. In die Studie wurden PatientInnen eingeschlossen, bei denen in den Jahren 2005 und 2006 am LKH Bad Radkersburg eine primäre ACS Prothese implantiert wurde. Indikation zur Implantation waren: radiologisch verifizierte Gonarthrose, starke Schmerzen und Bewegungsverlust des Gelenkes trotz konservativer Therapiemaßnahmen und eine Verringerung der bewertbaren Wegstrecke.

Ausgeschlossen wurden PatientInnen die nach Aufklärung an der Studie nicht teilnehmen wollten. Außerdem wurden PatientInnen von der klinischen und radiologischen Auswertung ausgeschlossen, wenn sie entweder zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung eine Revisionsprothese besaßen, bzw. bis zur Nachuntersuchung eine Revision erhalten hatten, oder wenn zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung eine Follow-Up-Zeit von 9 Jahren unterschritten wurde, wodurch sich die PatientInnen noch nicht im zehnten postoperativen Jahr befanden.

Die Nachuntersuchungen wurde im Zeitraum vom 11.08.2015 bis zum 23.06.2016 durchgeführt.

Bei den Nachuntersuchungen am LKH Graz wurden allgemeine und prothesenspezifische Informationen zu den PatientInnen erfragt, sämtliche klinische Scores der Studie ermittelt und die aktuellen radiologischen Bilder beurteilt. Bei der telefonischen Nachauswertung wurden ebenfalls allgemeine und prothesenspezifische Informationen zu den PatientInnen erfragt, sowie sämtliche klinische Scores der Studie ermittelt.

In unserer Studie wurden ACS MB (Mobile Bearing) Prothesen mit „deep dish“ Inlay, wodurch vorderes und hinteres Kreuzband reseziert werden kann, verwendet und nachuntersucht.

Insgesamt wurden 472 Prothesen nachkontrolliert. Von diesen 472 Prothesen waren 67 Revisionsprothesen, die bereits 2005 und 2006 implantiert wurden. Diese Prothesen wurden in der weiteren klinischen und radiologischen Auswertung nicht beurteilt. Von den restlichen 405 Prothesen kam es bei 44 Prothesen (10,9%) im Laufe der 10 Jahre zu einer Revisionsoperation. Als Revision wurde der Tausch von einer oder mehrerer Komponenten der Prothese gewertet. Auch diese Prothesen wurden bei der klinischen und radiologischen Auswertung nicht beurteilt, woraus man ableiten kann, dass 361 primäre Prothesen in unser Follow-Up eingeschlossen wurden. Von diesen 361 Prothesen fielen noch einmal 12 Prothesen weg, da diese die mindest Follow-Up-Zeit von 9 Jahren nicht erreichten. Somit wurden letztendlich 349 primäre ACS Prothesen in unserer Studie klinisch und radiologisch beurteilt (Abbildung 32).

Von den 349 Prothesen wurden 235 (67,3%) klinisch und radiologisch im LKH Graz ausgewertet und von 114 (32,7%) wurden die allgemeinen und klinischen Informationen telefonisch evaluiert.

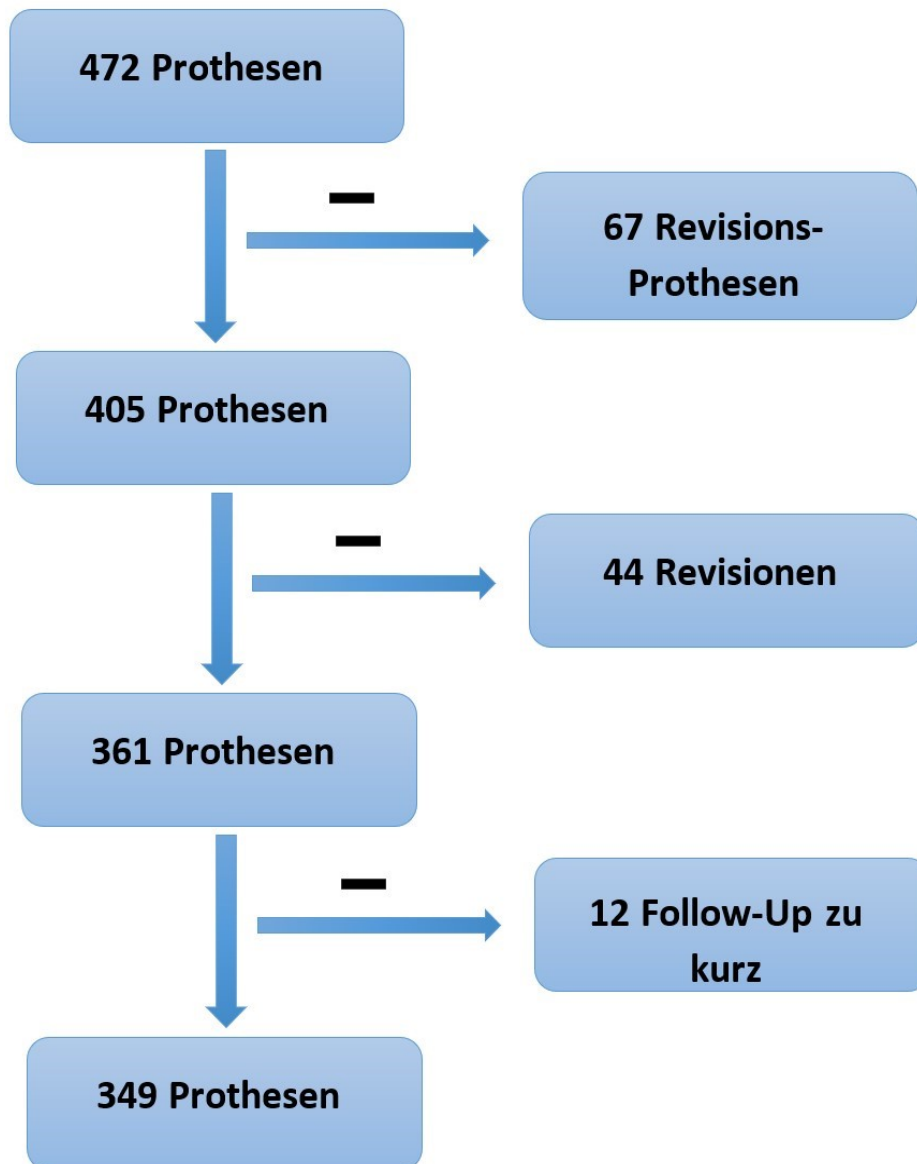


Abbildung 32: Ausschlusskriterien der ACS Studie

3.2.2. Allgemeine und prothesenspezifische PatientInneninformationen

Im Rahmen der Studie wurden die Anzahl der Revisionen, sowie deren Ursachen ausgewertet. Nach Ausschluss der Revisionsfälle, wurden folgende allgemeine und prothesenspezifische Parameter ermittelt und ausgewertet: Alter bei Follow-Up, Geschlecht, Follow-Up-Zeitraum, Seite der Prothese, Größe der Femurkomponente, Größe der Tibiakomponente, Höhe des Inlays

3.2.3. Klinische Scores

Das klinische Outcome wurde mit Hilfe folgender Scores ermittelt: VAS präoperativ und bei Follow-Up, Tegner präoperativ und bei Follow-Up, sowie ROM, KSS, WOMAC und SF-12 bei 10-Jahres-Follow-Up.

Die Auswertung der Tegner Aktivitätsskala erfolgte mit der deutschen Version nach Wirth et al (66). Die ROM wurde mittels Goniometer beim klinischen Follow-Up ermittelt, bei den Telefonbefragungen wurde dieser von den PatientInnen selbst ermittelt. Für den KSS und den WOMAC wurde die computerbasierte Version auf www.orthopaedicscores.com für „Knee (Osteo Arthritis)“ verwendet. Der SF-12 wurde von den PatientInnen selbst, mit unserer Unterstützung, ausgefüllt.

3.2.4. Radiologische Auswertung

Bei allen PatientInnen wurden aktuelle Röntgenaufnahmen (Knie a/p und seitlich; Ganzbein stehend; Patellaaufnahme tangential) durchgeführt. Radiologisch wurde die Beinachse in Form von orthograde Beinachse, Varus oder Valgus beurteilt, wobei eine Abweichung der mechanischen Beinachse von mehr als 5mm vom Zentrum als Varus (Beinachse medial des Zentrums) oder Valgus (Beinachse lateral des Zentrum) beschrieben wurde. Des Weiteren wurde der Tibialslope der Tibiakomponente in Graden zur anatomischen Achse ausgewertet, sowie Lockerungszeichen der Prothesenkomponenten (Femur, Tibia und Patella) ermittelt, wobei eine Lockerung dann beschrieben wurde, wenn sich eine Aufhellungslinien von über 2mm zwischen Knochen und Prothese zeigte, oder ein Aufhellungsherd >2mm um die Prothese vorhanden war. (53)

3.2.5. Statistische Auswertung

Die Auswertung erfolgt mittels deskriptiver Statistik, sowie anhand statistischer Tests (Student's t-test, Korrelationsanalyse nach Pearson). Alle ermittelten Daten

wurden in einer Microsoft Excel® Tabelle eingetragen und gesammelt. Die statistische Auswertung der Daten erfolgte mit Hilfe von IBM® SPSS® Statistics Version 23. Es wurden die Häufigkeiten, die Mittelwerte und die Standardabweichung (SD) bestimmt. Des Weiteren wurde der Student's T-Test für den Vergleich von verbundenen und von unabhängigen Stichproben verwendet. Zur Beurteilung der Korrelation, wurde der Korrelations-Koeffizient nach Pearson eingesetzt. Als Signifikanz-Level wurde ein p kleiner 0,05 festgelegt.

3.3. Ergebnisse

3.3.1. PatientInnenkollektiv

Von den 349 Prothesen wurden 241 (69,1%) bei Frauen und 108 (30,9%) bei Männern implantiert. 197 Prothesen (56,4%) wurden auf der linken Seite und 152 Prothesen (43,6%) wurden auf der rechten Seite implantiert. Das mittlere Alter der PatientInnen betrug beim Follow-Up 75,62 Jahre (SD +- 8,2), bei einer mittleren Follow-Up-Zeit von 10,14 Jahren (SD +-0,66). Im Mittel betrug die Größe der verwendeten Tibiakomponenten 4,53 (SD +- 0,89), der Femurkomponenten 3,87 (SD +- 0,98), der Patellakomponenten 3,86 (SD +- 0,98) und die Inlayhöhe 10,47 mm (SD +- 0,98).

3.3.2. Überlebensraten

Die 10 Jahres-Überlebensrate der primären ACS Prothesen betrug in unserer Studiengruppe 89,1% (44 Revisionen, Abbildung 33). In den 10,9% der Revisionsfälle kam es aus unterschiedlichen Gründen zu Revisionen (Abbildung 34). Der häufigste Grund für eine Revision war mit 39% (17 Fälle) die aseptische Prothesenlockerung, der zweithäufigste Grund war mit 21% (9 Fälle) die Protheseninfektion und der dritthäufigste Grund war mit 9% (4 Fälle) der Inlay Wechsel. In 7 Revisionsfällen (16%), waren die Gründe für den Wechsel nicht bekannt.

Verhältnis der Revisionen auf die gesamte Studiengruppe bezogen

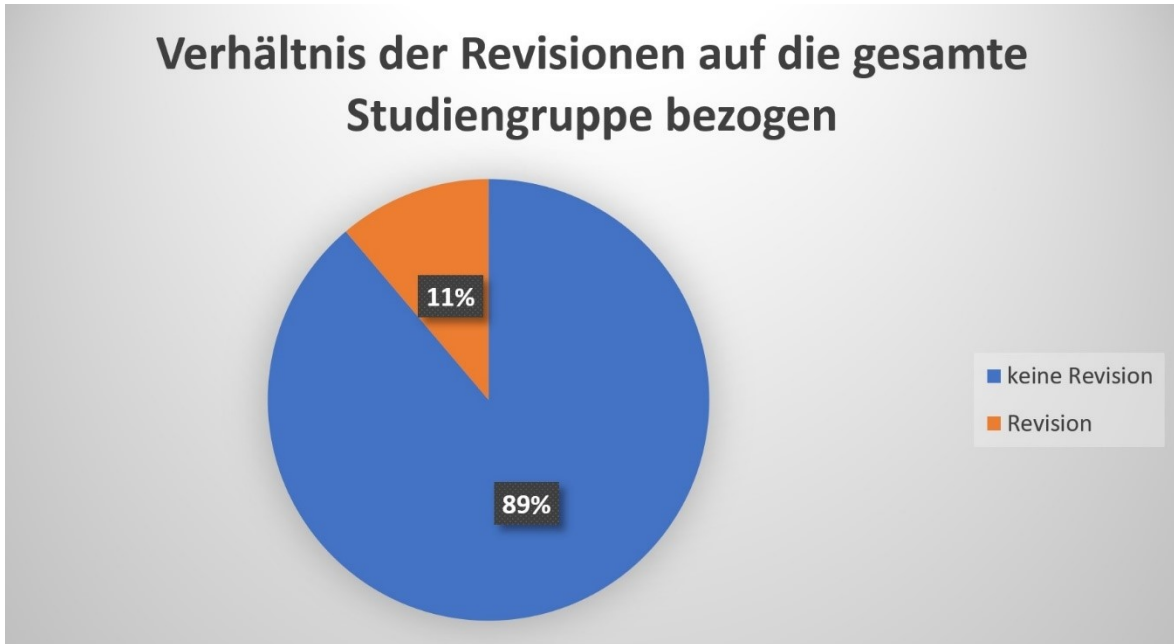


Abbildung 33: Verhältnis der PatientInnen mit und ohne Revision

Auf die gesamte Studiengruppe aufgerechnet (393 Prothesen; 349 Studienprothesen + 44 Revisionsprothesen) kam es in 4,3% der Fälle (17 Fälle) zu einer aseptischen Lockerung, in 2,3% der Fälle (9 Fälle) zu einem Protheseninfekt und in 1% der Fälle (4 Fälle) musste ein Inlay Wechsel gemacht werden.

Revisionsursachen

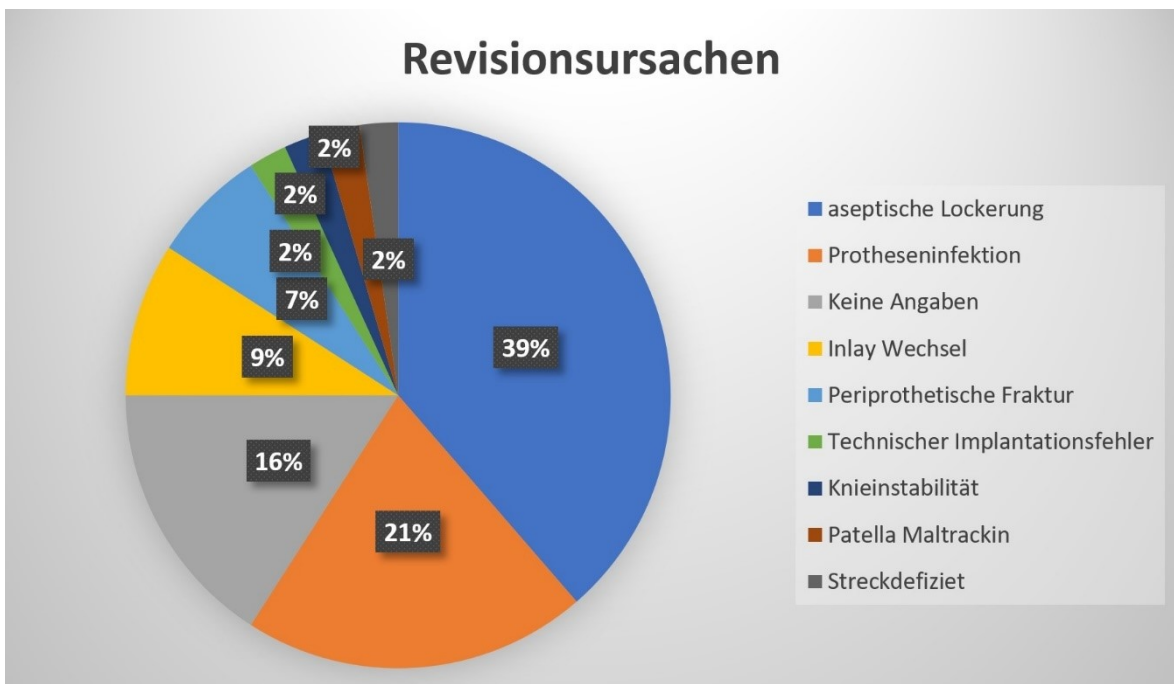


Abbildung 34: Revisionsursachen in der Studiengruppe

3.3.3. Wirkung der Advanced Coated System Knie totalendoprothese auf Schmerz und Funktionalität

Als Messinstrument für die **Schmerzstärke** wurde in unserer Studie die VAS herangezogen. Im Mittel gaben die PatientInnen einen präoperativen VAS von 7,61 (SD +/- 1,385) an und beim 10 Jahres-Follow-Up gaben die PatientInnen im Mittel einen VAS von 1,73 (SD +/- 1,824) (Abbildung 35). Im T-Test ergab sich ein signifikanter Unterschied von $p < 0,0001$. Es zeigte sich somit eine signifikante Schmerzreduktion im Mittel von 5,88 Punkten.

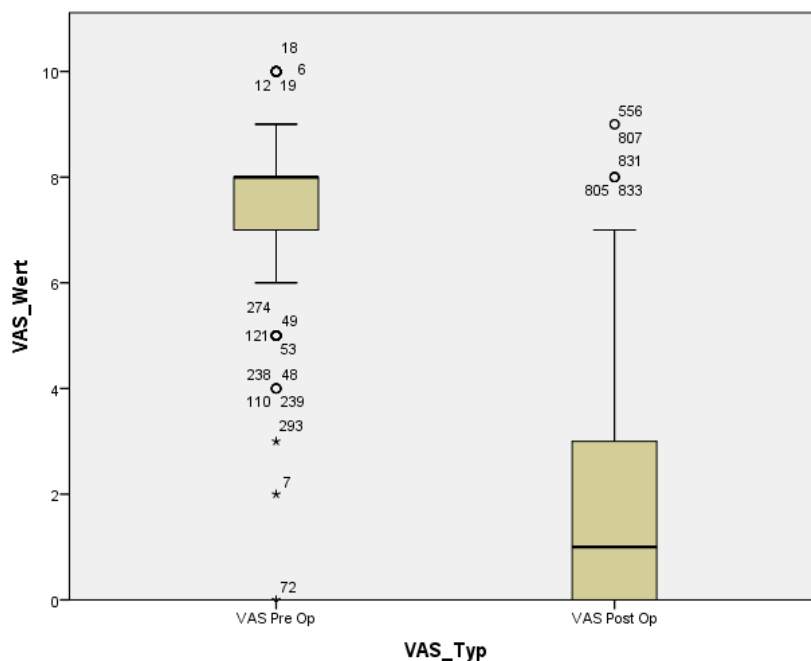


Abbildung 35: Boxplot Diagramm von präoperativen VAS und postoperativen VAS, beim 10 Jahres-Follow-Up, es zeigt sich ein signifikanter Unterschied

Zur Beurteilung der **Funktionalität** im täglichen Leben, wurde die Tegner Aktivitätsskala herangezogen. Präoperativ zeigte sich ein mittlerer Wert von 2,95 (SD +/- 1,22) und beim 10 Jahres-Follow-Up ein mittlerer Wert von 2,81 (SD +/- 1,2) (Abbildung 36). Im T-Test zeigt sich ein signifikanter Unterschied von $p = 0,046$. Womit sich eine geringe, aber signifikante Reduktion des Tegner-Scores im Mittel um 0,14 Punkte ergibt. Dieser Unterschied wird von uns nicht als klinisch relevant eingestuft.

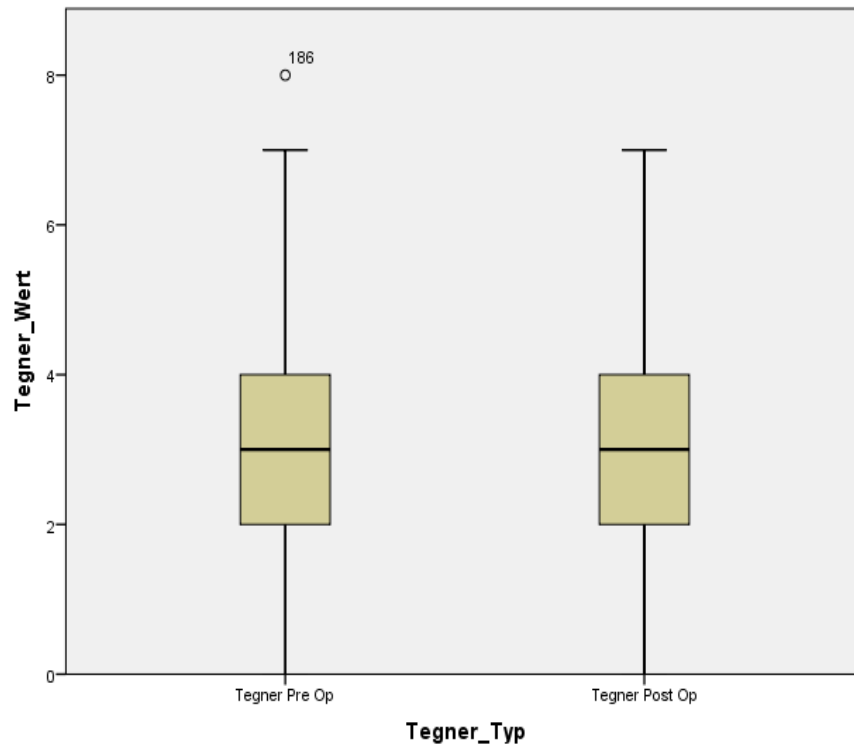


Abbildung 36: Boxplot Diagramm von präoperativen Tegner-Score und Tegner-Score bei 10-Jahres-Follow-Up im Vergleich

3.3.4. Klinisches Outcome

Das klinische Outcome wurde mit Hilfe von VAS, Tegner, KSS, WOMAC, ROM und SF-12 beim 10-Jahres-Follow-Up beurteilt (Tabelle 6).

Tabelle 6: Auswertung der erfassten klinischen Scores beim 10 Jahres-Follow-Up

Klinischer Score	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
VAS	1,73	1,82	0	9
Tegner	2,81	1,2	0	7
KSS-Knee	84,93	14,01	30	100
KSS-Function	68,10	25,24	-10	100
WOMAC	82,97	14,25	34,4	100
ROM-Flexion	102,89°	13,45	45°	135°
ROM-Extension-Lag	0,25°	1,2	0°	10°
SF-12-PCS	37,56	10,28	14	61
SF-12-MCS	53,30	10,62	19	69

3.3.5. Geschlechterspezifische Unterschiede im klinischen Outcome

Bei der Auswertung des geschlechterspezifischen Unterschieds zeigte sich in allen Scores ein signifikanter Unterschied zwischen Frauen und Männern, mit Ausnahme des Streckdefizits bei der ROM (Tabelle 7, Abbildung 37). In allen Scores waren die Werte der Männer besser als die Werte bei den Frauen. Der größte geschlechterspezifische Unterschied ergab sich beim KSS Function Score, der im Mittel bei den Männern um 13,3 Punkte höher war als bei den Frauen, der zweitgrößte Unterschied zeigte sich im KSS Knee Score mit 6,2 Punkten mehr zugunsten der Männer. Beide Werte haben jedoch keine klinische Relevanz.

Tabelle 7: statistische Auswertung des geschlechterspezifischen Unterschieds in den klinischen Scores

Klinische Scores	Sex	Mittelwert	Standard-abweichung	Signifikanz	Mittlere Differenz
Tegner_pre	female	2,81	1,169	0,003	0,445
	male	3,25	1,280		
Tegner_post	female	2,65	1,174	0,000	0,522
	male	3,17	1,167		
VAS_pre	female	7,72	1,309	0,035	0,359
	male	7,36	1,520		
VAS_post	female	1,94	1,942	0,001	0,670
	male	1,27	1,431		
KSS_Pain	female	83,00	14,978	0,000	6,219
	male	89,22	10,407		
KSS_Function	female	63,98	25,695	0,000	13,301
	male	77,28	21,632		
WOMAC	female	81,251	14,6966	0,001	5,556
	male	86,807	12,4368		
Extension_Lag_ROM	female	,19	1,058	0,187	0,186
	male	,37	1,489		
Flexion_ROM	female	101,58	13,666	0,005	4,241
	male	105,82	12,521		
SF12_PCS	female	36,70	10,090	0,022	2,796
	male	39,50	10,483		
SF12_MCS	female	52,52	11,209	0,041	2,546
	male	55,07	8,948		

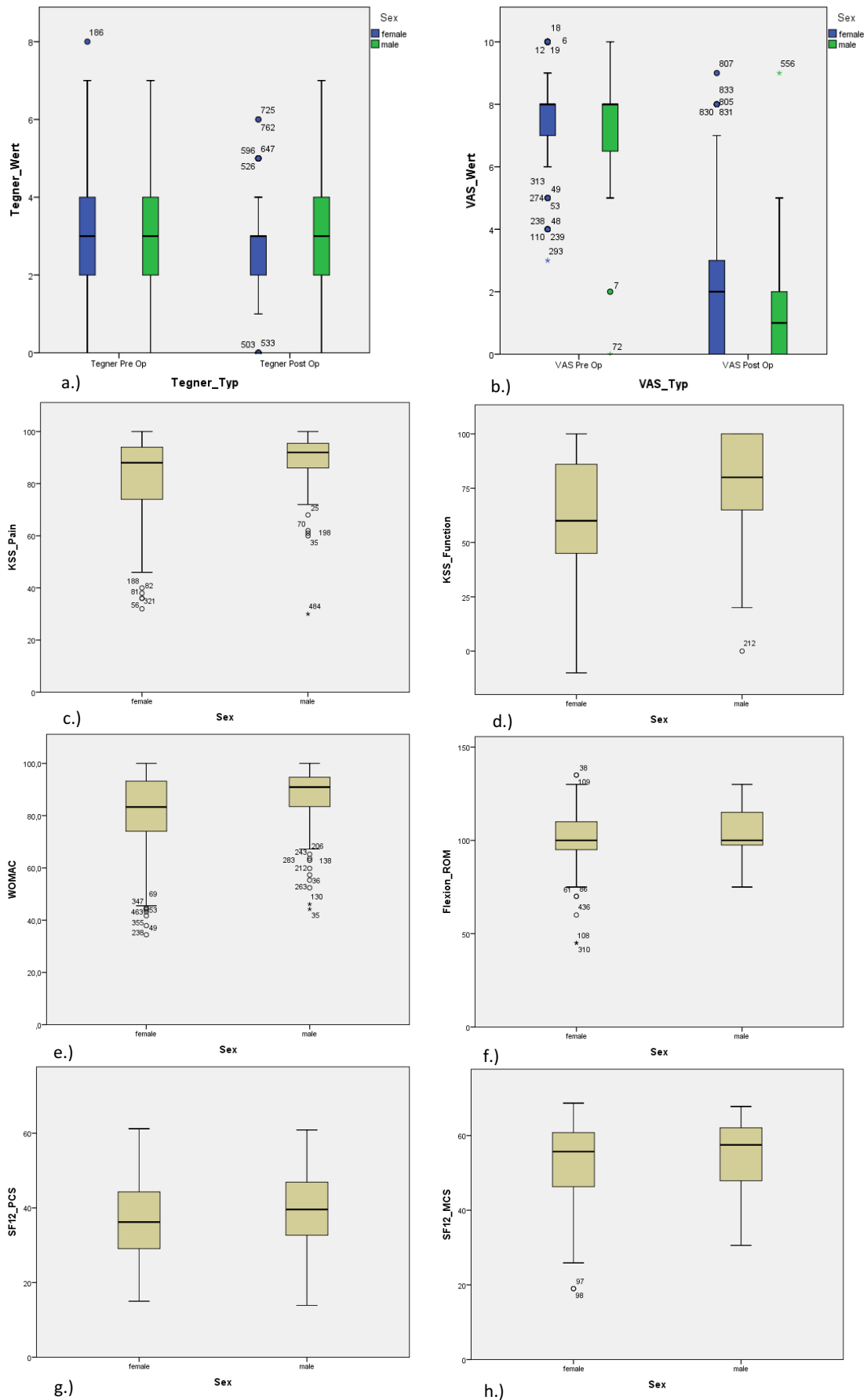


Abbildung 37: Boxplot Diagramme der geschlechterspezifischen Unterschiede: a.) Tegner prä- und postoperativ, b.) VAS prä- und postoperativ, c.) KSS-Knee, d.) KSS-Function, e.) WOMAC, f.) ROM Flexion, g.) SF-12 PCS, h.) SF-12 MCS

3.3.6. Radiologisches Outcome

Bei der radiologischen Auswertung zeigte sich bei 177 (66,8%) der 265 ausgewerteten Prothesen eine normale Beinachse. Bei 56 (21,1%) zeigte sich eine varische Beinachse und bei 32 (12,1%) eine valgische Beinachse. Im Mittel zeigte sich bei den implantierten Tibiakomponenten ein dorsaler Tibialslope von $5,03^\circ$ (SD $\pm 2,39$), mit einer Normalverteilung und maximalen Werten von -1° bis hin zu 14° (Abbildung 38).

Betrachtet man die Überprüfung der Lockerungszeichen, so zeigte sich bei den 265 Prothesen, bei welchen 10 Jahren nach Implantation noch keine Revision durchgeführt wurde und die radiologisch ausgewertet wurden, bei keiner einzigen Komponente aller Prothesen ein Lockerungszeichen.

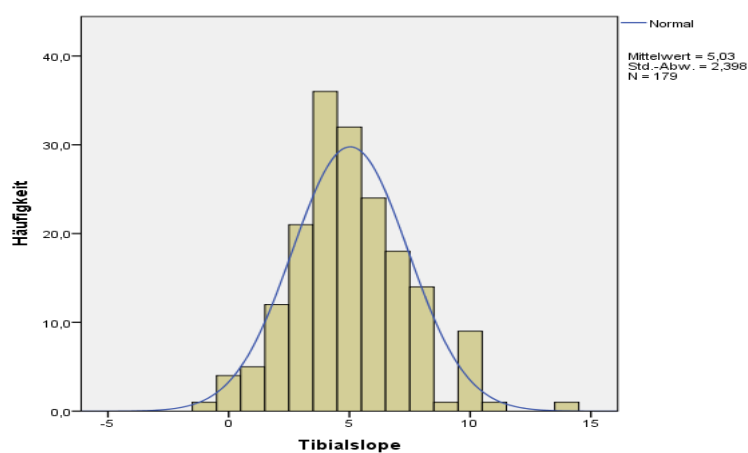


Abbildung 38: Balkendiagramm: Darstellung der Normalverteilung des dorsalen Tibialslopes

3.4. Diskussion

Überlebensrate und Revisionsursachen

In unserer Studiengruppe betrug die 10 Jahres-Überlebensrate der primären ACS Prothesen 89,1%. Vergleicht man Werte in der Literatur, so findet man meistens Überlebensraten von ca. 90 – 95% nach 10 Jahren (23). Mont et al beschrieb 2014 (68) in einem Review, der 37 Studien inkludierte, eine 10 Jahres Überlebensrate von 95,3% bei zementlosen Knie totalendoprothesen. Ritter et al zeigte 2001 (69) mit seiner Gruppe, bei 4583 untersuchten Knie totalendoprothesen eine 15 Jahres-Überlebensrate von 98,86%. Post et al (40) beschrieb in seinem Review über Mobile-Bearing Knie totalendoprothesen, dass die Überlebensrate von KTEPs in vielen Studien nach 15 Jahren über 90% liegt. Somit zeigt unsere Studiengruppe eine vergleichbare Überlebensrate, die in Relation zu den publizierten Daten eher im unteren Niveau liegt. Allerdings ist darauf hinzuweisen, dass die PatientInnen dieser Studie im LKH Radkersburg operiert und im LKH Graz nachuntersucht worden sind. Dieser Umstand führt zu einer kritischeren Analyse, als bei anderen Studien, wo die eigenen Operateure/Operateurinnen oder eigene Zentren ihre PatientInnen nachuntersuchen. Dieser Umstand ist in der Endoprothetik bekannt und wurde in einer Vielzahl von Studien beschrieben (70) (71).

Als Ursache für Revisionen war in unsere Studie in 39% der Revisionen (entspricht 4,3% aller Prothesen) eine aseptische Lockerung als häufigster Grund zu finden und 21% der Revisionsfälle (entspricht 2,3% aller Prothesen) war ein Infekt die Ursache. Sadoghi et al (41) zeigte 2013 in einer Analyse des „Worldwide Arthroplasty Registers“, dass die aseptische Lockerung mit 29,8% weltweit ebenfalls die häufigste Ursache für Revisionen ist und die septische Lockerung mit 14,8% die zweithäufigste Ursache ist. Somit entsprechen unsere Ergebnisse denen der Literatur, wobei in unserer Gruppe, die aseptische und die septische Lockerung einen wesentlich stärkeren Anteil der Revisionsgründe ausmachte. Dadurch bestätigt sich der Eindruck, dass vor allem die aseptische Lockerung und die septische Lockerung ein wichtiges Thema für die ACS Prothesen darstellen.

Schmerz und Funktion prä- und postoperativ

Durch die Implantation einer ACS Prothese konnte in unserem PatientInnenkollektiv im Mittel die Schmerzsymptomatik um 5,88 VAS Punkte (von 7,61 präoperativ auf 1,73 postoperativ) gesenkt werden. Daraus lässt sich deutlich erkennen, dass die Implantation der KTEP ihre primäre Aufgabe, die der Schmerztherapie, erfüllt hat. Hinsichtlich der Funktionalität auf Basis der Tegner Aktivitätsskala, ergab sich im 10 Jahres-Follow-Up hingegen eine minimale Verminderung der Funktionalität von 0,14 Punkten (von 2,95 präoperativ auf 2,81 postoperativ). Diese Reduktion kann jedoch aufgrund der geringen Differenz und der langen Follow-Up-Zeit bei einem entsprechend alten PatientInnenkollektiv (Mittleres Alter beim Follow-Up: 75,62 Jahre) als vernachlässigbar beurteilt werden.

Klinisches Outcome

Auch hinsichtlich des klinischen Outcomes zeigten sich mit der Literatur vergleichbare Ergebnisse (Tabelle 8, Abbildung 39, Abbildung 40, Abbildung 41, Abbildung 42). In der Literaturrecherche wurden 4 Arbeiten zu ACS MB Prothesen (72) (73) (74) (75) gefunden, von denen jedoch zwei (74) (75) noch nicht publiziert wurden. Zusätzlich zu den ACS Arbeiten wurden noch 3 Arbeiten über LCS MB Prothesen (76) (77) (78) herangezogen, bei denen ähnliche klinische Auswertungen stattgefunden haben. Überdies haben wir noch 3 weitere Arbeiten, über andere Prothesen (79) (80) (81), mit unserer Studie verglichen.

Der VAS war in unserer Studiengruppe im Mittel auf 1,73. Dieser Wert ist etwas besser als die Ergebnisse in den anderen ACS Studien, jedoch etwas schlechter als in den Vergleichsgruppen mit anderen Prothesen (Abbildung 40). Der Tegner Wert von 2,81 in unserer Gruppe war etwas niedriger als der Tegner Wert im 10 Jahres-Follow-Up der LCS Prothesen von Vielgut et al (76) (Abbildung 40). Der KSS wurde in einigen anderen Studien ebenfalls ermittelt. Betrachtet man hier die Zahlen aus der Literatur, findet man Werte von 69 (74) bis 90 (73) im Knee Score und Werte von 61 (80) bis hin zu 75 (75) Punkten im Functional Score. Somit liegt unsere untersuchte Gruppe im Vergleich, mit einem Knee Score von 84,93 und einem Functional Score von 68,1, im oberen Mittelfeld (Abbildung 39). Beim WOMAC finden sich in der Literatur Werte von 69 (80) bis hin zu 87,6 (81). Auch

hier liegen unserer Ergebnisse vergleichsweise im oberen Mittelfeld (Abbildung 39). Betrachtet man das Ausmaß der Flexion im Follow-Up, so liegen hier die ermittelten Werte in der Literatur zwischen 96° (74) und 131,8° (81), wobei in den meisten Arbeiten Werte, knapp über 100° erreicht werden. Unsere Gruppe liegt mit 103° ebenfalls im Mittelfeld (Abbildung 42 **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.**). Der SF-12 wird in der Literatur nur sehr selten verwendet, wodurch nur zwei Arbeiten mit Vergleichswerten (77) (79) gefunden werden konnten, wobei bei einer Arbeit der vergleichbare SF-36 herangezogen wurde (79). Auch beim SF-12 entsprechen die Ergebnisse unserer Studie den publizierten Daten anderer Autoren (Abbildung 41).

Zusammenfassend lässt sich zum klinischen Outcome der ACS Prothese ableiten, dass unsere Studiengruppe durchaus vergleichbare Werte zu den anderen publizierten ACS Studien, sowie zu vergleichbaren Arbeiten bezüglich ähnlicher Prothesen-Systeme zeigt.

Tabelle 8: Auswahl an vergleichbaren Arbeiten aus der Literatur hinsichtlich des funktionellen Follow-Ups

Studie/Literatur	Prothese	Mittlere Follow-Up-Zeit	Anzahl der Prothesen	Mittlere Ergebnisse der klinischen Scores bei Follow-Up
ACS III Studie	ACS MB	10,14 a	349	VAS = 1,73; Tegner = 2,81; KSS-K = 84,93; KSS-F = 68,10; WOMAC = 82,97; ROM-Flex. = 103°; SF-12-P = 37,56; SF-12-M = 53,30
Mohammed et al (72)	ACS MB	10 a	222	KSS-K = 77; KSS-F = 69; ROM-Flex. = 101°
Van Hove et al (73)	ACS MB	5 a	93	VAS = ca. 2; KSS-K = ca. 90; KSS-F = ca. 70; ROM-Flex = 115°
Woodnutt (74)	ACS MB	3,68 a	271	KSS-K = 62, KSS-F = 69 ROM-Flex. = 96°

Rice (75)	ACS MB	1 a	185	VAS = 2,52; KSS-K = 83,17; KSS-F = 75
Vielgut et al (76)	LCS MB	14,9 a	260	VAS = 1,42; Tegner = 3,04
Vogt et al (77)	LCS MB	11,4 a	52	ROM-Flex. = 105,8°; SF-12-P = 37; SF-12-M = 47
Kastner et al (78)	LCS MB	14 a	138	VAS = 1,28; KSS-K = 72,5; KSS-F = 74; WOMAC = 82,5 ROM-Flex. = 100°
Jauregui et al (79)	Duracon © implant	11 a	145	KSS-K = 84; KSS-F = 73; SF-36-P = 41; SF-36-M = 51
McCalden et al (80)	Genesis II	16 a	238	KSS-K = 85; KSS-F = 61; WOMAC = 69
Yang et al (81)	NextGen CR	10 a	113	VAS = 1,15; WOMAC = 87,6; ROM-Flex. = 131,8°

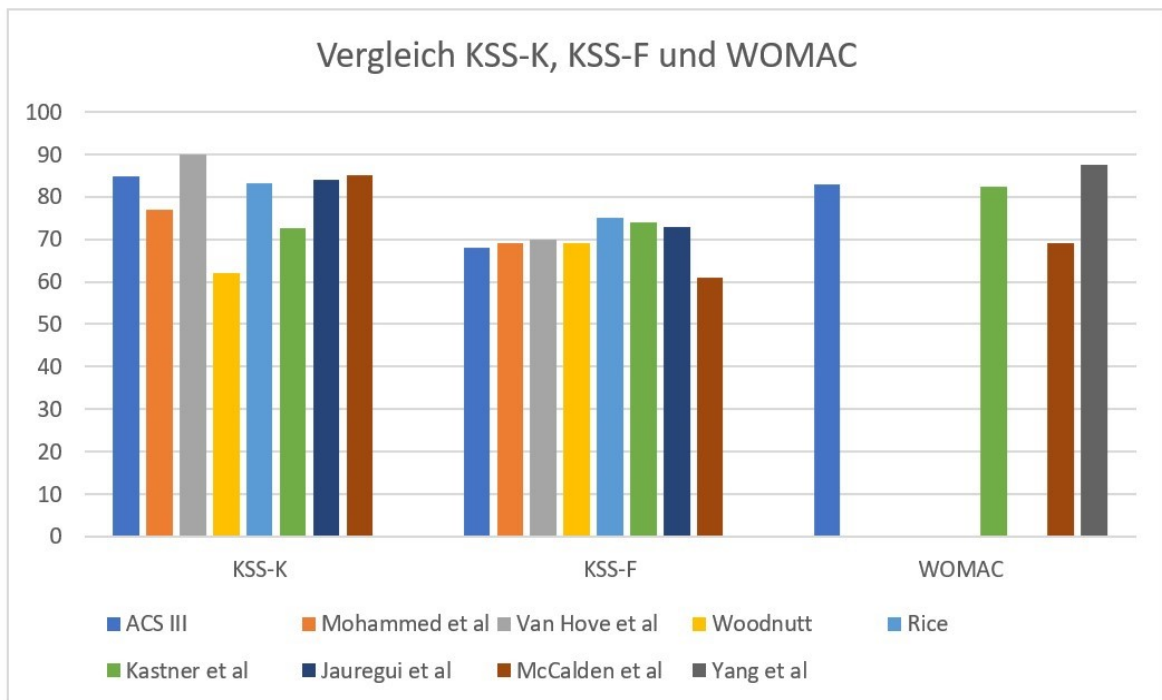


Abbildung 39: Vergleich von KSS-K, KSS-F und WOMAC zwischen den Studien

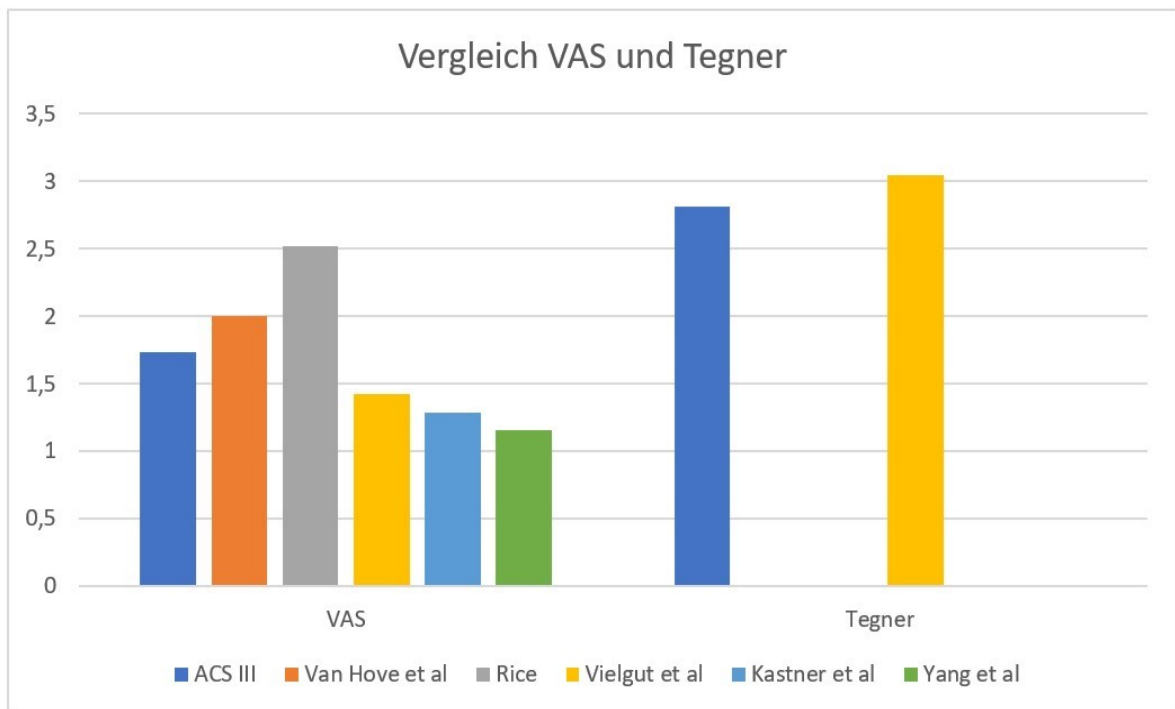


Abbildung 40: Vergleich von VAS und Tegner zwischen den Studien

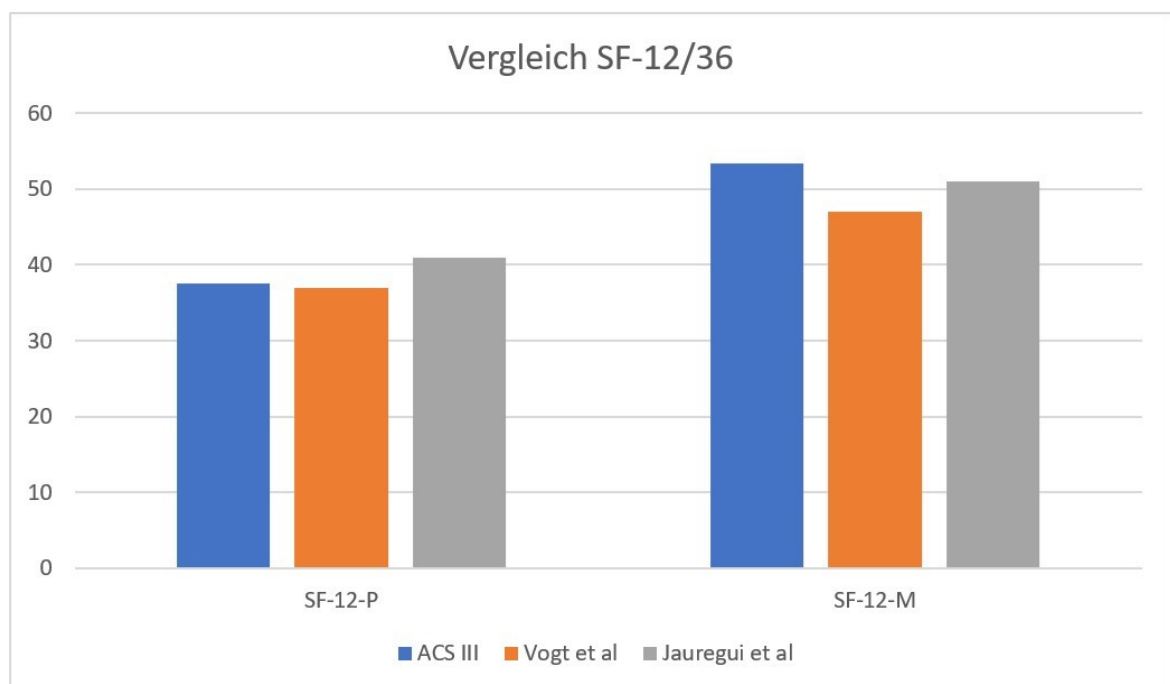


Abbildung 41: Vergleich von SF-12 und SF-36 zwischen den Studien

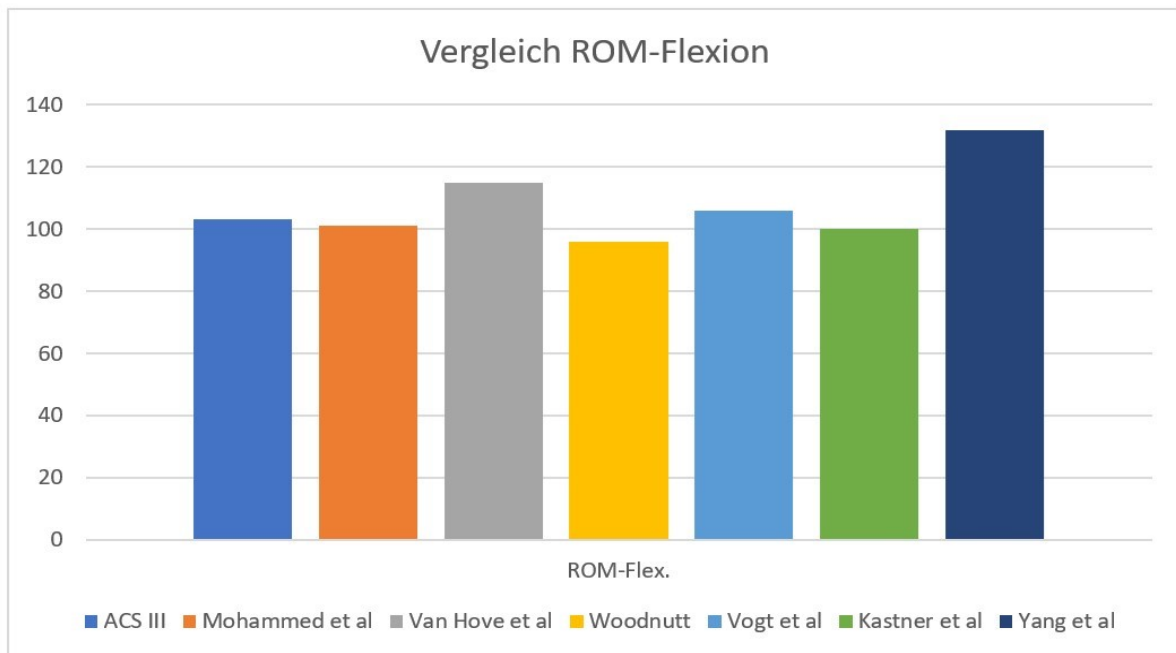


Abbildung 42: Vergleich der ROM-Flexion zwischen den Studien

Geschlechterspezifischer Unterschied

Bei der Auswertung des geschlechterspezifischen Unterschieds zeigte sich, mit Ausnahme des Streckdefizits bei der ROM, in allen Scores ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen Frauen und Männern, wobei die Werte der Männer in allen Scores denen der Frauen überlegen sind, jedoch ohne klinische Relevanz waren. O'Connor (82) kam 2011 in einer Review Arbeit zu dem Schluss, dass Männer im Vergleich zu Frauen prä- und postoperativ geringere Schmerzen verspüren und eine bessere Funktion aufweisen, womit die Ergebnisse von O'Connor mit unseren Studienergebnissen übereinstimmen. In der PatientInnen Zufriedenheit konnte O'Connor keinen Unterschied zwischen Männern und Frauen zeigen. Kastner et al (78) untersuchten 2014 138 Prothesen 10 Jahre nach der Implantation, hinsichtlich eines geschlechterspezifischen Unterschieds der klinischen Scores. Ausgewertet wurden unter anderem der WOMAC Score, der KSS, die ROM und die VAS. Im 10 Jahres Follow-Up zeigte sich bei ROM, KSS und WOMAC kein signifikanter Unterschied zwischen Frauen und Männern. Lediglich bei der Schmerzintensität gaben die Männer signifikant geringere Werte an. Die Gruppe von Kastner et al schlussfolgerte, dass das Geschlecht das Outcome einer Knieprothese nicht beeinflusst. Weshalb sich in unserem Kollektiv

ein anderes Ergebnis zeigt als in der o.g. Arbeit ist aus den Daten nicht eindeutig zu erheben und bedarf weiterer Untersuchungen.

Radiologische Auswertung

Radiologisch zeigte sich bei 66,8% eine normale Beinachse, bei 21,1% eine varische und bei 12,1% eine valgische Beinachse. Die varischen und valgischen Beinachsen sind entweder auf technische Fehler, oder aber auf individuelle stark ausgeprägte Achsabweichungen präoperativ zurück zu führen. Da diese Parameter jedoch nicht erhoben bzw. ausgewertet wurden, können wir die Gründe für diese Abweichungen nicht weiter erörtern. Der Tibialslope betrug in unserer Studiengruppe im Mittel 5,03°. Dieser Wert entspricht den in der Literatur empfohlenen Werten und ist übereinstimmend mit den Werten aus anderen Studien (53) (77) (83). Lockerungszeichen zeigten sich in unserer Gruppe nicht. Hier werden in der Literatur von Vogt et al (77) nach 11 Jahren Follow-Up 3 radiologische Lockerungen bei 52 PatientInnen beschrieben, was einer radiologischen Lockerungsrate von 5,77% entspricht. Jauregui et al (79) fand in seiner Gruppe von 145 Prothesen eine radiologische Lockerung nach 11 Jahren Follow-Up, womit er eine Lockerungsrate von 0,69% erreicht. Interpretiert man diese Ergebnisse, kommt man zu dem Schluss, dass die ACS Prothesen hinsichtlich der radiologischen Lockerungszeichen besser abschneiden, wobei es auch aufgrund der Definition, ab wann eine radiologische Lockerung vorliegt, zu Differenzen kommen kann. Außerdem besteht die Möglichkeit, dass durch die hohe Anzahl an Revisionen eine Vorselektion der primär gelockerten Prothesen erfolgt ist.

Als limitierender Faktor in unserer Studie wären die fehlenden Vergleichswerte der präoperativen klinischen Scores (KSS, WOMAC, SF-12) zu nennen, da in vielen Studien lediglich die Veränderungen der Scores von prä- auf postoperativ angegeben werden. Mit diesen Werten hätten wir noch weitere hilfreiche Vergleichswerte, die für die bessere Einschätzung des klinischen und radiologischen Outcomes der ACS Prothesen verwendet werden könnten.

3.5. Schlussfolgerung

Betrachtet man nun alle zuvor genannten Aspekte, so lässt sich resümieren, dass die ACS Prothesen im klinischen und radiologischen Outcome akzeptable Werte liefern, die mit anderen Prothesen vergleichbar sind. Unsere Ergebnisse lassen den Schluss zu, dass sich keine Überlegenheit der TiN-Beschichtung gegenüber anderen üblich verwendeten Materialien im klinischen Outcome zeigt. Zum gleichen Schluss kam auch Van Hove et al (73) 2014 in seiner doppelblinden randomisierten Studie mit 101 PatientInnen. 2015 schlussfolgerte Van Hove et al (52) in seinen Review über TiN-beschichtete Prothesen, dass noch weitere Untersuchungen notwendig sind, um die klinische Bedeutung bzw. die klinischen Vorteile von TiN-beschichteten Knieprothesen zu zeigen. Als Schlussfolgerung unserer Arbeit, lässt sich diese Empfehlung nur bestätigen. Hinsichtlich des geschlechterspezifischen Outcomes konnten wir einen statistisch signifikant besseren Outcome bei den Männern beobachten, jedoch ohne klinische Relevanz. Die Klärung, inwiefern die Beschichtung bei PatientInnen mit Metallallergien Vorteile bringt, bleibt weiteren prospektiven Studien überlassen.

4. Literaturverzeichnis

1. Jagodzinski M, Friederich N, Müller W. Das Knie Form, Funktion und ligamentäre Wiederherstellungschirurgie. 2016. 205 p.
2. Platzer W. Taschenatlas Anatomie, Band 1: Bewegungsapparat [Internet]. 2009. 186-202 p. Available from:
<http://books.google.com/books?id=UmNNGTTP9iUC&pgis=1>
3. Schumacher MSESU, Illustrationen. Prometheus. J Chem Inf Model. 2013;53(9):1689–99.
4. Jerosch J, Heisel J, Tibesku C. Knieendoprothetik. 2015.
5. Yoshioka Y, Siu D, Cooke D V. The Anatomy and Functional Axes of the Femur. J Bone Jt Surg. 1987;69(6).
6. Hartmann M, Pabst MA, Dohr G. Zytologie, Histologie und Mikroskopische Anatomie. 5th ed. facultas.wuv; 2011. 139 p.
7. Miller MD, Thompson SR. Miller´s Review of Orthopaedics. 7th ed. Elsevier; 2016. 891 p.
8. Kittl C, El-Daou H, Athwal KK, Gupte CM, Weiler A, Williams A, et al. The Role of the Anterolateral Structures and the ACL in Controlling Laxity of the Intact and ACL-Deficient Knee: Response. Am J Sports Med [Internet]. 2016;44(4):NP15-NP18. Available from:
<http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0363546516638070>
9. Diermann N, Schumacher T, Schanz S, Raschke MJ, Petersen W, Zantop T. Rotational instability of the knee: Internal tibial rotation under a simulated pivot shift test. Arch Orthop Trauma Surg. 2009;129(3):353–8.
10. Petersen W, Zantop T. Biomechanik des hinteren Kreuzbandes und der hinteren Instabilität. Arthroskopie. 2006;19(3):207–14.
11. Lüllmann-Rauch R, Paulsen F. Taschenlehrbuch Histologie. 4th ed. Georg Thieme Verlag; 2012. 680 p.
12. Musahl V, Citak M, O'Loughlin PF, Choi D, Bedi A, Pearle AD. The effect of

- medial versus lateral meniscectomy on the stability of the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Am J Sports Med.* 2010;38(8):1591–7.
13. Barié A, Achtnich AE, Guenther D, Akoto R, Herbort M, Hertel P, et al. Diagnostik des Kniebandapparates. AGA-Komitee-Knie-Ligament; 2016. 76 p.
 14. Hentsch S. Arthrose. Pschyrembel online. 2017. p. 2–5.
 15. Mutschler W, Wirth CJ, Abdolvahab F, Abel FR, Alt V, Arand M, et al. Praxis der Orthopädie und Unfallchirurgie. 3rd ed. Georg Thieme Verlag; 2013. 1140 p.
 16. Hentsch S. Gonarthrose. Pschyrembel online. 2017. p. 1–2.
 17. Spahn G, Stojanowic I, Biehl M, Klemm H, Hofmann G. Grading of cartilage lesions and osteoarthritis. *Oup.* 2016;5(9):509–14.
 18. Kellgren JH, Lawrence JS. Radiological Assessment of Osteo-Arthrosis. *Ann Rheum Dis* [Internet]. 1957;16(4):494–502. Available from: <http://ard.bmj.com/cgi/doi/10.1136/ard.16.4.494>
 19. Slobogean GP, Mulpuri K, Reilly CW. The International Knee Documentation Committee Subjective Evaluation Form in a Preadolescent Population. *Am J Sports Med* [Internet]. 2008;36(1):129–32. Available from: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0363546507307394>
 20. van Dijk GM, Dekker J, Veenhof C, van den Ende CHM, Carpa Study Group. Course of functional status and pain in osteoarthritis of the hip or knee: a systematic review of the literature. *Arthritis Rheum* [Internet]. 2006 Oct 15;55(5):779–85. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17013827>
 21. Imhoff AB, Linke RD, Baumgartner R. Checkliste Orthopädie. 3rd ed. Georg Thieme Verlag; 2014. 862 p.
 22. Wülker N, Kluba T, Roetman B, Rudert M. Taschenlehrbuch Orthopädie und Unfallchirurgie. 3rd ed. Georg Thieme Verlag; 2015. 471 p.
 23. Grifka J, Kuster M. Orthopädie und Unfallchirurgie. Springer Verlag; 2011.

1109 p.

24. Felson DT, Zhang MB, Anthony JM, Naimark A, Anderson JJ. Weight Loss Reduces the Risk for Symptomatic Knee Osteoarthritis in Women: The Framingham Study. *Ann Intern Med.* 1992;116(7):535–9.
25. Shimizu M, Higuchi H, Takagishi K, Shinozaki T, Kobayashi T. Clinical and biochemical characteristics after intra-articular injection for the treatment of osteoarthritis of the knee: Prospective randomized study of sodium hyaluronate and corticosteroid. *J Orthop Sci.* 2010;15(1):51–6.
26. Huizinga T, Nigrovic P, Ruderman E, Schulze-Koops H. Clinical efficacy and safety of glucosamine, chondroitin sulphate, their combination, celecoxib or placebo taken to treat osteoarthritis of the knee: 2-Year results from GAIT - Commentary. *Int J Adv Rheumatol.* 2010;8(4):145.
27. Newberry S, Fitzgerald J, Maglione M, O’Hanlon C, Booth M, Motala A, et al. Systematic Review for Effectiveness of Hyaluronic Acid in the Treatment of Severe Degenerative Joint Disease (DJD) of the Knee (Final 7/23/2015). *AHRQ Technol Assessments.* 2015;
28. Harrasser N. *Facharztwissen Orthopädie Unfallchirurgie.*
29. Steadman JR, Rodkey WG, Briggs KK, Rodrigo JJ. Die technik der mikrofrakturierung zur behandlung von kompletten knorpeldefekten im kniegelenk. *Orthopade.* 1999;28(1):26–32.
30. Steinwachs MR, Guggi T, Kreuz PC. Marrow stimulation techniques. *Injury.* 2008;39(1 SUPPL.):26–31.
31. Thorlund JB, Juhl CB, Roos EM, Lohmander LS. Arthroscopic surgery for degenerative knee: Systematic review and meta-analysis of benefits and harms. *Br J Sports Med.* 2015;49(19):1229–35.
32. Brignardello-Petersen R, Guyatt GH, Buchbinder R, Poolman RW, Schandelmaier S, Chang Y, et al. Knee arthroscopy versus conservative management in patients with degenerative knee disease: A systematic review. *BMJ Open.* 2017;7(5).
33. Beaufils P, Becker R, Kopf S, Englund M, Verdonk R, Ollivier M, et al.

- Surgical management of degenerative meniscus lesions: the 2016 ESSKA meniscus consensus. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* [Internet]. 2017 Feb;25(2):335–46. Available from:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28210788>
34. Kim JH, Kim HJ, Lee DH. Survival of opening versus closing wedge high tibial osteotomy: A meta-Analysis. *Sci Rep* [Internet]. 2017;7(1):1–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1038/s41598-017-07856-8>
 35. Groß AF, Fickert S, Günther KP. Übergewicht und Arthrose. *Orthopade*. 2005;34(7):638–44.
 36. Ewerbeck V, Wentzensen A, Grützner PA, Holz F, Krämer K-L, Pfeil J, et al. *Standardverfahren in der operativen Orthopädie und Unfallchirurgie*. 4th ed. Georg Thieme Verlag; 2014. 898 p.
 37. Dettoni F, Bonasia DE, Castoldi F, Bruzzone M, Blonna D, Rossi R. High tibial osteotomy versus unicompartmental knee arthroplasty for medial compartment arthrosis of the knee: a review of the literature. *Iowa Orthop J* [Internet]. 2010;30:131–40. Available from:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=21045985
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2958284/pdf/iowa0030-0131.pdf>
 38. Santoso MB, Wu L. Unicompartmental knee arthroplasty, is it superior to high tibial osteotomy in treating unicompartmental osteoarthritis? A meta-analysis and systemic review. *J Orthop Surg Res* [Internet]. 2017 Mar 28;12(1):50. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28351371>
 39. Holt GE, Dennis D a. The role of patellar resurfacing in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2003;(416):76–83.
 40. Post ZD, Matar WY, van de Leur T, Grossman EL, Austin MS. Mobile-bearing total knee arthroplasty. Better than a fixed-bearing? *J Arthroplasty* [Internet]. 2010;25(6):998–1003. Available from:
<http://dx.doi.org/10.1016/j.arth.2009.07.014>
 41. Sadoghi P, Liebensteiner M, Agreiter M, Leithner A, Böhler N, Labek G. Revision surgery after total joint arthroplasty: A complication-based analysis

- using worldwide arthroplasty registers. *J Arthroplasty* [Internet]. 2013;28(8):1329–32. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.arth.2013.01.012>
42. Yercan HS, Sugun TS, Bussiere C, Ait Si Selmi T, Davies A, Neyret P. Stiffness after total knee arthroplasty: Prevalence, management and outcomes. *Knee*. 2006;13(2):111–7.
 43. Laskin RS, Kleeman BC. Total Knee Replacement [Internet]. 1st ed. Springer-Verlag London; 1991. 268 p. Available from: <http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A00389>
 44. Bader R, Bergschmidt P, Fritsche A, Ansorge S, Thomas P, Mittelmeier W. Alternative werkstoffe und lösungen in der knieendoprothetik für patienten mit metallallergie. *Orthopade*. 2008;37(2):136–42.
 45. Thomas P. Allergien durch implantatwerkstoffe. *Orthopade*. 2003;32(1):60–4.
 46. GmbH I. TiN - Titanitrid Der Goldstandard.
 47. Jones VC, Auger DD, Stone MH, Fisher J. New Materials for Mobile Bearing Knee Prosthesis - Titanium Nitride Counterface Coating for Reduction of Polyethylene Wear.
 48. Schubert R, Zietz C, Fabry C, Bader R. Abriebuntersuchungen mit Titan-Nitrid (TiN) beschichteten Femurkomponenten bikondylärer Knieendoprothesen unter Worst-case Bedingungen. In 2014. p. 9334.
 49. Thomas P, Thomsen M. Allergiediagnostik bei metallimplantatunverträglichkeit. *Orthopade*. 2008;37(2):131–5.
 50. Baumann A. Standardlösung für Allergiker. *JATROS Orthopädie Rheumatol*. 2011;6.
 51. Fabry C, Zietz C, Baumann A, Ehall R, Bader R. High wear resistance of femoral components coated with titanium nitride: a retrieval analysis. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* [Internet]. 2017 May 20;1–10. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s00167-017-4578-7>

52. Van Hove RP, Sierevelt IN, Van Royen BJ, Nolte PA. Titanium-Nitride Coating of Orthopaedic Implants: A Review of the Literature. *Biomed Res Int.* 2015;2015.
53. Kumar N, Yadav C, Raj R, Anand S. How to Interpret Postoperative X-rays after Total Knee Arthroplasty. *Orthop Surg.* 2014;(October 2013):179–86.
54. Berquist TH. Imaging of Joint Replacement Procedures. *Radiol Clin North Am.* 2006;44(3):419–37.
55. Gujarathi N, Putti AB, Abboud RJ, MacLean JGB, Espley AJ, Kellett CF. Risk of periprosthetic fracture after anterior femoral notching. *Acta Orthop.* 2009;80(5):553–6.
56. Miller TT. Imaging of knee arthroplasty. *Eur J Radiol.* 2005;54(2):164–77.
57. Toyoda T, Matsumoto H, Tsuji T, Kinouchi J, Fujikawa K, Matsumoto H. Heterotopic ossification after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty [Internet].* 2003;18(6):760–4. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14513450>
58. Bucher M. Visuelle Analogskala [Internet]. *Pschyrembel online.* 2017. p. 1–2. Available from: https://de.wikipedia.org/wiki/Visuelle_Analogskala
59. Williamson A, Hoggart B. Pain:a review of three commonly used rating scales. *J Clin Nurs.* 2005;14(7):798–804.
60. Insall JN, Dorr LD, Scott RD, Scott WN. Rationale for The Knee Society Clinical Rating System. *Clin Orthop.* 1989;248:13–4.
61. McConnell S, Kolopack P, Davis AM. The Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC): a review of its utility and measurement properties. *Arthritis Rheum [Internet].* 2001;45(5):453–61. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1002/1529-0131%28200110%2945%3A5%3C453%3A%3AAID-ART365%3E3.0.CO%3B2-W>
62. Roos EM, Roos HP, Lohmander LS, Ekdahl C, Beynnon BD. Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS)—Development of a Self-Administered Outcome Measure. *J Orthop Sport Phys Ther [Internet].*

1998;28(2):88–96. Available from:
<http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.1998.28.2.88>

63. Ware JJ, Kosinski MM, Keller SSD. A 12-Item Short-Form Health Survey: construction of scales and preliminary tests of reliability and validity. *Med Care*. 1996;34(3):220–33.
64. Gandek B, Ware JE, Aaronson NK, Apolone G, Bjorner JB, Brazier JE, et al. Cross-validation of item selection and scoring for the SF-12 Health Survey in nine countries: Results from the IQOLA Project. *J Clin Epidemiol*. 1998;51(11):1171–8.
65. Tegner Y, Lysholm J. Rating systems in the evaluation of of knee ligament injuries. *Clin Orthop Relat Res*. 1985;198:43–9.
66. Wirth B, Meier N, Koch PP, Swanenburg J. [Development and evaluation of a German version of the Tegner activity scale for measuring outcome after anterior cruciate ligament injury]. *Sport Sport [Internet]*. 2013;27(1):21–7. Available from:
<http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&CSC=Y&NEWS=N&PAGE=fulltext&D=medl&AN=23413019%5Cnhttp://openurl.auckland.ac.nz/resolve?sid=OVID:medline&id=pmid:23413019&id=doi:10.1055%2Fs-0032-1330752&issn=0932-0555&isbn=&volume=27&issue=1&spage=21&pages=21-7&dat>
67. Austria S. Vorausberechnete Bevölkerungsstruktur für Österreich 2015-2100 laut Hauptszenario [Internet]. Statistik Austria. 2017. Available from:
https://www.statistik.at/web_de/statistiken/menschen_und_gesellschaft/bevoelkerung/demographische_prognosen/bevoelkerungsprognosen/027308.html
68. Mont MA, Pivec R, Issa K, Kapadia BH, Maheshwari A, Harwin SF. Long-term implant survivorship of cementless total knee arthroplasty: a systematic review of the literature and meta-analysis. *J Knee Surg*. 2014;27(5):369–76.
69. Ritter MA, Berend ME, Meding JB, Keating EM, Faris PM, Crites BM. Long-term followup of anatomic graduated components posterior cruciate-retaining total knee replacement. *Clin Orthop Relat Res [Internet]*. 2001

Jul;(388):51–7. Available from:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11451132>

70. Reihls B, Reihls F, Labek G, Hohegger M, Leithner A, Böhler N, et al. No bias for developer publications and no difference between first-generation trochlear-resurfacing versus trochlear-cutting implants in 15,306 cases of patellofemoral joint arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2017 Aug 24;1–8.
71. Sadoghi P, Thaler M, Janda W, Hübl M, Leithner A, Labek G. Comparative pooled survival and revision rate of Austin-Moore hip arthroplasty in published literature and arthroplasty register data. *J Arthroplasty* [Internet]. 2013 Sep;28(8):1349–53. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.arth.2012.12.011>
72. Mohammed A, Metcalfe A, Woodnutt D. Medium-term outcome of titanium nitride, mobile bearing total knee replacement. *Acta Orthop Belg* [Internet]. 2014;80(2):269–75. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25090802>
73. van Hove RP, Brohet RM, van Royen BJ, Nolte PA. No clinical benefit of titanium nitride coating in cementless mobile-bearing total knee arthroplasty. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2015;23(6):1833–40.
74. Woodnutt DJ. Up to 7 years follow-up on 285 Titanium Nitride ceramic coated mobile bearing knee implants.
75. Rice R. A 3-5 years follow-up on 185 primary Titanium Nitride ceramic coated mobile bearing knee implants.
76. Vielgut I, Leitner L, Kastner N, Radl R, Leithner A, Sadoghi P. Sports Activity after Low-contact-stress Total Knee Arthroplasty - A long term follow-up study. *Sci Rep* [Internet]. 2016;6:1–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1038/srep24630>
77. Vogt JC, Saabach C. LCS mobile-bearing total knee replacement. A 10-year's follow-up study. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2009;95(3):177–82.
78. Kastner N, Aigner BA, Meikl T, Friesenbichler J, Wolf M, Glehr M, et al.

Gender-specific outcome after implantation of low-contact-stress mobile-bearing total knee arthroplasty with a minimum follow-up of ten years. *Int Orthop*. 2014;38(12):2489–93.

79. Jauregui JJ, Cherian JJ, Pierce TP, Beaver WB, Issa K, Mont MA. Long-Term Survivorship and Clinical Outcomes Following Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty* [Internet]. 2015;30(12):2164–6. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0883540315004854>
80. McCalden RW, Hart GP, MacDonald SJ, Naudie DD, Howard JH, Bourne RB. Clinical Results and Survivorship of the GENESIS II Total Knee Arthroplasty at a Minimum of 15 Years. *J Arthroplasty* [Internet]. 2017;32(7):2161–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.arth.2017.02.006>
81. Yang HY, Seon JK, Shin YJ, Lim HA, Song EK. Robotic Total Knee Arthroplasty with a Cruciate-Retaining Implant: A 10-Year Follow-up Study. *Clin Orthop Surg* [Internet]. 2017 Jun;9(2):169–76. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28567218>
82. O'Connor MI. Implant survival, knee function, and pain relief after TKA: Are there differences between men and women? *Clin Orthop Relat Res*. 2011;469(7):1846–51.
83. Kastner N, Sternbauer S, Friesenbichler J, Vielgut I, Wolf M, Glehr M, et al. Impact of the tibial slope on range of motion after low-contact-stress, mobile-bearing, total knee arthroplasty. *Int Orthop*. 2014;38(2):291–5.