

Aus der Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
der Universität zu Köln
Direktor: Universitätsprofessor Dr. med. P. Eysel

Der posteriore tibiale slope – Vergleich und Evaluation verschiedener Messmethoden

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Universität zu Köln

vorgelegt von
Moritz-Constantin Klaus Grethe
aus Düsseldorf

promoviert am 12. Januar 2024

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität zu Köln
2024

Dekan: Universitätsprofessor Dr. med. G. R. Fink

1. Gutachter: Privatdozent Dr. med. J. Oppermann
2. Gutachter: Professor Dr. med. J. Siewe

Erklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Dissertationsschrift ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.

Bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskriptes habe ich keine Unterstützungsleistungen.

Weitere Personen waren an der Erstellung der vorliegenden Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich nicht die Hilfe einer Promotionsberaterin/eines Promotionsberaters in Anspruch genommen. Dritte haben von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertationsschrift stehen.

Die Dissertationsschrift wurde von mir bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Die in dieser Arbeit angegebenen Experimente sind nach entsprechender Anleitung durch Herrn Professor Dr. med. Jens Dargel und Herrn Privatdozent Dr. med. Johannes Oppermann von mir selbst ausgeführt worden.

Erklärung zur guten wissenschaftlichen Praxis:

Ich erkläre hiermit, dass ich die Ordnung zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis und zum Umgang mit wissenschaftlichem Fehlverhalten (Amtliche Mitteilung der Universität zu Köln AM 132/2020) der Universität zu Köln gelesen habe und verpflichte mich hiermit, die dort genannten Vorgaben bei allen wissenschaftlichen Tätigkeiten zu beachten und umzusetzen.

Köln, den 16.07.2023

Unterschrift:

Danksagung

Ich möchte mich an dieser Stelle herzlich bei all jenen bedanken, die mich während meiner Doktorarbeit unterstützt und begleitet haben. Mein besonderer Dank gilt Herrn Priv.-Doz. Dr. Johannes Oppermann, der mich mit seinem Fachwissen, seiner Geduld und seinem Engagement stets inspiriert hat. Seine wertvollen Ratschläge und konstruktiven Kritiken haben maßgeblich zur Qualität dieser Arbeit beigetragen.

Ein herzliches Dankeschön gilt auch meinen Eltern, die mich bedingungslos unterstützt und ermutigt haben, meinen akademischen Weg zu verfolgen. Ihre Liebe und Unterstützung haben mir stets den Rücken gestärkt und mir ermöglicht, mich vollkommen auf meinen beruflichen Werdegang zu konzentrieren.

Zudem möchte ich meiner Partnerin Elisa meinen aufrichtigen Dank aussprechen. Ihre bedingungslose Unterstützung, ihre Geduld und ihre aufmunternden Worte haben mir in den schwierigen Phasen dieser Arbeit stets Kraft gegeben.

Ohne die Unterstützung und das Vertrauen all dieser Menschen wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen. Ihnen allen gebührt mein aufrichtiger Dank.

Inhaltsverzeichnis

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	7
1. ZUSAMMENFASSUNG	8
2. EINLEITUNG	10
2.1. Themeneinführung	10
2.2. Ziel der Arbeit	11
2.3. Die Anatomie des Kniegelenkes	11
2.3.1. Anatomie des Kniegelenkes (Articulatio Genus)	11
2.3.2. Gelenkkapsel	12
2.3.3. Bandapparat	13
2.3.4. Menisken	17
2.4. Die Gonarthrose	18
2.4.1. Definition	18
2.4.2. Epidemiologie	19
2.4.3. Ursachen	19
2.4.4. Symptome der Gonarthrose	20
2.4.5. Diagnostik der Gonarthrose	20
2.4.6. Radiologische Befunde der Gonarthrose	20
2.4.7. Chronischer Verlauf der Gonarthrose	22
2.4.8. Konservative Therapie	22
2.4.9. Operative Maßnahmen	23
2.5. Endoprothetik des Kniegelenkes	25
2.6. Prothesenmodelle	28
2.7. Bedeutung der Kreuzbänder in der Kniegelenksendoprothetik	29
2.8. Posteriorer tibialer Slope	32
2.8.1. Definition posteriorer tibialer slope	32
2.8.2. Bedeutung posteriorer tibialer slope	32
2.8.3. Messung des posterioren slope	33
3. MATERIAL UND METHODEN	36

3.1.	Präparate und Präparation	36
3.2.	Determinierung verschiedener Messachsen posteriorer tibialer slope	36
3.3.	Gesamtdatensatz	37
3.4.	Arbeitsmittel	37
3.5.	Software und Messmethode	39
3.6.	Durchführung der fünf Messmethoden	39
3.6.1.	Referenz der Tibiavorderkante	39
3.6.2.	Referenz des Tibiaschaftes	40
3.6.3.	Referenz der Tibia Hinterkante	41
3.6.4.	Referenz des Fibula Schaftes	42
3.6.5.	Referenz der Fibula Hinterkante	43
3.7.	Distanz zum proximalen HBK-Footprint	44
3.8.	Distanz zum tibialen proximalen posterioren kortikalen Umschlagpunkt	45
4.	ERGEBNISSE	47
4.1.	Statistik	47
4.2.	Deskriptive Statistik	47
4.3.	Korrelationsanalyse	50
5.	DISKUSSION	54
5.1.	Tibia Präparate und tibialer slope	55
5.2.	Konventionelle radiologische Bildgebung und Messfehler	55
5.3.	Vergleich verschiedener Referenzachsen	57
5.4.	Alternative bildgebende Verfahren	58
5.5.	Vergleich des medialen und lateralen tibialen slope	60
5.6.	Die Rolle des hinteren Kreuzbandes bei der Kniegelenks Endoprothetik	60
5.7.	Ergebnisse der durchgeführten Studie	61
6.	LITERATURVERZEICHNIS	63

7.	ANHANG	72
7.1.	Abbildungsverzeichnis	72
7.2.	Tabellenverzeichnis	73

Abkürzungsverzeichnis

A.....	Arteria
Art.....	Articulatio
BMI.....	Body Mass Index
bzw.....	beziehungsweise
cm.....	Zentimeter
CT.....	Computertomographie
HKB.....	Hinteres Kreuzband
K-Draht.....	Kirschner Draht
Knie-TEP.....	Knieendoprothese
Lig.....	Ligamentum
Ligg.....	Ligamenta
M. Quadriceps.....	Musculus quadriceps
mm.....	Millimeter
MRI.....	Magnetic resonance imaging
MRT.....	Magnetresonanztomographie
p.....	probabilitas
PTS.....	posteriorer tibialer slope
SD.....	standard deviation
SEM.....	standard error of mean
TPAA.....	tibial proximal anatomical axis
z.B.....	zum Beispiel

1. Zusammenfassung

Bei zunehmender Lebenserwartung, vermehrter körperlicher Aktivität sowie steigendem Anspruch der Bevölkerung an die moderne Medizin sind eine korrekte Achslage, gute postoperative Ergebnisse mit langfristigen Standzeiten sowie geringe Revisionsrisiken und stabile Kniegelenksprothesen wichtige Faktoren für die operative Versorgung von Kniegelenktotalendoprothesen. Einer der entscheidenden Faktoren für eine erfolgreiche Kniegelenktotalendoprothese ist die Sicherstellung der richtigen Ausrichtung der Extremität und folglich der Kniegelenksprothesen, die bekanntermaßen die Gelenkkinematik und die Langlebigkeit der Implantate beeinflussen. Der posteriore tibiale slope hat Auswirkungen auf die Stabilität eines Kniegelenkes, seine maximale Beugung, die Ruhestellung des Gelenks, die Spannung auf die Kreuzbänder und den Druck auf den Knorpel respektive das Implantat. Aufgrund seiner wichtigen biomechanischen Auswirkung auf die Kinematik des Kniegelenkes wird seine Kalkulation sowie Bestimmung bei der endoprothetischen Chirurgie beachtet^{96,133}. Seit geraumer Zeit befasst sich nun auch die Kreuzbandrekonstruktionschirurgie zunehmend mit den Kräfteverhältnissen in Abhängigkeit vom Gefälle des posterioren tibialen slope und setzt diese operativ um^{94,65}. Einige vorherige Studien haben sich bereits mit der Evaluation des posterioren tibialen slope und dessen Bedeutung für die Kniegelenkschirurgie sowie Überlegungen zu verschiedenen Messmethoden befasst, jedoch zeigt sich zum jetzigen Standpunkt kein Konsens über eine ideale anatomische Referenz sowie eine überlegende bildgebende Diagnostik zur Bestimmung der hinteren Neigung des Tibiaplateaus. Um eine präzise Operationsmethodik zu gewährleisten, sind die Berechnungen des posterioren tibialen slopes in Verbindung mit Kreuzbandplastiken, Umstellungsosteotomien oder einem prothetischen Gelenkersatz an exakte Messungen gebunden. Selbst ein kleiner Fehler von nur wenigen Grad oder Millimetern kann das Operationsergebnis beeinträchtigen, daher ist eine sorgfältige und fehlerfreie Messung unerlässlich.

In der vorliegenden Studie wurden fünf verschiedene Messmethoden anhand typischer anatomischer Landmarken der Tibia zur Bestimmung des posterioren tibialen slope von lateralen Röntgenbildern untereinander verglichen, mit dem Ziel, eine herausstechende, im klinischen Alltag einfache sowie unumgänglich zu reproduzierende Messmethode zu evaluieren. Hierzu wurde sich, im Gegensatz zu vorherigen Studien, lediglich auf die Bestimmung des posterioren tibialen slope anhand von lateralen Röntgenaufnahmen konzentriert, da die nativradiologische Diagnostik die kostengeringste sowie im weltweiten klinischen Alltag eine der einfachsten durchzuführende Methode darstellt. Eine Schwierigkeit zur guten Reproduzierbarkeit bei der ausschließlichen Verwendung von Röntgenaufnahmen im Vergleich zur erweiterten bildgebenden Diagnostik stellt die Kreation eines Rotationsfehlers dar.

Idealerweise sollte der Unterschenkel im seitlichen Strahlengang exakt abgebildet werden. Wenn jedoch die Röntgenaufnahme um die Achse des Tibiaschaftes gedreht wird, zum Beispiel aufgrund von Ausrichtungsfehlern seitens des Untersuchenden oder aufgrund von Schwierigkeiten bei der Erkennung anatomischer Landmarken aufgrund von Adipositas oder Voroperationen, kann dies zu einer Verfälschung des abgebildeten Winkels führen.

Eindeutig stellt die CT Diagnostik sowie auch die MRT Diagnostik eine fehlerfreiere sowie ergänzende exaktere Diagnostik zur Evaluation dar. Die vorherigen Studien konnten nachweisen, dass bei Verwendung der Computertomographie ein rotationsbedingter Abbildungsfehler methodisch bedingt am frei rotierbaren dreidimensionalen Datenblock nicht entstehen kann⁷³. Hier spielen jedoch auch die wirtschaftlichen Faktoren sowie der Umgang mit der Strahlenbelastung eine entscheidende Rolle.

In unserer Studie zeigte sich, dass die Verwendung der Fibula Hinterkante zur Bestimmung des posterioren tibialen slope zu einem signifikant höheren posterioren tibialen slope im Vergleich zur Verwendung der Tibiavorderkante, des Tibiaschaftes, der Tibiahinterkante oder des Fibulaschaftes führt. Eine Korrelation zwischen dem posterioren tibialen slope und der Ansatzhöhe des hinteren Kreuzbandes konnte nicht nachgewiesen werden.

Aufgrund der zunehmenden Bedeutung des posterioren tibialen slope in der endoprothetischen Medizin scheint es sinnvoll, die Evaluierung neuer Messmethoden sowie den Vergleich verschiedener Untersuchungsmethoden in weiteren Studien zu verfolgen.

2. Einleitung

2.1. Themeneinführung

Die fortlaufende Entwicklung der Medizin sowie der Medizintechnik ermöglicht es gerade im Bereich der endoprothetischen Chirurgie immer fortschrittlichere und langlebigere Ergebnisse zu erzielen. Aufgrund der modernisierten Implantate sowie des gestiegenen demographischen Wandels und Alters der Bevölkerung gewinnt die gelenkersetzende Versorgung von arthrotischen Gelenken immer mehr an Bedeutung^{36,126,77}. Bei gelenkersetzenden Operationen, wie z.B. der Implantation einer Kniegelenkstotalendoprothese, spielt die richtige Ausrichtung sowie die korrekt angepasste Lage des Implantats eine große Rolle für die Kinematik des neu geschaffenen Kniegelenkes und die Lebensdauer der Prothese^{12,14,23,40,80,110,123,131}. Hier wird in der Literatur häufig auf den posterioren tibialen slope (PTS) verwiesen, welcher die Stellung des medialen und lateralen Tibiaplateaus zur Schaftachse der Tibia beschreibt^{54,79,123,90}. Der posteriore tibiale slope, welcher die Neigung des Tibiaplateaus nach dorsal beschreibt, hat direkte Auswirkungen auf die Stabilität eines Kniegelenkes, seine maximale Beugung, die Ruhestellung des Gelenks, die Spannung auf die Kreuzbänder, die Implantat-Fixation, das Abriebverhalten des Polyethyleninlays und den Druck auf den Knorpel respektive das Implantat.

Da der posteriore tibiale slope eine entscheidende Rolle bei der sagittalen Ausrichtung in der Kniegelenksendoprothetik^{2,58,100,72} spielt, wurde er von zahlreichen Studien untersucht. Die American Knee Society hat ihn aufgrund seiner Bedeutung in die Richtlinien zur radiologischen Evaluation aufgenommen³⁷.

Das hintere Kreuzband trägt bei der Implantation einer kreuzbanderhaltenden Kniegelenkstotalendoprothese eine wichtige Rolle, da es zum einen die posteriore Stabilität sichert und zum anderen Einfluss auf den femoralen Rollback hat. Ein insuffizientes hinteres Kreuzband, ob präoperativ oder intraoperativ entstanden, kann bei der Verwendung einer kreuzbanderhaltenden Kniegelenkstotalendoprothese zu einer anterior-posterioren Instabilität und folglich Kniegelenksbeschwerden nach der Operation im Verlauf führen. Demnach sollte auf die Erhaltung des hinteren Kreuzbandes in seiner Integrität während der operativen Versorgung geachtet werden^{49,130,47}.

Trotz der mittlerweile häufigen Messungen vorheriger Studien gibt es kaum einen Konsens über die ideale medizinische Bildgebungstechnologie, anatomische Referenzen zur Messung sowie der Festlegung welche knöchernen anatomischen Referenzlinie am besten zur Bestimmung des tibialen slope geeignet sind. Eine Vielzahl an Studien, die den posterioren tibialen slope (PTS) vermessen haben, sind hinsichtlich der Information wie der tibialen slope und zu welcher Referenz er gemessen wurde inadäquat.

2.2. Ziel der Arbeit

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, den posterioren tibialen slope für das mediale und laterale Tibiaplateau eines Kniegelenkes mit Referenz zu fünf anatomischen Landmarken zu ermitteln. In dieser Studie wurden anhand von 1296 durchgeführten Messungen fünf verschiedene Referenzachsen des posterioren tibialen slope an 216 Röntgenaufnahmen miteinander verglichen, um deren Relation zueinander zu testen und um eine am besten geeignete Messmethode zur Bestimmung des medialen und lateralen tibialen slope zu definieren. Diese Messmethoden nehmen Bezug zu anatomischen Landmarken der Tibia und sind im klinischen Alltag einfach anhand von konventionellen Röntgenbildern zu bestimmen und gut in der Praxis reproduzierbar. Sie sollen speziell für die Fragestellung der Implantation einer Endoprothese des Kniegelenkes von besonderer Wertigkeit sein, um deren Planung und Implantation zu vereinfachen. Darüber hinaus galt es zu prüfen, ob eine Korrelation zum posterioren tibialen Ansatz des hinteren Kreuzbandes oder des posterioren kortikalen Umschlagpunktes der Tibia festgestellt werden kann.

2.3. Die Anatomie des Kniegelenkes

2.3.1. Anatomie des Kniegelenkes (Articulatio Genus)



Abbildung 1: Anatomie des Kniegelenkes von ventral

Das Kniegelenk (Articulatio Genus) besteht aus drei miteinander artikulierenden Knochen, das Femur, die Tibia und die Patella (Abbildung 1: Anatomie des Kniegelenkes von ventral). Hierbei bilden Femur und Tibia das Femorotibialgelenk (Art. femorotibialis) und Femur und

Patella das Femoropatellargelenk (Art. femoropatellaris). Beide genannten Gelenke werden von einer Gelenkkapsel umschlossen und liegen in einer zusammenliegenden Gelenkhöhle. Die Fibula bildet mit der Tibia ein eigenständiges straffes Gelenk: Das Tibiofibulargelenk (Art. Tibiofibularis).

Aus biomechanischer Sicht wird das Kniegelenk als Drehscharniergelenk bezeichnet. Es ermöglicht hauptsächlich Extension, Flexion und Rotation um die Längsachse des Unterschenkels. Darüber hinaus sind auch geringfügige Translation, Ab-/Adduktion und Kompression/Distraktion¹¹² möglich. In der klinischen Praxis werden jedoch nur Flexion und Extension in der horizontalen Ebene sowie Innen- und Außenrotation in der vertikalen Ebene gemessen. Die quantitative Bewertung erfolgt mithilfe der Neutral/Null Methode, bei der folgende physiologische Werte ermittelt werden:

- Extension/Flexion in der Transversalebene 5°/0°/130°
- Innenrotation/Außenrotation im 90° gebeugten Kniegelenk 10°/0°/30°

2.3.2. Gelenkkapsel

Die gelenkbildenden Anteile des Kniegelenkes befinden sich in einer gemeinsamen Gelenkhöhle, welche von einer Gelenkkapsel umschlossen wird. Die Gelenkkapsel verläuft zwischen den zwei Condyli ossis femoris und den zwei Condyli tibiae und umgibt in ihrer Eigenschaft als Gelenkkapsel alle gelenkbildenden Flächen des Kniegelenkes. Die beiden Menisken sind ventral, lateral und dorsal mit der Gelenkkapsel verwachsen, die Patella wird von ihr komplett umschlossen. Der Hoffa-Fettkörper (Corpus adiposum infrapatellare) befindet sich ventral zwischen der Membrana synovialis und fibrosa der Gelenkkapsel. Die Kreuzbänder sind dorsal in die Gelenkkapsel eingebettet. Auf der vorderen Seite dient der Kapselbandapparat vor allem der Verspannung und Positionierung der Patella¹¹².

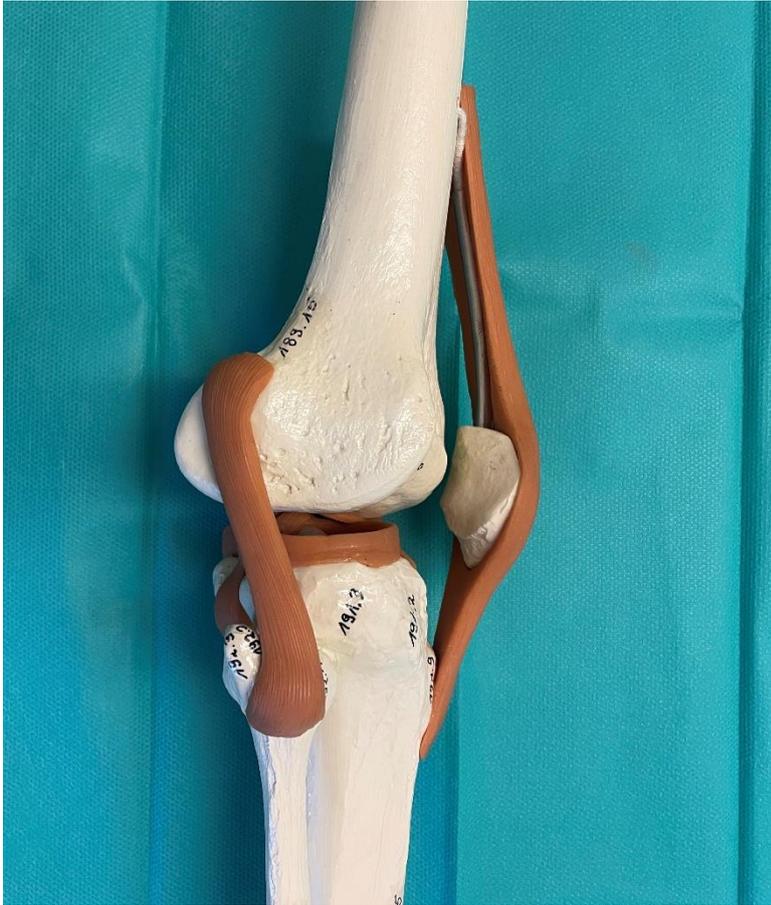


Abbildung 2: Darstellung der Kollateralbänder von lateral

2.3.3. Bandapparat

Da die Knochenführung im Kniegelenk, insbesondere im Femorotibialgelenk, begrenzt ist, ist es notwendig, Stabilität und Bewegung durch einen starken Bandapparat zu gewährleisten. Dabei werden Außen- und Innenbänder unterschieden¹¹² (Abbildung 2: Darstellung der Kollateralbänder von lateral sowie Abbildung 3: Darstellung des Bandapparates von lateral):

Außenbänder

Vorderseite

- Lig. Patellae
- Retinaculum patellae longitudinale mediale et laterale
- Retinaculum patellae transversal mediale et laterale

Medial/lateral

- Lig. collaterale tibiale
- Lig. collaterale fibulare

Hinterseite

- Lig. popliteum obliquum
- Lig. popliteum arcuatum

Binnenbänder

- Lig. cruciatum anterius
- Lig. cruciatum posterius
- Lig. transversum genus
- Lig. meniscofemorale posterius



Abbildung 3: Darstellung des Bandapparates von lateral

Die Ligg. cruciata des Kniegelenks erstrecken sich zwischen den Areae intercondylaris anterior und posterior der Tibia sowie der Fossa intercondylaris des Femurs. Das vordere Kreuzband (Lig. cruciatum anterius) ist dorsal an der Innenseite des lateralen Femurkondylus befestigt und verläuft medial-kaudal-ventral zur Area intercondylaris anterior

der Tibia. Das stärkere hintere Kreuzband (Lig. cruciatum posterius) entspringt ventral an der Innenseite des medialen Femurkondylus und verläuft dorsal-kaudal-lateral zur Area intercondylaris posterior der Tibia¹¹² (Abbildung 4: Darstellung der Anatomie und des Verlaufes der Kreuzbänder des Kniegelenkes von ventral sowie Abbildung 5: Darstellung des vorderen Kreuzbandes von ventral). Die Hauptfunktion dieser beiden Bänder ist die Verhinderung der Verschiebung der Tibia zum Femur in der Sagittalebene sowie die Innenrotation der Tibia¹¹². Das vordere und das hintere Kreuzband gewährleisten den gelenkigen Kontakt zwischen Femur und Tibia und sorgen vor allem in der Sagittalebene für Stabilität des Kniegelenkes¹¹². Die maximale Spannung der Kreuzbänder wird bei einer vollständigen Extension erreicht. Bei zunehmender Flexion und Innenrotation finden sie sich gegeneinander verdrehen sowie bei Beugung und Außenrotation eine Parallelstellung statt. Somit wird sichergestellt, dass selbst in jeder Stellung des Gelenkes zumindest Teile der Kreuzbänder gespannt sind und somit Stabilität und eine ligamentäre Führung des Kniegelenkes gewährleistet ist¹¹².

Das hintere Kreuzband besteht aus zwei Kollagenbündeln, ist dicker als das vordere Kreuzband und das stärkste Band im Kniegelenk. Eine Ruptur tritt auf, wenn eine Belastung von etwa 80 Kilogramm erreicht wird. Innerhalb des Gelenks beträgt die Länge des hinteren Kreuzbandes drei bis vier Zentimeter und die Breite etwa 13 Millimeter. Das vordere Kreuzband besteht aus drei ineinander verdrehten Kollagenbündeln.

Es ist länger als das hintere Kreuzband und schlechter durchblutet, eine Ruptur entsteht bei rund 40 Kilogramm Belastung. Durch die schräge Stellung der Kreuzbänder zueinander sind die beiden Bänder allzeit gespannt, unabhängig von Extension oder Flexion. Bei der Außenrotation drehen sich die beiden Kreuzbänder auseinander, bei der Innenrotation wickeln sie sich umeinander und verhindern somit eine zu starke Einwärtsdrehung.



Abbildung 4: Darstellung der Anatomie und des Verlaufes der Kreuzbänder des Kniegelenkes von ventral

Am Kniegelenk werden zwei Kollateralbänder unterschieden (Abbildung 2: Darstellung der Kollateralbänder von lateral sowie Abbildung 3: Darstellung des Bandapparates von lateral). Das Ligamentum collaterale tibiale verläuft auf der Innenseite des Kniegelenks, während das Ligamentum collaterale fibulare auf der Außenseite verläuft. Das Ligamentum collaterale tibiale ist breiter als das Ligamentum collaterale fibulare. Es zieht schräg nach vorne distal vom medialen Epikondylus des Femurs und setzt etwa 7-8 cm unterhalb des Tibiaplateaus an der medialen Tibiafläche an. Das Ligamentum collaterale fibulare zieht als runder Strang schräg nach distal hinten vom lateralen Epikondylus des Femurs zum Fibulakopf. In gestreckter Position sind beide Kollateralbänder gespannt, während sich der Krümmungsradius in gebeugter Position verringert. Dadurch nähern sich der Ursprung und der Ansatz der Kollateralbänder an und sind entspannt. Beide Kollateralbänder stabilisieren das Kniegelenk in der Frontalebene. Das Ligamentum collaterale tibiale ist fest mit der Gelenkkapsel und dem medialen Meniskus verwachsen. Das Ligamentum collaterale fibulare hat keinen direkten Kontakt zur Gelenkkapsel oder zum lateralen Meniskus. Daher ist der mediale Meniskus weniger beweglich und bei Meniskusverletzungen häufiger betroffen als der laterale Meniskus¹¹².



Abbildung 5: Darstellung des vorderen Kreuzbandes von ventral

2.3.4. Menisken

Die beiden Menisken präsentieren sich in der Draufsicht als zwei Halbmonde, die an ihren Enden (Vorder- und Hinterhorn) durch kurze Bänder im Knochen der vorderen und hinteren interkondylären Fläche fest verankert sind. Der äußere Meniskus (lateraler Meniskus) nimmt nahezu die Gestalt eines geschlossenen Rings an, während der innere Meniskus (medialer Meniskus) eine ausgeprägte Sichelform aufweist (Abbildung 6: Darstellung des rechten Tibiaplateaus in der Ansicht von proximal mit aufliegenden Menisci und ihren Anheftungsstellen).

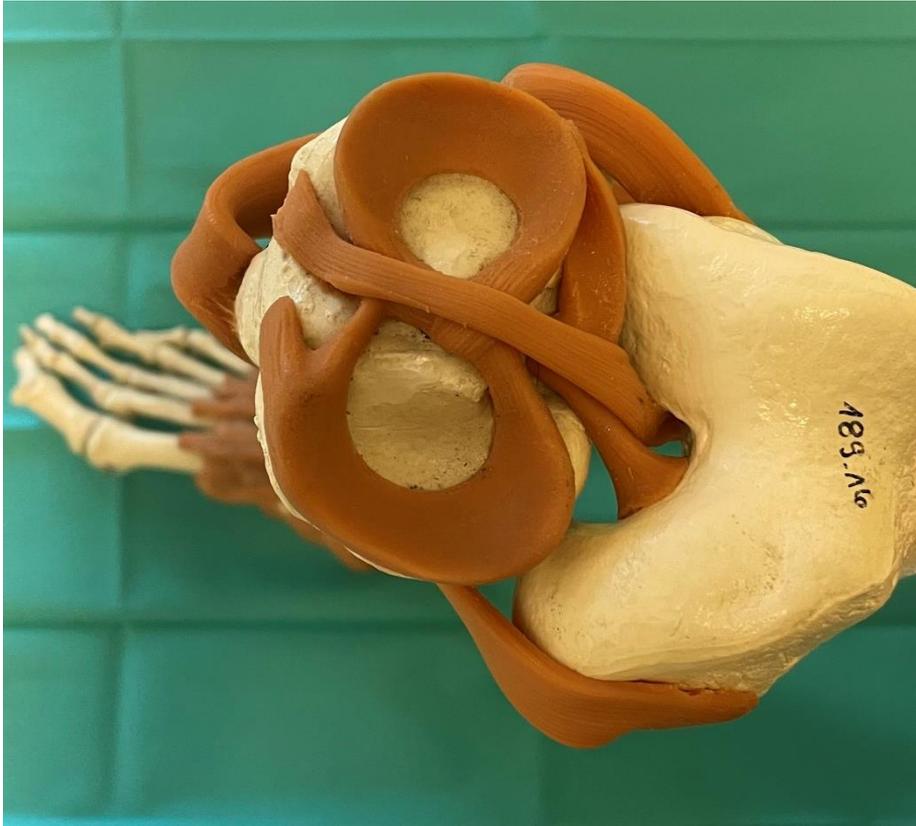


Abbildung 6: Darstellung des rechten Tibiaplateaus in der Ansicht von proximal mit aufliegenden Menisci und ihren Anheftungsstellen

2.4. Die Gonarthrose

2.4.1. Definition

Die Endoprothesenversorgung des Kniegelenkes ist seit geraumer Zeit ein standardisiertes Verfahren zur Behandlung von Knie- und Gelenkschmerzen aufgrund eines arthrotisch veränderten Gelenkes bei zuvor ausgereizter konservativer Therapie. Die Gonarthrose (Gonarthrosis deformans) ist ein chronisch degenerativer Prozess, welcher zur Schädigung des hyalinen Knorpels (Chondromalazie) des Gelenkes sowie dann folglich zur Schädigung der ossären Strukturen der Gelenkfläche des Kniegelenkes führt. Aufgrund der degenerativen Prozesse und Untergang der hyalinen sowie ossären Strukturen treten im Verlauf Gelenkdestruktion, potentielle aseptische Entzündungsreaktionen der Gelenksinnenhaut, eine entzündliche Schrumpfung der Gelenkkapsel sowie mögliche Reizergussbildung im Gelenk auf. Zusätzlich kann es bei fortgeschrittenem Prozess zur sekundären Achsabweichung des Gelenkes kommen. Man unterscheidet drei Formen der Gonarthrose, welche singulär oder kombiniert auftreten können:

1. Retropatellararthrose: Arthrose des Femoropatellargelenkes
2. Mediale Gonarthrose: Arthrose des medialen Kompartments des Femorotibialgelenks
3. Laterale Gonarthrose: Arthrose des lateralen Kompartments des Femorotibialgelenks

Treten alle drei Formen kombiniert auf spricht man von einer Pangonarthrose.

Zusätzliche Unterformen sind die folgenden:

- Valgus-Gonarthrose: Laterale Gonarthrose bei gleichzeitiger X-Bein Fehlstellung
- Varus-Gonarthrose: Mediale Gonarthrose bei gleichzeitiger O-Bein Fehlstellung

2.4.2. Epidemiologie

Die Gonarthrose ist aktuell die häufigste diagnostizierte Arthropathie. Laut GEDA- Studie von 2010 sind an der Gonarthrose ein Drittel aller Frauen sowie ein Viertel aller Männer im sechsten Lebensjahrzent erkrankt. Die Lebenszeitprävalenz korreliert mit dem steigenden Alter sowie dem Übergewicht (Adipositas) der Bevölkerung.

Risikofaktoren der Kniegelenksarthrose:

- Hohes Alter
- Familiäre Belastung
- Überbelastung (Übergewicht, Gelenkfehlstellung, Gelenkfehlbelastung)
- Rheumatische Grunderkrankung
- Immobilisation

2.4.3. Ursachen

Die Gonarthrose lässt sich in eine primäre idiopathische sowie in eine sekundäre, aufgrund von vielzähliger diverser präarthrotischer Deformitäten, einteilen.

Die primäre Gonarthrose ist der Verschleiß des Kniegelenkes, dieser entsteht idiopathisch und geht mit einer biologischen Minderwertigkeit des Knorpelgewebes unklarer Ursache einher⁹.

Die sekundäre Gonarthrose kann aufgrund von verschiedenen Entitäten entstehen. Einerseits können präarthrotische Deformitäten wie Fehlbildungen, Frakturen mit Gelenkbeteiligung sowie Achsfehlstellung (genu valgus/genu varus/genu recurvatum/genu antecurvatum) ursächlich sein, andererseits können Meniskus- oder Bandläsionen zu einer sekundären arthrotischen Veränderung im Verlauf führen. Die sekundäre Gonarthrose kann auch als Resultat von metabolischen oder endokrinologischen Erkrankungen wie Akromegalie, Chondrokalzinose, Hyperparathyreoidismus, Hyperurikämie, rheumatologischen Erkrankungen oder Rachitis auftreten⁵.

Im Gegensatz zur Arthrose des Hüftgelenks (Coxarthrose) konnten Studien einen evidenzbasierten Nachweis der Korrelation von Übergewicht (Adipositas) und Gonarthrose nachweisen⁵¹.

Primäre Faktoren der Arthrose:

- Idiopathisch
- Minderwertiger Knorpel
- Alterserscheinung

Sekundäre Faktoren der Arthrose:

- Gonarthrose bei genu valgum, genu varum
- Post Trauma, z.B.: Kreuzbandruptur, Fraktur, Meniskusläsion
- Post Entzündung, z.B.: Empyem
- Osteonekrosen
- Stoffwechselerkrankung^{2,5}

2.4.4. Symptome der Gonarthrose

Die Symptome der Gonarthrose entstehen meist schleichend. Bei Auftreten der Schmerzen hat der chronisch degenerative Prozess ein bereits fortgeschrittenes Stadium erreicht. Die Schmerzen können anfänglich zunächst bei Belastung, später jedoch auch in Ruhe auftreten. Der klassische Schmerz der Gonarthrose ist der Anlaufschmerz, der vor allem am Morgen nach dem Aufstehen oder nach längerem Sitzen eintritt und sich nach kurzzeitiger Mobilisation bessert. Zusätzlich zum Anlaufschmerz wird eine gewisse Morgensteifigkeit des Kniegelenkes beschrieben, welche sich in weiter vorangeschrittenen Stadien zu relevanten Bewegungseinschränkungen entwickeln kann. Der chronisch progrediente Verlauf kann bei Auftreten eines Gelenkergusses, häufig in Kombination mit Rötung und Überwärmung, in einen aktivierten Verlauf übergehen. Man spricht von einer klinischen aktivierten Gonarthrose, welche vor allem nach einer vermehrten Belastung im Vergleich zum gewohnten Belastungsablauf auftritt. Mit Fortschreiten des arthrotischen Prozesses nimmt die maximale Belastbarkeit des Kniegelenkes konsequent ab.

2.4.5. Diagnostik der Gonarthrose

Die Diagnostik der Gonarthrose erfolgt durch die Eruiierung der spezifischen Beschwerden des Patienten, einer gründlichen klinischen Untersuchung sowie bildgebender Diagnostik mittels Durchführung eines Röntgenbildes des Kniegelenkes. Die zusätzliche Durchführung einer Magnetresonanztomographie (MRT) ist nicht zwingend zur primären Diagnosestellung von Nöten. Zur Unterscheidung eines isolierten Knorpelschadens von einer möglichen beginnenden Arthrose ist die MRT Untersuchung jedoch hilfreich.

2.4.6. Radiologische Befunde der Gonarthrose

Aufgrund des chronisch voranschreitenden Gelenkverschleißes sind bei der Gonarthrose die typischen radiologischen Befunde einer Arthrose wie subchondrale Sklerosierung, Verschmälerung des Gelenkspaltes, osteophytäre Anbauten und Geröllzysten zu detektieren. Aufgrund der Progredienz können diese degenerativen Umbauprozesse bis zur

klinischen sowie radiologisch nachweisbaren Deformität des Gelenkes führen^{139,101}
(Abbildung 7: Radiologische Zeichen einer Gonarthrose).



Abbildung 7: Radiologische Zeichen einer Gonarthrose

2.4.7. Chronischer Verlauf der Gonarthrose

Die Gonarthrose mit dem Häufigkeitsgipfel der Erstdiagnose im 50.-60. Lebensjahr² ist ein bedeutender Faktor, der in der heutigen Zeit zur Implantation einer Endoprothese des Kniegelenkes führt. Kniegelenksarthrosen sind weltweit unter den führenden Gründen für körperliche Behinderung und Immobilisation. Die Gegebenheit unter einer Behinderung der Mobilität (definiert als die Beanspruchung von Hilfe während des Gehens oder beim Treppensteigen) aufgrund einer Arthrose des Kniegelenkes zu leiden, ist größer als jegliche andere medizinische Kondition bei Patienten im Alter von 65 Jahren und älter^{22,53}.

Ein weiterer Aspekt der steigenden Prävalenz der Kniegelenksarthrose²⁸ sowie der endoprothetischen Versorgung des Kniegelenkes ist die Zunahme des Alters sowie das zunehmende Übergewicht der Bevölkerung. Beeinträchtigte Gelenkfunktion sowie Schmerzen sind die Hauptsymptome unter denen Patienten mit Arthrose leiden und welche sie in ihrer Mobilität limitieren. Diese Klinik entwickelt sich typischerweise über einen längeren Zeitraum, in denen die Symptome und deren Intensität stark variieren können⁶⁴.

Das moderne Management der Arthrose des Kniegelenkes beinhaltet heutzutage eine ganze Bandbreite von Behandlungsmöglichkeiten und bedient sich einer großen Auswahl von unterschiedlichen Therapieoptionen. Diese reichen von der Änderung des Lebensstils inklusive gesunder Ernährung und ausreichenden und druckentlastenden Sport, über die medikamentöse Therapie der Schmerzen bis hin zur operativen Intervention mit einem Gelenkersatz⁹².

2.4.8. Konservative Therapie

Gerade die konservativen Therapieoptionen wie die Umstellung der Lebensgewohnheiten sowie die Schulung über die Tragweite der Erkrankung sollte für alle Patienten zugänglich sein¹²⁷. Weitere Therapiemöglichkeiten, wie Durchführung der Physiotherapie zur Kräftigung der gelenksumgreifenden Muskulatur, der Gebrauch von Gehhilfen sowie spezielle Einlagen in den Schuhen, die Einnahme oraler Schmerzmedikation zur Linderung der Symptomatik sowie die intraartikuläre Injektion von Glukokortikoiden, werden von vielen Patienten benötigt. Zusätzliche Maßnahmen sind die Verwendung von physikalischen Behandlungen wie Elektrotherapie, Wärmetherapie bei chronischen Beschwerden sowie Kryotherapie bei akuten arthritischen Beschwerden. Bei der Verwendung von Schmerzmedikation sind die analgetischen, antiphlogistischen Präparate in oraler oder intramuskulärer Form die wichtigsten und am häufigsten verwendeten Substanzen⁹⁹.

Eine zusätzlich zunehmend invasivere konservative Therapiemöglichkeit stellt die intraartikuläre Injektion von Glukokortikoiden dar. Nach Punktion einer gewissen Menge an Gelenkflüssigkeit zur Reduktion des intraartikulär herrschenden Druckes kommt es zur Injektion einer Glukokortikoid-Kristall-Suspension, welche stark entzündungshemmend wirkt. Die Durchführung der intraartikulären Injektion ist lediglich für die aktivierte Arthrose mit

akuten Beschwerden geeignet und eine Gesamtzahl von vier Injektionen pro Jahr sollte aufgrund der potentiell knorpelschädigenden Wirkung der Glukokortikoide sowie der bestehenden Infektionsgefahr bei invasiven Gelenkverfahren⁵⁴ nicht überschritten werden.

Ebenfalls möglich ist die Injektion mittels gleicher Verfahrensweise von Hyaluronsäure intraartikulär. Diese fungiert als Gleitmittel und wirkt antiinflammatorisch und positiv auf den Stoffwechsel der Chondrozyten¹⁴⁰.

Der Prozess des Voranschreitens der Arthrose lässt sich jedoch häufig nicht ausreichend mit den konservativen Maßnahmen therapieren, sodass die Anzahl der chirurgischen Interventionen sowie der Gelenkersatz zunimmt. Die Symptome der Arthrose resultieren für gewöhnlich aus einem Missverhältnis zwischen dem intraartikulär herrschenden Druck und der Belastungen, welche auf das Gelenk wirken und der verfügbaren gesunden Gelenkoberfläche mit ausreichend gesundem Knorpelgewebe, welche diesen Druck abfangen soll⁸¹. Deswegen ist es Ziel der konservativen Behandlung den Druck, welcher auf dem Gelenk lastet, zu reduzieren oder die Gelenkoberfläche, die dem Druck entgegenwirkt zu verbessern⁸¹. Die konservative Therapie wird besonders den jungen Patienten ausgesprochen, um die Notwendigkeit einer operativen Therapie hinauszuzögern oder gar zu umgehen⁸¹. Für gewöhnlich wird die konservative Therapie angestrebt bevor grundlegende Strukturveränderungen des Kniegelenkes auftreten oder in frühen Stadien der Arthrose⁸¹. Mit gesteigertem Lebensalter und Lebenserwartung der Menschen nimmt die Anzahl der an Arthrose leidenden Patienten sowie klinisch relevante Beschwerden kontinuierlich zu. Diese Beschwerden treten meistens nicht sofort akut auf, sondern entwickeln sich progredient im Laufe des Krankheitsverlaufes².

2.4.9. Operative Maßnahmen

Im fortgeschrittenen Stadium der Arthrose treten Schmerzen auch in Ruhe und während der Nacht auf und können somit zu einem lebeenseinschränkenden sowie mobilitätseinschränkenden Leidensdruck werden². Wenn diese Symptomatik nicht mit bewegungs- und gewichtsreduzierenden Maßnahmen verringert bzw. erfolgreich therapiert werden kann, wird die Therapie chirurgisch eskaliert. Zur Diagnostik der Arthrose ist ein konventionelles Röntgen unabkömmlich. Radiologische Zeichen der Arthrose sind unter anderem die ungleiche Verschmälerung des Gelenkspaltes, die subchondrale Sklerose, das Auftreten von Osteophyten und deren Anbauten sowie subchondrale Geröllzysten wie auch speziell bei der Gonarthrose das Zeichen der lateralisierten Patella aufgrund der ungleichen Druckverteilung im belasteten Kniegelenk². Wenn konservative Maßnahmen wie gesteigerte, jedoch gelenkschonende, körperliche Aktivität im Hinblick auf die Reduktion der axialen Belastung sowie Physiotherapie und die Schmerz- und entzündungshemmende Medikation nach WHO-Stufenschema nicht zur Linderung der Symptomatik führen, müssen operative Eingriffe sowie gelenkersetzende Maßnahmen in Erwägung gezogen werden.

Hierbei gibt es grundsätzlich die Unterscheidung zwischen gelenkerhaltender und gelenkersetzender Operation. Ein wichtiger Bestandteil der Therapie der gelenkerhaltenden Eingriffe stellen die arthroskopischen Verfahren dar. Bei leichter bis mittelgradiger Arthrose ist die Abtragung von osteophytären Anbauten, die Entfernung freier Gelenkkörper, sowie die Resektion und Glättung von degenerativen Knorpel- und Meniskusläsionen möglich. Hierbei wird zusätzlich eine Gelenklavage mit Spülung des Gelenkes durchgeführt, um das Kniegelenk von abgeriebenem Knorpelmaterial und Entzündungsmediatoren zu befreien. Im Vordergrund stehen die Schmerzreduktion sowie die Stabilisierung der Gelenkmechanik, wobei die Effekte häufig nicht von langer Dauer sind^{111,7,120}.

Kommt es bei jungen aktiven Patienten durch eine kongenitale Achsfehlstellung oder traumatische sowie degenerative Meniskusläsion im Verlauf zu einer unilateralen Gonarthrose, besteht die Möglichkeit einer varisierenden oder valgusierenden Umstellungsosteotomie. Somit wird eine korrekte Belastungsachse wiederhergestellt, welche dann vornehmlich durch das zuvor weniger belastete Kompartiment führt. Ziel ist die Entlastung des geschädigten Kompartimentes^{99,120}.

In Bezug auf die femorale und tibiale Osteotomie sind die Indikationen jedoch signifikant zurückgegangen. Dies ist auf die verbesserte medizinische Behandlung und die Entwicklung von unikondylären Prothesen zurückzuführen. Trotzdem bleibt die tibiale Osteotomie eine attraktive Option speziell für junge Patienten die unter Arthrose, respektive einer drohenden Arthrose im Kniegelenk oder einer Deformität, leiden. Mit Hilfe der Umstellungsosteotomie lässt sich ein Kniegelenk in einer Varusstellung valgusieren und ein Kniegelenk in einer Valgusstellung varisieren². Somit wird eine Belastungsumverteilung vom erkrankten Kompartiment des Kniegelenkes zum gesunden Kompartiment des Kniegelenkes gewährleistet. Diese Versorgung wird meistens bei der isolierten medialen femorotibialen Arthrose in Betracht gezogen⁸¹. Die beiden am meisten verbreiteten Techniken sind die tibiale valgus Osteotomie mit Durchführung eines „medial opening wedge“ oder „lateral opening wedge“⁸¹. Diese Operationstechnik verschiebt die Notwendigkeit eines prothetischen Gelenkersatzes um geschätzte zehn Jahre^{136,56}.

Besteht eine unikompartimentelle, intraartikuläre Deformität ist es möglich einen unikondylären Oberflächenersatz, die sogenannte Schlittenprothese, zu implantieren⁹⁹.

Sind die degenerativen Veränderungen sowie der Fortschritt der Arthrose und die Verschleißerscheinungen klinisch sowie radiologisch so relevant geworden, dass die konservativen und minimalinvasiven Maßnahmen bei ausgeprägter Klinik und hohem Leidensdruck keine Therapieoptionen mehr bieten, ist die Versorgung mittels kompletten Oberflächenersatz aller Gelenkflächen in Form einer Kniegelenktotalendoprothese häufig die letzte Option und unumgänglich.

Die Gelenkplastik hat sehr überzeugende Ergebnisse bezogen auf die Funktion des Gelenks nach der Operation. Der heutige Stand der Forschung belegt eine schnelle Erholung postoperativ, eine gute Langzeitfunktionalität der Prothese sowie eine gute Funktion unter extremen Bedingungen⁸¹. Dennoch gibt es ein geringes Restrisiko, was die postoperativen Komplikationen betrifft wie z.B. Infektionen, Prothesenlockerung oder periprothetische Frakturen, welche die operative Therapie der Gonarthrose erst zu einer definitiven Variante für Patienten werden lässt bei denen die konservative Therapie unter Ausreizung der physiotherapeutischen Beübung sowie Ausschöpfung der medikamentösen Therapie keine adäquate Wirkung gezeigt hat⁸¹.

2.5. Endoprothetik des Kniegelenkes



Abbildung 8: Radiologische Darstellung einer Kniegelenktotalendoprothese

Speziell für die Chirurgie des Kniegelenkes gibt es mehrere chirurgische Interventionsmöglichkeiten, heutzutage angepasst an die anatomischen Gegebenheiten der Patienten sowie die Form der Gonarthrose und der degenerativen Veränderungen. Bei der Endoprothetik mit künstlichem Gelenkersatz ist die Hauptindikation die Schmerzreduktion im arthrotisch deformierten Kniegelenk, unabhängig vom Grad der Knie deformität. Die Wiederherstellung der gewohnten physiologischen Beuge- und Streckfunktion bei adäquaten muskulären Kraftverhältnissen sowie femoropatellaren Druckverhältnissen sind die Grundbausteine des Kniegelenkersatzes³⁸.

Die Implantation der Kniegelenktotalendoprothese ist einer der am häufigsten durchgeführten operativen Eingriffe in der Orthopädie und gehört zu den zwanzig häufigsten Eingriffen in Deutschland. Jährlich werden etwa 158.000 solcher Operationen durchgeführt⁹⁵. Die postoperative Zufriedenheitsrate von 90-95%³⁴ und lange Standzeit der Implantate zeigen die hohe Erfolgsquote der Implantation. Aktuelle Studien belegen eine Implantatstandzeit von 90% nach 15 Jahren und 82% nach 22 Jahren¹⁰⁷ (Abbildung 8: Radiologische Darstellung einer Kniegelenktotalendoprothese).

Für das Ergebnis ist es entscheidend, dass der Eingriff präoperativ genau geplant wird, der Operateur über ausreichende Erfahrung verfügt, der Eingriff angemessen lange dauert und die Prothese sorgfältig implantiert wird. Zudem ist eine adäquate postoperative Nachbehandlung von großer Bedeutung⁹⁸.

Eine sorgfältige dreidimensionale Ausrichtung der Implantate³⁵, die ligamentäre Balancierung und die passgenaue Rekonstruktion der physiologischen und mechanischen Beinachse trägt maßgeblich zur Langlebigkeit und Stabilität der Prothese bei^{128,75}.

In einer Studie, welche Patienten mit einer gesicherten Gonarthrose („ ≥ 2 Kellgren-Lawrence Score“) einschloss, wurde die Kniegelenktotalendoprothese mit einem Rehabilitationsprogramm verglichen, welches körperliche Aktivität, Aufklärung in Bezug auf die Krankheit sowie Ernährungsberatung, die Benutzung von Einlagen und Schmerzmedikation beinhaltet (Abbildung 9: Darstellung einer Totalendoprothese). Dabei zeigten Patienten bei denen eine operative Endoprothetik durchgeführt wurde signifikante Verbesserung hinsichtlich des Schmerzes und der Gelenkfunktion im Vergleich mit der Kontrollgruppe. Trotzdem sind die unerwünschten Nebenwirkungen bei der Gruppe der Operierten im Vergleich vermehrt aufgetreten¹¹⁷.

Bei der Implantation einer bikondylären Kniegelenksprothese werden zu 90% die kollateralen Bänder erhalten. Mit diesem Prothesendesign besteht die Möglichkeit das vordere Kreuzband sowie das hintere Kreuzband zu erhalten. Weitere operative Möglichkeiten einer Implantation sehen die Resektion der Kreuzbänder vor. Der Gelenkersatz kann entweder offen konventionell oder im Sinne der erweiterten minimalinvasiven Chirurgie durchgeführt werden und die Prothese kann zementiert oder unzementiert implantiert werden. Handelt es sich bei der Implantationsnotwendigkeit um einen jüngeren Patienten entscheidet man sich häufig für ein zementfreies Verfahren, um einen etwaigen Revisionseingriff nach Ablauf der Standzeit der Prothese zu erleichtern. Die tibiale Komponente der Prothese kann mit einem kaum merklichen Unterschied in den Ergebnissen⁸¹ dabei mobil oder fixiert sein.



Abbildung 9: Darstellung einer Totalendoprothese

Eine bilderlose gesteuerte Computernavigation sowie speziell für den Patienten angepasste Schneideblöcke, die während des Gelenkersatzes intraoperativ verwendet werden, um die gelenkbildenden Flächen des Femurs und der Tibia zurecht zu schneiden, verbessern die Genauigkeit der Positionierung des Implantats. Hierbei ist eine genaue präoperative Planung von Vorteil.

Die Indikationen für die Verwendung einer unikondylären Prothese (Schlittenprothese) sind hauptsächlich einseitiger Gelenkverschleiß posttraumatisch oder hereditär sowie Valgus- oder Varusarthrosen durch angeborene Fehlstellung der Beinachse. Hierbei gilt als absolute Kontraindikation die anteriore-posteriore Instabilität⁸¹. Relative Kontraindikationen sind ein erhöhter BMI > 35 und ein gesteigertes Maß an Deformität⁸¹. Zwar ist das chirurgische Vorgehen für dieses operative Verfahren komplizierter als ein kompletter Gelenkersatz, jedoch sind die Resultate unter guten Bedingungen sehr gut, da das postoperative Langzeit Outcome der unikondylären Prothese in Bezug auf Langlebigkeit und Rückkehr zu gewohnten Belastungsmustern im Alltag sowie im Sport im Vergleich zu einem kompletten Gelenkersatz bessere Ergebnisse liefert.

Bei der Implantation einer Kniegelenksprothese gibt es mehrere chirurgische Vorgehensweisen und verschiedene Prothesenmodelle sowie Prothesendesigns, welche alle eine genaue vorherige Messung der anatomischen Gegebenheiten des Kniegelenkes des Patienten vor der Implantation voraussetzen. Unter den präoperativ erhobenen Faktoren ist die Bestimmung des posterioren tibialen slope hier von maßgeblicher Bedeutung.

2.6. Prothesenmodelle

Bei den verwendeten Kniegelenksprothesen unterscheidet man zwischen ungekoppelten und gekoppelten Prothesen. Wichtig für die Implantation einer Prothese sind die intakten Seitenbänder des Kniegelenkes². Die ungekoppelten Prothesen teilen sich weiter in eine unikondyläre Prothese (Hemischlittenprothese), in eine bikondyläre Prothese (Doppelschlittenprothese, Knie-TEP) und in eine patellofemorale Prothese auf. Die Indikation für eine unikondyläre Prothese ist die einseitige Arthrose der Gelenkinnen- oder Gelenkaußenfläche, Valgus- oder Varusarthrosen² und besteht aus einer einseitigen Prothese, welche im Femur und der Tibia Gleitfläche implantiert wird. Folglich wird zwischen den beiden Prothesenkomponenten eine Gelenkgleitfläche (meist bestehend aus Polyethylen) platziert, um eine reibungsfreie Funktion der implantierten Komponenten zu gewährleisten. Bei der bikondylären Prothese ist die primäre Indikation der Implantation die bestehende und klinisch relevante generalisierte Gonarthrose², welche durch eine konservative Therapie nicht beherrschbar ist und die Lebensqualität der Patienten deutlich einschränkt. Bei der Implantation der bikondylären Prothese kommt es zum Ersatz beider Kondylen des Femurs sowie der Gelenkfläche der Tibia (Abbildung 9: Darstellung einer Totalendoprothese). Auch hier wird eine Gelenkgleitfläche aus Polyethylen zwischen den Prothesenkomponenten eingebracht. Die patellofemorale Prothese kommt bei degenerativen Veränderungen des Femoropatellargelenkes zum Einsatz. Hier kommt es zum Ersatz der Trochlea femoris, welche die patellare Gleitfläche ist, sowie zum Ersatz der Rückseite der Patella.

Die gekoppelten Prothesen sind achsgeführte Prothesen die bei der schweren Gonarthrose mit Insuffizienz des Bandapparates, welche mit femorotibialer Rotationsfehlstellung einhergehen, implantiert werden. Im Prinzip funktionieren diese Prothesen wie die bikondyläre Prothese, nur sind die Komponenten des Femurs sowie der Tibia größer und tiefer im Knochen verankert und über eine bewegliche Achse miteinander verbunden.

Neben der Verwendung von Prothesenimplantation als chirurgische Maßnahme der Gonarthrose besteht ebenfalls die Möglichkeit der Umstellungsosteotomie. Auch hier ist die vorherige Messung und genaue Bestimmung des posterioren tibialen slope von Bedeutung. Sie wird bei jungen Patienten mit Möglichkeit der Korrektur der Gelenkfehlstellung oder bei einseitiger Arthrose durchgeführt². Es kommt zur Durchtrennung eines Knochens mit darauffolgender Osteosynthese, bei der eine Achskorrektur in drei Ebenen möglich ist. Das

Ziel ist die Wiederherstellung der normalen Knochen- und Gelenkanatomie des Kniegelenks ohne Fehlstellung oder Fehlbelastung. Bei der Chirurgie des primären Oberflächenersatzes in der Kniegelenksendoprothetik gibt es zwei bestehende Grundtypen: 1) Hinteres Kreuzband erhaltende und 2) posterior stabilisierende Prothesen; beide Prothesenarten sind verwendbar für eine primäre Implantation. Sie besitzen unterschiedliche kinematische und biomechanische Eigenschaften sowie Vor- und Nachteile im Implantationsverfahren, weisen aber im Langzeit Outcome keine wesentlichen Unterschiede auf⁸⁷.

2.7. Bedeutung der Kreuzbänder in der Kniegelenksendoprothetik

Die anteriore-posteriore Stabilität des Kniegelenkes wird durch verschiedene Faktoren wie die Gelenkkapsel¹²⁴, die Menisken^{4,82,116}, die Kreuzbänder^{19,44,52,89} sowie die Geometrie der Gelenkfläche beeinflusst. Die Kinetik des Kniegelenks wird zu einem nicht unwesentlichen Teil durch die Lokalisation der Ansätze der Kreuzbänder beeinflusst. Die Kreuzbänder liegen streng betrachtet nicht intraartikulär, sondern extraartikulär, jedoch intrakapsulär durch einen Synovialschlauch zu den Gelenkflächen hin abgegrenzt und geben somit dem Kniegelenk Stabilität in der Sagittalebene². Folglich wird ein Abrutschen der Femurkondylen nach ventral oder dorsal, vor allem bei Beugung des Kniegelenkes, verhindert². Die Kreuzbänder bestehen aus straffen kollagenen Faserzügen die parallel zueinander in Faserbündeln liegen, welche locker durch ein Bindegewebe miteinander verbunden sind. An den Insertionsstellen am Periost verändert sich ihre Faserstruktur und Fasernordnung in zunehmend straffere Fasern, welche durch starke Vernetzung miteinander verbunden sind. Die Gefäßversorgung der Kreuzbänder resultiert aus der A. Genus media. Das vordere Kreuzband ist länger als das hintere Kreuzband, beide Bänder bestehen aus Bindegewebsfasersträngen und weisen eine Dicke von etwa 8-10 mm auf. Das vordere Kreuzband verläuft von kranial, dorsal und lateral am Femur nach kaudal, ventral und medial an der Tibia². Das hintere Kreuzband verläuft von kranial, ventral und medial nach kaudal, dorsal und lateral an der Tibia². Somit kreuzen sich die beiden Kreuzbänder in ihrem Verlauf. Während der Innenrotation umwinden sich die Kreuzbänder, bei der Außenrotation weichen sie auseinander². Das hintere Kreuzband ist im Vergleich zum vorderen Kreuzband dicker und fester und somit betreffen Verletzungen des Kreuzbandes häufiger das vordere Kreuzband. Das hintere Kreuzband setzt am posterioren Teil der lateralen Fläche der medialen Femurkondyle an sowie an der Vertiefung hinter der interartikulären oberen Fläche der Tibia, distal ausgedehnt entlang der posterioren Fläche der Tibia⁴⁹. Dies gewährleistet Widerstand gegenüber posteriorer Dislokation der Tibia im Bezug zum Femur^{19,44,106}. Es wurde bewiesen, dass das hintere Kreuzband bis zu 95% der hinteren Dislokation der Tibia im Bezug zum Femur entgegenwirkt¹³⁰. Somit ist dessen Funktion und Erhaltung, gerade in Bezug auf die Implantation einer Kniegelenksprothese, enorm wichtig. Das hintere Kreuzband besteht aus zwei Bündeln: Das anterolaterale Bündel, das stärker ist und bei

einer Beugung des Kniegelenks von 90° gespannt wird, sowie das posteromediale Bündel, das dünner ist und bei maximaler Streckung und maximaler Beugung gespannt wird. Agonist des hinteren Kreuzbandes ist funktionell der M. Quadriceps femoris, antagonistisch wirken die ischiokruralen Muskeln durch ihren Zug in die hintere Schublade der Tibia in Flexion^{104,6}. Der erste bikondyläre Gelenkersatz wurde 1971 durch Freeman und Swanson entwickelt¹⁰⁸. Durch die Studien und Entwicklung von Insall kam es zur Weiterentwicklung des Prothesentypes, sodass 1974 die Total-Condylar-Prothese entstand, bei der es zum Ersatz der femoralen sowie tibialen und retropatellaren Komponente kommt⁶⁶. Aufgrund der Instabilität durch die Resektion des hinteren Kreuzbandes entwickelte Insall die Prothese weiter. Es entstand die erste posterior stabilisierende Kniegelenksprothese Total-Condylar-Prothese II. Diese Prothese beruht auf der Implantation eines zentralen tibialen Zapfens als Ersatz zum hinteren Kreuzband⁶⁶. Die Studien von Haralambiev und Böhling haben jedoch gezeigt, dass bei primär präoperativ intaktem hinterem Kreuzband eine Versorgung mittels Oberflächenersatz erfolgen sollte, welche das intakte hintere Kreuzband als Stabilisator bewahrt. Sollte primär präoperativ eine Pathologie des hinteren Kreuzbandes bestehen - sei es aufgrund von Elongation, Kontraktur oder weiterer Verletzungszeichen - empfahlen Haralambiev und Böhling die Implantation einer posterior stabilisierten Prothese; hier wird durch die Prothese die Funktion der Kreuzbänder übernommen⁸⁷. Langzeitergebnisse der Kniegelenksendoprothetik zeigen bisher eine hohe Anzahl an zufriedenstellenden Ergebnissen sowohl für die Implantation einer kreuzbanderhaltenden Prothese als auch bei der Implantation einer posterior stabilisierten Prothese^{93,114}. Während einige Untersuchungen über einen ähnlichen funktionellen Score bei kreuzbanderhaltenden und posterior stabilisierten Kniegelenken berichteten¹¹³, haben weitere Untersuchungen herausgefunden, dass die Kniebeugung und das femorale Rollback bei posterior stabilisierten Prothesen signifikant größer sind als bei kreuzbanderhaltenden Implantaten^{33,57,113}. Das reduzierte femorale Rollback bei kreuzbanderhaltenden Kniegelenksprothesen wurde degenerativen Veränderungen des hinteren Kreuzbandes zugeschrieben⁷⁶, die eine übermäßige Straffung oder Laxität des hinteren Kreuzbandes verursachen und seine normale biomechanische Funktion verhindern können, die darin besteht, die anteriore Femurtranslation während der Flexion des Gelenkes zu begrenzen^{8,109}. Neuere Untersuchungen haben jedoch auch gezeigt, dass ein en-bloc durchgeführter tibialer Standardschnitt zu einer Ablösung der meisten Fasern des hinteren Kreuzbandes von ihrer Insertion an der proximalen Tibia führen kann^{42,83,91}. Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass eine teilweise oder vollständige Durchtrennung des hinteren Kreuzbandes während der Durchführung des Tibiaschnittes bei der Implantation einer Kniegelenksprothese auftreten kann und somit eine wichtige Rolle bei der Entstehung einer postoperativen pathologischen Kniegelenkbiomechanik spielt. Cinotti fand in seiner Studie heraus, dass wenn die gesamte Insertion des hinteren Kreuzbandes bei

der Verwendung von kreuzbanderhaltenden Implantaten geschont werden soll, die maximale Dicke des tibialen Schnitts 4mm betragen sollte, wenn ein 0° sagittaler slope verwendet wird. Eine noch geringere Schnittdicke ist zu verwenden, wenn ein 3° oder 5° posteriorer sagittaler slope verwendet wird²⁶. Ein solcher konservativer tibialer Schnitt kann bei der Mehrzahl der Patienten die Insertion des hinteren Kreuzbandes erhalten und wenn er mit einem zweiten Schnitt ausreichender Dicke zur Implantation der gewählten Tibiakomponente verbunden ist, eine alternative Technik zur Schonung des hinteren Kreuzbandes darstellen⁹¹. Nach einem erfolgten Kniegelenkersatz ist die Physiotherapie von entscheidender Bedeutung, um im weiteren Verlauf einen guten Bewegungsgrad zu gewährleisten. Das klinische Outcome ist nach einem Gelenkersatz ohne darauffolgende Physiotherapie nicht vergleichbar mit dem Outcome und der Beweglichkeit nach erfolgter durchgeführter Bewegungstherapie. Ohne erfolgte Physiotherapie zeigen Patienten mit einem Gelenkersatz ein reduziertes Maß an Bewegung und Aktivität. Ebenfalls ist es eher selten, dass die Patienten zu ihren gewohnten sportlichen Aktivitäten zurückkehren⁸¹. Auch wenn verschiedene Studien ausgezeichnete Langzeitergebnisse in Bezug auf die Funktionalität der Prothese hervorbringen²⁷, sind Gelenksteifigkeit und persistierender Schmerz keine Seltenheit¹⁰².

2.8. Posteriorer tibialer Slope

2.8.1. Definition posteriorer tibialer slope

Das Tibiaplateau des Kniegelenkes weist in der Regel eine nach dorsal abfallende Neigung auf. Hier wird in der Literatur häufig von der tibialen Reklination oder dem posterioren tibialen slope gesprochen^{3,46,54} (Abbildung 10: Posteriore Tibiareklination). Somit wird der posteriore tibiale slope des Knies, ebenfalls definiert als der Winkel zwischen einer Geraden rechtwinklig zu der longitudinalen Achse der Tibia und dem posterioren Gefälle des Tibiaplateaus, ein bedeutender Faktor der Kinematik des Kniegelenkes^{48,11,47,105}.

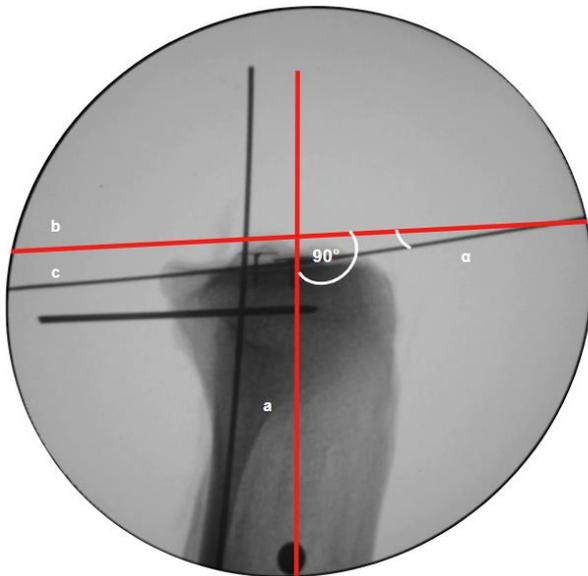


Abbildung 10: Posteriore Tibiareklination (posterior tibial slope, α): Winkel zwischen Tibiaplateau (c) und senkrecht zur Longitudinalachse (a) stehenden Hilfslinie (b)

2.8.2. Bedeutung posteriorer tibialer slope

Der posteriore tibiale slope hat zudem eine wichtige Bedeutung für die Stabilität des Kniegelenkes^{48,11,47,105}, dessen Verletzungsrisiko^{123,41,122}, den intraartikulär herrschenden Druck^{3,58,131}, das Bewegungsausmaß^{3,115,43} sowie die Spannung der Kreuz- und Seitenbänder^{41,135,118}. Darüber hinaus ist ein erhöhter posteriorer tibialer slope mit einer erhöhten Inzidenz einer vorderen Kreuzbandruptur assoziiert^{4,11}, wie in vielen Studien gezeigt wurde. Ein ungeeigneter Schnittwinkel der Tibia in der Sagittalebene bei der Implantation einer Kniegelenktotalendoprothese kann zu anteroposteriorer wie auch mediolateraler Laxität und Instabilität, erhöhtem Polyethylen Verschleiß, Komponentenlockerung oder hinterer Kreuzbandruptur führen^{4,11}. Im Allgemeinen wird ein posteriorer tibialer slope von 3°-7° nach Implantation einer Kniegelenktotalendoprothese empfohlen¹⁸.

2.8.3. Messung des posterioren slope

Es wurden verschiedene Messmethoden zur Ermittlung des posterioren tibialen slope beschrieben^{46,62,17,30,70}. Moore et al.⁹⁷ definierten eine Tibiaachse zur Messung des posterioren tibialen slope als eine Linie, die kongruent mit dem anterioren Tibiakortex einschließlich der Tuberositas tibiae ist. Sie ermittelten einen posterioren tibialen slope Winkel zwischen 7° und 22° (Mittelwert 14°, SD $\pm 3,6^\circ$). Bei dieser Technik führt die Variabilität der Tuberositas tibiae zu einer Ungenauigkeit. Dejour et al.³⁰ postulierten eine Achse zur Messung des posterioren tibialen slope, die auf kurzen Röntgenbildern des Kniegelenkes durchgeführt werden³⁷, welche lediglich das Gelenk selber abbilden, ohne die kranial sowie distal gelegenen Strukturen abzubilden. In der Studie von Dejour et al. betrug der mittlere posteriore tibiale slope $10^\circ \pm 3^\circ$.

Diaphysäre Deformitäten, insbesondere die unterschiedliche Konvexität der Tibia, kann zu Ungenauigkeiten in den Messungen führen. Die meisten Autoren erklären die mechanische Achse der Tibia als eine Verbindung der Mittelpunkte des Tibiaplateaus und des distalen Tibiagelenkes^{46,17,70,137}. Unter Verwendung der mechanischen Achse der Tibia messen Genin et al.⁴⁶ den posterioren tibialen slope zwischen 0° und 18°, Julliard et al.⁷⁰ fanden einen Mittelwert von 7°, Yoo et al.¹³⁷ von 10,6° (Winkel von 1,9°-19,6°) bei Frauen mit Osteoarthritis. Eine Assoziation zwischen Osteoarthritis und größeren posterioren tibialen slope Winkeln wurde wiederholt berichtet²⁴. Ob es sich dabei um ein primäres Phänomen handelt oder ob man einen erhöhten posterioren tibialen slope auf eine Osteoarthritis zurückführen kann, ist jedoch nicht bekannt. Eine größere interindividuelle Variabilität für den posterioren tibialen slope ist in der Mehrzahl der oben erwähnten Studien dokumentiert und wurde in der Studie von Faschingbauer³⁹ bestätigt (-0,2° bis 15°). Faschingbauer zeigte ebenfalls durch seine Messungen des posterioren tibialen slope mittels drei verschiedener Messmethoden, jeweils zu unterschiedlichen Höhen der Messungen im Bereich der Tibia, signifikante Unterschiede zwischen den Ergebnissen der Messwerte des posterioren tibialen slope für alle drei diaphysären Achsen, wobei die kleinsten Unterschiede und die stärkste Korrelation für eine diaphysäre Achse bei 16 und 20 cm unterhalb des Tibiaplateaus festgestellt wurden. Die Verwendung kurzer Distanzen unterhalb des Tibiaplateaus (6 und 10 cm) führte zu einer Überschätzung des PTS um durchschnittlich 3°. Die meisten Autoren der gelesenen Studien befürworten bei der Implantation einer Kniegelenktotalendoprothese die Positionierung der Tibiakomponente mit einem posterioren slope von 3° abhängig vom Design der verwendeten Prothese¹⁸.

Gerade in Bezug auf die Planung der Endoprothetik des Kniegelenkes ist die Bestimmung des posterioren tibialen slopes von enormer Wichtigkeit. Vorausgegangene Studien haben gezeigt, dass eine Steigerung des tibialen slope eine anteriore Verschiebung der Tibia im Bezug zum Femur bewirken kann⁴⁸. Aufgrund dessen sind sagittale Osteotomien, welche

den tibialen slope verändern, als Behandlungsmethode für degenerative Knorpelerkrankungen sowie Verletzungen, welche das hintere Kreuzband betreffen vorgeschlagen worden⁴. Somit könnte ein Anstieg des posterioren tibialen slope von Vorteil sein bei Patienten mit Insuffizienz des hinteren Kreuzbandes, wohingegen eine Verringerung des posterioren tibialen slope nützlich sein könnte bei Patienten mit einer Insuffizienz des vorderen Kreuzbandes⁴⁸. Ebenfalls wurde im Leichenmodell gezeigt, dass mit einem gesteigerten posterioren tibiale slope der Grad der Belastung im hinteren Kreuzband nach einem kompletten Gelenkersatz verringert wird. Der durchschnittliche in der Literatur beschriebene tibiale slope des Kniegelenkes in Abhängigkeit verschieden durchgeführter Messmethoden, bestimmt anhand lateraler Röntgenaufnahmen, beträgt $10^{\circ} \pm 3^{\circ}$ ^{17,30,46,67,69,70}. Zusätzlich besteht eine lineare Verbindung zwischen dem tibialen slope und der tibialen Kraftübertragung während einseitiger Gewichtsbelastung in sowohl Kniegelenken mit intaktem vorderem Kreuzband sowie in Kniegelenken mit defizienten vorderen Kreuzband^{30,31,42,32}.

Kapandji⁷¹ fand in seinen Studien heraus, dass das Tibiaplateau im Durchschnitt um 5° bis 6° zur Horizontalen nach posterior geneigt ist und bezeichnete dies als „Retroversion“ in der Sagittalebene der Tibia. Bei der Durchführung der Implantation einer Kniegelenkstotalendoprothese ist es wichtig, die korrekte mechanische, anatomische, axiale und rotationsbedingte Ausrichtung wiederherzustellen. Gelingt dies nicht besteht die Gefahr eines Bandungleichgewichtes während der Kniegelenksbeugung sowie ein mögliches Fehlgleiten der Kniescheibe. Es gibt mehrere Studien zur Erlangung der korrekten Rotation der Femurkomponente, darunter die Verwendung der Epikondylarachse^{15,138}, der Anteroposteriorachse¹³² und der Tibiaschaftachse¹²¹.

Lotke und Ecker²¹ untersuchten 70 Kniegelenksprothesen und stellten eine signifikante Korrelation zwischen einem guten klinischen Ergebnis und einer gut positionierten Prothese auf den Röntgenbildern fest⁸⁵. Ebenfalls haben Lotke und Ecker²¹ berichtet, dass die tibiale Komponente der Prothese am besten funktioniert, wenn sie horizontal in der lateralen Ansicht positioniert ist, welches jedoch nicht dem natürlichen Gefälle der Tibia entspricht. Lotke⁸⁴ empfahl, dass der Tibiaschnitt bei Implantation der Prothese mit einer posterioren Neigung von 5° durchgeführt werden sollte. Dies ist heutiger Standard bei der Durchführung der Implantation der Kniegelenksprothese.

K. Y. Chiu haben in ihren Studien herausgefunden, dass der posteriore tibiale slope des Tibiaplateaus bei Vorliegen einer degenerativen Veränderung um 2° bis 3° größer ist als bei keinem Auftreten degenerativer Veränderungen. In der von uns durchgeführten Studie wurde jedoch von Anfang an versucht jegliche degenerativen Veränderungen, welche Einfluss auf die Messungen haben könnten, zu entfernen. Ebenfalls wurde von K. Y. Chiu detektiert, dass in der Regel der mediale posteriore tibiale slope in deren Messungen um 3° größer war als

der laterale posteriore tibiale slope²⁴. Der Zusammenhang zwischen dem posterioren slope des medialen und lateralen Tibiaplateaus war nicht stark ausgeprägt und der posteriore slope des lateralen Tibiaplateaus wies in den Röntgenbildern eine geringere Korrelation mit dem eigentlichen posterioren slope auf. Demnach sei es laut K. Y. Chiu vorteilhafter, das mediale Plateau zur Beurteilung des posterioren tibialen slope zur Planung der Prothesenimplantation zu verwenden²⁴. Krackow⁷⁸ fand heraus, dass eine nach Implantation anterior geneigte Tibiakomponente die Belastungszone nach anterior verlagert und somit zur Entwicklung einer Bandstraffung sowie Bandsteifigkeit im Verlauf bei der Beugung führt. Ayers et al.¹⁰ zeigten weiter, dass dies zur Steifigkeit des Kniegelenkes nach Implantation einer Kniegelenksprothese mit zu weit anterior implantierter tibialer Komponente beitrug. Hungerford⁶³ auf der anderen Seite warnte jedoch vor der Kreation eines zu steilen posterioren slope, welcher zu einer Resektion des Ansatzes des hinteren Kreuzbandes führen könnte und somit postoperativ ein instabiles Gelenk kreieren würde. Somit ist die richtig durchgeführte vorherige Messung sowie die darauffolgende intraoperative Resektion ein wichtiger Bestandteil der präoperativen Planung sowie intraoperativ durchgeführten Implantation einer Kniegelenksprothese.

3. Material und Methoden

3.1. Präparate und Präparation

Für diese Studie wurden insgesamt 108 Knie, 54 rechte sowie 54 linke, aus dem anatomischen Institut der Uniklinik zu Köln untersucht, welche aus dem Kursus der makroskopischen Anatomie stammten. Das mittlere Alter betrug 88 Jahre (55-101 Jahre). Die Studie wurde durch die Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der Uniklinik Köln genehmigt (Nummer 14-058).

Bei den Kniegelenken gab es eine Unterscheidung zwischen dem Alter und dem Geschlecht, es gab keine Unterscheidung zwischen Gewicht und Größe. Um präzise Arbeitsbedingungen und akkurate Messungen zu gewährleisten, wurden alle Kniegelenke aus dem Verbund der unteren Extremität herausgelöst und folglich bezieht sich der Begriff Kniegelenk deswegen auf die Tibia und Fibula, deren *Articulatio tibiofibularis* und *syndesmosis tibifibularis* in jedem Knie erhalten blieb. Um fehlerfreie Messungen zu erhalten, wurden die Tibiae und die Fibulae von jeglichen muskulären- sowie Knorpelstrukturen und ligamentären Komponenten befreit. Offensichtlich geschädigte Tibiae durch z.B. höhergradigen Verschleiß oder der Zustand stattgefundener operativer Versorgung wurden ausgeschlossen. Auch wurden beide Menisci sowie jegliche ligamentäre Bestandteile des tibialen Plateaus entfernt, um folglich eine bessere und genauere Beurteilung des medialen sowie lateralen Plateaus zu gewährleisten. Lediglich der Ansatz des hinteren Kreuzbandes wurde sorgfältig präpariert und dessen Ansatz am Knochen für spätere Messungen mit einem K-Draht orthogonal versehen. Für die Röntgenaufnahmen wurde ein Standardröntgengerät verwendet. Um möglichst differenzierte und voneinander unabhängige Ergebnisse der Messungen zu erhalten, wurden diese jeweils von drei unterschiedlichen Personen im gleichen Ausmaß durchgeführt, an unterschiedlichen Tagen gemessen sowie ebenfalls partiell nach dem Zufallsprinzip kontrolliert. Die zusammengetragenen Messdaten wurden untereinander verglichen.

3.2. Determinierung verschiedener Messachsen posteriorer tibialer slope

Um verschiedene Messmethoden für den posterioren tibialen slope im Sinne des Vergleiches dieser Methoden untereinander zu erhalten, wurden die Daten des tibialen slope in dieser Studie anhand von fünf verschiedenen Messungen pro Knie gewonnen.

Diese Messungen wurden an den fünf folgenden festgelegten anatomisch-radiologischen Landmarken wie in einer Studie von Yoo et al. beschrieben vermessen¹³⁷:

1. Die Referenz der Tibia Vorderkante
2. Die Referenz des Tibia Schaftes
3. Die Referenz der Tibia Hinterkante
4. Die Referenz des Fibula Schaftes
5. Die Referenz der Fibula Hinterkante

Diese fünf Messungen wurden jeweils einmal in Bezug auf den lateralen und einmal auf den medialen posterioren tibialen slope gemessen. Darüber hinaus wurden zwei Distanzen zum tibialen Plateau gemessen:

- a. Distanz zum proximalen HKB-Footprint
- b. Distanz zum tibialen proximalen posterioren kortikalen Umschlagpunkt

3.3. Gesamtdatensatz

Damit diese verschiedenen Messmethoden für den medialen sowie lateralen posterioren tibialen slope untereinander vergleichbar sind, wurde jedes der 108 Kniegelenke zwei Röntgenaufnahmen unterzogen, einmal zur Messung des medialen tibialen slope und einmal zur Messung des lateralen tibialen slope. Diese Röntgenaufnahmen wurden so konzipiert, dass möglichst viel des Corpus Tibiae sowie des Corpus Fibulae abgebildet wurde. Zusätzlich musste am proximalen Teil des Bildes ausreichend Tibiaplateau für die folgenden Ausmessungen vorhanden sein. Insgesamt wurde jedes Knie sowohl für die Evaluierung des medialen tibialen slope als auch für die Evaluierung des lateralen tibialen slope 12 Messungen unterzogen, sodass insgesamt eine Anzahl von 1296 Messungen an 216 durchgeführten Röntgenbildern den Stammdatensatz bildeten. Eine Referenzkugel mit definierter Kugelgröße wurde für die spätere Kalibrierung auf jedem Röntgenbild mit abgebildet.

3.4. Arbeitsmittel

Um den slope des Tibiaplateaus nativradiologisch darzustellen, wurde ein Standard 4mm K-Draht verwendet, welcher später bei der Ausmessung mit dem Programm ImageJ Pro® (Wayne Rasband, NIH) am Computer zur exakten Darstellung des slope dient. Die Normalverteilung der Daten wurde mittels des Kolmogorov-Smirnov Tests überprüft. Die Korrelation zwischen der Distanz des tibialen Ansatzes sowie des hinteren tibialen Umschlagpunktes zum tibialen slope bei Verwendung verschiedener knöcherner anatomischer Landmarken wurde mit einer Spearman-Korrelation analysiert. Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Programm IBM® SPSS Version 22.0.

Die Messungen des tibialen slope werden im Zentrum des Gelenkes an einer echten seitlichen Röntgenaufnahme der proximalen Tibia gemessen^{54,55}. Hier wurde versucht jedes

Röntgenbild streng seitlich zu kreieren. Die Position des K-Drahtes und somit die Markierung des tibialen slope wurde wie folgt gewählt: Mit Hilfe einer Klemme (Reißzwecke) wurde der K-Draht an dem am meisten anterioren-ventralen Punkt und dem am meisten posterioren-distalen Punkt des Tibiaplateaus fixiert, um folglich eine Verbindungslinie dieser beiden Punkte zu gewährleisten sowie somit den posterioren tibialen slope nativradiologisch zu verdeutlichen^{54,55} (Abbildung 11: Komplettaufnahme seitliche Tibia mit Messdrähten, Referenzkugel sowie Markierung des HKB Footprints).

Diese Methode wurde jeweils für die Röntgenbilder des medialen tibialen Plateaus respektive medialen slope sowie für die Röntgenbilder des lateralen tibialen Plateaus respektive lateralen slope der Kniegelenke verwendet.

Um die anatomische Achse der auf den Röntgenbildern abgebildeten Fibula radiologisch sichtbar zu machen, wurde ein zweiter 30cm langer K-Draht benutzt. Hierzu wurden zwei Ösen, eine proximal und eine distal im Zentrum des Knochens angebracht, durch welche der K-Draht geschoben wurde und somit die anatomische Achse der Fibula widerspiegelte. Um exakt laterale und streng seitliche radiologische Aufnahmen zu erhalten, wurden die Tibiae für jedes durchgeführte Röntgenbild in einer Klemme fixiert um jegliche Bewegung sowie Rotation während des Vorgangs des Röntgens zu vermeiden.

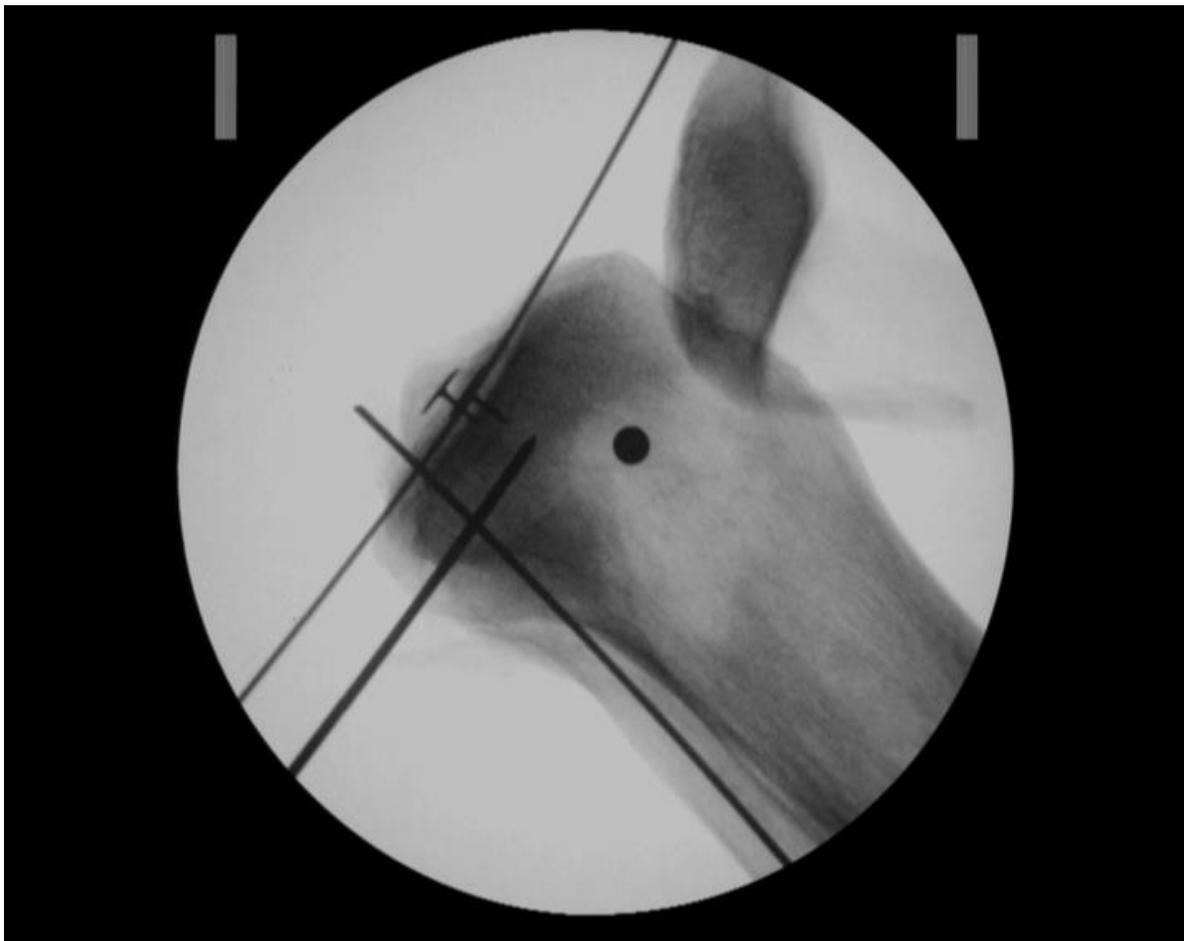


Abbildung 11: Komplettaufnahme seitliche Tibia mit Messdrähten, Referenzkugel sowie Markierung des HKB Footprints.

3.5. Software und Messmethode

Nachdem von allen 108 Kniegelenken mit den dazugehörigen K-Drähten die entsprechenden Röntgenaufnahmen gemacht wurden, erfolgte das Ausmessen der digitalen Röntgenbilder mithilfe des Messprogrammes ImageJ Pro. Hiermit konnten Referenzlinien sowie die Darstellung der fünf Messmethoden bildlich digital dargestellt werden. Bei der Methodik des Ausmessens orientierten sich die Messungen der drei unabhängigen Untersucher an den radiologischen Techniken die von Genin et al.⁴⁶ entwickelt wurden. Die vorher durchdachten und festgelegten fünf verschiedenen Messmethoden wurden jeweils einmal für den medialen und einmal für den lateralen slope an jedem Kniegelenk durchgeführt. Um den Grad des posterioren tibialen slope zu bestimmen, diente bei jeder der fünf verschiedenen Messungen als festgelegte Referenzlinie eine Gerade, die entlang des den jeweilig repräsentierenden slope des medialen und lateralen K-Drahtes gezogen wurde. Diese wurde Referenzlinie TS genannt. Bei jeder der 5 Messungen ergab sich ein Schnittpunkt mit der Referenzlinie TS und der daraus resultierende Winkel wurde folglich bei jeder Messung von 90 Grad subtrahiert. Das Ergebnis dieser Subtraktion stellt den posterioren tibialen slope der jeweiligen Messung dar.

3.6. Durchführung der fünf Messmethoden

3.6.1. Referenz der Tibiavorderkante

Bei der Messung der Referenz der Tibia Vorderkante zum tibialen slope wurde eine Gerade entlang des Kortex der Tibia Vorderkante gelegt. Hierbei wurde von dem am meisten distal gelegenen Punkt der abgebildeten Tibia eine Gerade entlang der Tibia Vorderkante gezogen. Am Schnittpunkt dieser Geraden mit der Referenzlinie TS entstand ein Winkel, welcher von 90 Grad subtrahiert den Messwert des posterioren tibialen slope für diesen Messdurchgang ergab (Abbildung 12: Referenz Tibiavorderkante).

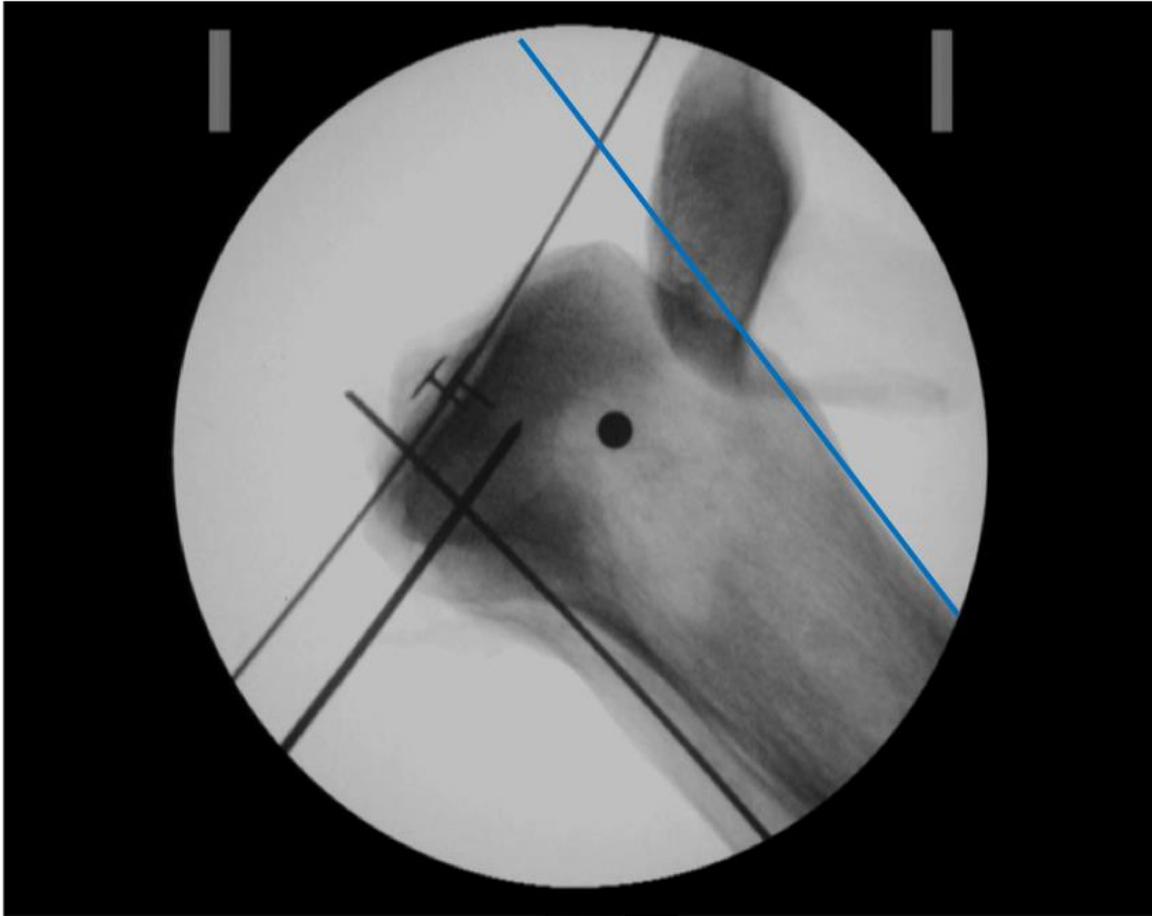


Abbildung 12: Referenz Tibiavorderkante

3.6.2. Referenz des Tibiaschaftes

Für die Messung der Referenz des Tibiaschaftes zum tibialen slope musste die anatomische Achse der Tibia bestimmt werden. Um diese Achse zu bestimmen, wird in dieser Arbeit die Kreismethode benutzt, welche von Hudek et al.^{61,62} vorgestellt wurde. Hierbei wurden zwei Kreise in die proximale Tibia mit Hilfe des ImageJ Pro Programmes gezeichnet. Der proximale Kreis ergab sich aus zwei digitalen Punkten die zum einen auf der anterioren und zum anderen auf der posterioren kortikalen Begrenzung gesetzt wurden, mit einem daraus resultierenden Kreis. Das Zentrum des distalen Kreises befand sich auf dem Perimeter des proximalen Kreises und auch hier ergab sich der Kreis aus den zwei Punkten, die auf der anterioren und posterioren kortikalen Begrenzung lagen. Somit bildeten die beiden Kreise eine Schnittmenge, deren Mitte durch eine Gerade verbunden wurde. Diese Gerade spiegelte in unserer Studie somit die anatomische Achse der Tibia wider. Der Schnittpunkt mit der Referenzlinie TS ergab erneut einen Messwert, welcher abzüglich 90 Grad den Grad des tibialen slope für diese Messung angab (Abbildung 13: Referenz Tibiaschaft).

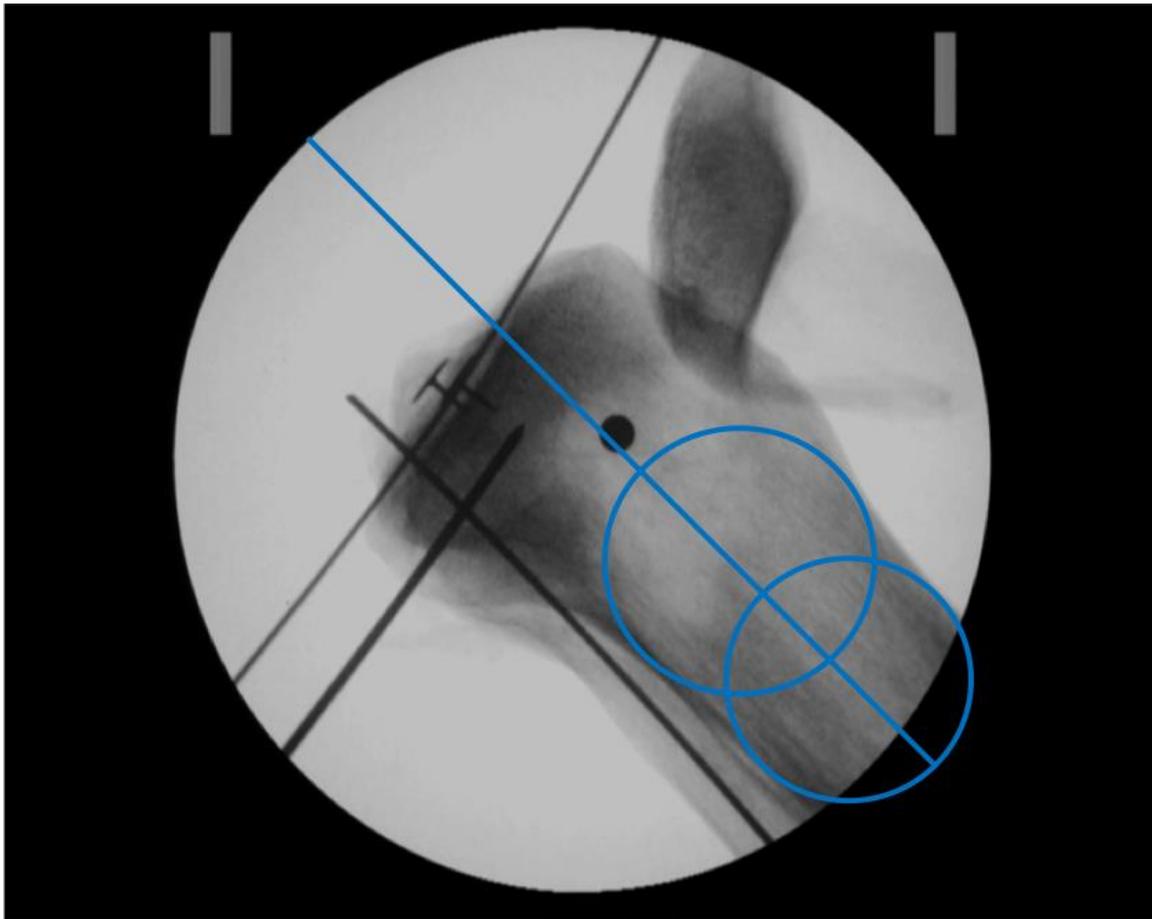


Abbildung 13: Referenz Tibiaschaft

3.6.3. Referenz der Tibia Hinterkante

Für die Referenz der Tibia Hinterkante ergab sich die gleiche Herangehensweise wie bei der Referenz der Tibia Vorderkante. Auch hier wurde darauf geachtet, dass der Ursprungsort der Geraden entlang der Tibia Hinterkante möglichst distal lag. Ebenfalls wurde in dieser Messung der tibiale slope am Schnittpunkt mit der Referenzlinie TS gemessen (Abbildung 14: Referenz Tibia Hinterkante).

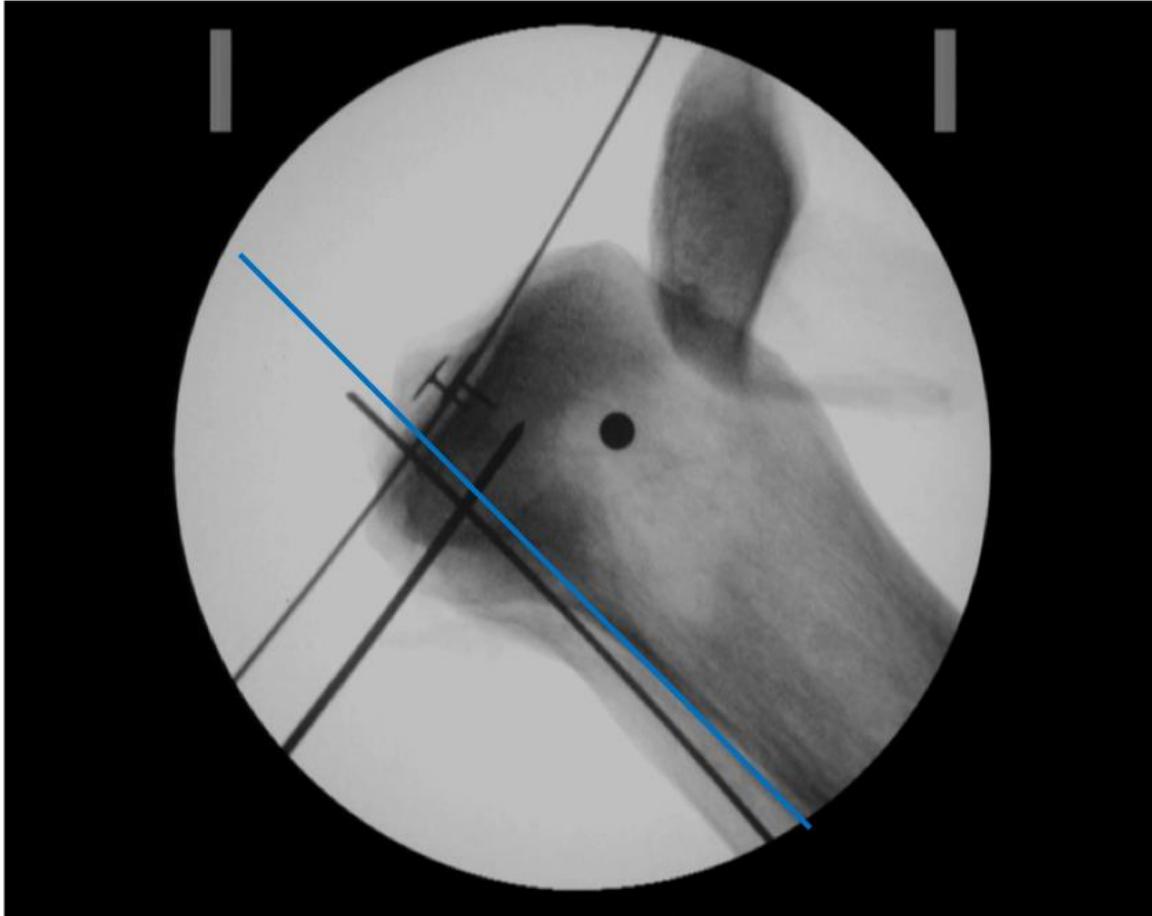


Abbildung 14: Referenz Tibia Hinterkante

3.6.4. Referenz des Fibula Schaftes

Für die Messung der Referenz des Fibula Schaftes wurde eine Gerade entlang des die anatomische Achse der Fibula repräsentierenden K Drahtes gelegt, um einen Schnittpunkt mit der Referenzlinie TS zu bilden und somit den tibialen slope für dieses Messung darzustellen (Abbildung 15: Referenz Fibulaschaft).

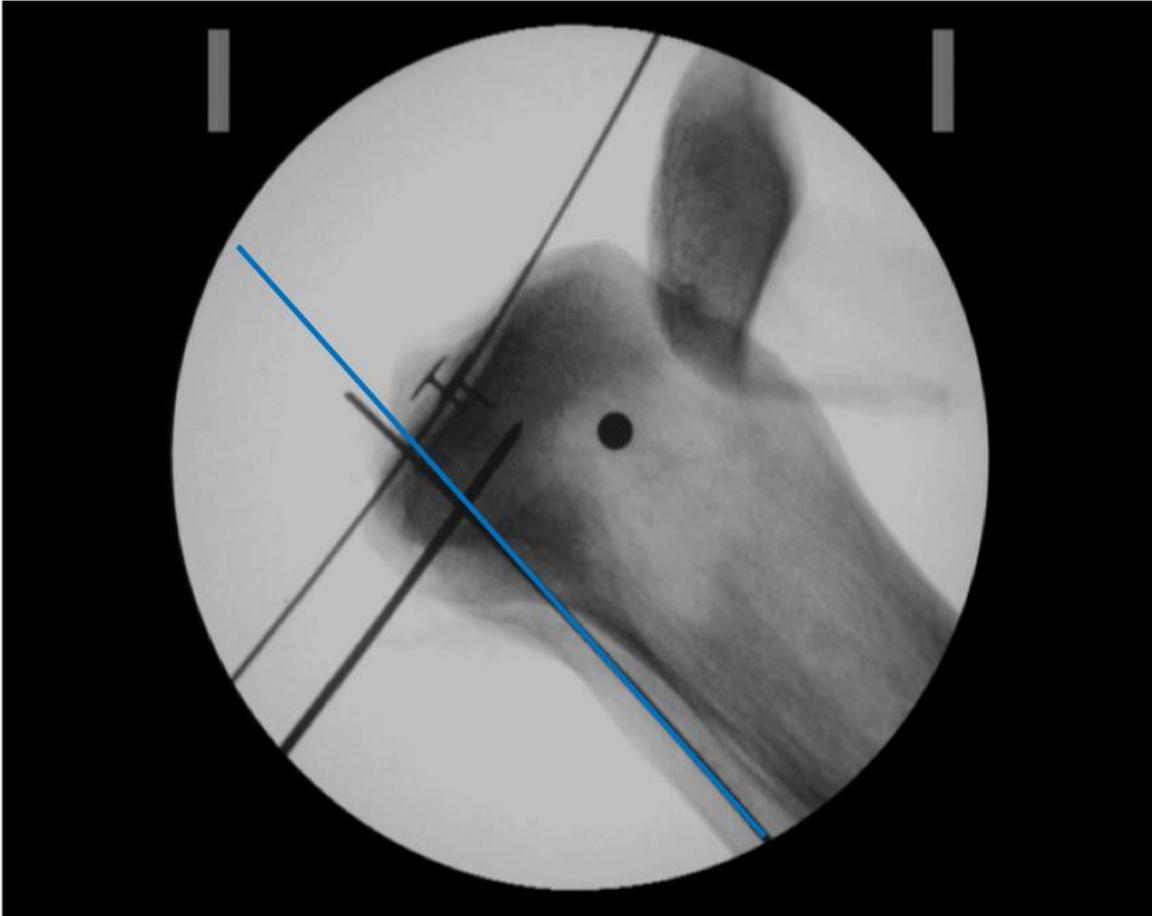


Abbildung 15: Referenz Fibulaschaft

3.6.5. Referenz der Fibula Hinterkante

Bei der letzten Messung der Referenz der Fibula Hinterkante wurde entlang der Hinterkante der Fibula eine letzte Gerade gezogen, welche ebenfalls mit der Referenzlinie TS einen Schnittpunkt bildete und somit den letzten Messwert des tibialen slope dieser fünf Messungen ergab (Abbildung 16: Referenz Fibula Hinterkante).

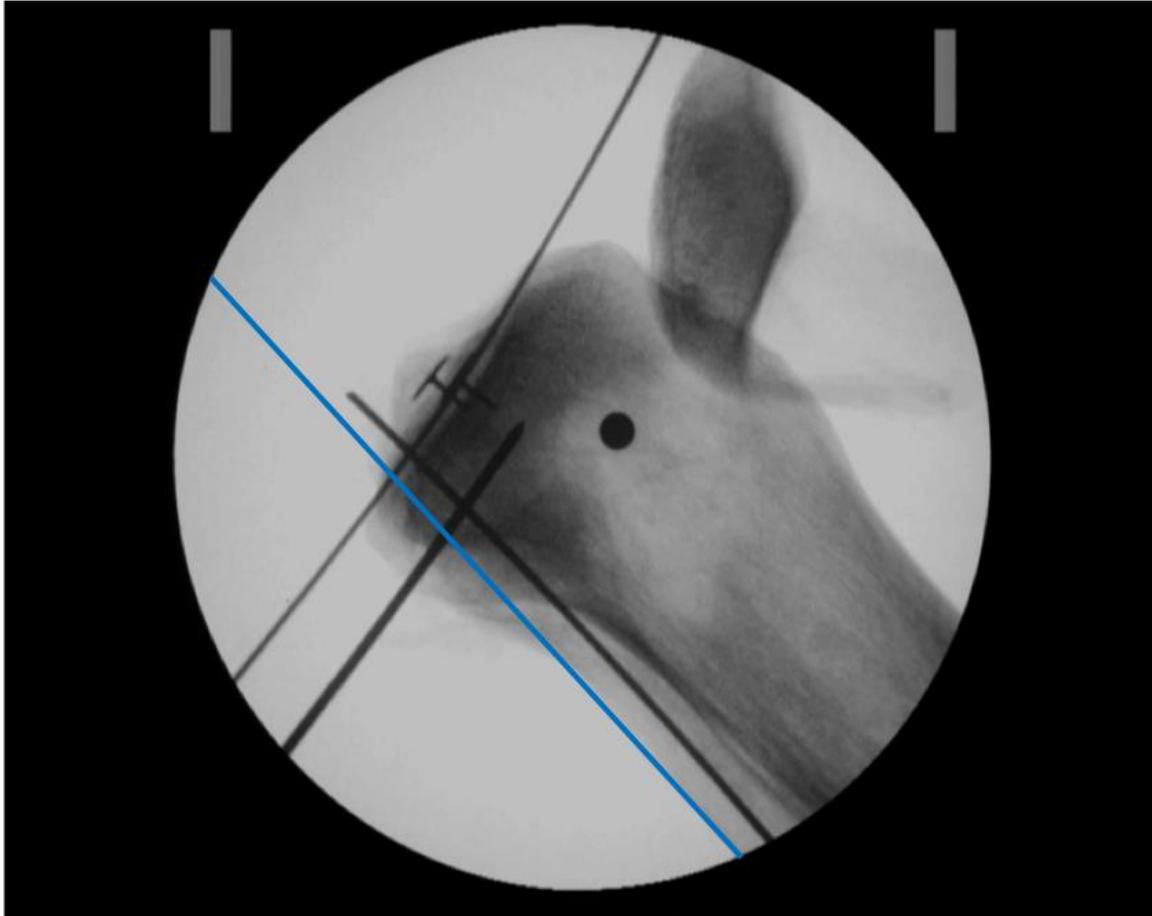


Abbildung 16: Referenz Fibula Hinterkante

3.7. Distanz zum proximalen HBK-Footprint

Zusätzlich wurden an jedem Kniegelenk zwei weitere Messungen vollzogen. Hierfür wurde für beide Messungen zuerst eine Gerade entlang des Plateaus der Tibia gezogen, welche folglich Referenzlinie G genannt wird. Bei der Messung der Distanz des hinteren Kreuzbandes zum somit festgelegten Tibiaplateau wurde von dem proximalen Ansatzpunkt des hinteren Kreuzbandes, welcher während der Präparation der Kniegelenke und vor der Messung mit einem im Röntgenbild abgebildeten K-Draht versehen wurde, eine Gerade senkrecht vom Ansatz des hinteren Kreuzbandes in Richtung der Referenzlinie G gezogen. Der Schnittpunkt dieser beiden Linien galt als Endpunkt der zu messenden Distanz, welche in Millimetern gemessen und ebenfalls mit den vorherigen fünf Messungen des slope zusammengetragen wurde (Abbildung 17: Distanz zum proximalen HKB-Footprint).

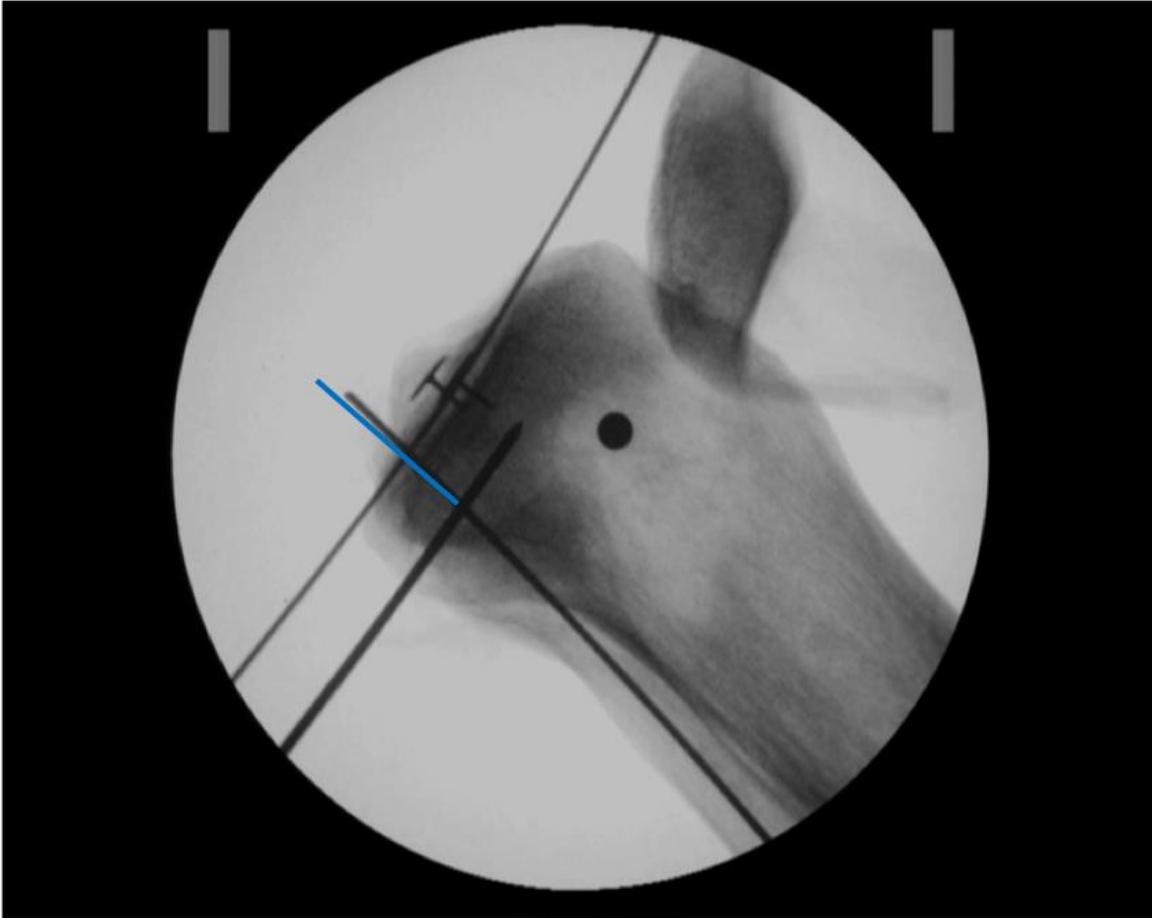


Abbildung 17: Distanz zum proximalen HKB-Footprint

3.8. Distanz zum tibialen proximalen posterioren kortikalen Umschlagpunkt

Als letzte Messung galt es die Distanz des Umschlagpunktes der Hinterkante der Tibia zum Plateau zu messen. Hierfür wurde eine Tangente, mit Ursprung so distal wie möglich, an der Hinterkante des Tibiaschaftes senkrecht nach proximal zum Plateau gezogen. Der Punkt an dem der Verlauf der Tibiahinterkante entlang dieser Tangente auf dem Röntgenbild zu divergieren begann wurde als Umschlagpunkt bezeichnet. Von diesem ausgehend galt es wieder eine Gerade senkrecht zur Referenzlinie G zu ziehen, um einen Schnittpunkt und somit Endpunkt der zu messenden Distanz zu erlangen, welche ebenfalls in Millimetern angegeben und tabellarisch erfasst wurde (Abbildung 18: Distanz zum tibialen proximalen posterioren kortikalen Umschlagpunkt, Erfassung des Umschlagpunktes sowie Abbildung 19: Distanz zum tibialen proximalen posterioren kortikalen Umschlagpunkt).

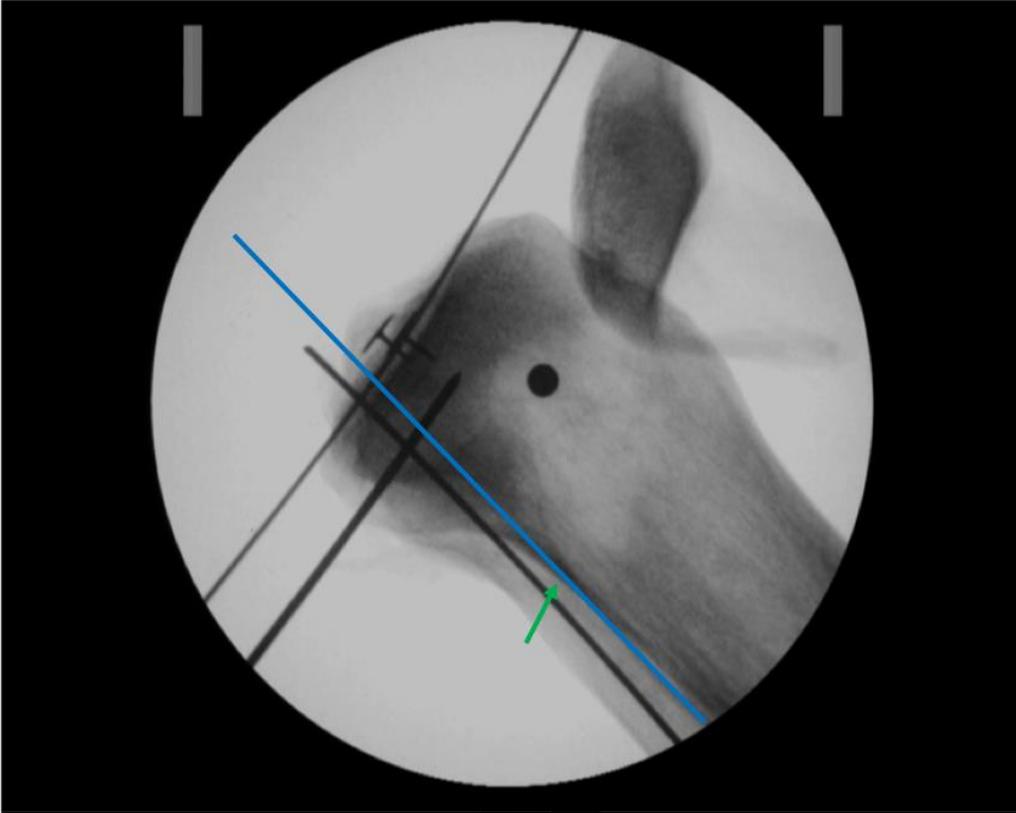


Abbildung 18: Distanz zum tibialen proximalen posterioren kortikalen Umschlagpunkt, Erfassung des Umschlagpunktes

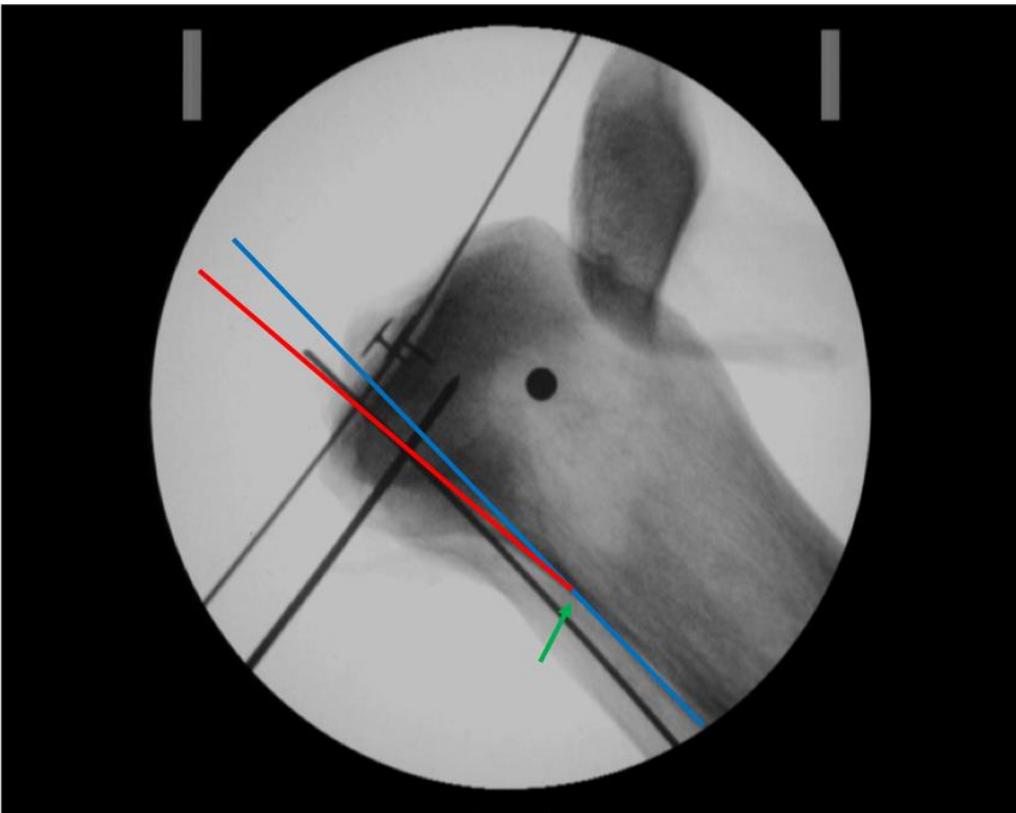


Abbildung 19: Distanz zum tibialen proximalen posterioren kortikalen Umschlagpunkt

4. Ergebnisse

4.1. Statistik

Die Ergebnisse werden als Durchschnittswerte angegeben, wobei die Streuung der Werte jeweils durch die Standardabweichung (SD) und den Standardfehler des Mittelwerts (SEM) dargestellt wird. Die statistische Auswertung wurde mit den Programmen Excel 2007 und SPSS 22 durchgeführt.

Die Normalverteilung der Daten wurde mittels des Kolmogorov-Smirnov Tests überprüft und bestätigt. Für die Korrelationsanalyse wurde der Spearman-Korrelationskoeffizient verwendet. Ein Signifikanzniveau von 5% ($p < 0,05$) wurde als obere Grenze für Signifikanz festgelegt. Bei der Prüfung von Korrelationen wurde ein Signifikanzniveau von 1% ($p < 0,001$) gewählt.

4.2. Deskriptive Statistik

Die Distanz des tibialen Ansatzes des hinteren Kreuzbandes bis zum Tibiaplateau betrug im Mittel 14.25 mm (SD 2.87 mm). Unter der Verwendung des tibialen proximalen posterioren kortikalen Umschlagpunktes konnte eine Distanz im Mittel von 54.76 mm (SD 9.1mm) festgestellt werden (Tabelle 1: Deskriptive Darstellung der beiden Distanzmessungen).

Der tibiale slope betrug medial gemessen 6.99 (SD 4.70°) und lateral 6.85 (SD 4.58°) sofern der Mittelwert aller anatomisch verwendeten Referenzlinien gebildet wird.

Bei der Verwendung der Fibula-Hinterkante beträgt er sowohl mediallyseitig als auch laterallyseitig über 10° (medial 10.79° (SD 6.18°), lateral 10.72 (SD 5.89°), bei allen anderen verwendeten anatomischen Landmarken liegt er zwischen 4° und 7° bei einer Standardabweichung unter 4°.

Deskriptive Statistik

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.- Abweichung
HKB-Distanz zum Plateau (mm)	104	7,46	21,14	14,2464	2,86671
Distanz Hinterkante Tibia Umschlag zum Plateau (mm)	104	39,91	84,81	54,7642	9,10219
VK TS med (°)	104	1,00	15,68	6,1208	3,66210
VK TS lat (°)	104	1,00	15,60	6,0850	3,95568
TS TS med (°)	104	,37	14,17	4,9607	2,87015
TS TS lat (°)	104	1,00	11,82	4,6980	2,81130
TH TS med (°)	104	1,00	15,00	6,0836	3,77678
TH TS lat (°)	104	1,00	14,65	5,9448	3,59830
FS TS med (°)	104	,38	17,13	6,9812	4,12624
FS TS lat (°)	104	1,00	17,22	6,8313	3,64196
FH TS med (°)	104	,64	35,74	10,7929	6,18235
FHTS lat (°)	104	1,00	32,17	10,7229	5,88475

Tabelle 2: Deskriptive Darstellung der beiden Distanzmessungen und des posterioren tibialen slope medial und lateralseitig in Abhängigkeit der verwendeten knöchernen anatomischen Referenz respektive der 5 Messmethoden; VK TS med = Vorderkante tibial slope medial, VK TS lat = Vorderkante tibial slope lateral, TS TS med = Tibiaschaft tibial slope medial, TS TS lat = Tibiaschaft tibial slope lateral, TH TS med = Tibiahinterkante tibial slope medial, TH TS lat = Tibiahinterkante tibial slope lateral, FS TS med = Fibulaschaft tibial slope medial, FS TS lat = Fibulaschaft tibial slope lateral, FH TS med = Fibulahinterkante tibial slope medial, FH TS lat = Fibulahinterkante tibial slope lateral

Diese Ergebnisse decken sich mit den literarischen Ergebnissen zu bereits durchgeführten verschiedenen Messmethoden zur Ermittlung des posterioren tibialen slope. Moore et al.⁹⁷ definierten eine Tibiaachse zur Messung des posterioren tibialen slope als eine Linie, die kongruent mit dem anterioren Tibiakortex (einschließlich der Tuberositas tibiae) ist. Sie ermittelten einen posterioren tibialen slope Winkel zwischen 7° und 22° (Mittelwert 14°, SD ±3,6°). Bei dieser Technik führt die Variabilität der Tuberositas tibiae zu einer Ungenauigkeit.

Darstellung der Altersstruktur

Die folgenden Darstellungen beschreiben die in dieser Studie vorliegenden Alters- sowie Geschlechtsstrukturen (Tabelle 2: Darstellung der Altersstruktur, Abbildung 20: Graphische Darstellung der Altersstruktur sowie Abbildung 21: Darstellung des Geschlechterverhältnisses).

		Häufigkeit	Prozent
Gültig	55	2	1,9
	61	2	1,9
	66	2	1,9
	68	2	1,9
	69	1	1,0
	71	2	1,9
	73	2	1,9
	75	2	1,9
	77	2	1,9
	78	2	1,9
	81	4	3,8
	82	2	1,9
	83	2	1,9
	84	9	8,7
	85	2	1,9
	86	6	5,8
	87	4	3,8
	88	7	6,7
	89	8	7,7
	90	3	2,9
	91	2	1,9
	92	6	5,8
	93	14	13,5
	94	6	5,8
	95	2	1,9
	96	2	1,9
98	2	1,9	
101	4	3,8	
Gesamt		104	100,0

Tabelle 3: Darstellung der Altersstruktur

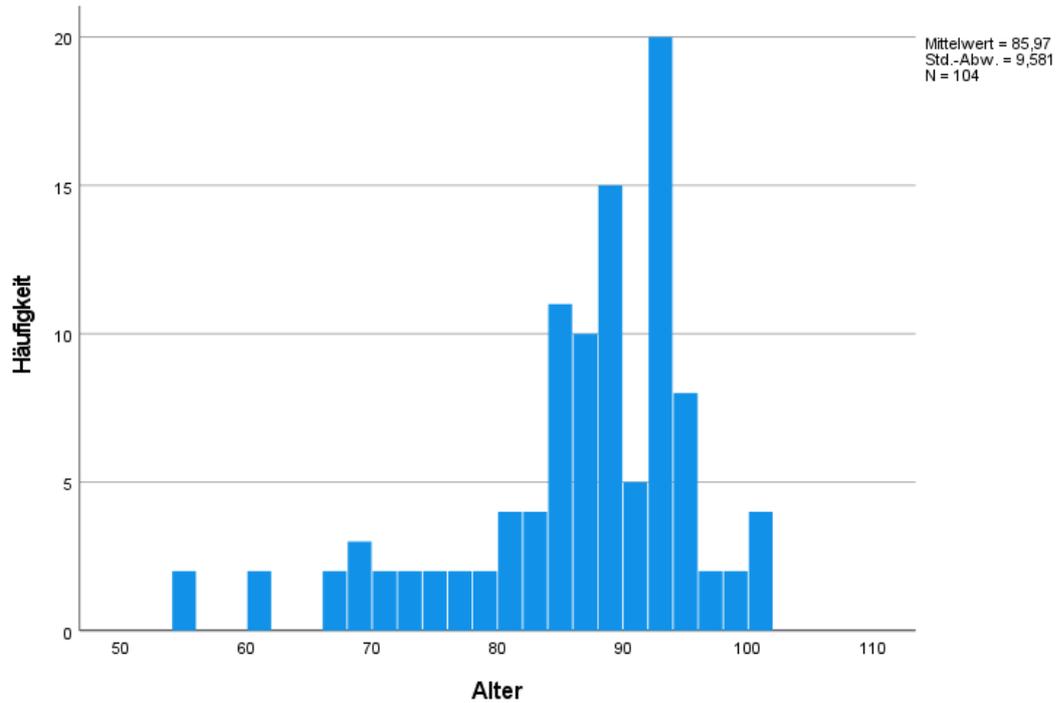


Abbildung 20: Graphische Darstellung der Altersstruktur

Darstellung des Geschlechterverhältnisses

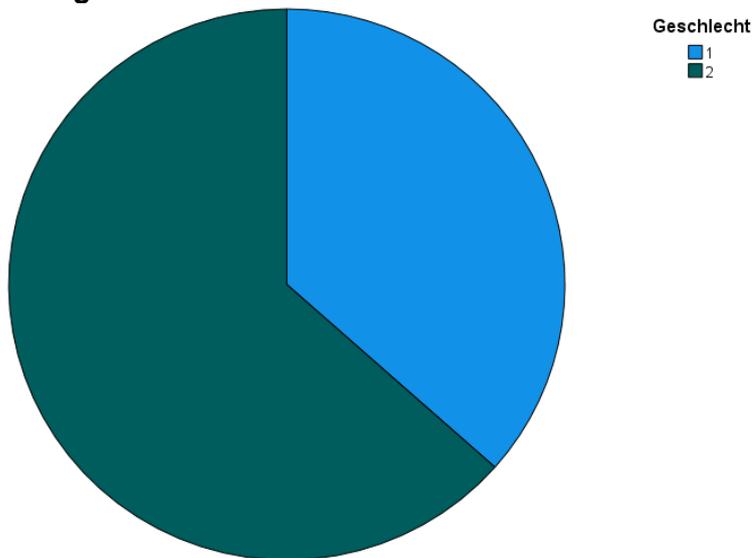


Abbildung 21: Darstellung des Geschlechterverhältnisses

2= Männer | 1= Frauen

4.3. Korrelationsanalyse

In der Korrelationsanalyse nach Spearman konnte eine schwache Korrelation zwischen der Distanz des tibialen Ansatzes zum Tibiaplateau (=HKB-Distanz zum Plateau) und dem lateralen tibialen slope bei Verwendung der tibialen Vorderkante (=VK TS lat) nachgewiesen werden. Weitere signifikante Korrelationen konnten nicht festgestellt werden (Tabelle 3: Spearman-Korrelation der Distanz des HKB zum tibialen Slope unterschiedlicher anatomischer Messpunkte).

		HKB Distanz zum Plateau	
Spearman-Rho	HKB Distanz zum Plateau	Korrelationskoeffizient	1,000
		Sig. (2-seitig)	.
		N	104
VK TS med		Korrelationskoeffizient	,002
		Sig. (2-seitig)	,986
		N	104
VK TS lat		Korrelationskoeffizient	,239*
		Sig. (2-seitig)	,014
		N	104
TS TS med		Korrelationskoeffizient	-,168
		Sig. (2-seitig)	,088
		N	104
TS TS lat		Korrelationskoeffizient	,165
		Sig. (2-seitig)	,093
		N	104
TH TS med		Korrelationskoeffizient	-,126
		Sig. (2-seitig)	,202
		N	104
TH TS lat		Korrelationskoeffizient	,168
		Sig. (2-seitig)	,087
		N	104
FS TS med		Korrelationskoeffizient	-,027
		Sig. (2-seitig)	,788
		N	104
FS TS lat		Korrelationskoeffizient	,147
		Sig. (2-seitig)	,137
		N	104
FH TS med		Korrelationskoeffizient	,001
		Sig. (2-seitig)	,993
		N	104
FH TS lat		Korrelationskoeffizient	,186
		Sig. (2-seitig)	,059
		N	104

*Tabelle 4: Spearman-Korrelation der Distanz des HKB zum tibialen Slope unterschiedlicher anatomischer Messpunkte. * = Korrelation vorhanden; VK TS med = Vorderkante tibial slope medial, VK TS lat = Vorderkante tibial slope lateral, TS TS med = Tibiaschaft tibial slope medial, TS TS lat = Tibiaschaft tibial slope lateral, TH TS med = Tibiahinterkante tibial slope medial, TH TS lat = Tibiahinterkante tibial slope lateral, FS TS med = Fibulaschaft tibial slope medial, FS TS lat = Fibulaschaft tibial slope lateral, FH TS med = Fibulahinterkante tibial slope medial, FH TS lat = Fibulahinterkante tibial slope lateral*

Im Scatterplot wird die schwache Korrelation zwischen der Distanz des tibialen Ansatzes zum Tibiaplateau und dem lateralen tibialen slope bei Verwendung der tibialen Vorderkante graphisch dargestellt (Abbildung 22: Scatterplot-Darstellung).

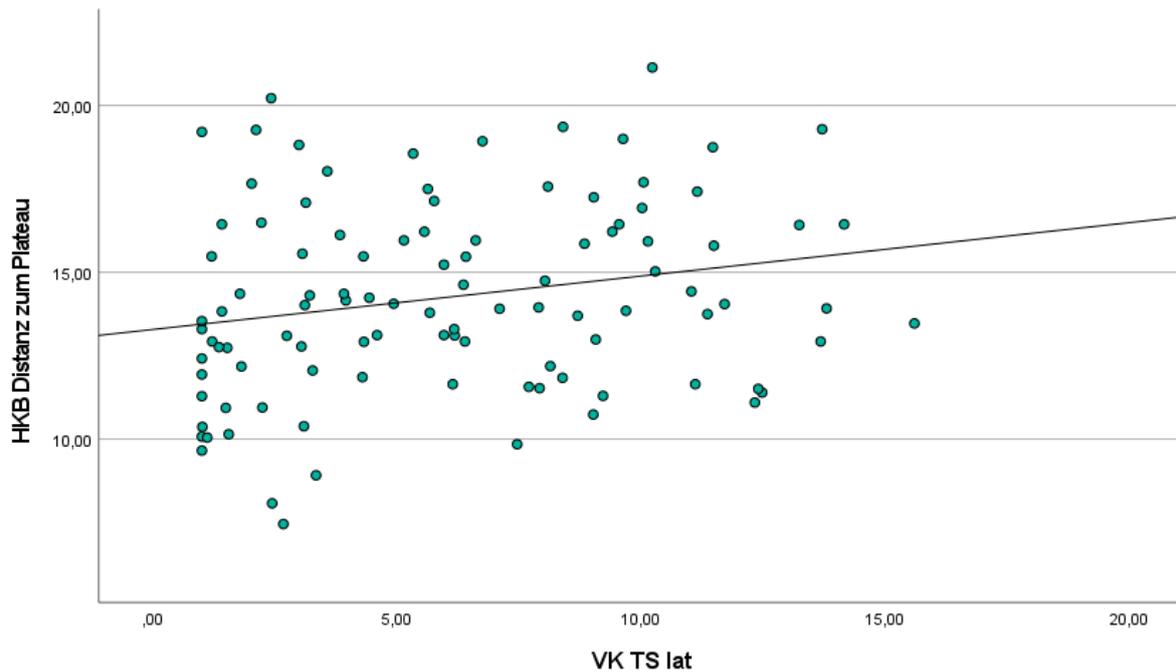


Abbildung 22: Scatterplot-Darstellung zur graphischen Darstellung der Korrelation zwischen dem lateralen slope der Tibia gemessen zur Tibia Vorderkante und der Distanz des HKB-Ansatzes zum Tibiaplateau

Für die Distanz des hinteren Tibiakanten Umschlagpunktes konnte zwar wie in der folgenden Tabelle dargestellt eine Korrelation zu unterschiedlich verwendeten anatomischen Landmarken festgestellt werden, diese jedoch auch nur schwach (Tabelle 4: Spearman-Korrelation des proximalen Tibiaumschlagpunktes zum tibialen slope unterschiedlicher anatomischer Messpunkte).

		Distanz Hinterkante Tibia Umschlag zum Plateau	
Spearman-Rho	Distanz Hinterkante Tibia	Korrelationskoeffizient	1,000
	Umschlag zum Plateau	Sig. (2-seitig)	.
		N	104
VK TS med		Korrelationskoeffizient	,259*
		Sig. (2-seitig)	,008
		N	104
VK TS lat		Korrelationskoeffizient	,281*
		Sig. (2-seitig)	,004
		N	104
TS TS med		Korrelationskoeffizient	,105
		Sig. (2-seitig)	,290
		N	104
TS TS lat		Korrelationskoeffizient	,175
		Sig. (2-seitig)	,076
		N	104
TH TS med		Korrelationskoeffizient	,225*
		Sig. (2-seitig)	,022
		N	104
TH TS lat		Korrelationskoeffizient	,211*
		Sig. (2-seitig)	,031
		N	104
FS TS med		Korrelationskoeffizient	,230*
		Sig. (2-seitig)	,035
		N	104
FS TS lat		Korrelationskoeffizient	,223*
		Sig. (2-seitig)	,23
		N	104
FH TS med		Korrelationskoeffizient	,207*
		Sig. (2-seitig)	,035
		N	104
FH TS lat		Korrelationskoeffizient	,273*
		Sig. (2-seitig)	,055
		N	104

Tabelle 5: Spearman-Korrelation des proximalen Tibiaumschlagpunktes zum tibialen slope unterschiedlicher anatomischer Messpunkte. * = Korrelation vorhanden; VK TS med = Vorderkante tibial slope medial, VK TS lat = Vorderkante tibial slope lateral, TS TS med = Tibiaschaft tibial slope medial, TS TS lat = Tibiaschaft tibial slope lateral, TH TS med = Tibiahinterkante tibial slope medial, TH TS lat = Tibiahinterkante tibial slope lateral, FS TS med = Fibulaschaft tibial slope medial, FS TS lat = Fibulaschaft tibial slope lateral, FH TS med = Fibulahinterkante tibial slope medial, FH TS lat = Fibulahinterkante tibial slope lateral

Darstellung des tibialen slope des lateralen und medialen Tibiaplateaus im Boxplot (Abbildung 23: Boxplot zur Darstellung des tibialen slope):

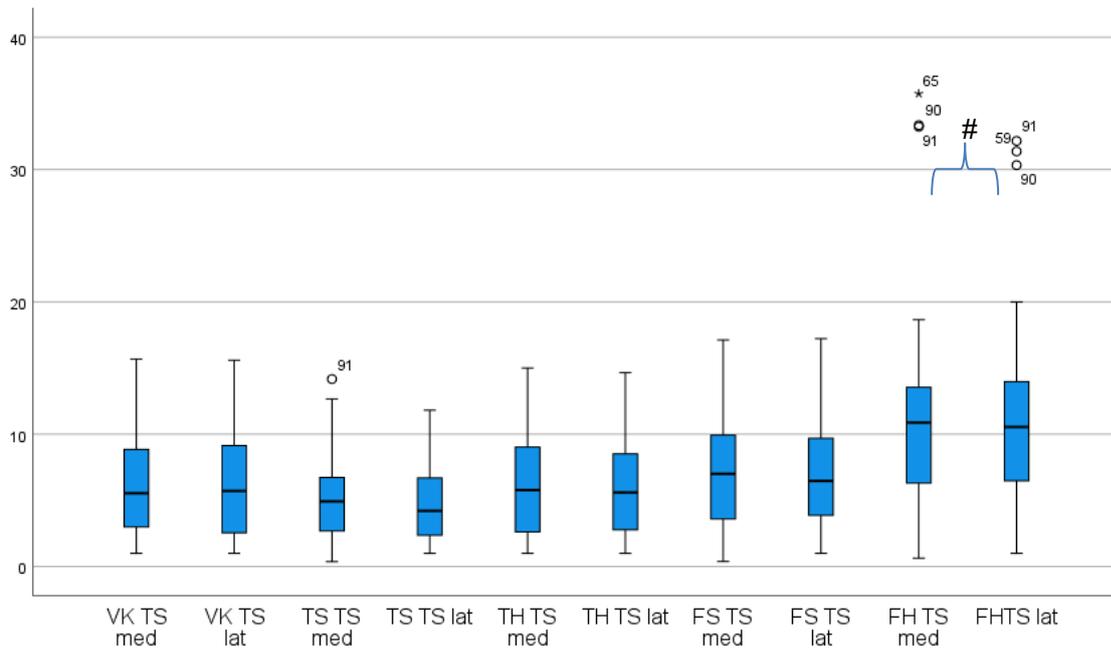


Abbildung 24: Boxplot zur Darstellung des tibialen slope des lateralen und medialen Tibiaplateaus in Abhängigkeit der verwendeten anatomischen Landmarken zur Ermittlung des tibialen slopes. # stellt signifikante Unterschiede zu allen anderen Messungen dar.

5. Diskussion

Die tibiale Reklination, auch bekannt als der posteriore tibiale slope, spielt eine entscheidende Rolle bei verschiedenen orthopädisch-chirurgischen Eingriffen am Kniegelenk und beeinflusst deren Langzeitergebnisse¹²⁶. Der posteriore tibiale slope wirkt sich auf die Stabilität des Kniegelenks^{11,47,54,105}, die maximale Beugung des Gelenks^{3,14,43,74}, das Verletzungsrisiko^{41,118,119,122,125}, die Ruheposition des Gelenks⁴⁸, die Spannung der Kreuz- und Seitenbänder^{41,45,72,118,135} sowie den Druck auf den Knorpel oder das Implantat aus^{3,58,131}. Insbesondere wegen seiner hohen Relevanz, wurde der tibiale slope von der American Knee Society in die Richtlinien zur radiologischen Evaluation integriert³⁷ und wurde in diversen Forschungsprojekten im Kontext der Kniegelenksendoprothetik und tibialer Umstellungsosteotomie verwendet^{12,58,79,80,96,100,110}.

Ein einheitlicher Standard zur Messung und Bestimmung des posterioren tibialen slope^{24,48,79,90} wäre eine sinnvolle und notwendige Voraussetzung zum Vergleich bestehender Studien untereinander sowie erforderlich für eine exakte und zuverlässige präoperative Planung des Eingriffes am Kniegelenk^{12,29,58,68,133}. Diese einheitliche Methode sollte sich neben einer hohen Genauigkeit und Validität durch eine einfache, gut reproduzierbare und kostengünstige Durchführung auszeichnen. Zusätzlich sollten die wirtschaftlichen Faktoren sowie die potentielle Strahlenbelastung möglichst gering sein.

Die genaue Berechnung des posterioren tibialen slope stellt aktuell in der Implantation einer Kniegelenksendoprothese, der Durchführung von Kreuzbandplastiken sowie Umstellungsosteotomien eine immer häufiger verwendete Untersuchungsmethode dar. Für eine präzise Operationsmethodik ist eine sorgfältige, reproduzierbare und exakte Messung unerlässlich. Selbst geringfügige Messfehler von nur wenigen Grad oder Millimetern können das Operationsergebnis erheblich beeinträchtigen. Daher sind genaue Messungen von großer Bedeutung, um optimale Ergebnisse zu erzielen.

Ziel dieser Arbeit war es, bestehende Messmethoden untereinander sowie mit den Methoden dieser Studie zu vergleichen, um eine am besten reproduzierbare Messmethode herauszufiltern, welche eine gute Korrelation aufweist.

5.1. Tibia Präparate und tibialer slope

Die durchgeführten Messungen wurden mit 108 humanen Kniegelenken durchgeführt. Eine in-vivo Messung ist aufgrund der verwendeten radiologischen Strahlung nicht mit einer Untersuchung am lebenden Organismus vereinbar. In die Studie sowie folglich durchgeführten Messungen wurden lediglich die Präparate eingeschlossen, die keinen Hinweis auf bestehende Krankheiten oder axiale Fehlstellung, angeboren oder posttraumatisch/postoperativ, aufwiesen. Bei erkennbaren früheren Frakturen oder postoperativ veränderter Anatomie des Kniegelenkes wären Veränderungen in der Bildgebung sowie fälschliche Messergebnisse zu erwarten. In der Literatur finden sich ebenfalls Hinweise auf erschwerte Messung des tibialen slope bei dem Vorhandensein arthrotischer Veränderungen^{24,141}. Somit wurden lediglich Präparate in die Studie eingeschlossen, die makroskopisch den Anforderungen standhielten.

Die in dieser Studie gewonnenen Messergebnisse des posterioren tibialen slope waren mit den Ergebnissen einiger zuvor durchgeführten Studien mit ähnlichen Messmethoden vergleichbar^{24,58,90,73}. In unserer Studie sowie auch in bereits durchgeführten Studien wurden signifikante inter-individuelle Unterschiede zwischen dem tibialen slope des medialen und lateralen Plateaus sichtbar. Es gibt keine Korrelation zu den verwendeten Messmethoden der Referenzachsen oder der durchgeführten Bildgebung^{24,141,62,67,73,79,123,137}. Trotz dieser bekannten Unterschiede in den Ergebnissen der Messung wird nicht in allen Studien zwischen dem lateralen und medialen tibialen slope differenziert^{58,48}.

5.2. Konventionelle radiologische Bildgebung und Messfehler

Die Bestimmung des tibialen slope mittels konventioneller Röntgenstrahlung ist eine praktikable und kostengünstige sowie im klinischen Alltag einfach reproduzierbare Methode⁷³. In der bereits entstandenen Literatur ist die Benutzung von konventionellen Röntgen die am häufigsten angewandte Untersuchungsmethode^{17,24,62,58,59,67,73}. Grierson et

al.⁵⁰ konnten mit einer als valide eingestuften Vermessung am anatomischen Präparat die Zuverlässigkeit attestieren.

Die in dieser Studie durchgeführten Messungen wurden alle anhand von eigenmächtig durchgeführten Röntgenbildern durchgeführt. Die radiologischen Untersuchungen wurden zwar konsequent von den gleichen Untersuchern sowie mit dem gleichen Röntgengerät vollzogen, jedoch sind gängige Messungsfehler nicht auszuschließen. Eine Abhängigkeit von der Erfahrung des Untersuchers konnte bereits in vorherigen Studien nachgewiesen werden²¹. Bisherige Forschung offenbart eine relevante Anfälligkeit des konventionellen Röntgens aufgrund einer Fehlrotation des Präparates im Strahlengang^{37,129}. Herausforderungen ergeben sich nicht nur aus der Bestimmung der korrekten tibialen anatomischen Schaftachse, sondern auch bei der fehlerfreien Detektion durch eine überlagernde Projektion der beiden Tibiaplateaus in den durchgeführten seitlichen Röntgenaufnahmen^{46,73}.

Ein schwerwiegender potenzieller Messungsfehler könnte demnach aus der Kreation einer Rotationsfehlstellung der Tibia beim Versuch der Produktion eines exakt seitlich durchgeführten Strahlengangs resultieren. Es ist nicht davon auszugehen, dass die Tibia konsequent im korrekt seitlichen Strahlengang abgebildet wird. Die potentiellen Rotationsfehlstellungen im seitlichen Strahlengang erschweren somit eine regelmäßige Reproduzierbarkeit, welche vorherige Messungen mit daraus entstandenen Messfehlern beschreiben²¹. Kommt es zu einer nicht konsequenten Abbildung der Tibia im seitlichen Strahlengang aufgrund einer Rotation der Tibia um die Tibiaschaftachse, z.B. durch einen Ausrichtungsfehler, ein falsches Einspannen der Tibiae in die Haltevorrichtungen oder aufgrund bestehender anatomischer Unterschiede der ossären Strukturen, kommt es zu einer Verfälschung der abgebildeten Winkel. Zusätzlich weisen das mediale und das laterale Tibiaplateau unterschiedliche Winkel auf, welche ebenfalls die Messungen erschweren.

Dieses Problem wurde bereits 1989 durch Ewald et al.³⁷ beschrieben. Er schlug zur Reduzierung der Fehlerquellen die Durchführung mehrerer Röntgenaufnahmen und Auswahl der repräsentativsten Aufnahme vor. Hier spielt jedoch das Thema Zeitaufwand sowie die unnötig angewandte radiologische Strahlung eine entscheidende Rolle. In den von uns durchgeführten nativradiologischen Bildern konnte aufgrund der Möglichkeit der manuellen Einspannung der Tibiae in der Haltevorrichtung die Kreation eines echten lateralen Röntgenbildes resultieren und die potenzielle Fehlerquelle der Fehlrotation großflächig ausgeschlossen werden. Auch die separate Markierung des medialen und lateralen posterioren slope des Tibiaplateaus vereinfacht die Messungen.

2010 veröffentlichte Holme et al.⁶⁰ eine Studie, welche die konventionelle Röntgendiagnostik mit der CT Diagnostik verglich. Hier wurde der Röntgendiagnostik bei der Bestimmung des tibialen slope eine methodische Reliabilität und Inter-Observer-Reliabilität zugeschrieben. In

der Studie von Holme et al. wurde ebenfalls von einer häufigen Unterschätzung des tibialen slope im Röntgenbild berichtet. In deren Untersuchung wurden auf Film ausgedruckte Röntgenbilder mit manuell eingezeichneten Referenzlinien verglichen, welche folglich mittels Goniometer vermessen wurden. Hier spielt erneut die Möglichkeit eines Untersucherfehlers eine entscheidende Rolle. Die Messungen in der vorliegenden Arbeit wurden alle anhand des Computer Systems Image J Pro durchgeführt, sodass für jede Messung die gleiche Voraussetzung an Bildmaterial sowie Untersuchertool vorhanden war. Ein herausstechender einheitlicher Vergleich der unterschiedlichen bildgebenden Verfahren lässt sich in der Literatur nicht finden. Zusammenfassend ist festzuhalten, dass die CT-Untersuchung gegenüber der konventionellen radiologischen Diagnostik sowie der MRT Untersuchung als einfach zu erlernen sowie schnell durchzuführen ist und verlässliche Ergebnisse liefert^{60,73,79}. Für die Messungen der vorliegenden Studie wurden ausschließlich laterale Röntgenbilder verwendet, auf denen nicht der gesamte Unterschenkel abgebildet war. Bei der Benutzung von Röntgenbildern der gesamten unteren Extremität könnten zusätzliche Ungenauigkeiten bei vergleichbaren Messungen entstehen aufgrund der Unterschiede in der Projektion und Positionierung der Extremität. Faschingbauer³⁹ zeigte, dass die Messungen des posterioren tibialen slope in langen lateralen Knie-Röntgenaufnahmen im Vergleich zu kurzen Röntgenaufnahmen, welche lediglich das Kniegelenk selbst abbilden, genauere Ergebnisse ergaben. Die Messungen des posterioren tibialen slope bei einer kurzen Knie-Röntgenaufnahme überschätzt den realen posterioren tibialen slope. Diese Schlussfolgerung ist von hoher klinischer Relevanz. Bei kurzen lateralen Knie Röntgenaufnahmen kann laut Faschingbauer nur eine Schätzung des posterioren tibialen slope vorgenommen werden.

5.3. Vergleich verschiedener Referenzachsen

Aufgrund der Tatsache, dass ein Standard zur Bestimmung des tibialen slope bei der Verwendung unterschiedlicher Referenzachsen bisher nicht einheitlich existiert, variiert der erhobene Mittelwert in den vorherigen Studien von 4° bis 14°^{46,62,100}. In einer vorherigen Studie von Matsuda et al.⁹⁰ und Holme et al.⁶⁰ wurde zur Bestimmung des tibialen slope die komplette Tibia vom Tibiaplateau bis zum Sprunggelenk radiologisch abgebildet. Hiermit sollte die bestmögliche Bestimmung der longitudinalen Achse ermöglicht werden. Leider erweist sich diese Durchführung der Bildgebung im klinischen Alltag wenig praktikabel und beinhaltet zusätzlich eine erhöhte effektive Strahlendosis bei Abbildung des gesamten Unterschenkels. In der von uns durchgeführten Studie wurde sich deshalb auf die Abbildung der proximalen Abschnitte der Tibiae konzentriert.

In der Studie von Brazier et al.¹⁷ wurde die tibial proximal anatomical axis TPAA als Referenzachse verwendet und bei der Untersuchung von 83 gesunden Kniegelenken mittels konventioneller radiologischer Bildgebung ebenfalls mit fünf weiteren Referenzachsen zur Bestimmung des tibialen slope untersucht. Hier konnten Brazier et. al unterschiedliche

Abhängigkeiten von makroskopischen Konstitutionen, Gewicht, Alter und Größe nachweisen. Sie postulierten, dass unter den proximalen Achsen der TPAA-Wert die höchste Korrelation ($r=0,92$) für die durchzuführenden Messungen besitzt¹⁷.

Die in dieser Studie erhobenen teilweise deutlichen Abweichungen der Messwerte von der tibialen Vorderkante, des Tibiaschaftes sowie der tibialen Hinterkante wurden auch in den Untersuchungen von Brazier et al.¹⁷ und Yoo et al.¹³⁷ bestätigt. Die fehlende Parallelität zwischen der vorderen und hinteren Kortikalis der Tibia erklärt die Unterschiede zwischen den Referenzachsen.

5.4. Alternative bildgebende Verfahren

Routinemäßig wird in der klinischen Durchführung der posteriore tibiale slope anhand von lateralen konventionellen Röntgenbildern des Kniegelenkes vermessen. Hudek et al. führt eine Messmethode des posterioren tibialen slope an Standard Knie-MRT Untersuchungen durch. Hier konnten Hudek et al. einen signifikanten Unterschied zwischen dem posterioren tibialen slope für das laterale und dem medialen Tibiaplateau feststellen. Bei 21 der von ihnen vermessenen 100 MRTs wurde eine Differenz von mehr als 5° festgestellt. Eine bessere Reproduzierbarkeit konnte jedoch für Messungen anhand von konventionellen Röntgenbildern festgestellt werden⁶².

Zusätzlich stellt die Durchführung der Messungen an MRT-Untersuchungen der Kniegelenke keinen konsequenten Standard dar, da diese Untersuchung für die präoperative Planung einer endoprothetischen operativen Versorgung eines Kniegelenkes nicht routinemäßig durchgeführt wird. Jedoch konnten Lustig et al. nachweisen, dass die MRT Untersuchung auch im klinischen Tagesverlauf eine verlässliche und einigermaßen geringaufwendig einzusetzende Methode sei⁸⁶. Es muss jedoch festgehalten werden, dass gegenüber bildgebenden Verfahren basierend auf ionisierender Strahlung die nennenswerten Vorteile der MRT-Diagnostik die gänzlich fehlende Strahlenbelastung, eine gute Darstellung der Weichteile sowie die Möglichkeit der Erstellung mehrerer Schnittbilder in verschiedenen Ebenen anzufertigen ist. Jedoch gibt es einige Nachteile, wie die vergleichsweise hohen Kosten für die Untersuchung und die Anschaffung. Des Weiteren ist die Untersuchungsdauer relativ lang und es herrscht eine räumliche Enge, die zu einer akustischen Belastung führen kann. ⁶².

Hudek et al.⁶² zeigten auf, dass zur validen Bestimmung des tibialen slope mittels MRT Untersuchung die projizierte Schnittebene exakt ausgerichtet sein müsste. Diese Ausrichtung der Schnittebene müsste vor jeder Durchführung der Untersuchung durch den Untersucher manuell eingestellt werden, was ebenfalls eine potentielle Fehlerquelle in der Reproduktion der Messungen sein könnte. In seiner Studie konnte nachgewiesen werden, dass für die Durchführung einer MRT Untersuchung ein etwa fünfmal höherer zeitlicher sowie finanzieller Aufwand im Vergleich zur konventionellen radiologischen Bildgebung

aufgebracht werden muss. Positiv zu bewerten wäre der Umstand, dass mittels MRT Untersuchung ebenfalls der Weichteilmantel sowie die ligamentäre Strukturen, der Gelenkknorpel und die Menisken darzustellen sind. Hudek et al.⁶² postulierten eine systematische Differenz zwischen den Werten des tibialen slope gemessen mittels MRT Untersuchung sowie lateralen Röntgenaufnahmen, welche mittels einer Formel („lateral radiograph“ = $MRI \cdot 0.88 + 4.3$ with $r^2 = 0.60$) quantifizierbar sei. In der von Hudek durchgeführten Studie konnte eine bessere Reproduzierbarkeit der Ergebnisse im Vergleich mit den beiden Methoden der radiologischen Diagnostik zugesprochen werden⁶². Somit erscheint die Durchführung der MRT Untersuchung zur Bestimmung des tibialen slopes im klinischen Alltag nicht wesentlich praktisch.

Im Vergleich zur nativradiologischen Diagnostik ist die Computertomographie zu nennen, welche sich in bereits mehreren durchgeführten Studien als geeignete Untersuchungsmethode bewährt hat^{141,79,100} und der eine hohe Reliabilität zugesprochen wurde^{60,73}. Durch die Erzeugung eines frei rotierbaren dreidimensionalen Datenblockes ist es methodisch nicht möglich einen projektionsbedingten Abbildungsfehler zu kreieren. Die Möglichkeit die erhobenen Datensätze an dreidimensionalen Rekonstruktionen zu erheben, gewährleistet präzise, reproduzierbare sowie untersucherunabhängige Auswertungen. Hiermit würde sich die Quote der Fehlermessungen reduzieren, da mit Hilfe der CT Diagnostik ein rotationsbedingter Abbildungsfehler und folglich Messfehler nahezu ausgeschlossen werden kann. Wie auch S. Utzschneider et al.¹²⁹ zeigten, ergibt die Messung mittels CT oder MRT Diagnostik eine hohe Zuverlässigkeit an reproduzierbaren sowie nicht verfälschten Messdaten. Die erhöhte Strahlenbelastung der Untersuchung sowie die zeitlich, technisch und wirtschaftlichen Aspekte sind jedoch maßgeblich relevant. Konventionelle Röntgenaufnahmen mit Abbildung der gesamten Tibia können im Vergleich zu den konventionellen Röntgenaufnahmen mit lediglich der Abbildung der Gelenkfläche den Vorteil einer leicht reproduzierbaren Bestimmung der durchzuführenden Messmethoden haben, erzeugen aber eine höhere effektive Strahlendosisbelastung. Bei Verwendungen einer „langen“ Röntgenaufnahme mit Abbildung der gesamten Tibia konnten S. Utzschneider et al.¹²⁹ eine hohe Korrelation mit dem CT nachweisen. Die CT- und MRT Untersuchung eliminieren Rotationsfehler, da die korrekte Rotation sowie die 3D-Bildgebung einfach eingestellt werden können, was zu einer exakten virtuellen Seitenansicht führt.

5.5. Vergleich des medialen und lateralen tibialen slope

In der von uns durchgeführten Studie konnte keine Differenz des mittleren posterioren tibialen slope für das mediale und laterale Tibiaplateau festgestellt werden. Der gemessene posteriore tibiale slope dieser Studie für das mediale Tibiaplateau präsentiert sich etwas größer als in der Studie von Hudek et al.⁶², liegt aber noch weiterhin in der 1. Standardabweichung. In bisher durchgeführten Studien findet sich jedoch eine Vielzahl an gemessenen Unterschieden zwischen dem medialen und lateralen posterioren slope des Tibiaplateaus^{69,70,123}. Die von Grunewald beschriebene maximale Differenz von 27° wurde mit dieser vorliegenden Studie nicht nachgewiesen.

5.6. Die Rolle des hinteren Kreuzbandes bei der Kniegelenks Endoprothetik

Wie bereits beschrieben, unterscheidet die Kniegelenkschirurgie die hintere kreuzbanderhaltende- und posterior stabilisierende Prothese. Hier ist die korrekte Spannung des hinteren Kreuzbandes bei der Implantation der erstgenannten Prothese von besonderer Bedeutung für die postoperative Funktion, Langlebigkeit sowie Beschwerden der Patienten. Besteht eine zu hohe Spannung des hinteren Kreuzbandes kann ein partielles Release des hinteren Kreuzbandes durchgeführt werden. Ebenso kann eine Erhöhung des posterioren tibialen slope zur Spannungsreduktion beitragen^{42,91,26}.

Wie Ritter et. al. darstellten, sei das korrekte Ausbalancieren der Prothesenkomponente bei der Verwendung eines kreuzbanderhaltenden Designs nicht unbedeutend. In seiner Studie konnte Ritter zeigen, dass bei circa 30% der kreuzbanderhaltenden Kniegelenksendoprothesen ein zusätzliches ligamentäres Release chirurgisch durchgeführt werden musste, um eine weiche Beugung des Kniegelenkes zu erreichen¹⁰⁹. Eine postoperativ bestehende erhöhte Spannung des hinteren Kreuzbandes führt zu einem exzessiven femoralen Rollback welches in einem anterioren lift-off der Tibia bei forcierter Flexion führt, sodass eine Beugehemmung oder ein erhöhter Polyethylenabrieb des Inlays im Verlauf entstehen kann^{74,27}. Bei der Erhöhung des posterioren tibialen slope zur Balancierung des Beugespaltens wird in der bestehenden Literatur 10° als größter Wert angegeben.

Dem HKB werden propriozeptive Eigenschaften mit Einfluss auf die physiologische Knie Kinematik zugeschrieben^{2,112,19,44,49}. In einer Studie konnten Liabaud et al. anhand von eigenständig durchgeführten und vermessenen MRT Untersuchungen einer Simulation des Kniegelenkes nachweisen, dass es bei einem 10mm durchgeführten hohen lateralen tibialen Schnitt bei der Implantation einer kreuzbanderhaltenden Implantation nur in 9% der Fälle zur folgerichtigen Unversehrtheit des hinteren Kreuzbandes kommt. Bei ungefähr 80% der vermessenen Kniegelenke kommt es zu einer mindestens 50% oder mehr bestehenden Absetzung des hinteren Kreuzbandes⁸³. Zwar bedient sich die Studie einer Simulation und

auch hier ist die Sicherstellung des Ansatzes des hinteren Kreuzbandes von einer Messfehlerquelle versehen, jedoch zeigt sie die Vulnerabilität des Ansatzes des hinteren Kreuzbandes bei der Durchführung des Sägeschnittes der Tibia und demonstriert somit die Wichtigkeit der Achtsamkeit während der Durchführung des Schnittes.

Frühere Studien haben gezeigt, dass das hintere Kreuzband, während einer kreuzbanderhaltenden Kniegelenktotalendoprothese teilweise reseziert wird. Daher zielt die richtige Operationstechnik dieser Methode auf die Konservierung und den Erhalt des Gleichgewichts des hinteren Kreuzbandes während einer kreuzbanderhaltenden Kniegelenktotalendoprothese ab. Aufgrund dessen postulieren Wood et al. zusätzlich zur Standardtechnik die Verwendung eines Osteotoms während der Durchführung des tibialen Schnittes, um eine Knocheninsel anterior des tibialen Ansatzes des hinteren Kreuzbandes zu erhalten und somit einen Schutz des hinteren Kreuzbandes bei der Durchführung des tibialen Sägeschnittes zu gewährleisten. In einer Studie konnte Wood et al. zeigen, dass in der Kontrollgruppe ohne Verwendung eines Osteotoms bei 73% der Proben eine Schädigung des hinteren Kreuzbandes festgestellt werden konnte. In der experimentellen Gruppe, in der ein Osteotom verwendet wurde, kam es lediglich bei 23% der Proben zu einer Schädigung des hinteren Kreuzbandes. Die Verwendung eines Osteotoms führte zu einer absoluten Risikoreduktion von 50% im Vergleich zur Kontrollgruppe, die kein Osteotom zum Schutz des hinteren Kreuzbandes verwendete, zeigte aber auch, dass es trotz der Verwendung eines Osteotoms in 20% der Fälle zu einer Verletzung des hinteren Kreuzbandes kommt¹³⁴.

5.7. Ergebnisse der durchgeführten Studie

Die Ergebnisse dieser Studie verdeutlichen, dass sich in den unsererseits durchgeführten Messungen nur eine schwache Korrelation zwischen dem posterioren tibialen slope lateral bei Verwendung der vorderen Tibiakante und der Ansatzhöhe des hinteren Kreuzbandes nachweisen lässt. Weitere Korrelationen konnten nicht bestätigt werden. Da der Korrelationskoeffizient jedoch mit < 0.3 so gering ist, unterliegt dies am ehesten anderen Faktoren. Zusätzlich ergaben sich auch zwischen dem hinteren kortikalen Tibiaumschlagspunkt und den verschiedenen gemessenen Referenzlinien zur Ermittlung des posterioren tibialen slope nur schwache Korrelationen, die keinen wirklichen Zusammenhang darstellen.

Insbesondere die Distanzmessung des Ansatzes des hinteren Kreuzbandes und des Tibiaplateaus weisen zwar im Mittel einen Wert von 14.25mm bei einer Standardabweichung von 2.87mm auf, lediglich jedoch mit einem Minimum von 7.46mm.

Bei der Implantation einer Kniegelenktotalendoprothese ist eine tibiale Resektion in der Dicke des Tibiaplateaus und des zu implantierenden variierenden Inlays notwendig um keine Veränderung in der Gelenkebene zu kreieren. Bei den heutzutage durchgeführten

operativen Eingriffen mit Kniegelenkersatz und Implantation einer Standardprothese beträgt die Resektion in der Dicke des Tibiaplateaus 10mm und könnte somit zu einer Verletzung oder Ablösung des Ansatzes des hinteren Kreuzbandes führen, welches eine prothesendestabilisierende Wirkung bewirken könnte.

Eine zusätzlich zu beachtende Einschränkung der vorliegenden Studie ist die Tatsache das bei den Untersuchungen lediglich formalin fixierte Tibiae der Körperspender verwendet wurden. Durch die Formalinfixierung könnte eine zunehmende Austrocknung und Schrumpfung sowie folglich Veränderung des HKB Ansatzes entstanden sein. Zusätzlich zu den vor der Messung durchgeführten Präparationen des Ansatzes des hinteren Kreuzbandes könnte dies zu einer Verfälschung des eigentlichen Ansatzes geführt haben. Ebenfalls wurde der Ansatz des hinteren Kreuzbandes, welcher flächig an der posterioren proximalen Tibia verläuft, mittels eines Kirschner Drahtes markiert. Dies stellt somit nur einen punktuellen Abgleich dar und könnte ebenfalls zu einer Fehlinterpretation des Ansatzes geführt haben.

Final lässt sich auch unter Berücksichtigung der in dieser Studie gewonnenen Daten keine eindeutige Methode zur Bestimmung des posterioren tibialen slope identifizieren. Trotz der fehlenden signifikanten Ergebnisse bietet diese Doktorarbeit einen wertvollen Beitrag zur aktuellen Forschung und identifiziert noch offene Fragen, die in zukünftigen Forschungsarbeiten adressiert werden sollten.

6. Literaturverzeichnis

1. AkdAe: Arzneiverordnung in der Praxis (Avp) und Therapieempfehlungen zu Degenerativen Gelenkerkrankungen erschienen (2009). In: Zeitschrift für Evidenz, Fortbildung und Qualität im Gesundheitswesen 103 (2), S. 84.
2. Ackermann, Hanns (2014): AllEx - Alles fürs Examen. Das Kompendium für die 2. ÄP Kapitel 16. 2. überarbeitete und erweiterte Auflage. Stuttgart: Thieme.
3. Agneskirchner, J. D.; Hurschler, C.; Stukenborg-Colsman, C.; Imhoff, A. B.; Lobenhoffer, P. (2004): Effect of high tibial flexion osteotomy on cartilage pressure and joint kinematics: a biomechanical study in human cadaveric knees. Winner of the AGA-DonJoy Award 2004. In: Archives of orthopaedic and trauma surgery 124 (9), S. 575–584.
4. Allen, C. R.; Wong, E. K.; Livesay, G. A.; Sakane, M.; Fu, F. H.; Woo, S. L. (2000): Importance of the medial meniscus in the anterior cruciate ligament-deficient knee. In: Journal of orthopaedic research: official publication of the Orthopaedic Research Society 18 (1), S. 109–115. DOI: 10.1002/jor.1100180116.
5. Altman, R. D. (1995): The classification of osteoarthritis. In: The Journal of rheumatology. Supplement 43, S. 42–43.
6. Amis, A. A.; Gupte, C. M.; Bull, A. M. J.; Edwards, A. (2006): Anatomy of the posterior cruciate ligament and the meniscofemoral ligaments. In: Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA 14 (3), S. 257–263. DOI: 10.1007/s00167-005-0686-x.
7. Anders, S.; Schaumburger, J.; Grifka, J. (2001): Intraartikuläre operative Massnahmen bei Arthrose. In: Der Orthopade 30 (11), S. 866–880.
8. Arima, J.; Whiteside, L. A.; Martin, J. W.; Miura, H.; White, S. E.; McCarthy, D. S. (1998): Effect of partial release of the posterior cruciate ligament in total knee arthroplasty. In: Clinical orthopaedics and related research (353), S. 194–202. DOI: 10.1097/00003086-199808000-00022.
9. Aumüller, Gerhard; Aust, Gabriela; Conrad, Arne; Engele, Jürgen; Kirsch, Joachim; Maio, Giovanni et al. (2020): Duale Reihe Anatomie. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
10. Ayers DC, Dennis DA, Johanson NA, et al: Common complications of total knee arthroplasty J BoneJoint Surg Am 79:278, 1997.
11. Balcarek, Peter; Terwey, Annika; Jung, Klaus; Walde, Tim Alexander; Frosch, Stephan; Schüttrumpf, Jan Philipp et al. (2013): Influence of tibial slope asymmetry on femoral rotation in patients with lateral patellar instability. In: Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA 21 (9), S. 2155–2163. DOI: 10.1007/s00167-012-2247-4.
12. Bargren, J. H.; Blaha, J. D.; Freeman, M. A. (1983): Alignment in total knee arthroplasty. Correlated biomechanical and clinical observations. In: Clinical orthopaedics and related research (173), S. 178–183.
13. Becker, M. W.; Insall, J. N.; Faris, P. M. (1991): Bilateral total knee arthroplasty. One cruciate retaining and one cruciate substituting. In: Clinical orthopaedics and related research (271), S. 122–124.
14. Bellemans, J.; Robijns, F.; Duerinckx, J.; Banks, S.; Vandenneucker, H. (2005): The influence of tibial slope on maximal flexion after total knee arthroplasty. In: Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA 13 (3), S. 193–196. DOI: 10.1007/s00167-004-0557-x.
15. Berger, R. A.; Rubash, H. E.; Seel, M. J.; Thompson, W. H.; Crossett, L. S. (1993): Determining the rotational alignment of the femoral component in total knee arthroplasty using the epicondylar axis. In: Clinical orthopaedics and related research (286), S. 40–47.
16. Brandon, Mark L.; Haynes, Paul T.; Bonamo, Joel R.; Flynn, MaryIrene I.; Barrett, Gene R.; Sherman, Mark F. (2006): The association between posterior-inferior tibial slope and anterior cruciate ligament insufficiency. In: Arthroscopy : the journal of arthroscopic & related surgery : official publication of the Arthroscopy Association of North America and the

- International Arthroscopy Association 22 (8), S. 894–899. DOI: 10.1016/j.arthro.2006.04.098.
17. Brazier, J.; Migaud, H.; Gougeon, F.; Cotten, A.; Fontaine, C.; Duquenois, A. (1996): Evaluation des méthodes de mesure radiographique de la pente tibiale. Analyse de 83 genoux témoins. In: *Revue de chirurgie orthopédique et réparatrice de l'appareil moteur* 82 (3), S. 195–200.
 18. Brooks, Peter (2009): Seven cuts to the perfect total knee. In: *Orthopedics* 32 (9). DOI: 10.3928/01477447-20090728-27.
 19. Butler, D. L.; Noyes, F. R.; Grood, E. S. (1980): Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study. In: *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 62 (2), S. 259–270.
 20. Cartier, Philippe; Sanouiller, Jean-Louis; Grelsamer, Ronald (1990): Patellofemoral arthroplasty. In: *The Journal of Arthroplasty* 5 (1), S. 49–55. DOI: 10.1016/s0883-5403(06)80009-4.
 21. Caylor, K. B.; Zumpano, C. A.; Evans, L. M.; Moore, R. W. (2001): Intra- and interobserver measurement variability of tibial plateau slope from lateral radiographs in dogs. In: *Journal of the American Animal Hospital Association* 37 (3), S. 263–268. DOI: 10.5326/15473317-37-3-263.
 22. Centers for Disease Control and Prevention (CDC) (2001): Prevalence of disabilities and associated health conditions among adults--United States, 1999. In: *MMWR. Morbidity and mortality weekly report* 50 (7), S. 120–125.
 23. Chae, Dong Ju; Shetty, Gautam M.; Lee, Dong Bong; Choi, Hyun Woo; Han, Seung Beom; Nha, Kyung Wook (2008): Tibial slope and patellar height after opening wedge high tibia osteotomy using autologous tricortical iliac bone graft. In: *The Knee* 15 (2), S. 128–133. DOI: 10.1016/j.knee.2007.11.001.
 24. Chiu, K. Y.; Zhang, S. D.; Zhang, G. H. (2000): Posterior slope of tibial plateau in Chinese. In: *The Journal of Arthroplasty* 15 (2), S. 224–227. DOI: 10.1016/s0883-5403(00)90330-9.
 25. Churchill, D. L.; Incavo, S. J.; Johnson, C. C.; Beynnon, B. D. (2001): The influence of femoral rollback on patellofemoral contact loads in total knee arthroplasty. In: *The Journal of Arthroplasty* 16 (7). DOI: 10.1054/arth.2001.24445.
 26. Cinotti, G.; Sessa, P.; Amato, M.; Ripani, F. R.; Giannicola, G. (2017): Preserving the PCL during the tibial cut in total knee arthroplasty. In: *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* 25 (8), S. 2594–2601. DOI: 10.1007/s00167-015-3842-y.
 27. Colizza, W. A.; Insall, J. N.; Scuderi, G. R. (1995): The posterior stabilized total knee prosthesis. Assessment of polyethylene damage and osteolysis after a ten-year-minimum follow-up. In: *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 77 (11), S. 1713–1720. DOI: 10.2106/00004623-199511000-00011.
 28. Cross, Marita; Smith, Emma; Hoy, Damian; Nolte, Sandra; Ackerman, Ilana; Fransen, Marlene et al. (2014): The global burden of hip and knee osteoarthritis: estimates from the global burden of disease 2010 study. In: *Annals of the rheumatic diseases* 73 (7), S. 1323–1330. DOI: 10.1136/annrheumdis-2013-204763.
 29. Cullu, Emre; Aydoğdu, Semih; Alparslan, Bülent; Sur, Hakki (2005): Tibial slope changes following dome-type high tibial osteotomy. In: *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* 13 (1), S. 38–43. DOI: 10.1007/s00167-004-0501-0.
 30. Dejour, H.; Bonnin, M. (1994): Tibial translation after anterior cruciate ligament rupture. Two radiological tests compared. In: *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 76 (5), S. 745–749.
 31. Dejour, H.; Neyret, P.; Boileau, P.; Donell, S. T. (1994): Anterior cruciate reconstruction combined with valgus tibial osteotomy. In: *Clinical orthopaedics and related research* (299), S. 220–228.

32. Dejour H, Walch G, Chambat P, Ranger P.: Dejour H, Walch G, Chambat P, Ranger P. Active subluxation in extension: a new concept of study of the ACL deficient knee. *Am J Knee Surg.* 1988;1:204–211.
33. Dennis, D. A.; Komistek, R. D.; Mahfouz; Haas, B. D.; Stiehl, J. B. (2003): Multicenter determination of in vivo kinematics after total knee arthroplasty. In: *Clinical orthopaedics and related research* (416). DOI: 10.1097/01.blo.0000092986.12414.b5.
34. Duivenvoorden, T.; Verburg, H.; Verhaar, J. A. N.; Bierma-Zeinstra, S. M. A.; Reijman, M. (2017): Verwachtingen en tevredenheid bij totale knieprothese. In: *Nederlands tijdschrift voor geneeskunde* 160, D534.
35. Eckhoff, Donald; Hogan, Craig; DiMatteo, Laura; Robinson, Mitch; Bach, Joel (2007): Difference between the epicondylar and cylindrical axis of the knee. In: *Clinical orthopaedics and related research* 461, S. 238–244. DOI: 10.1097/BLO.0b013e318112416b.
36. Eingartner, Christoph (2007): Current trends in total hip arthroplasty. In: *Ortopedia, traumatologia, rehabilitacja* 9 (1), S. 8–14.
37. Ewald, F. C. (1989): The Knee Society total knee arthroplasty roentgenographic evaluation and scoring system. In: *Clinical orthopaedics and related research* (248), S. 9–12.
38. Fantozzi, Silvia; Catani, Fabio; Ensini, Andrea; Leardini, Alberto; Giannini, Sandro (2006): Femoral rollback of cruciate-retaining and posterior-stabilized total knee replacements: in vivo fluoroscopic analysis during activities of daily living. In: *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 24 (12), S. 2222–2229. DOI: 10.1002/jor.20306.
39. Faschingbauer, M.; Sgroi, M.; Juchems, M.; Reichel, H.; Kappe, T. (2014): Can the tibial slope be measured on lateral knee radiographs? In: *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* 22 (12), S. 3163–3167. DOI: 10.1007/s00167-014-2864-1.
40. Fehring, T. K.; Odum, S.; Griffin, W. L.; Mason, J. B.; Nadaud, M. (2001): Early failures in total knee arthroplasty. In: *Clinical orthopaedics and related research* (392), S. 315–318. DOI: 10.1097/00003086-200111000-00041.
41. Feucht, Matthias J.; Mauro, Craig S.; Brucker, Peter U.; Imhoff, Andreas B.; Hinterwimmer, Stefan (2013): The role of the tibial slope in sustaining and treating anterior cruciate ligament injuries. In: *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* 21 (1), S. 134–145. DOI: 10.1007/s00167-012-1941-6.
42. Feyen, Hans; van Opstal, Nick; Bellemans, Johan (2013): Partial resection of the PCL insertion site during tibial preparation in cruciate-retaining TKA. In: *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* 21 (12), S. 2674–2679. DOI: 10.1007/s00167-012-1997-3.
43. Fujimoto, Eisaku; Sasashige, Yoshiaki; Masuda, Yasuji; Hisatome, Takashi; Eguchi, Akio; Masuda, Tetsuo et al. (2013): Significant effect of the posterior tibial slope and medial/lateral ligament balance on knee flexion in total knee arthroplasty. In: *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* 21 (12), S. 2704–2712. DOI: 10.1007/s00167-012-2059-6.
44. Fukubayashi, T.; Torzilli, P. A.; Sherman, M. F.; Warren, R. F. (1982): An in vitro biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee. Tibial displacement, rotation, and torque. In: *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 64 (2). Online verfügbar unter <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7056781/>.
45. Galano, Gregory J.; Suero, Eduardo M.; Citak, Mustafa; Wickiewicz, Thomas; Pearle, Andrew D. (2012): Relationship of native tibial plateau anatomy with stability testing in the anterior cruciate ligament-deficient knee. In: *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* 20 (11), S. 2220–2224. DOI: 10.1007/s00167-011-1854-9.
46. Genin, P.; Weill, G.; Julliard, R. (1993): La pente tibiale. Proposition pour une méthode de mesure. In: *Journal de radiologie* 74 (1), S. 27–33.

47. Giffin, J. Robert; Stabile, Kathryn J.; Zantop, Thore; Vogrin, Tracy M.; Woo, Savio L-Y; Harner, Christopher D. (2007): Importance of tibial slope for stability of the posterior cruciate ligament deficient knee. In: *The American journal of sports medicine* 35 (9), S. 1443–1449. DOI: 10.1177/0363546507304665.
48. Giffin, J. Robert; Vogrin, Tracy M.; Zantop, Thore; Woo, Savio L. Y.; Harner, Christopher D. (2004): Effects of increasing tibial slope on the biomechanics of the knee. In: *The American journal of sports medicine* 32 (2), S. 376–382. DOI: 10.1177/0363546503258880.
49. Girgis, F. G.; Marshall, J. L.; Monajem, A. (1975): The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. In: *Clinical orthopaedics and related research* (106). DOI: 10.1097/00003086-197501000-00033.
50. Grierson, J.; Sanders, M.; Guitan, J.; Pead, M. (2005): Comparison of anatomical tibial plateau angle versus observer measurement from lateral radiographs in dogs. In: *Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology : V.C.O.T* 18 (4), S. 215–219.
51. Grifka, Joachim; Krämer, Jürgen; Baier, C. (2013): *Orthopädie Unfallchirurgie*. 9., überarb. Aufl. Wien: Springer (Springer-Lehrbuch). Online verfügbar unter <http://gbv.ebib.com/patron/FullRecord.aspx?p=1082445>.
52. Grood, E. S.; Suntay, W. J.; Noyes, F. R.; Butler, D. L. (1984): Biomechanics of the knee-extension exercise. Effect of cutting the anterior cruciate ligament. In: *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 66 (5), S. 725–734.
53. Guccione, A. A.; Felson, D. T.; Anderson, J. J.; Anthony, J. M.; Zhang, Y.; Wilson, P. W. et al. (1994): The effects of specific medical conditions on the functional limitations of elders in the Framingham Study. In: *American Journal of Public Health* 84 (3), S. 351–358.
54. Hashemi, Javad; Chandrashekar, Naveen; Gill, Brian; Beynnon, Bruce D.; Slauterbeck, James R.; Schutt, Robert C. et al. (2008): The geometry of the tibial plateau and its influence on the biomechanics of the tibiofemoral joint. In: *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 90 (12), S. 2724–2734. DOI: 10.2106/JBJS.G.01358.
55. Hashemi, Javad; Chandrashekar, Naveen; Mansouri, Hossein; Gill, Brian; Slauterbeck, James R.; Schutt, Robert C. et al. (2010): Shallow medial tibial plateau and steep medial and lateral tibial slopes: new risk factors for anterior cruciate ligament injuries. In: *The American journal of sports medicine* 38 (1), S. 54–62. DOI: 10.1177/0363546509349055.
56. Hernigou, P.; Medevielle, D.; Debeyre, J.; Goutallier, D. (1987): Proximal tibial osteotomy for osteoarthritis with varus deformity. A ten to thirteen-year follow-up study. In: *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 69 (3), S. 332–354.
57. Hirsch, H. S.; Lotke, P. A.; Morrison, L. D. (1994): The posterior cruciate ligament in total knee surgery. Save, sacrifice, or substitute? In: *Clinical orthopaedics and related research* (309), S. 64–68.
58. Hofmann, A. A.; Bachus, K. N.; Wyatt, R. W. (1991): Effect of the tibial cut on subsidence following total knee arthroplasty. In: *Clinical orthopaedics and related research* (269), S. 63–69.
59. Hohmann, Erik; Bryant, Adam; Imhoff, Andreas B. (2006): The effect of closed wedge high tibial osteotomy on tibial slope: a radiographic study. In: *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* 14 (5), S. 454–459. DOI: 10.1007/s00167-005-0700-3.
60. Holme, T. J.; Henckel, J.; Cobb, J.; Hart, A. J. (2011): Quantification of the difference between 3D CT and plain radiograph for measurement of the position of medial unicompartmental knee replacements. In: *The Knee* 18 (5), S. 300–305. DOI: 10.1016/j.knee.2010.07.010.
61. Hudek, R.; Fuchs, B.; Regenfelder, F.; Koch, P. P. (2011): Is noncontact ACL injury associated with the posterior tibial and meniscal slope? In: *Clinical orthopaedics and related research* 469 (8), S. 2377–2384. DOI: 10.1007/s11999-011-1802-5.

62. Hudek, Robert; Schmutz, Silvia; Regenfelder, Felix; Fuchs, Bruno; Koch, Peter P. (2009): Novel measurement technique of the tibial slope on conventional MRI. In: *Clinical orthopaedics and related research* 467 (8), S. 2066–2072. DOI: 10.1007/s11999-009-0711-3.
63. Hungerford, D. S. (1995): Alignment in total knee replacement. In: *Instructional course lectures* 44, S. 455–468.
64. Hunter, D. J.; Guermazi, A.; Roemer, F.; Zhang, Y.; Neogi, T. (2013): Structural correlates of pain in joints with osteoarthritis. In: *Osteoarthritis and cartilage* 21 (9), S. 1170–1178. DOI: 10.1016/j.joca.2013.05.017.
65. Imhoff AB: Stellenwert der Osteotomie bei der posterioren/posterio- lateralen Knieinstabilität. in 17. Kongress der Arbeitsgemeinschaft für Arthroskopie. 5. – 7.10.2000. Basel,
66. Insall, J.; Tria, A. J.; Scott, W. N. (1979): The total condylar knee prosthesis: the first 5 years. In: *Clinical orthopaedics and related research* (145), S. 68–77.
67. Jenny, J. Y.; Rapp, E.; Kehr, P. (1997): La pente méniscale de l'extrémité proximale du tibia: comparaison avec la pente osseuse. In: *Revue de chirurgie orthopedique et reparatrice de l'appareil moteur* 83 (5), S. 435–438.
68. Jenny, Jean-Yves; Clemens, Ulrich; Kohler, Steffen; Kiefer, Hartmuth; Konermann, Werner; Miehle, Rolf K. (2005): Consistency of implantation of a total knee arthroplasty with a non-image-based navigation system: a case-control study of 235 cases compared with 235 conventionally implanted prostheses. In: *The Journal of Arthroplasty* 20 (7), S. 832–839. DOI: 10.1016/j.arth.2005.02.002.
69. Jiang, C. C.; Yip, K. M.; Liu, T. K. (1994): Posterior slope angle of the medial tibial plateau. In: *Journal of the Formosan Medical Association = Taiwan yi zhi* 93 (6), S. 509–512.
70. Julliard, R.; Genin, P.; Weil, G.; Palmkrantz, P. (1993): La pente tibiale fonctionnelle médiane. Principe. Technique de mesure. Valeur. Intérêt. In: *Revue de chirurgie orthopedique et reparatrice de l'appareil moteur* 79 (8), S. 625–634.
71. Kapandji IA: *Theknee.p.* 74. In Kapandji IA (ed): *The physiology of the joints*, 5th ed, vol 2. Churchill Livingstone, Edinburgh, 1987.
72. Kernozek, Thomas W.; Ragan, Robert J.; Willson, John D.; Koehler, Chelsey S.; Lopez, Timothy R. (2012): Variation of Anatomical and Physiological Parameters that Affect Estimates of ACL Loading During Drop Landing. In: *The open orthopaedics journal* 6, S. 245–249. DOI: 10.2174/1874325001206010245.
73. Kessler, M. A.; Burkart, A.; Martinek, V.; Beer, A.; Imhoff, A. B. (2003): Entwicklung eines 3-dimensionalen Messverfahrens zur Bestimmung des tibialen Gefälles im Spiral-CT. In: *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 141 (2), S. 143–147. DOI: 10.1055/s-2003-38658.
74. Kim, Keong-Hwan; Bin, Seong-Il; Kim, Jong-Min (2012): The Correlation between Posterior Tibial Slope and Maximal Angle of Flexion after Total Knee Arthroplasty. In: *Knee surgery & related research* 24 (3), S. 158–163. DOI: 10.5792/ksrr.2012.24.3.158.
75. Kim, Y. H.; Kim, J. S.; Choi, Y.; Kwon, O. R. (2009): Computer-assisted surgical navigation does not improve the alignment and orientation of the components in total knee arthroplasty. In: *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 91 (1). DOI: 10.2106/JBJS.G.01700.
76. Kleinbart, Fredric A.; Bryk, Eli; Evangelista, John; Scott, W. Norman; Vigorita, Vincent J. (1996): Histologic comparison of posterior cruciate ligaments from arthritic and age-matched knee specimens. In: *The Journal of Arthroplasty* 11 (6), S. 726–731. DOI: 10.1016/S0883-5403(96)80012-X.
77. Knoch, Fabian von; Malchau, Henrik (2009): Why do we need a national joint replacement registry in the United States? In: *American journal of orthopedics (Belle Mead, N.J.)* 38 (10), S. 500–503.
78. Krackow KA: *The technique of total knee arthroplasty*. CV Mosby, St Louis, 1990.

79. Kuwano, Takashi; Urabe, Ken; Miura, Hiromasa; Nagamine, Ryuji; Matsuda, Shuichi; Satomura, Masatoshi et al. (2005): Importance of the lateral anatomic tibial slope as a guide to the tibial cut in total knee arthroplasty in Japanese patients. In: *Journal of orthopaedic science : official journal of the Japanese Orthopaedic Association* 10 (1), S. 42–47. DOI: 10.1007/s00776-004-0855-7.
80. Kuzyk, Paul R. T.; Higgins, Gordon A.; Tunggal, James A. W.; Sellan, Michael E.; Waddell, James P.; Schemitsch, Emil H. (2012): Computer navigation vs extramedullary guide for sagittal alignment of tibial components: radiographic study and meta-analysis. In: *The Journal of Arthroplasty* 27 (4), S. 630–637. DOI: 10.1016/j.arth.2011.07.001.
81. l'Escalopier, Nicolas de; Anract, Philippe; Biau, David (2016): Surgical treatments for osteoarthritis. In: *Annals of physical and rehabilitation medicine* 59 (3), S. 227–233. DOI: 10.1016/j.rehab.2016.04.003.
82. Levy, I. M.; Torzilli, P. A.; Warren, R. F. (1982): The effect of medial meniscectomy on anterior-posterior motion of the knee. In: *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 64 (6), S. 883–888.
83. Liabaud, Barthelemy; Patrick, David A.; Geller, Jeffrey A. (2013): Is the posterior cruciate ligament destabilized after the tibial cut in a cruciate retaining total knee replacement? An anatomical study. In: *The Knee* 20 (6), S. 412–415. DOI: 10.1016/j.knee.2013.02.001.
84. Lotke, P. A.: Primary total knees: standard principles and techniques, p. 69. In Lotke PA (ed): *Master techniques in orthopaedic surgery: knee arthroplasty*. Raven Press, New York, 1995.
85. Lotke, P. A.; Ecker, M. L. (1977): Influence of positioning of prosthesis in total knee replacement. In: *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 59 (1), S. 77–79.
86. Lustig, S.; Fleury, C.; Goy, D.; Neyret, P.; Donell, S. T. (2011): The accuracy of acquisition of an imageless computer-assisted system and its implication for knee arthroplasty. In: *The Knee* 18 (1), S. 15–20. DOI: 10.1016/j.knee.2009.12.010.
87. Lyubomir Haralambiev, Ulrich Böhling: Posterior stabilized total knee arthroplasty -New design and clinical outcome.
88. Maetzel, A.; Li, L. C.; Pencharz, J.; Tomlinson, G.; Bombardier, C. (2004): The economic burden associated with osteoarthritis, rheumatoid arthritis, and hypertension: a comparative study. In: *Annals of the rheumatic diseases* 63 (4), S. 395–401. DOI: 10.1136/ard.2003.006031.
89. Markolf, K. L.; Mensch, J. S.; Amstutz, H. C. (1976): Stiffness and laxity of the knee--the contributions of the supporting structures. A quantitative in vitro study. In: *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 58 (5), S. 583–594.
90. Matsuda, S.; Miura, H.; Nagamine, R.; Urabe, K.; Ikenoue, T.; Okazaki, K.; Iwamoto, Y. (1999): Posterior tibial slope in the normal and varus knee. In: *The American journal of knee surgery* 12 (3), S. 165–168.
91. Matziolis, Georg; Mehlhorn, Saskia; Schattat, Nicole; Diederichs, Gerd; Hube, Robert; Perka, Carsten; Matziolis, Doerte (2012): How much of the PCL is really preserved during the tibial cut? In: *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* 20 (6), S. 1083–1086. DOI: 10.1007/s00167-011-1696-5.
92. McAlindon, T. E.; Bannuru, R. R.; Sullivan, M. C.; Arden, N. K.; Berenbaum, F.; Bierma-Zeinstra, S. M. et al. (2014): OARSI guidelines for the non-surgical management of knee osteoarthritis. In: *Osteoarthritis and cartilage* 22 (3), S. 363–388. DOI: 10.1016/j.joca.2014.01.003.
93. Meding, J. B.; Meding, L. K.; Ritter, M. A.; Keating, E. M. (2012): Pain relief and functional improvement remain 20 years after knee arthroplasty. In: *Clinical orthopaedics and related research* 470 (1). DOI: 10.1007/s11999-011-2123-4.
94. Meister, K.; Talley, M. C.; Horodyski, M. B.; Indelicato, P. A.; Hartzel, J. S.; Batts, J. (1998): Caudal slope of the tibia and its relationship to noncontact injuries to the ACL. In: *The American journal of knee surgery* 11 (4), S. 217–219.

95. Merx, H.; Dreinhöfer, K. E.; Günther, K-P (2007): Sozialmedizinische Bedeutung der Arthrose in Deutschland. In: Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie 145 (4), S. 421–429. DOI: 10.1055/s-2007-965552.
96. Migaud, H.; Ladoucette, A. de; Dohin, B.; Cloutier, J. M.; Gougeon, F.; Duquenois, A. (1996): Influence de la pente tibiale sur la translation tibiale et la mobilité d'une prothèse totale du genou non contrainte. In: Revue de chirurgie orthopédique et réparatrice de l'appareil moteur 82 (1), S. 7–13.
97. Moore, T. M.; Harvey, J. P. (1974): Roentgenographic measurement of tibial-plateau depression due to fracture. In: The Journal of bone and joint surgery. American volume 56 (1), S. 155–160.
98. Moreland, J. R. (1988): Mechanisms of failure in total knee arthroplasty. In: Clinical orthopaedics and related research (226), S. 49–64.
99. Niethard, Fritz Uwe; Pfeil, Joachim; Biberthaler, Peter (2014): Orthopädie und Unfallchirurgie. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
100. Noyes, Frank R.; Goebel, Steven X.; West, John (2005): Opening wedge tibial osteotomy: the 3-triangle method to correct axial alignment and tibial slope. In: The American journal of sports medicine 33 (3), S. 378–387. DOI: 10.1177/0363546504269034.
101. Otte, Paul (2001): Osteochondrale Strukturen. 2., überarb. Aufl. Nürnberg: Novartis Pharma Verl. (Rheumatologie, Orthopädie, 11).
102. Parvizi, Javad; Nunley, Ryan M.; Berend, Keith R.; Lombardi, Adolph V.; Ruh, Erin L.; Clohisy, John C. et al. (2014): High level of residual symptoms in young patients after total knee arthroplasty. In: Clinical orthopaedics and related research 472 (1), S. 133–137. DOI: 10.1007/s11999-013-3229-7.
103. Perlick, Lars; Bähis, Holger; Tingart, Markus; Perlick, Carsten; Grifka, Joachim (2004): Navigation in total-knee arthroplasty: CT-based implantation compared with the conventional technique. In: Acta orthopaedica Scandinavica 75 (4), S. 464–470. DOI: 10.1080/00016470410001259-1.
104. Petersen, W.; Zantop, T. (2006): Biomechanik des hinteren Kreuzbandes und der hinteren Instabilität. In: Arthroskopie 19 (3), S. 207–214. DOI: 10.1007/s00142-006-0358-y.
105. Petrigliano, Frank A.; Suero, Eduardo M.; Voos, James E.; Pearle, Andrew D.; Allen, Answorth A. (2012): The effect of proximal tibial slope on dynamic stability testing of the posterior cruciate ligament- and posterolateral corner-deficient knee. In: The American journal of sports medicine 40 (6), S. 1322–1328. DOI: 10.1177/0363546512439180.
106. Piziali, Robert L.; Seering, Warren P.; Nagel, Donald A.; Schurman, David J. (1980): The function of the primary ligaments of the knee in anterior-posterior and medial-lateral motions. In: Journal of Biomechanics 13 (9), S. 777–784. DOI: 10.1016/0021-9290(80)90239-0.
107. Ranawat, C. S.; Flynn, W. F.; Saddler, S.; Hansraj, K. K.; Maynard, M. J. (1993): Long-term results of the total condylar knee arthroplasty. A 15-year survivorship study. In: Clinical orthopaedics and related research (286), S. 94–102.
108. Riley, L. H. (1976): The evolution of total knee arthroplasty. In: Clinical orthopaedics and related research (120), S. 7–10.
109. Ritter, M. A.; Faris, P. M.; Keating, E. M. (1988): Posterior cruciate ligament balancing during total knee arthroplasty. In: The Journal of Arthroplasty 3 (4). DOI: 10.1016/s0883-5403(88)80032-9.
110. Ritter, M. A.; Faris, P. M.; Keating, E. M.; Meding, J. B. (1994): Postoperative alignment of total knee replacement. Its effect on survival. In: Clinical orthopaedics and related research (299), S. 153–156.
111. Schneider, T.; Liebau, C.; Krämer, R.; Merk, H. (1999): 10-Jahres-Analyse nach arthroskopischem Kniegelenkdebridement bei Gonarthrose. In: Arthroskopie 12 (1), S. 17–21. DOI: 10.1007/s001420050065.

112. Schünke, Michael; Schulte, Erik; Schumacher, Udo; Voll, Markus; Wesker, Karl H. (2018): PROMETHEUS Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
113. Seon, Jong-Keun; Park, Ju-Kwon; Shin, Young-Joo; Seo, Hyung-Yeon; Lee, Keun-Bae; Song, Eun-Kyoo (2011): Comparisons of kinematics and range of motion in high-flexion total knee arthroplasty: cruciate retaining vs. substituting designs. In: *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* 19 (12), S. 2016–2022. DOI: 10.1007/s00167-011-1434-z.
114. Shan, L.; Shan, B.; Suzuki, A.; Nouh, F.; Saxena, A. (2015): Intermediate and long-term quality of life after total knee replacement: a systematic review and meta-analysis. In: *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 97 (2). DOI: 10.2106/JBJS.M.00372.
115. Shi, Xiaojun; Shen, Bin; Kang, Pengde; Yang, Jing; Zhou, Zongke; Pei, Fuxing (2013): The effect of posterior tibial slope on knee flexion in posterior-stabilized total knee arthroplasty. In: *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* 21 (12), S. 2696–2703. DOI: 10.1007/s00167-012-2058-7.
116. Shoemaker, S. C.; Markolf, K. L. (1986): The role of the meniscus in the anterior-posterior stability of the loaded anterior cruciate-deficient knee. Effects of partial versus total excision. In: *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 68 (1), S. 71–79.
117. Skou, Søren T.; Roos, Ewa M.; Laursen, Mogens B.; Rathleff, Michael S.; Arendt-Nielsen, Lars; Simonsen, Ole; Rasmussen, Sten (2015): A Randomized, Controlled Trial of Total Knee Replacement. In: *The New England journal of medicine* 373 (17), S. 1597–1606. DOI: 10.1056/NEJMoa1505467.
118. Smith, Helen C.; Vacek, Pamela; Johnson, Robert J.; Slauterbeck, James R.; Hashemi, Javad; Shultz, Sandra; Beynon, Bruce D. (2012): Risk factors for anterior cruciate ligament injury: a review of the literature - part 1: neuromuscular and anatomic risk. In: *Sports health* 4 (1), S. 69–78. DOI: 10.1177/1941738111428281.
119. Sonnery-Cottet, B.; Archbold, P.; Cucurulo, T.; Fayard, J-M; Bortolotto, J.; Thaunat, M. et al. (2011): The influence of the tibial slope and the size of the intercondylar notch on rupture of the anterior cruciate ligament. In: *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 93 (11), S. 1475–1478. DOI: 10.1302/0301-620X.93B11.26905.
120. Spahn, G. (2007): Knorpelschaden und Gonarthrose, Teil IV. In: *Akt Traumatol* 37 (1), S. 16–30. DOI: 10.1055/s-2006-955866.
121. Stiehl, J. B.; Cherveney, P. M. (1996): Femoral rotational alignment using the tibial shaft axis in total knee arthroplasty. In: *Clinical orthopaedics and related research* (331), S. 47–55. DOI: 10.1097/00003086-199610000-00007.
122. Stijak, Lazar; Blagojević, Zoran; Kadija, Marko; Stanković, Gordana; Djulejić, Vuk; Milovanović, Darko; Filipović, Branislav (2012): The role of the posterior tibial slope on rupture of the anterior cruciate ligament. In: *Vojnosanitetski pregled* 69 (10), S. 864–868. DOI: 10.2298/vsp101230022s.
123. Stijak, Lazar; Herzog, Richard F.; Schai, Pascal (2008): Is there an influence of the tibial slope of the lateral condyle on the ACL lesion? A case-control study. In: *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* 16 (2), S. 112–117. DOI: 10.1007/s00167-007-0438-1.
124. Sullivan, D.; Levy, I. M.; Sheslier, S.; Torzilli, P. A.; Warren, R. F. (1984): Medial restraints to anterior-posterior motion of the knee. In: *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 66 (6), S. 930–936. DOI: 10.2106/00004623-198466060-00015.
125. Sutton, Karen M.; Bullock, James Montgomery (2013): Anterior cruciate ligament rupture: differences between males and females. In: *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 21 (1), S. 41–50. DOI: 10.5435/JAAOS-21-01-41.
126. Than, Péter; Kránicz, János; Bellyei, Árpád (2002): A teljes condylaris térdprotetika sebészi komplikációi és azok megoldási lehetőségei. In: *Orvosi hetilap* 143 (15), S. 771–777.
127. Thorstensson, Carina A.; Garellick, Göran; Rystedt, Hans; Dahlberg, Leif E. (2015): Better Management of Patients with Osteoarthritis: Development and Nationwide Implementation

- of an Evidence-Based Supported Osteoarthritis Self-Management Programme. In: *Musculoskeletal care* 13 (2), S. 67–75. DOI: 10.1002/msc.1085.
128. Tingart, Markus; Lüring, Christian; Bähis, Holger; Beckmann, Johannes; Grifka, Joachim; Perlick, Lars (2008): Computer-assisted total knee arthroplasty versus the conventional technique: how precise is navigation in clinical routine? In: *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* 16 (1), S. 44–50. DOI: 10.1007/s00167-007-0399-4.
 129. Utzschneider, S.; Goettinger, M.; Weber, P.; Horng, A.; Glaser, C.; Jansson, V.; Müller, P. E. (2011): Development and validation of a new method for the radiologic measurement of the tibial slope. In: *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* 19 (10), S. 1643–1648. DOI: 10.1007/s00167-011-1414-3.
 130. van Dommelen, B. A.; Fowler, P. J. (1989): Anatomy of the posterior cruciate ligament. A review. In: *The American journal of sports medicine* 17 (1), S. 24–29. DOI: 10.1177/036354658901700104.
 131. Weber, P.; Schröder, C.; Utzschneider, S.; Schmidutz, F.; Jansson, V.; Müller, P. E. (2012): Reduziert ein erhöhter tibialer Slope den Abrieb bei unikondylären Schlittenprothesen? Eine In-vitro-Untersuchung. In: *Der Orthopade* 41 (4), S. 298–302. DOI: 10.1007/s00132-011-1857-8.
 132. Whiteside, L. A.; Arima, J. (1995): The anteroposterior axis for femoral rotational alignment in valgus total knee arthroplasty. In: *Clinical orthopaedics and related research* (321), S. 168–172.
 133. Whiteside, Leo A.; Amador, David D. (1988): The effect of posterior tibial slope on knee stability after ortholoc total knee arthroplasty. In: *The Journal of Arthroplasty* 3, S51-S57. DOI: 10.1016/s0883-5403(88)80009-3.
 134. Wood, Addison R.; Rabbani, Tebyan A.; Sheffer, Benjamin; Wagner, Russell A.; Sanchez, Hugo B. (2018): Protecting the PCL During Total Knee Arthroplasty Using a Bone Island Technique. In: *The Journal of Arthroplasty* 33 (1), S. 102–106. DOI: 10.1016/j.arth.2017.08.009.
 135. Wordeman, Samuel C.; Quatman, Carmen E.; Kaeding, Christopher C.; Hewett, Timothy E. (2012): In vivo evidence for tibial plateau slope as a risk factor for anterior cruciate ligament injury: a systematic review and meta-analysis. In: *The American journal of sports medicine* 40 (7), S. 1673–1681. DOI: 10.1177/0363546512442307.
 136. Yasuda, K.; Majima, T.; Tsuchida, T.; Kaneda, K. (1992): A ten- to 15-year follow-up observation of high tibial osteotomy in medial compartment osteoarthritis. In: *Clinical orthopaedics and related research* (282), S. 186–195.
 137. Yoo, Jae Ho; Chang, Chong Bum; Shin, Kwang Sook; Seong, Sang Cheol; Kim, Tae Kyun (2008): Anatomical references to assess the posterior tibial slope in total knee arthroplasty: a comparison of 5 anatomical axes. In: *The Journal of Arthroplasty* 23 (4), S. 586–592. DOI: 10.1016/j.arth.2007.05.006.
 138. Yoshioka, Y.; Siu, D.; Cooke, T. D. (1987): The anatomy and functional axes of the femur. In: *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 69 (6), S. 873–880.
 139. Zacher, J.; Gursche, A. (2001): Diagnostik der Arthrose. In: *Der Orthopade* 30 (11), S. 841–847. DOI: 10.1007/s001320170020.
 140. Zhang, W.; Doherty, M.; Arden, N.; Bannwarth, B.; Bijlsma, J.; Gunther, K-P et al. (2005): EULAR evidence based recommendations for the management of hip osteoarthritis: report of a task force of the EULAR Standing Committee for International Clinical Studies Including Therapeutics (ESCISIT). In: *Annals of the rheumatic diseases* 64 (5), S. 669–681. DOI: 10.1136/ard.2004.028886.

7. Anhang

7.1. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Anatomie des Kniegelenkes von ventral	11
Abbildung 2: Darstellung der Kollateralbänder von lateral	13
Abbildung 3: Darstellung des Bandapparates von lateral	14
Abbildung 4: Darstellung der Anatomie und des Verlaufes der Kreuzbänder des Kniegelenkes von ventral und dorsal	16
Abbildung 5: Darstellung des vorderen Kreuzbandes von ventral	17
Abbildung 6: Darstellung des rechten Tibiaplateaus in der Ansicht von proximal mit aufliegenden Menisci und ihren Anheftungsstellen	18
Abbildung 7: Radiologische Zeichen einer Gonarthrose	21
Abbildung 8: Radiologische Darstellung einer Kniegelenktotalendoprothese	25
Abbildung 9: Darstellung einer Totalendoprothese	27
Abbildung 10: Posteriore Tibiareklination (posterior tibial slope, α): Winkel zwischen Tibiaplateau (c) und senkrecht zur Longitudinalachse (a) stehenden Hilfslinie (b)	32
Abbildung 11: Komplettaufnahme seitliche Tibia mit Messdrähten, Referenzkugel sowie Markierung des HKB Footprints.	38
Abbildung 12: Referenz Tibiavorderkante	40
Abbildung 13: Referenz Tibiaschaft	41
Abbildung 14: Referenz Tibia Hinterkante	42
Abbildung 15: Referenz Fibulaschaft	43
Abbildung 16: Referenz Fibula Hinterkante	44
Abbildung 17: Distanz zum proximalen HKB-Footprint	45
Abbildung 18: Distanz zum tibialen proximalen posterioren kortikalen Umschlagpunkt, Erfassung des Umschlagpunktes	46
Abbildung 19: Distanz zum tibialen proximalen posterioren kortikalen Umschlagpunkt	46
Abbildung 20: Graphische Darstellung der Altersstruktur	50
Abbildung 21: Darstellung des Geschlechterverhältnisses	50
Abbildung 22: Scatterplot-Darstellung zur graphischen Darstellung der Korrelation zwischen dem lateralen slope der Tibia gemessen zur Tibia Vorderkante und der Distanz des HKB-Ansatzes zum Tibiaplateau	52
Abbildung 23: Boxplot zur Darstellung des tibialen slope des lateralen und medialen Tibiaplateaus in Abhängigkeit der verwendeten anatomischen Landmarken zur Ermittlung des tibialen slopes. # stellt signifikante Unterschiede zu allen anderen Messungen dar.	54

7.2. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Deskriptive Darstellung der beiden Distanzmessungen und des posterioren tibialen slope medial und lateralseitig in Abhängigkeit der verwendeten knöchernen anatomischen Referenz respektive der 5 Messmethoden; VK TS med = Vorderkante tibial slope medial, VK TS lat = Vorderkante tibial slope lateral, TS TS med = Tibiaschaft tibial slope medial, TS TS lat = Tibiaschaft tibial slope lateral, TH TS med = Tibiahinterkante tibial slope medial, TH TS lat = Tibiahinterkante tibial slope lateral, FS TS med = Fibulaschaft tibial slope medial, FS TS lat = Fibulaschaft tibial slope lateral, FH TS med = Fibulahinterkante tibial slope medial, FH TS lat = Fibulahinterkante tibial slope lateral	48
Tabelle 2: Darstellung der Altersstruktur	49
Tabelle 3: Spearman-Korrelation der Distanz des HKB zum tibialen Slope unterschiedlicher anatomischer Messpunkte. * = Korrelation vorhanden; VK TS med = Vorderkante tibial slope medial, VK TS lat = Vorderkante tibial slope lateral, TS TS med = Tibiaschaft tibial slope medial, TS TS lat = Tibiaschaft tibial slope lateral, TH TS med = Tibiahinterkante tibial slope medial, TH TS lat = Tibiahinterkante tibial slope lateral, FS TS med = Fibulaschaft tibial slope medial, FS TS lat = Fibulaschaft tibial slope lateral, FH TS med = Fibulahinterkante tibial slope medial, FH TS lat = Fibulahinterkante tibial slope lateral.....	51
Tabelle 4: Spearman-Korrelation des proximalen Tibiaumschlagpunktes zum tibialen slope unterschiedlicher anatomischer Messpunkte. * = Korrelation vorhanden; VK TS med = Vorderkante tibial slope medial, VK TS lat = Vorderkante tibial slope lateral, TS TS med = Tibiaschaft tibial slope medial, TS TS lat = Tibiaschaft tibial slope lateral, TH TS med = Tibiahinterkante tibial slope medial, TH TS lat = Tibiahinterkante tibial slope lateral, FS TS med = Fibulaschaft tibial slope medial, FS TS lat = Fibulaschaft tibial slope lateral, FH TS med = Fibulahinterkante tibial slope medial, FH TS lat = Fibulahinterkante tibial slope lateral	53