

AUS DEM LEHRSTUHL

FÜR ORTHOPÄDIE

PROF. DR. MED. DR. H.C. JOACHIM GRIFKA

DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN

DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

**EINFLUSS DER ROTATION DER FEMORALEN KOMPONENTE AUF DAS
FRONTALE ALIGNMENT DES KNIEGELENKES IN DER KNIEENDOPROTHETIK**

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrads
der Medizin
der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von

Lukas Parik

2021

AUS DEM LEHRSTUHL

FÜR ORTHOPÄDIE

PROF. DR. MED. DR. H.C. JOACHIM GRIFKA

DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN

DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

**EINFLUSS DER ROTATION DER FEMORALEN KOMPONENTE AUF DAS
FRONTALE ALIGNMENT DES KNIEGELENKES IN DER KNIEENDOPROTHETIK**

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrads
der Medizin
der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von

Lukas Parik

2021

Dekan:	Prof. Dr. med. Dirk Hellwig
1. Berichterstatter:	Prof. Dr. med. Dr. med. univ. Günther Maderbacher
2. Berichterstatter:	Prof. Dr. med. Martin Fleck
Tag der mündlichen Prüfung:	24.03.2021

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	6
1.1 Anatomie des Kniegelenkes	6
1.2 Kniegelenkkinematik	11
1.2.1 Kinematik des tibiofemoralen Gelenkes	12
1.2.1.1 Biomechanik und Bewegungsachsen	12
1.2.1.2 Koordinatensysteme und deren Analyse	14
1.2.1.3 Tibiofemorale Kinematik in der Koronar- und Frontalebene	17
1.2.1.2 Kinematik des patellofemoralen Gelenkes	19
1.3 Gonarthrose	21
1.3.1 Epidemiologische Daten	22
1.3.2 Grundsätze der Therapie	23
1.3.2.1 Konservative Therapie	23
1.3.2.2 Operative Therapie	24
1.4 Endoprothetik des Kniegelenkes	25
1.4.1 Übersicht	25
1.4.2 Epidemiologische Daten Knieendoprothetik	26
1.4.3 Bikondyläre Oberflächenersatzprothese: „Standard-Knie TEP“	27
1.4.4 Ausrichtungstechniken	28
1.4.4.1 Systematische Ausrichtungstechniken	28
1.4.4.1.1 Mechanische Ausrichtungstechnik	29
1.4.4.1.2 Anatomische Ausrichtungstechnik	29
1.4.4.1.3 Angepasste anatomische Ausrichtungstechnik	29
1.4.4.2 Patientenindividuelle Ausrichtungstechniken	30
1.4.4.2.1 Funktionelle bandspannungsadaptierte Ausrichtungstechnik	30
1.4.4.2.2 Kinematische Ausrichtungstechnik	30
1.4.5 Ergebnisse der Knieendoprothese	31
1.4.6 Navigationstechniken	32
1.4.6.1 CT – freie Navigationstechnik Vector Vision (Brainlab)	32
1.4.6.2 Ergebnisse der navigierten Knie TEPs	35
1.4.7 Komponentenrotationsausrichtung und deren Einfluss auf die Kinematik	36
1.4.7.1 Physiologische Rotationsausrichtung des distalen Femurs und der proximalen Tibia	36
1.4.7.2 Optimale Rotationsausrichtung der Komponenten	37

1.4.7.3	Einfluss der femoralen Komponentenrotation auf das tibiofemorale Gelenk	40
1.4.7.4	Einfluss der femoralen Komponentenrotation auf das patellofemorale Gelenk	41
1.5	Zielsetzung der Studie	42
2.	Material und Methoden	44
2.1	Chirurgische Technik	46
2.2	Kinematische Analyse	50
2.3	Statistische Datenanalyse	51
3.	Ergebnisse	56
3.1	Grunddaten	56
3.2	Natürliches Alignment	57
3.3	Femurkomponente bandspannungsadaptiert	59
3.4	Femurkomponente in 6° Außenrotation	62
3.5	Femurkomponente in 6° Innenrotation	66
3.6	Femurkomponente in 3° Außenrotation	70
4.	Diskussion	73
4.1	Interpretation eigener Studienergebnisse	73
4.2	Klinische Relevanz der Differenzen des frontalen Alignments	77
4.2.1	Einfluss des frontalen Knie Alignments auf die Hüftkinematik -Literaturrecherche	78
4.2.2	Klinische Konsequenzen des frontalen Malalignments	80
4.3	Limitationen der Studie	82
5.	Zusammenfassung	84
6.	Anhang	85
6.1	Abbildungsverzeichnis	85
6.2	Tabellenverzeichnis	88
7.	Literaturverzeichnis	90
8.	Danksagung	

Abkürzungsverzeichnis:

3D – dreidimensional

Abb. – Abbildung

AWFM - Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften e.V.

CAS – Computerassistierte Chirurgie

CR - cruciate retaining (kreuzbanderhaltend)

CT - Computertomographie

CTA – kondylärer Dreihwinkel

EPRD – Endoprothesenregister Deutschland

FFC – Flexionsfacettenzentrum

m – männlich

mFA – mechanische Femurachse

mFA-mTA - mechanische tibiofemorale Achse

mLDFA - mechanischer lateraler distaler Femurwinkel

mMPTA - mechanischer medialer proximaler Tibiawinkel

MRT – Magnetresonanztomographie

mTA – mechanische Tibiaachse

N - Newton

NSAR - nicht steroidale Antirheumatika

P.F.C. – press fit condylar

PCL - posteriore Kondylenlinie

PRP – plättchenreiches Plasma

PS – posterior stabilized (kreuzbandersetzend)

RKI – Robert Koch-Institut

SD – Standardabweichung

Tab. - Tabelle

TEA - transepikondyläre Achse

TEP – Totalendoprothese

w – weiblich

1. Einleitung

Die Implantation von Kniegelenkendoprothesen zählt zu den 20 häufigsten Eingriffen in deutschen Krankenhäusern überhaupt. Bis zu 20% der Patienten sind nach künstlichem Kniegelenkersatz mit dem Operationsergebnis unzufrieden. (1) Diese hohe Versager-Anzahl fordert weitere intensive Forschung in diesem Gebiet. Die operative Rekonstruktion einer annähernd physiologischen Kniegelenkkinematik, also eines möglichst physiologischen Zusammenspiels der artikulierenden künstlichen Gelenkpartner, ist einer der wichtigsten Ergebnisprädiktoren für den Operationserfolg. Eine optimale Komponentenposition, insbesondere die Komponentenrotation, wird immer noch kontrovers diskutiert. Es wurden bereits kinematische Studien publiziert, die den Einfluss der Komponentenrotation auf die patellofemorale und tibiofemorale Kinematik analysieren. Die Komponentenrotation beeinflusst aber auch die Frontalebene in der Kniebeugung. Zu dieser Thematik liegt bisher keine wissenschaftliche Datenlage vor.

1.1 Anatomie des Kniegelenkes

Das Kniegelenk (*Articulatio genus*) ist das größte Gelenk des menschlichen Körpers. Es handelt sich um ein zusammengesetztes Gelenk (*Articulatio composita*) bei dem insgesamt drei knöcherne Strukturen miteinander artikulieren: Femur, Tibia und Patella, wobei letztere ausschließlich mit dem Femur artikuliert. Somit besteht das Gelenk anatomisch aus zwei Hauptgelenken: *Articulatio femoropatellaris* und *femorotibialis*.

Im tibiofemorale Gelenk stehen die beiden konvexen Kondylen des Femurs mit der *Facies articularis superior* der Tibia, die als das Tibiaplateau bezeichnet wird, gelenkig in Verbindung. Die dabei deutlich auffallende Inkongruenz der Gelenkflächen wird lateral und medial durch die beiden Menisken ausgeglichen. (Abb. 1)

Stabilisiert wird das Kniegelenk durch seinen komplexen Bandapparat. Das laterale Seitenband (*Ligamentum collaterale laterale*) verläuft vom *Epicondylus lateralis femoris* zum *Caput fibulae*. Das mediale Seitenband *Ligamentum collaterale mediale*

entspringt dem Epicondylus medialis femoris und setzt unterhalb des Tibiaplateaus an der Facies medialis tibiae, hinter dem Pes anserinus, an. Das vordere Kreuzband, Ligamentum cruciatum anterius, verläuft von dem vorderen Anteil der Eminentia intercondylaris (Area intercondylaris anterior) der Tibia zur hinteren Innenfläche des Condylus lateralis femoris. An der Area intercondylaris posterior entspringt das stärkere Ligamentum cruciatum posterius und zieht zur Innenfläche des medialen Femurcondylus. (Abb. 1)

Die gemeinsame Funktion der Kreuzbänder besteht darin, das Kniegelenk während der Flexionsbewegung vor allem in der Sagittal- und Frontalebene sowie in der Horizontalebene zu stabilisieren. Sämtliche Komponenten werden von einer Gelenkkapsel umschlossen, die zirka ein Zentimeter distal der Knorpelränder der Tibia entspringt. Die Kapselfasern umlaufen die Kondylen seitlich und strahlen sowohl in die Quadrizepssehne als auch in die Patella ein. Auf der Dorsalseite setzen die Kapselfasern an der Linea intercondylaris an. (2)

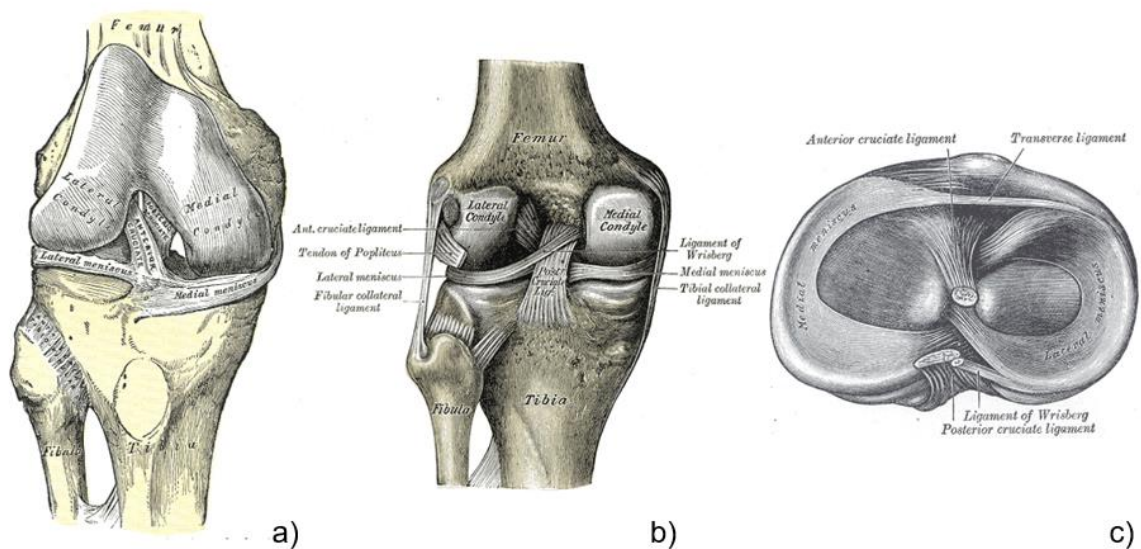


Abbildung 1: Anatomie des Kniegelenkes: Darstellung des tibiofemorales Gelenkes mit den wichtigsten ligamentären Strukturen; Ansticht von ventral (a), von dorsal (b) und von kranial (c); aus Henry Gray: Anatomy of the Human Body (1918). (3)

Diese deskriptive Kurzfassung der Anatomie des Kniebandapparates, die in jedem Anatomielehrbuch gefunden werden kann, stellt nur die Basis dar. Für die chirurgische Praxis sind komplexere Kenntnisse in der funktionellen Anatomie notwendig. Für ein gut funktionierendes Kniegelenk ist nicht nur die Position der Implantate relevant, sondern auch balancierte ligamentäre Verhältnisse, die gleichzeitig eine gute Stabilität und gute Beweglichkeit in Streckung sowie in Beugung erlauben.

In der Endoprothetik wird von den balancierten Streck- und Beugespalten gesprochen.

(4) Als vereinfachte Darstellung können die medialen und lateralen Stabilisatoren noch in 2 weiteren Gruppen eingeteilt werden: die Stabilisatoren in Streckung und in Beugung.

Zu den medialen Stabilisatoren in Streckung gehören: mediales Seitenband (posteriorer Anteil), Pes anserinus superficialis (gemeinsamer Ansatz dreier Muskeln – des Semitendinosus, des Gracilis und des Sartorius) und die posteromediale Kapsel. (Abb 2.)

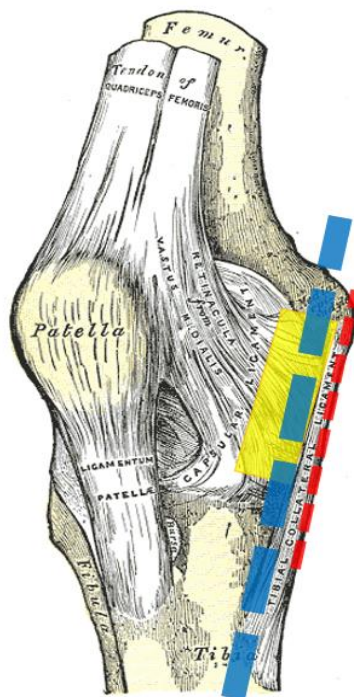


Abbildung 2: Mediale Stabilisatoren in der Streckung: posteriorer Anteil des medialen Seitenbandes (rot markiert), Pes anserinus (blau markiert) und die posteromediale Kapsel (gelb markiert); aus Henry Gray: Anatomy of the Human Body (1918) (3)

Anders ist es in der Beugung, in der sich die anteriore Komponente des medialen Seitenbandes und das hintere Kreuzband als Hauptstabilisatoren anspannen. (5) Dies hat eine essentielle klinische Relevanz. Bei einem straffen Kniegelenk v.a. bei ausgeprägten Achsenfehlstellungen ist ein entsprechendes Bandrelease zur Balancierung der Bandspannung medial und lateral in Extension und in Flexion notwendig. So werden bei einem medialem Release bei Varusstellung die oben genannten Bänder adressiert: bei einem straffen Streckspalt werden hauptsächlich die medialen Stabilisatoren in der Streckung und bei einem straffen Beugespalt die Stabilisatoren in der Beugung eingekerbt wodurch der Streck- und Beugespalt balanciert werden kann. (6,7)

Für das Verständnis der frontalen Achsabweichungen ist die Traglinie des Beines, die auch als Mikulicz-Linie bezeichnet wird, essentiell. Diese Linie reicht vom Hüftkopfbereich bis zum Zentrum des oberen Sprunggelenks und verläuft physiologisch $4 (\pm 2)$ mm medial des Kniegelenkzentrums. Läuft die Mikulicz-Linie weiter medial, liegt eine Varus-Stellung vor. Bei einem Verlauf lateral des Kniegelenkzentrums wird von einer Valgus-Stellung gesprochen. (Abb. 3)

Die mechanische Achse des Femurs reicht vom Hüftgelenkzentrum zum Kniegelenkzentrum, die mechanische Achse der Tibia vom Kniegelenkzentrum zum Zentrum des oberen Sprunggelenks. Den Winkel, den sie bilden, wird als mechanische Beinachse bezeichnet. (Abb. 3)

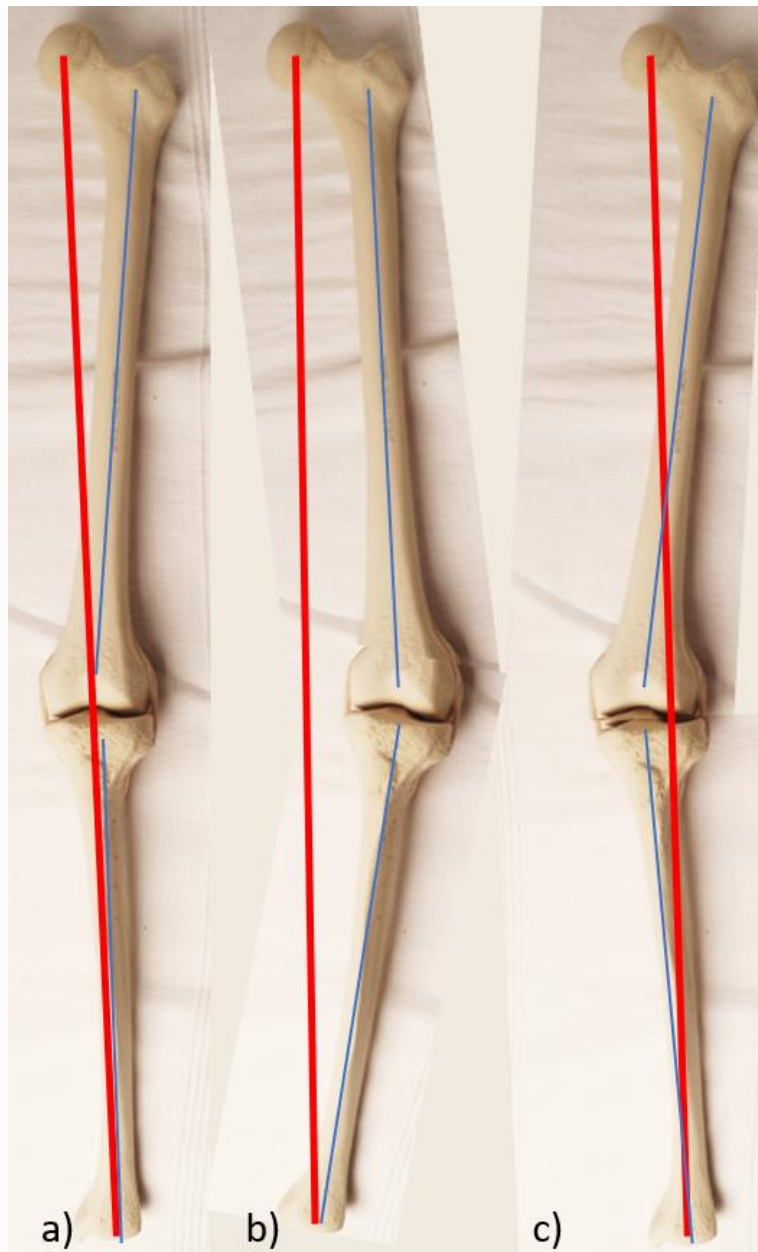


Abbildung 3: Darstellung der Beinachsen: physiologische Achse (a), varische (b) und valgische Beinachse (c). Die Mikulicz-Linie ist rot markiert, die anatomische Beinachse ist blau markiert.

Die präoperative Valgusfehlstellung stellt in der Endoprothetik eine Herausforderung dar. Zu den lateralen Stabilisatoren in der Streckung gehören: laterales Seitenband, Tractus iliotibialis, posterolaterale Kapsel, Popliteussehne, laterale Gastrocnemiussehne. In der Beugung sind das dann: laterales Seitenband und laterale Gastrocnemiussehne. (8) Diese Strukturen müssen dann sequentiell adressiert werden, um ein optimales Release zu erzielen. (6) (Abb. 4)

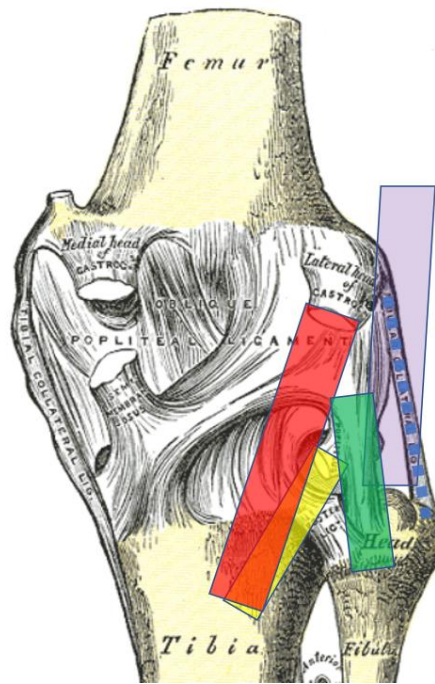


Abbildung 4: Laterale Stabilisierung (Ansicht von dorsal): laterales Seitenband (blau markiert), Tractus iliotibialis (lila markiert), posterolaterale Kapsel (grün markiert), Popliteussehne (gelb markiert), laterale Gastrocnemiussehne (rot markiert); aus Henry Gray: *Anatomy of the Human Body* (1918). (3)

1.2 Kniegelenkkinematik

Die Kniegelenkkinematik scheint auf den ersten Blick sehr einfach zu sein. Bei der orthopädischen Untersuchung des Kniegelenkes wird prinzipiell der Bewegungsumfang in nur einer Ebene und zwar in der Ausrichtung Extension / Flexion in der Neutral-Null-Methode untersucht und dokumentiert. Ein gesundes Knie lässt sich vollständig strecken, teilweise 5 - 10° überstrecken. Aktiv wird eine Beugung von ca. 140° erreicht, passiv von ca. 160°. (9) Die Kinematik des Kniegelenkes ist aber viel komplexer und deren Verständnis ist auch für die intraoperative Rekonstruktion in der Knieendoprothetik essentiell. (10,11)

Aufgrund der anatomischen Verhältnisse des zusammengesetzten Gelenks mit funktionell zwei separaten kinematischen Kompartimenten wird die Kinematik des tibiofemorales Gelenkes und des patellofemorales Gelenkes auch separat analysiert.

1.2.1 Kinematik des tibiofemorales Gelenkes

1.2.1.1 Biomechanik und Bewegungsachsen

Das tibiofemorale Gelenk verfügt über sechs Freiheitsgrade. Die jeweiligen Rotations- und Translationsbewegungen sind in Abhängigkeit ihrer Achsen folgendermaßen definiert: 1. Transversalachse: Flexion / Extension, 2. Sagittalachse: Adduktion / Abduktion (Varus / Valgus), 3. Longitudinalachse: Innenrotation / Außenrotation, 4. Sagittalachse: Anterior- / Posteriortranslation, 5. Transversalachse: Medial- / Lateraltranslation, 6. Longitudinalachse: Distraktion / Kompression. (12) (Abb. 5)

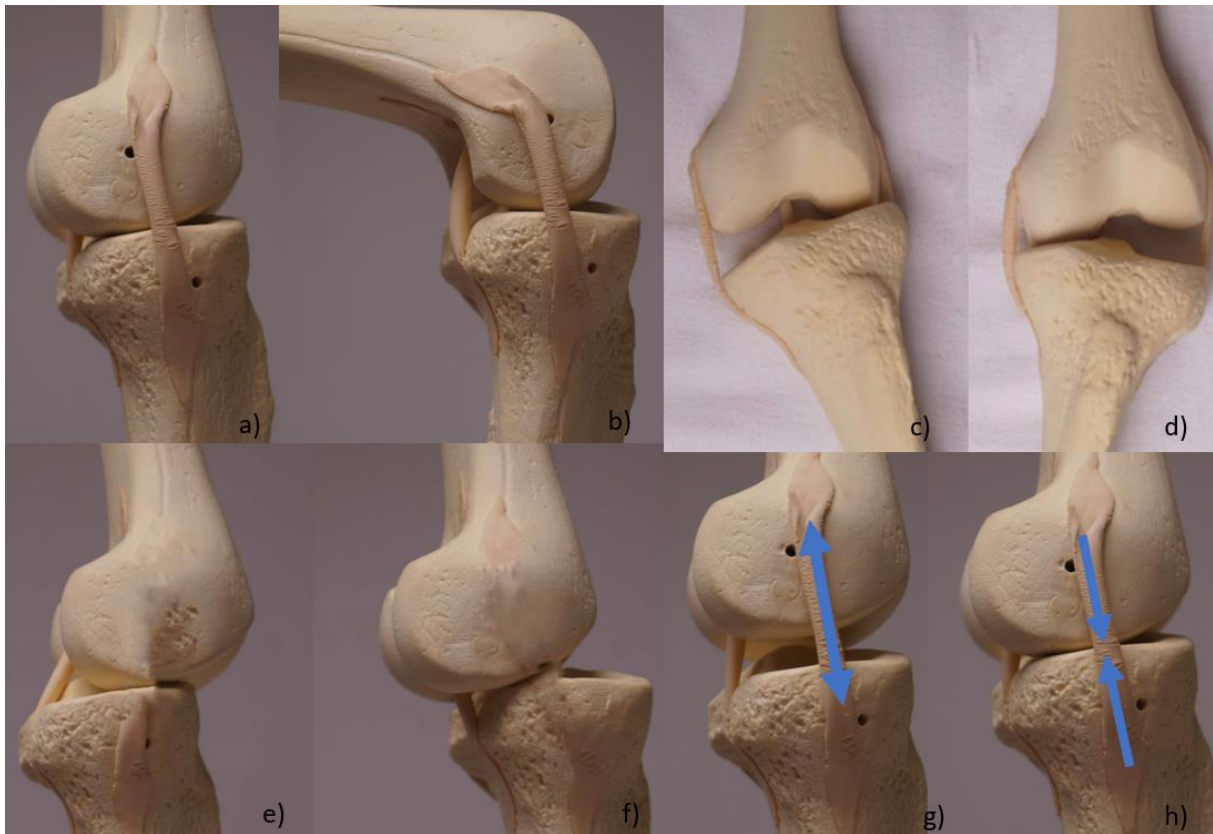


Abbildung 5: Beweglichkeit des Kniegelenkes: Extension (a) und Flexion (b), tibiale Abduktion (c) und Adduktion (d), Anterior- / Posteriortranslation: vordere Schublade (e) und hintere Schublade (f), Distraktion (g) und Kompression (h).

Beim Kniegelenk handelt es sich um ein Drehscharniergelenk (Trochoginglymus), welches sowohl eine Scharnierbewegung in der Sagittalebene als auch eine Rotation in der Transversalebene zulässt. (13) Diese Bewegung wird in der Literatur als eine kombinierte Roll-/Gleitbewegung beschrieben. Die anfängliche Rollbewegung übergeht bei zunehmender Beugung zwischen 20 und 30° in ein Drehgleiten. In der tieferen Beugung wird ein weiteres Zurückrollen des Femurs durch Anspannung des vorderen Kreuzbandes verhindert und der Femur gleitet nun auf der Tibia nach dorsal. (Abb. 6) Das Dorsalgleiten der Femurkondyle lässt sich insbesondere lateral beobachten, während der mediale Femurkondylus relativ in Position bleibt. (Abb. 6)

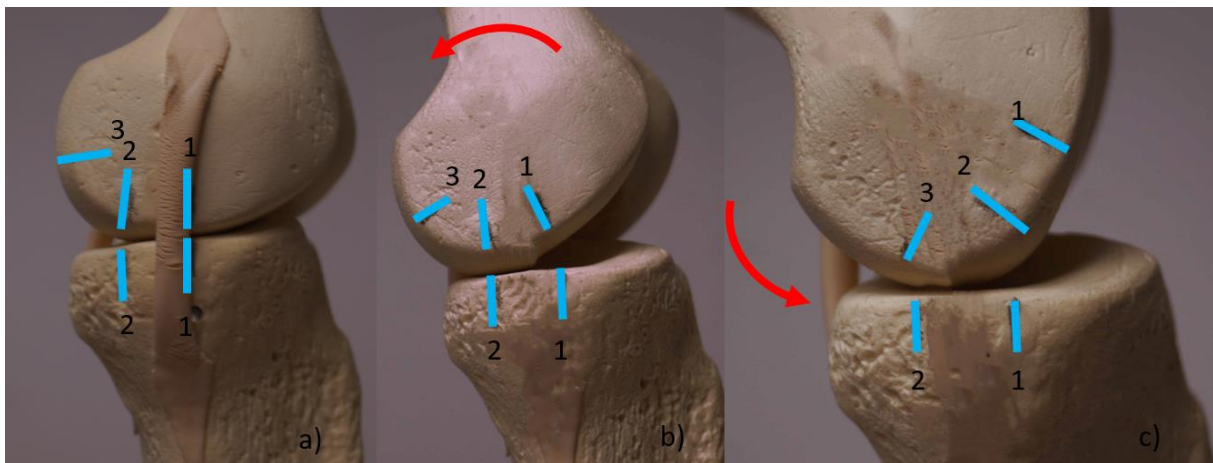
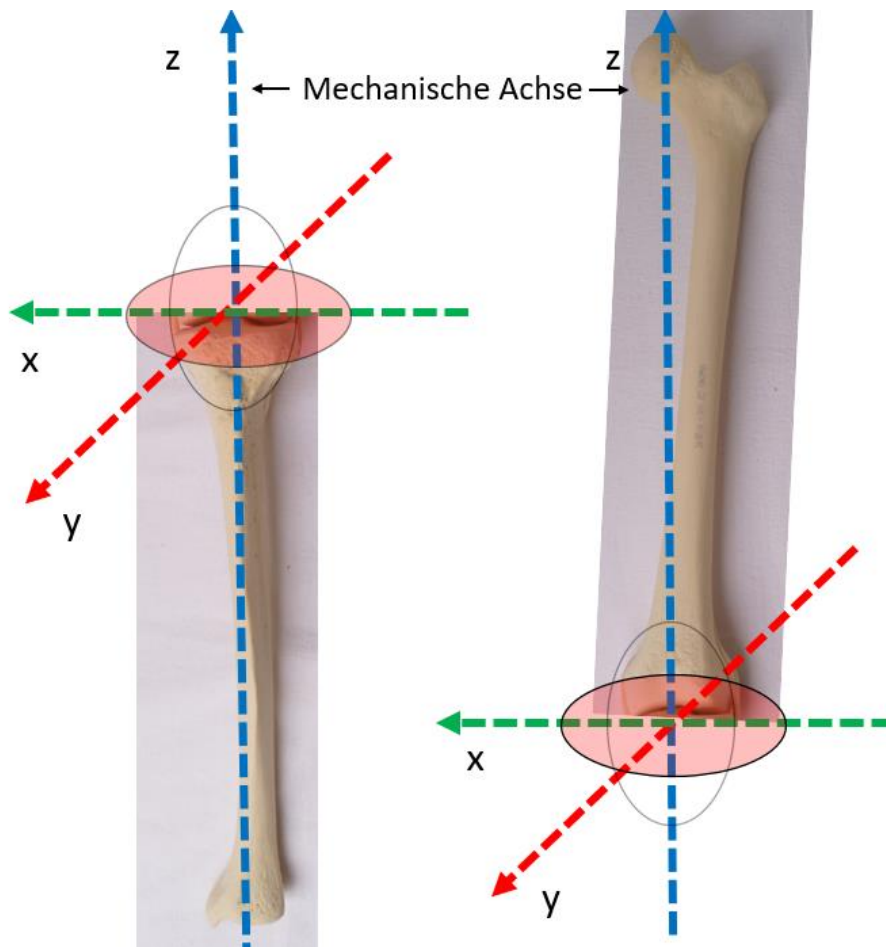


Abbildung 6: Kombinierte Roll-/Gleitbewegung: a) Extension: zentraler Kontakt des Femurs auf der Tibia (Femur 1 auf Tibia 1); b) frühe Beugung nach posterior. Der Kontakt bewegt sich nach hinten zu (Femur 2 auf Tibia 2); c) tiefere Beugung: Spannung des VKB verhindert ein weiteres Zurückrollen des Femurs, der nun auf der Tibia gleitet (Femur 3 bewegt sich auf Tibia 2).

Auf diese Weise bleiben die größeren Femurkondylen stets im Kontakt mit dem kleineren Tibiaplateau. Gegen Ende der Extension rotiert die Tibia nach außen. (14) Dies wird als Schlussrotation (englisch „screw home mechanism“) bezeichnet und sorgt durch eine Anspannung der Kapsel und der Kreuzbänder für eine maximale Stabilität in Extension. (15)

1.2.1.2 Koordinatensysteme und deren Analyse

Zur deskriptiven dreidimensionalen Bewegungsanalyse wird ein Koordinatensystem benötigt. Für die kinematischen Analysen wird häufig das Koordinatensystem von Grood und Suntay verwendet. In diesem System wird das Rotationszentrum in das Zentrum der Femurkondyle in der Frontal- und Sagittalebene gesetzt. (16) (Abb. 7)



*Abbildung 7: Koordinatensystem Zur deskriptiven dreidimensionalen Bewegungsanalyse:
Darstellung der Bewegungsachsen zur deskriptiven kinematischen Analyse:
Transversalachse (x), Sagittalachse (y), Frontalachse (z).*

Dieses Konzept ist weitgehend etabliert und unterstützt die Vorstellung einer Gleit-/ Rollbewegung.

Es wurden auch andere Koordinatensysteme publiziert: McPherson et al. (2004) positionierten das Rotationszentrum auf die posteriore Femurkonvexität. (17) Der Ursprung der Rotationsachse befindet sich dann nicht im Zentrum der Femurkondyle in der Sagittalebene, sondern im Zentrum des hinteren sphärischen Anteils des medialen Femurkondylus. Dies vermindert die scheinbaren Translationen. (18) (Abb. 8)

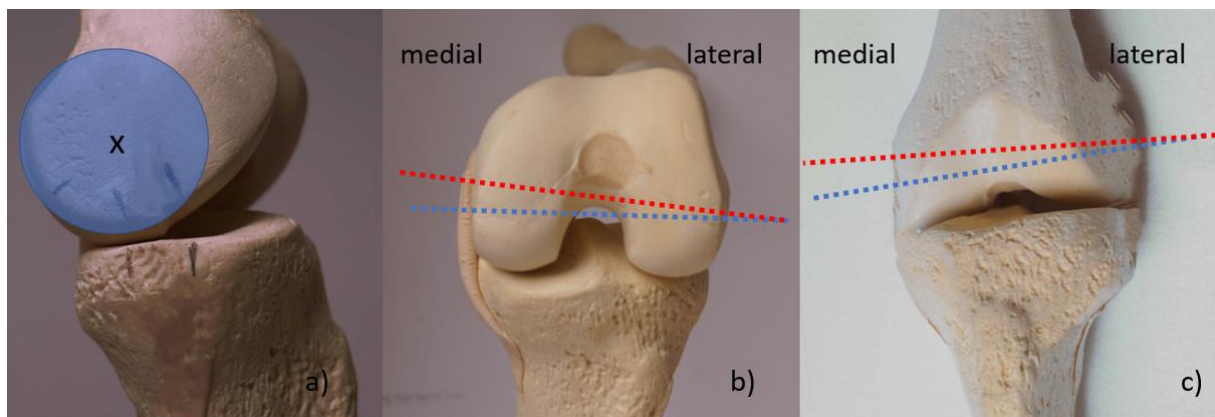


Abbildung 8: Rotationzentrum der Transversalachse (Flexions- / Extensionsbewegung):

a) Positionierung des Rotationszentrums medial im Zentrum des sphärischen Anteils des medialen Femurkondylus; b) Achsenverlauf von distal; c) Achsenverlauf von ventral. Transepikondylarlinie rot markiert, transversale Rotationsachse blau markiert.

Das Koordinatensystem ist definiert im voll gestreckten Knie, weil in dieser Position wenig oder keine tibio-femorale Rotation möglich ist. Die erste transversale Achse (erst publiziert von Kurosawa et al., 1985) verläuft durch die Zentren von der zirkulären hinteren femoralen Femurkondylen (das so genannte Flexionsfacettenzentrum - FFC). (18–20) Diese Linie kann als eine geometrische Querachse betrachtet werden. Ihre Position bleibt relativ zum Femur in der Flexion unverändert. Die zweite Achse ist definiert als senkrecht zu der ersten und, wie im Sagittalschnitt zu sehen ist, senkrecht zum hinteren Teil der medialen Tibiagelenkfläche. (18,20) Die dritte Achse verläuft antero-posterior in 90° Ausrichtung zu der ersten und zweiten Achse. (17)

Die kinematische Analyse mithilfe dieses Koordinatensystems ändert auch die Ansicht an die etablierte Vorstellung der femoralen Roll-Back-Bewegung. Kinematische MR-Studien zeigten, dass bei der Positionierung des Rotationszentrums als Flexionsfacettenzentrum (FFC) der laterale Femurkondylus bei Beugung zurückrollt, der mediale jedoch nicht. Dies wurde unter und ohne Belastung nachgewiesen. Praktisch rotiert das Femur nach außen um ein mediales Rotationszentrum, der mediale sowie der laterale Kontaktpunkt bewegen sich etwa parallel von 0° bis 120° zurück, aber sie können nicht rollen. Die femorale Roll-/Gleitbewegung in Flexion, die man sich normalerweise als Rückwärtsrollen beider Kondylen vorstellt, tritt nicht auf. (14)

Die dynamische Analyse der Position des Kontaktpunktes der femoralen Kondylen relativ zur proximalen Tibiaoberfläche zeigt eine Rotationstendenz der Tibia gegenüber dem Femur. (13,18) (Abb. 9)

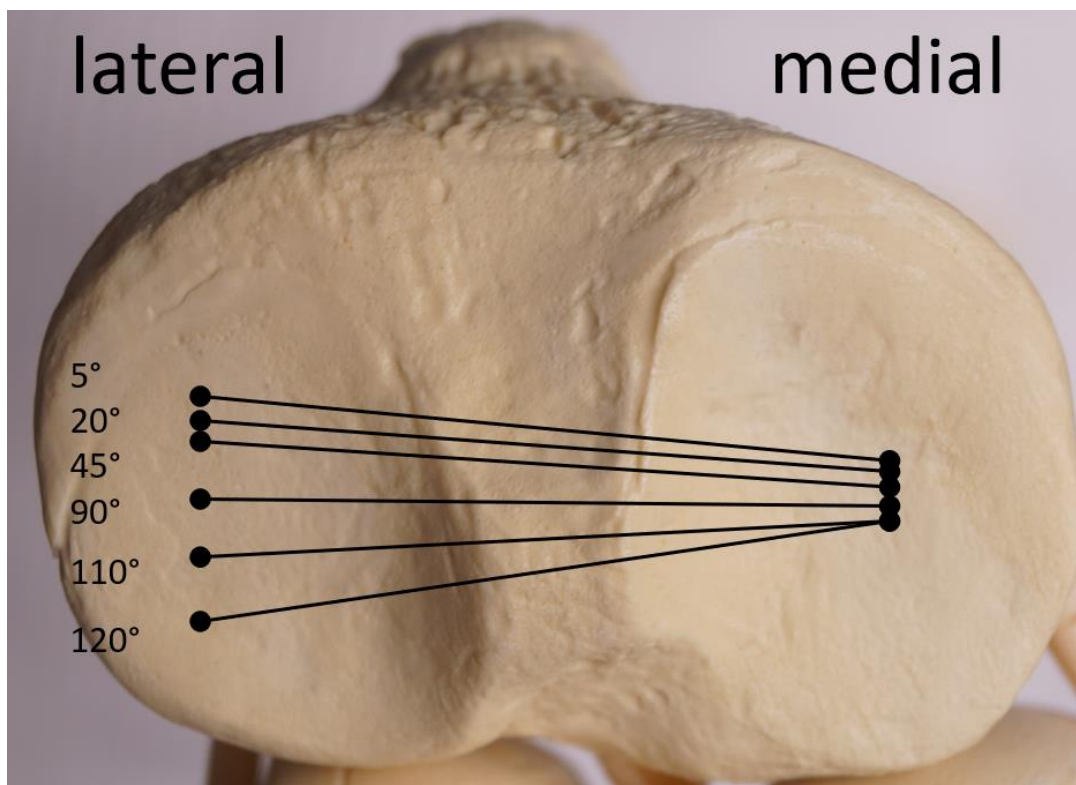


Abbildung 9: Die dynamische Analyse der Position des Kontaktpunktes der femoralen Kondylen relativ zu der proximalen Tibiaoberfläche in der Flexion (°) zeigt eine Rotationstendenz der Tibia zum Femur, mehr lateral als medial. (Reproduziert nach Iwaki et al.) (20)

1.2.1.3 Tibiofemorale Kinematik in der Koronar- und Frontalebene

Die physiologische tibiofemorale Kinematik mit kombinierten Rotations- und Abrollvorgängen hat neben der intraartikulärer Relevanz auch einen wesentlichen Einfluss auf die anatomische Ausrichtung der gesamten unteren Extremität. Prinzipiell handelt sich vor allem um die Rotation der Tibia (Koronarebene) und die tibiale Abduktion und Adduktion (Frontalebene) (21–24) Bellemans et al. stellten fest, dass selbst gesunde untere Extremitäten oft nicht neutral ausgerichtet sind, sondern einen konstitutionellen Varus von 3° (10,25) oder mehr aufweisen. Die oben genannte Rotationstendenz der Tibia zum Femur wird durch die Konvexität der Femurkondyle, tibiofemorale Offset sowie Position der Rotationsachsen des Femurs und der Tibia beeinflusst. (13) (Abb. 10)

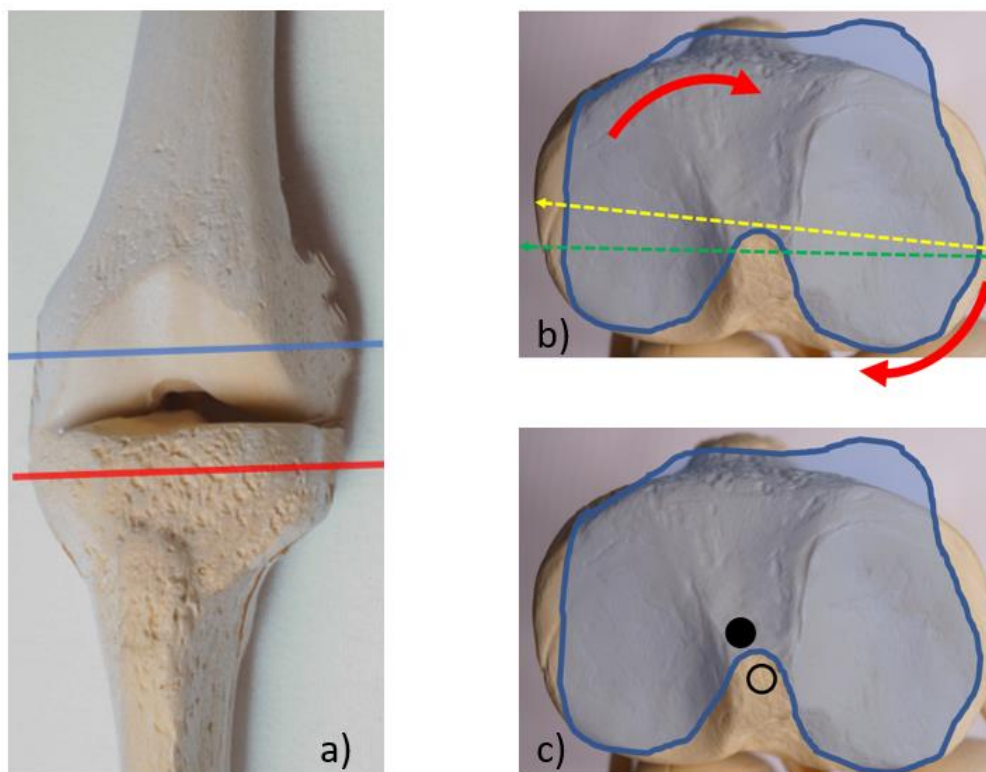


Abbildung 10: Femoro-tibiale Rotation (b) und Offset (c) sind auf den Querschnitten dargestellt (a); die femorale Schnittebene (blau markierte Ebene) und die tibiale Schnittebene (rot markierte Ebene) wurden überlagert dargestellt. Die Tibia rotiert mit zunehmender Flexion in Relation zum Femur nach außen (b); die femorale Rotationsachse ist grün, die tibiale Rotationsachse ist gelb markiert; das Zentrum der Tibia (c) ist dorsal und lateral des Zentrums des Femurs.

Hashino et al. zeigten das Ausmaß der tibialen Innenrotation, dass durch die individuelle femorale Morphologie bestimmt wird (der kondyläre Drehwinkel- CTA). (26). Maderbacher et al. haben eine Korrelation der Femurmorphologie, genau des mechanischen lateralen distalen Femurwinkels, mit einer erhöhten tibialen Innenrotation zeigen können. (27)

In der Frontalebene wurde bei gesunden Kniegelenken ein Zusammenhang zwischen tibialer Abduktion oder Adduktion in Flexion mit der extraartikulären Anatomie gezeigt: (Abb. 11) Eine Reduktion des mechanischen medialen proximalen Tibiawinkels (mMPTA) und eine Zunahme des Winkels der mechanischen tibiofemorale Achse (mFA-mTA) waren mit einer erhöhten tibialen Adduktion assoziiert. (27)

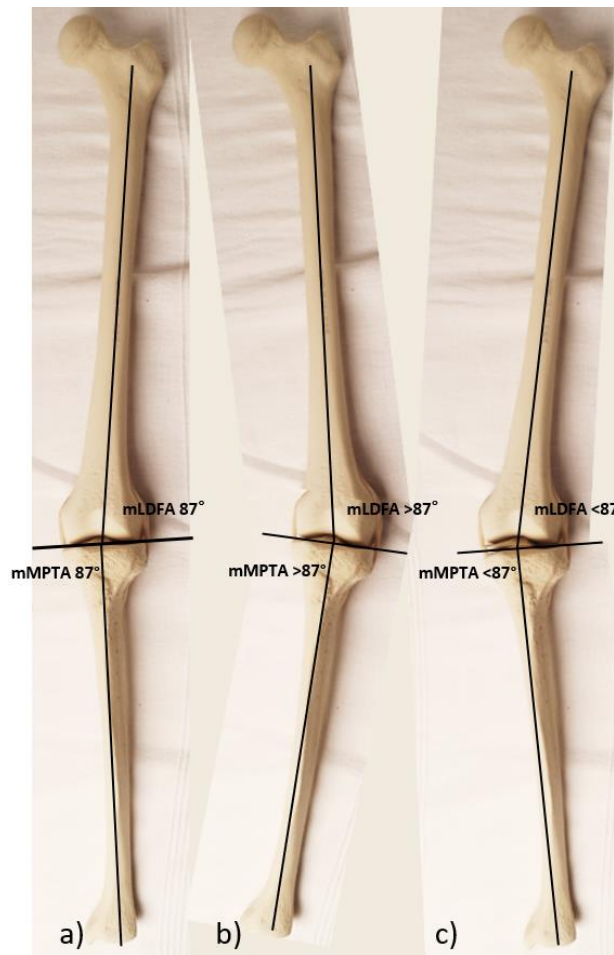


Abbildung 11: Darstellung der physiologischen Beinachse (a), Varus- (b) und Valgusachsen (c) mit Darstellung des mechanischen lateralen distalen Femurwinkels (mLDFA, Normwert $87^\circ \pm 3^\circ$) und des mechanischen medialen proximalen Tibiawinkels (mMPTA, Normwert $87^\circ \pm 3^\circ$).

1.2.2 Kinematik des patellofemorales Gelenkes

Eine der Hauptfunktionen der Patella ist die Zentralisierung der Kräfte der verschiedenen Quadrizeps-Muskelbäuche, einen leichtgängigen Gleitmechanismus zu ermöglichen und dadurch die Effizienz der Ausschubkräfte zu verbessern. (28) Diese biomechanischen Funktionen werden nur dann erfolgreich erreicht, wenn die Patella in der femoralen Trochleafurche korrekt zentral verläuft. (29)

In der Frontalebene summieren sich die Zugkraft von Quadrizeps- und Patellarsehne zum sogenannten Q-Winkel. Dieser beträgt physiologischerweise beim Mann 12 - 15° und bei der Frau 15-18° nach lateral. (30,31) Dieser Tendenz zur Lateralisierung wirken sowohl die Trochleafurche als auch die aktiven und passiven Stabilisatoren der Patella entgegen. Die Furche gibt Stabilität und führt die Bewegung der Patella während Beugung und Streckung. Als passive Stabilisatoren bezeichnet man die lateralen und medialen Retinacula longitudinale und transversale. Die aktive Stabilisation erfolgt durch die Quadrizepsmuskulatur. Während M. rectus femoris und M. vastus intermedius entlang des Femurschafts ziehen, verschieben und verkippen die Mm. vasti lateralis et medialis die Patella nach lateral bzw. medial. In Extension befindet sich die Kniescheibe oberhalb der Trochlea und ist daher leicht verschieblich, während sie bei zunehmender Flexion von den Kondylenwangen der Facies patellaris des Femurs geführt wird. Bei leichter Beugung artikulieren zunächst die distalen Anteile der patellaren Rückfläche mit der proximalen Femurtrochlea, bei weiterer Beugung bis 90° artikulieren zunehmend die proximalen Anteile der patellaren Rückfläche mit den weiter distal gelegenen Anteilen der Femurtrochlea. Danach haben die seitlichen Gelenkflächenareale der Patella Kontakt zum Patellagleitlager. Ab 120° erfolgt der Kontakt nicht mehr zur Facies patellaris femoris sondern zu den Gelenkflächen der Femurkondylen. (29)

Daten über die Patellabiomechanik wurden durch die Beschreibung des Patella-Tracking, der Muskelkräfte und des retropatellaren Kontaktdruckes unter und ohne Belastung, unter statischen und dynamischen Bedingungen vor und nach der Implantation der Endoprothese analysiert. (32–34)

Die Abweichungen der Ausrichtung der Trochlea haben einen zentralen Stellenwert in der patellofemorale Kinematik. Eine Innenrotation kann eine negative Auswirkung auf das Patella-Tracking haben. (35) (Abb. 12)

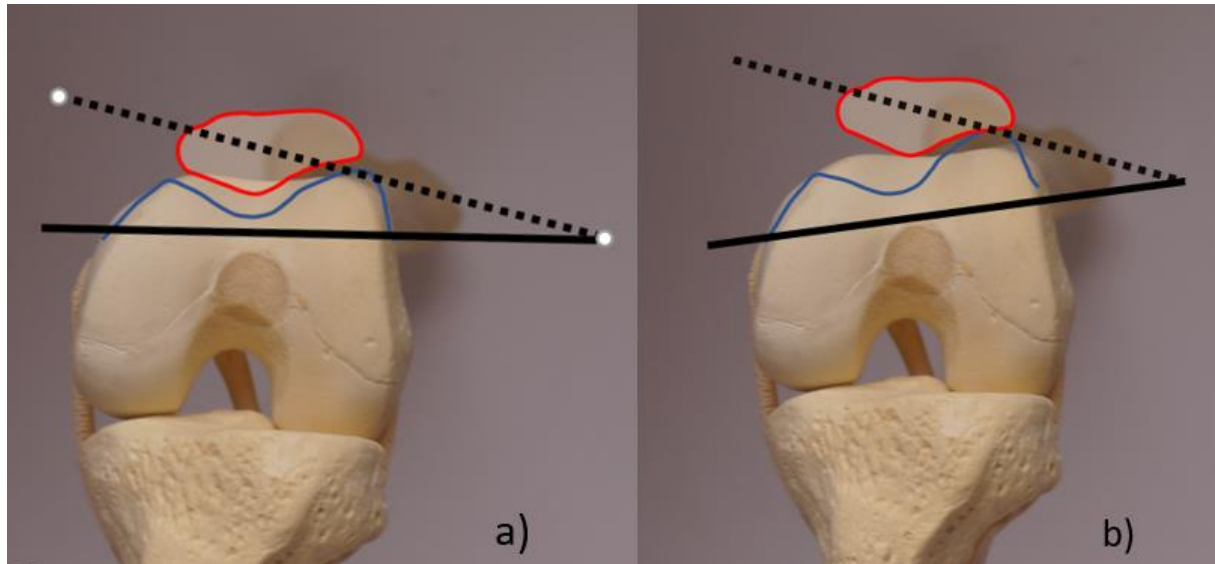


Abbildung 12: Patellaverlauf in der Trochlea femoris. Die Patella verläuft zentriert in der Trochlea femoris (a). Eine erhöhte Anteversion des Schenkelhalses (b) kann über eine Innenrotation der Trochlea einen exzentrischen Lauf der Patella begünstigen.

1.3 Gonarthrose

Bei der Gonarthrose handelt es sich um eine progrediente Degeneration des Kniegelenks mit Schädigung des Knorpelgewebes (Chondromalazie) (Abb. 13), sekundärer Knochenläsion und entzündlich bedingter Schrumpfung der Gelenkkapsel. Dies führt sowohl zu einer eingeschränkten Bewegungsfähigkeit als auch zur Entstehung einer inflammatorischen Komponente: die aktivierte Gonarthrose.



Abbildung 13: Nativradiologisches Bild des linken Kniegelenkes in 2 Ebenen mit medial betonter Gonarthrose: a) anteroposteriore Aufnahme mit komplettem Knorpelverlust im medialen Kompartiment, b) seitliche Aufnahme.

Die Arthrosis deformans des Kniegelenks entsteht nach präarthrotischen Deformitäten, wie X-Bein, O-Bein (Abb. 14), Genu recurvatum, Genu antecurvatum oder Frakturen mit Gelenkbeteiligung (z. B. Tibiakopffraktur, Kondylenfrakturen). Aber auch Bandlockerungen, Meniskusläsionen und Kreuzbandläsionen führen zu Arthrosen. Es gibt jedoch auch Kniearthrosen ohne äußere Ursache, allein aufgrund einer anlagebedingten Minderwertigkeit des Gelenkknorpels. Die idiopathische Gonarthrose ist die häufigste Form. Evidenzbasierte Studien haben

belegt, dass auch Übergewicht zur Gonarthrose führt, was im Gegensatz dazu für Hüfte und Sprunggelenk nicht gilt (36)

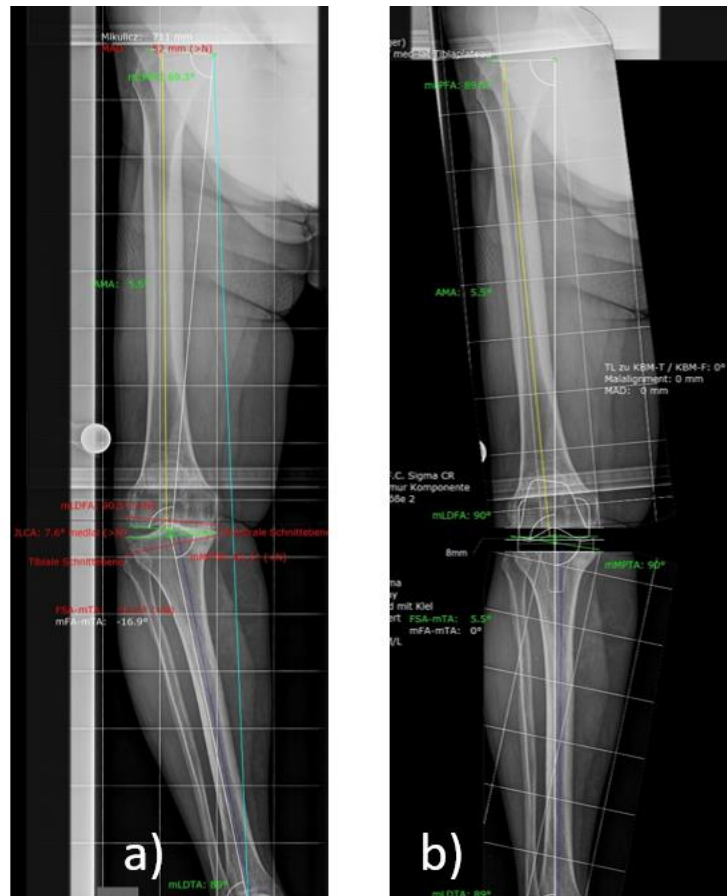


Abbildung 14: Nativradiologische Ganzbeinaufnahme einer fortgeschrittenen Varus-Gonarthrose mit präoperativer Bemaßung (a) und Planung einer bikondylären Endoprothese (b).

1.3.1 Epidemiologische Daten

Die Gonarthrose ist eine Erkrankung mit einer hohen Prävalenz bei Erwachsenen über 60 Jahren (je nach Studie 27 - 90%). In der letzten komplexen Studie „Gesundheit in Deutschland aktuell“ (37, 38) zeigte sich eine Gesamtprävalenz von 23,8%. In der „Studie zur Gesundheit Erwachsener in Deutschland“ (DEGS1), einem Befragungs- und Untersuchungssurvey des RKI (39) gaben 20,2% aller Befragten zwischen 18 und 79 Jahren an, jemals eine ärztlich diagnostizierte Arthrose gehabt zu haben (Frauen 22,3%, Männer 18,1%). (38)

Die Lebenszeitprävalenz steigt dabei signifikant mit zunehmendem Alter. (37) In der Gruppe der 50-54-Jährigen zeigten sich bei 15-16% bereits die radiologischen Zeichen einer Gonarthrose; in der Altersgruppe zwischen 70 und 74 Jahre lag dieser Anteil bereits bei 36- 40%. Frauen sind häufiger betroffen als Männer. (40) Bei 80-Jährigen Probanden liegen die Prävalenzen einer radiographischen Gonarthrose bei 33% für Männer und bei 53% für Frauen. (41) Die Koinzidenz einer klinischen Beschwerdesymptomatik bei einer radiologisch gesicherten Gonarthrose liegt jedoch niedriger zwischen 10% und 15%. (42)

1.3.2 Grundsätze der Therapie

Die Therapiemöglichkeiten der Gonarthrose sind vielfältig und komplex. Die Therapie sollte anhand eines individuellen Versorgungsplans mittels gemeinsamer Entscheidungsfindung durch Arzt und Patient erfolgen. Dies wurde auch als eine Empfehlung mit starkem Konsens in der gültigen S2k AWFM Leitlinie „Gonarthrose“ publiziert. (43) Es werden in erster Linie konservative von operativen Maßnahmen unterschieden.

1.3.2.1 Konservative Therapie

Bei beginnenden arthrotischen Veränderungen und anfänglichen Beschwerden sollte zunächst auf konservative Maßnahmen zurückgegriffen werden. Dabei spielen die Physiotherapie zur Kräftigung der gelenkumgreifenden Muskulatur (44–46) und physikalische Anwendungen wie Elektrotherapie, Wärme bei chronischen Beschwerden oder Kryotherapie eine zentrale Rolle. (47) Des Weiteren können belastungsreduzierende Hilfsmittel wie Gehhilfen auf, Pufferabsätze, einseitige Sohlenerhöhung bei Achsfehlstellungen oder stützende Orthesen zum Einsatz kommen. (48) Eine weitere Säule der Therapie stellt die topische und systemische Pharmakotherapie dar. Im Mittelpunkt stehen die analgetisch-antiphlogistischen Präparate (nicht steroidale Antirheumatika, NSAR) und die sogenannten Chondroprotektiva, dessen Rolle in der Literatur kontrovers diskutiert wird (49,50).

Ein weiterer Therapieansatz der Gonarthrose stellen die intraartikulären Injektionen von Glukokortikoiden, Hyaluronsäure und plättchenreichem Plasma (Platelet Rich Plasma, PRP) dar.

Bei Glukokortikoiden und Hyaluronsäure handelt es sich allerdings mit der antiphlogistischen Wirkung um symptomatische und keine kurativen Therapieansätze (51), bei den PRP- Präparaten wird eine kausale Wirkung erwartet und intensiv diskutiert. (52,53)

1.3.2.2 Operative Therapie

Im fortgeschrittenen Stadium der Gonarthrose besteht bei therapieresistenten Dauer- oder Nachtschmerzen, zunehmender Einschränkung der Gehstrecke, einem ausgeprägten Leidensdruck mit Einschränkung der Lebensqualität und steigendem Analgetikabedarf die Indikation für eine operative Therapie. Dabei kommen verschiedene Verfahren zur Anwendung. Grundsätzlich können gelenkerhaltende von gelenkersetzenden Operationen unterschieden werden. Zu den gelenkerhaltenden Eingriffen zählen verschiedene arthroskopische Verfahren (arthroskopische Lavage, Debridement, arthroskopische Meniskus Chirurgie, arthroskopische Knorpelersatzverfahren) und Osteotomien mit knorpelreparativen Techniken.

Die Rolle des arthroskopischen Debridements und Lavage sowie der arthroskopischen Meniskus Chirurgie wurde in den letzten Jahren kritisch reevaluiert und die Relevanz hat sich auf die Therapie der mechanischen Komponente eingeschränkt (Gelenkblockierungen bei freien Gelenkkörpern oder Meniskusinstabilität). (54–56) Im Falle einer durch Achsfehlstellung oder Meniskusschäden entstandenen unilateralen Gonarthrose besteht vor allem bei jüngeren, aktiven Patienten ohne Bandinstabilität die Möglichkeit einer varisierenden oder valgusierenden Umstellungsosteotomie. Die Varisierungen erfolgen üblicherweise femoral, die Valgusierungen tibial. Dadurch kann eine korrekte Belastungsachse, welche vornehmlich durch das „gesunde“ Kompartiment führt wiederhergestellt und das erkrankte Kompartiment entlastet werden. (57–59) Bei unikompartimenteller, intraartikulärer Deformität kann die Implantation eines unikondylären Oberflächenersatzes (sog. Schlittenprothese) erfolgen.

Bei ausgeprägten radiologischen Veränderungen in allen artikulierenden Kompartimenten und zusätzlich ausgeprägter Klinik mit hohem subjektiven Leidensdruck bleibt im fortgeschrittenen Stadium oft nur die Versorgung mit einem kompletten Oberflächenersatz aller Gelenkflächen in Form einer Totalendoprothese. Die Gonarthrose ist bei dieser OP-Indikation so weit fortgeschritten, dass konservative Therapiemethoden keine Linderung mehr verschaffen und sowohl klinische als auch radiologische Befunde keine gelenkerhaltenden Operationsverfahren mehr erlauben.

1.4 Endoprothetik des Kniegelenkes

1.4.1 Übersicht

Beim endoprothetischen Gelenkersatz werden die zerstörten Gelenkanteile reseziert und durch künstliche Gelenkteile ersetzt.

Zu den gelenkersetzenden Operationsverfahren gehören: unikondyläre Endoprothese, patellofemorale Endoprothese, ungekoppelte oder gekoppelte Totalendoprothese. Die Indikation wird individuell gestellt. Für die Auswahl des korrekten Implantates sind folgende Parameter essentiell: Ausprägung der Arthrose, Bandstabilität und individuelle Anatomie.

Bei isolierter medialer oder lateraler Gonarthrose kann die mediale oder laterale unikondyläre Endoprothese eine mittelfristig effektive therapeutische Option darstellen. (60–62)

Bei isolierter patellofemoraler Gonarthrose kann die trochleare Endoprothese eine mittelfristige therapeutische Option sein. Es existieren jedoch noch keine langfristigen Ergebnisse. (63)

Bei fortgeschrittener Gonarthrose ist die Totalendoprothese eine langfristig effektive therapeutische Option wobei die bikondyläre Oberflächenersatzprothese als Goldstandard in der Knieendoprothetik gilt. (64,65)

Ein klinischer Unterschied zwischen Totalendoprothese mit und ohne Patellarückflächenersatz konnte bisher nicht nachgewiesen werden, allerdings ist die Revisionsrate bei Kniegelenkendoprothesen ohne Patellaersatz nach Registerdaten höher (66). Die höhere Revisionsrate der Totalendoprothese ohne Rückflächenersatz lässt sich dadurch erklären, dass die Indikation zur Revision bei persistierenden Beschwerden eher gestellt wird, als bei Endoprothesen mit bereits implantiertem Rückflächenersatz.

Die achsgeführten gekoppelten Totalendoprothesen sind für die Ausgangssituationen mit relevanten Achsenfehlstellungen und/ oder relevanter Bandinstabilität und für Revisionssituationen reserviert.

Für die Wahl des Kopplungsgrades gilt: „So gering wie möglich, so hoch wie nötig.“ Je höher ist der Kopplungsgrad, desto eher sind mechanisch bedingte Bewegungseinschränkungen oder konsekutive Lockerungen durch ungünstige Lastverteilungen auf die Endoprothese zu erwarten. Mit höherem Kopplungsgrad muss auch die Verankerung im Knochen stabiler erfolgen, um Scherkräfte auf die Implantatverankerung abfangen zu können. Bei Semiconstrained- und Rotating-hinge-Modellen sind diaphysär implantierte Stems zur Verankerung erforderlich. Prinzipiell zeigen auch gekoppelte Endoprothesen gute klinische Ergebnisse. (67)

1.4.2 Epidemiologische Daten Knieendoprothetik

Die Implantation von bikondylären Kniegelenkendoprothesen zählt mit jährlich rund 190 000 Eingriffen deutschlandweit (Statistisches Bundesamt Jahr 2018) (68) zu den am häufigsten durchgeführten Operationen in der Orthopädie und den 20 häufigsten Eingriffen in deutschen Krankenhäusern überhaupt. Eine weitere statistische Datenquelle in der Endoprothetik ist das Endoprothesenregister Deutschland (EPRD). Mit der steigenden Teilnahme der Kliniken an diesem Projekt haben diese Daten eine zunehmende Objektivität. Im Jahr 2018 wurden bereits 79% der in Deutschland implantierten Knie- und Hüftendoprothesen erfasst. (69)

Laut Registerdaten werden Knieendoprothesen in Deutschland in den allermeisten Fällen zementiert verankert. In den letzten Jahren hat sich bei Totalendoprothesen der Anteil der vollständig zementierten Versorgungen sogar noch etwas erhöht. Der

Anteil unikondylärer Versorgungen ist im EPRD in den letzten Jahren deutlich gestiegen.

Bei der Wahl des Kniesystems zeigen sich in den letzten Jahren im Bereich der Unconstrained-Systeme – also der Systeme, die ohne zusätzliche seitliche Stabilisierung auskommen – leichte Anstiege in der Verwendung von posterior-stabilized- und Pivot-Prothesen. Deutlich verbreiteter als die genannten Systeme sind im EPRD aber nach wie vor cruciate-retaining-Systeme, die den Erhalt des hinteren Kreuzbands ermöglichen. (70)

1.4.3 Bikondyläre Oberflächenersatzprothese: „Standard-Knie TEP“

Bei der einfachen Gonarthrose ohne höhergradige Fehlstellung mit kollateraler und sagittaler Bandstabilität wird ein bikondylärer Oberflächenersatz implantiert.

Prinzipiell werden zwei Varianten unterschieden: die „Kreuzband-erhaltende“ Variante („cruciate retaining“ [CR]) und „Kreuzband-ersetzende“ Variante („posterior stabilized“ [PS]).

Für die Implantation der CR- Variante ist der intakte Seitenbandapparat und das intakte hintere Kreuzband erforderlich. Die Inlays können je nach Modell fixiert oder auch mobil eingesetzt werden. Ein eindeutiger klinischer Unterschied zwischen den Plattformtypen ist nicht nachweisbar. (71–73) Bei Insuffizienz des hinteren Kreuzbandes, höhergradigem Streckdefizit oder ausgeprägten dorsalen Osteophyten mit der Notwendigkeit eines dorsalen Release wird eine auch in der sagittalen Ebene stabilisierende Endoprothese notwendig („posterior stabilized“ [PS]-Variante mit Zapfen in der Inlaymitte oder ein ultrakongruentes Inlay). (Abb. 15)

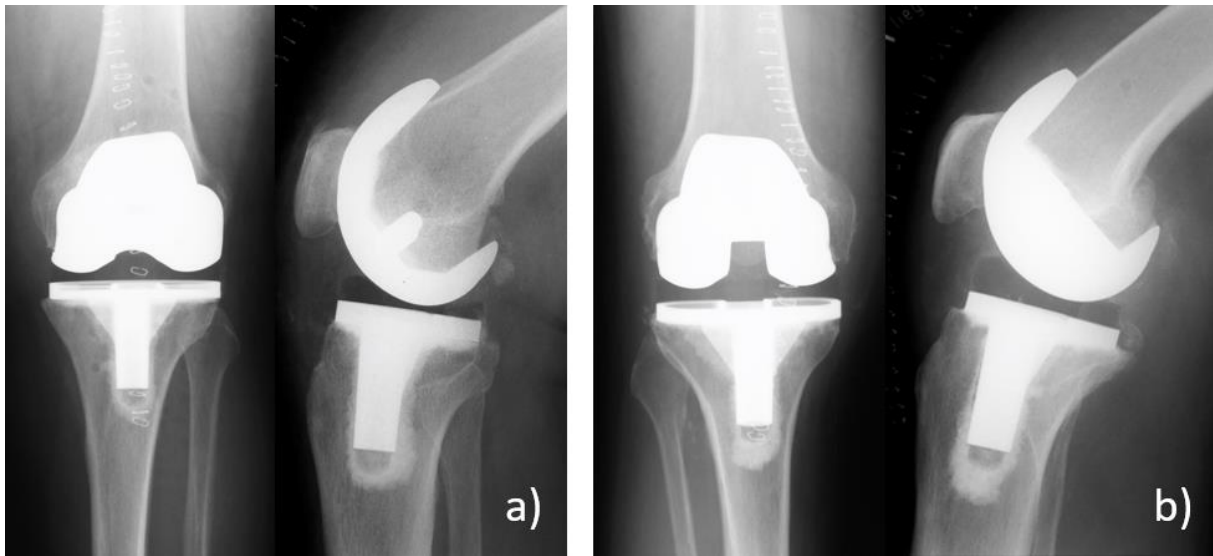


Abbildung 15: Zementierte bikondyläre Knieendoprothese: nativradiologische Aufnahme in 2 Ebenen ; a) Kreuzband-erhaltendes Design (CR), b) Kreuzband-ersetzendes Design mit einem Inlayzapfen (PS).

1.4.4 Ausrichtungstechniken

Es werden prinzipiell zwei verschiedene Philosophien in der Ausrichtungstechnik unterschieden: die systematischen Ausrichtungstechniken, die die Endoprothesen nach festem vorgegebenem Schema positionieren von patientenindividuellen Techniken, die die individuelle Anpassung der Knie-TEP-Implantation durch dreidimensionale Planung und intraoperative Beurteilung der Weichteilspannung umsetzen.

1.4.4.1 Systematische Ausrichtungstechniken

Bei diesen Techniken werden die patientenindividuelle Anatomie und die Kinematik des Kniegelenkes nicht respektiert. Das Ziel ist vielmehr eine gerade Beinachse zu schaffen, was aus biomechanischer Sicht hinsichtlich Implantatüberleben vorteilhaft sein könnte (74).

1.4.4.1.1 Mechanische Ausrichtungstechnik

Diese Technik beinhaltet frontale Knochenschnitte senkrecht zur mechanischen Beinachse, eine externe Rotation der femoralen Komponente um 3° relativ zur hinteren Kondylenlinie, einen festen tibialen Slope und ein mögliches Release der kollateralen Bandstrukturen, um den Streck- und Beugespalt zu balancieren.

Diese Technik ist weit etabliert und gilt immer noch als Goldstandard in der Knieendoprothetik. In der Literatur weist diese Technik jedoch nur in ca. 80-85% gute funktionelle Ergebnisse auf: 15–20% der Patienten sind mit einer mechanisch ausgerichteten Knie- TEP nicht zufrieden (75,76) und 50% der Patienten berichten über Restbeschwerden. (75)

1.4.4.1.2 Anatomische Ausrichtungstechnik

Die anatomische Ausrichtungstechnik stellt eine Alternative zu der mechanischen Technik dar. Sie soll eine gerade Beinachse der unteren Extremität schaffen und einen schrägen prothetischen Gelenkspalt von 3° wiederherstellen. Damit wird die anatomische Neigung der Gelenklinie respektiert. Diese fällt (bezogen auf die mechanische tibiale Achse) etwa 3° von lateral nach medial ab und hat eine dorsale Neigung von ca. 5° (dorsaler Slope).

Hierdurch stellt sich der prothetische Gelenkspalt unter Belastung parallel zum Boden. So sollen 3° Valgus für das femorale Implantat und 3° Varus für das tibiale Implantat erzeugt werden. (74). Die Ergebnisse der Vergleichsstudien der mechanischen und anatomischen Ausrichtungstechnik haben keinen signifikanten klinischen Unterschied gezeigt. (77,78)

1.4.4.1.3 Angepasste anatomische Ausrichtungstechnik

Im Mittelpunkt der Philosophie dieser Ausrichtungstechnik steht das Konzept des „konstitutionellen Varus“ (79,80). Bei dieser Technik wird die Beinachse postoperativ in einem Varus von 2–3° zu belassen. Der tibiale Schnitt erfolgt weiterhin senkrecht zur mechanischen tibialen Achse. Hingegen wird der distale Femurschnitt in leichter Varusstellung durchgeführt. Dabei sollte eine Reduktion der Asymmetrie im Streckspalt und des notwendigen Weichteilreleases des Bandapparates erzielt werden. Auch bei dieser Variante der

systematischen Ausrichtungstechnik konnte kein signifikanter Unterschied zum „Goldstandard“ (mechanische Ausrichtungstechnik) gefunden werden. (77,78)

1.4.4.2 Patientenindividuelle Ausrichtungstechniken

1.4.4.2.1 Funktionelle bandspannungsadaptierte Ausrichtungstechnik

Im Mittelpunkt dieser Ausrichtungstechnik steht eine definierte Bandspannung in der Streckung und in der Beugung. Die Ausrichtung der Komponenten wird so modifiziert, bis eine akzeptable Komponentenpositionierung und gleichzeitig eine optimale Bandspannung erreicht werden. Intraoperativ könnte das Ausmaß des Weichteilrelease bei dieser Technik reduziert werden (81,82). In den vorliegenden Studien konnten funktionelle Vorteile beobachtet werden. (81,82)

1.4.4.2.2 Kinematische Ausrichtungstechnik

Das Ziel dieser physiologischen und personalisierten Implantationstechnik ist, die Anatomie und die Weichteilspannung des präarthrotischen Kniegelenks mithilfe einer MRT-Analyse des Kniegelenks wiederherzustellen. (74,83)

Vor der Implantation muss das Ausmaß sowie die Lokalisation des Knorpel- und Knochenverlustes abgeschätzt und rekonstruiert werden. Das Ausmaß der Abweichung der Beinachsen von der mechanischen Achse wird primär in dieser Ausrichtungstechnik in der intraoperativen Planung dann nicht berücksichtigt. Die natürliche Knorpeldicke der Femurkondylen und des Tibiaplateaus wird mit etwa 2mm geschätzt. (74)

Zwei Studien zeigten, dass Patienten mit einer kinematisch ausgerichteten Knieendoprothese über eine bessere Schmerzlinderung, Funktion, und Beugung, sowie ein sich normaler anführendes Knie als Patienten mit einem mechanisch ausgerichteten Knieendoprothese berichten(75,84). Es wurde kein negativer Einfluss der kinematischen Ausrichtungstechnik auf das 10-Jahres-Implantatüberleben beobachtet. (85)

1.4.5 Ergebnisse der Knie totalendoprothese

Die Ergebnisqualität von elektiven operativen Eingriffen könnte man nach der Erfassung von postoperativen Komplikationen und revisionsfreien Implantatstandzeiten sowie nach der Evaluation patientenbezogener Ergebnisparameter („patient-reported outcome measures“ [PROMS]) und der Patientenzufriedenheit beurteilen. (86) Für die bikondyläre Oberflächenprothese findet sich ein Datenkonsens in der Literatur und den Endoprothesenregistern Revisionsraten von etwa 4-5% nach 10 Jahren (65,87–89) und etwa 6-8% nach 14-15 Jahren. (87,89) Die Einflussfaktoren auf die Revisionsrate sind v.a. das Alter und die Komorbiditäten des Patienten (v.a. rheumatoide Arthritis). Als Erklärung für das schlechte Ergebnis wird die geringere Knochendichte betont, die eine frühzeitige Lockerung begünstigen kann. (65,87–89)

Es werden je nach Literatur bei 80 % der operierten Patienten Schmerzbefreiung und eine Verbesserung der Funktion des Kniegelenkes erreicht. Der Operationserfolg kann nicht vorhergesagt werden. In 15-20% der operierten Patienten verbleiben Schmerzen, Funktionseinbußen und eine Unzufriedenheit der Patienten. (90,91) Die Prädiktoren sind Schweregrad der Arthrose, präoperative Funktion, Begleiterkrankungen wie z.B. Depression, Diabetes oder auch Voroperationen des Kniegelenkes. Auch soziale Faktoren wie z.B. das Leben in einer festen Partnerschaft haben einen Einfluss auf den Outcome.

Auch wenn über 80% der Patienten nach Implantation einer Knie totalendoprothese subjektiv zufrieden sind, haben einigen Studien zufolge nach Kniegelenkimplantation 13 bis 35% weiterhin Schmerzen und Funktionseinschränkungen. (92,93)

Wir können die Ursachen für die postoperative Unzufriedenheit in zwei Gruppen einteilen: die strukturellen (prothesenassoziierten) Ursachen und die nichtstrukturellen Ursachen. Die strukturellen Gründe für Schmerzen nach einer KTEP umfassen die Achs- oder Rotationsfehler der implantierten Komponenten, implantationsbedingte Bandstörungen (Instabilitäten oder zu straffe Kniegelenke), Prothesenlockerungen und Infektionen. Nach Ausschluss dieser strukturellen Ursachen müssen nichtstrukturellen Gründe in Erwägung gezogen werden. In diese Gruppe gehören alle psychogenen und soziodemographischen Faktoren, die einen Einfluss auf überdauernden Schmerz und postoperative Unzufriedenheit haben (Übergewicht, Katastrophisierungsgedanken, Angst-Vermeidungs-Verhalten,

depressive und ängstliche Symptome, Somatisierung, mangelnder sozialer Rückhalt, niedrige Schulbildung, niedriges Einkommen, weitere Schmerzlokalisationen, jüngerer Alter (<60 Jahre), Opioidaufnahme, prä- oder postoperativ). (94–98)

1.4.6 Navigationstechniken

Zur Verbesserung der Operationstechniken wurden vor bereits 3 Dekaden verschiedene CT-gesteuerte und später auch CT-freie Navigationssysteme entwickelt. (99,100) Im Jahr 1999 wurde die Einführung der Navigation in die orthopädische Chirurgie von Krackow et al. publiziert. (101) Diese Systeme haben sich durchaus etabliert und werden bis heute auch in Deutschland vielfach routinemäßig bei der Implantation von Knie-TEPs verwendet. (102)

Zunächst kamen bildbasierte Navigationssysteme auf den Markt. Bei diesen musste präoperativ eine dreidimensionale Computertomographie des Kniegelenks angefertigt werden, anhand derer die Implantation der Prothesenkomponenten bereits vor der Operation genau geplant werden konnten. Intraoperativ wurden bestimmte anatomische Landmarken referenziert, mit dem 3D Model der CT-Planung mittels „Matching“ verglichen. Mittlerweile werden meist kinematische Systeme verwendet, bei denen auf eine präoperative Bildgebung verzichtet werden kann. Die intraoperativ abgegriffenen Punkte werden mit einer CT-Datenbank verglichen und das Zentrum der Hüfte kinematisch ermittelt. Hieraus kann ebenfalls ein Gelenkmodell errechnet werden. (103) Letzteres Verfahren hat sich durchgesetzt, da es einen niedrigeren Ressourcenaufwand benötigt und der Patient keiner Strahlenbelastung ausgesetzt ist. Beide Techniken liefern sehr gute Ergebnisse hinsichtlich der Implantationsgenauigkeit. (104)

1.4.6.1 CT – freie Navigationstechnik Vector Vision (Brainlab)

Prinzipiell besteht ein Navigationssystem für die Knieendoprothetik aus Referenz-Basen, die am Femur und an der Tibia angebracht werden, einem Pointer zum Abnehmen konkreter anatomischer Landmarken, einer optischen Kamera zur räumlichen Ortung der Basen und Landmarken sowie einer Computereinheit, die die Lagebeziehung der Referenzbasen und Landmarken dreidimensional zueinander

verrechnet. Nicht anders ist es bei dem Vector Vision System (Brainlab, Feldkirchen). (Abb. 16)



Abbildung 16: CT- freies Navigationssystem Vector Vision (Brainlab).

Nach dem Grundprinzip der Stereotaxie werden über Kamera Infrarotsignale emittiert und von am Patienten und Operationswerkzeugen befestigten reflektierenden Markerkugeln zurückgeworfen. Die Referenzbasen werden am distalen Femur und der proximalen Tibia mittels Schanz-Schrauben befestigt. Diese werden durch die optische Tracking-Einheit des Navigationssystems mit einer Infrarotkamera erfasst. (Abb. 17)

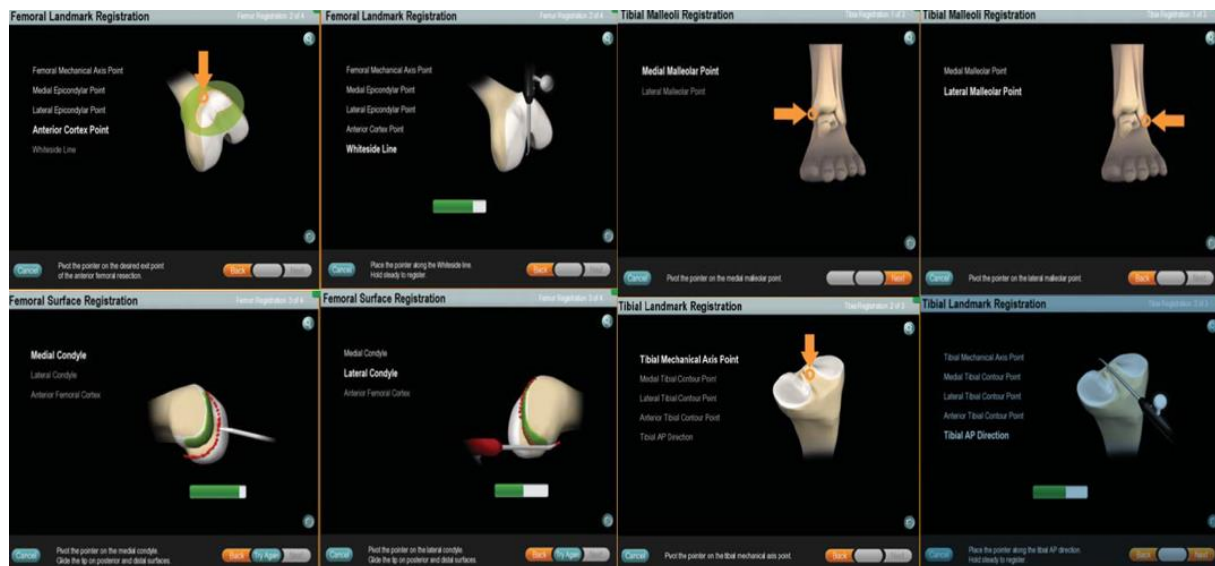


Abbildung 17: Erfassung der anatomischen Landmarken am distalen Femur, an der proximalen Tibia und am Sprunggelenk (Brainlab).

Anhand der erfassten Daten generiert das Navigationssystem ein adaptiertes, dreidimensionales Modell der realen individuellen Patientenanatomie und macht dem Operateur einen Planungsvorschlag für die optimale Gelenkrekonstruktion mit den konkreten Implantaten. Es wird dabei die mechanische Beinachse rekonstruiert und die Größe und Position der Implantate in der Sagittal-, Frontal- und Koronarebene geplant. Diese Planung wird vom Operateur überprüft und kann jederzeit noch weiter modifiziert werden. Jede Schnitfführung wird dann mithilfe der für das konkrete Implantat hergestellten Schnittblöcken durchgeführt. Diese werden mit einer Referenzbasis versehen, unter optischer Kontrolle positioniert und anschließend fixiert. Nach den jeweiligen Resektionen werden alle entstandenen Schnittflächen zur Kontrolle mittels der Verifizierungsfunktion des Navigationsgerätes abgeglichen. Die finale Position der Probekomponenten sowie die Gelenkkinematik werden dann referenziert und dokumentiert. (105)

Negativ anzumerken ist eine Verlängerung der Operationszeit durch die Verwendung des Navigationssystems bis zu 20 Minuten (106,107) und es zeigten sich seltene zusätzliche Komplikationen wie Frakturen und neurovaskuläre Verletzungen durch die eingebrachten Schanz-Schrauben mit den Referenzsternen. Zudem führt jede intraoperative Lockerung der Schanz-Schrauben zum Abbruch der navigierten Prothesenimplantation und Verfahrenswechsel auf die konventionelle Implantation. Um die Vorteile zu kombinieren und die Nachteile der Standard-Navigationstechnik

zu eliminieren, wurde die pin-lose CT-freie Version der Knie-Navigation (pinless CAS) entwickelt, bei der auf die Referenzpins verzichtet und der notwendige Arbeitsablauf auf ein Minimum reduziert wurde. Diese Technik liefert vergleichbare Ergebnisse mit der konventionellen navigierten Implantationstechnik. (108)

1.4.6.2 Ergebnisse der navigierten Knie TEPs

Die Effektivität dieser Systeme wurde mehrfach in der Literatur analysiert und die klinische Relevanz bewiesen. Radiologisch konnte in der Frontalebene eine genauere Rekonstruktion der mechanischen Beinachse im Vergleich zur konventionellen Implantation nachgewiesen werden. (109–112)

Der Einfluss der femoralen und tibialen Komponentenrotation auf die postoperative Kniefunktion, patellofemorale Kinematik und den vorderen Knieschmerz ist gut bekannt (113). Wird die Studienlage zur Rekonstruktionsgenauigkeit zwischen navigiertem und konventionellem Operationsverfahren verglichen, zeigt sich im Gegensatz zur Frontalebene bei der Auswertung der femoralen und tibialen Rotationseinstellung eine uneinheitliche Datenlage ohne eindeutige Überlegenheit der Navigation. (106,109,114)

Für das Outcome ist nicht nur die statische Lage der Implantate wichtig, sondern vor allem die dynamische Funktion. Die Datenlage zu den klinisch relevanten Ergebnissen (Patientenzufriedenheit und Revisionsrate) der navigierten Knieendoprothetik beinhaltet mittlerweile neben den im kurz- und mittelfristigen postoperativen Zeitraum erhobenen Daten auch die ersten langfristigen Vergleichsstudien.

Viele der randomisierten Vergleichsstudien zur navigierten Knieendoprothetik der letzten Jahre rücken die postoperative Funktionalität und das patientenzentrierte Ergebnis in den Vordergrund. Ob die navigierte Knieendoprothetik einen messbaren Vorteil im postoperativen Ergebnis bietet, bleibt dabei umstritten. Die ersten Beobachtungsanalysen zum Vergleich der konventionellen und navigierten Operationstechnik konnten keinen relevanten Vorteil der navigierten Technik bezüglich postoperativer Beweglichkeit des operierten Kniegelenkes, Patientenzufriedenheit und Notwendigkeit von Revisionsoperationen im Zeitraum von zwei bis acht Jahren nach Implantation zeigen. (110,114–116)

Auch in den rezenten Publikationen konnte in den radiologischen Analysen eine höhere Genauigkeit in der Platzierung der Komponenten bestätigt werden (117). Die erste retrospektive Studie mit Follow-up von 10 Jahren konnte zwischen den beiden Gruppen keine klinisch relevanten Unterschiede in Bezug auf das klinische Ergebnis, Patientenzufriedenheit oder Schmerzen zeigen. Jedoch wurde höhere Implantationsgenauigkeit und geringere Revisionsrate im Vergleich zur konventionell implantierten Knieendoprothese gefunden. (118)

1.4.7 Komponentenrotationsausrichtung und deren Einfluss auf die Kinematik

Zahlreiche kinematische Studien haben bereits gezeigt, dass eine exakte Positionierung der Komponenten einer bikondylären Knieendoprothese einen fundamentalen Einfluss auf das Outcome in der Knieendoprothetik hat. (119,120) Die optimale Position der tibialen und femoralen Komponenten werden jedoch immer noch kontrovers diskutiert. Dies betrifft vor allem die Rotationsausrichtung der Komponenten. Dass eine kombinierte tibiale und femorale Innenrotation mit erhöhten patellofemoralen Komplikationen assoziiert, ist seit Jahren bekannt. (121)

1.4.7.1 Physiologische Rotationsausrichtung des distalen Femurs und der proximalen Tibia

Femoral wird die Rotation der Femurkondyle zum proximalen Femur konkret zur Schenkelhalsachse in der Transversalebene bestimmt. Die wichtigsten Achsen zur Rotationsbestimmung der Femurkondyle sind die anatomische transepikondyläre Achse (TEA) und die posteriore Kondylenlinie (PCL). Die anatomische TEA wurde von Berger et al. definiert und verbindet jeweils die größte Prominenz am lateralen und medialen Epikondylus miteinander (Abb. 18). (122) Diese beiden Punkte können vom Operateur in der Regel gut palpatorisch bestimmt werden. Die posteriore Kondylenlinie (PCL) wird definiert als die Tangente an den hinteren Oberflächen der Femurkondyle. (122)

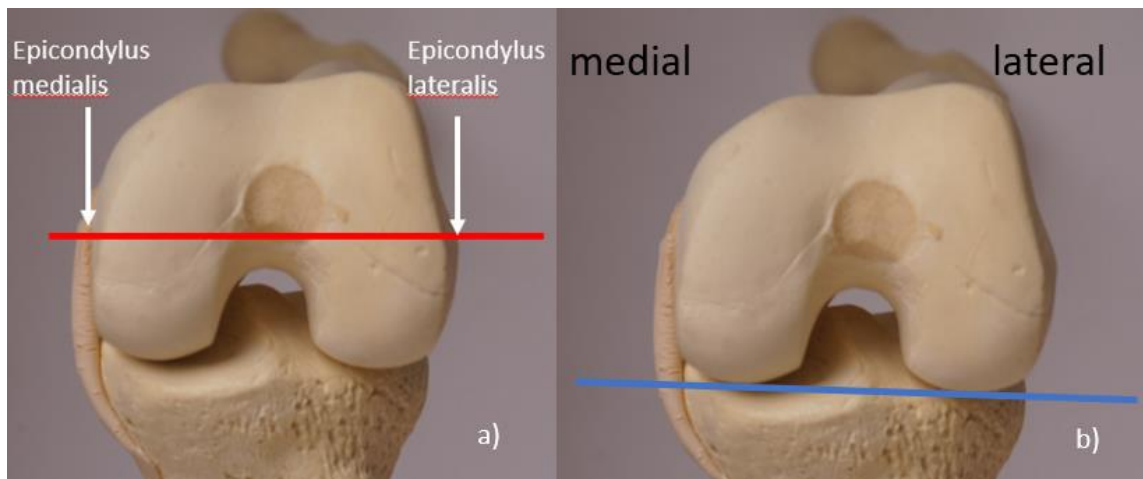


Abbildung 18: Graphische Darstellung der Achsen der distalen Femurkondyle in der Transversalebene: a) die anatomische transepikondyläre Achse (rot markiert) und b) die posteriore Kondylenlinie (blau markiert).

Für die Rotationsbestimmung am Femur wird standardmäßig der femorale Antetorsionswinkel genutzt. Die femorale Antetorsion wird als Rotation des proximalen Femurs, konkret der Schenkelhalsachse, um die sagittale Achse im Vergleich zu der posterioren Kondylenlinie definiert. (123) (Abb. 19)

Der femorale Antetorsionswinkel beträgt beim Erwachsenen normalerweise $15,6 \pm 6,7^\circ$. (27,124)

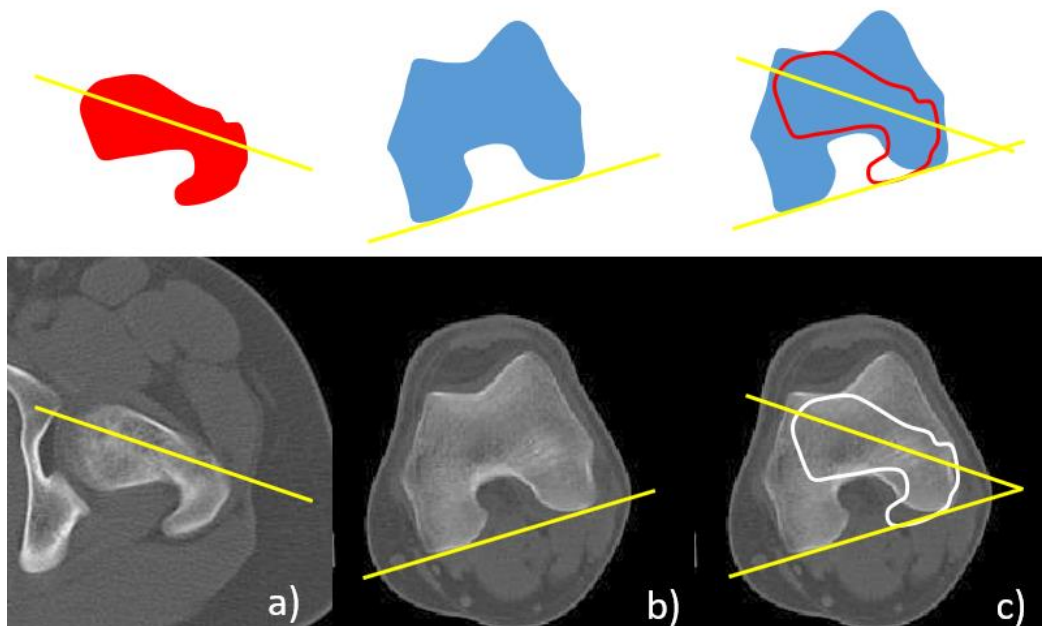


Abbildung 19: CT Rotationsanalyse des Femurs mit Bestimmung des femoralen Antetorsionswinkels: a) Bestimmung der Schenkelhalsachse, b) Bestimmung der posterioren Kondylenlinie, c) Bestimmung des femoralen Antetorsionswinkels.

An der Tibia wird der tibiale Torsionswinkel bestimmt. Der tibiale Torsionswinkel wird in der Regel als Winkel zwischen der Tangente an die Rückfläche der Tibiakondyle (posteriore Epikondylenlinie) zu der zentralen distalen transmalleolären Linie definiert. (Abb. 20)

Die tibiale Torsion erhöht sich über das Wachstum von einer anfänglichen Innentorsion von 2–4° bis ins Alter von 8–10 Jahren in eine Außentorsion von 15–20°. Der Normwert des tibialen Torsionswinkels nach Abschluss des Wachstums beträgt $23,5^{\circ} \pm 5,1^{\circ}$. (125)

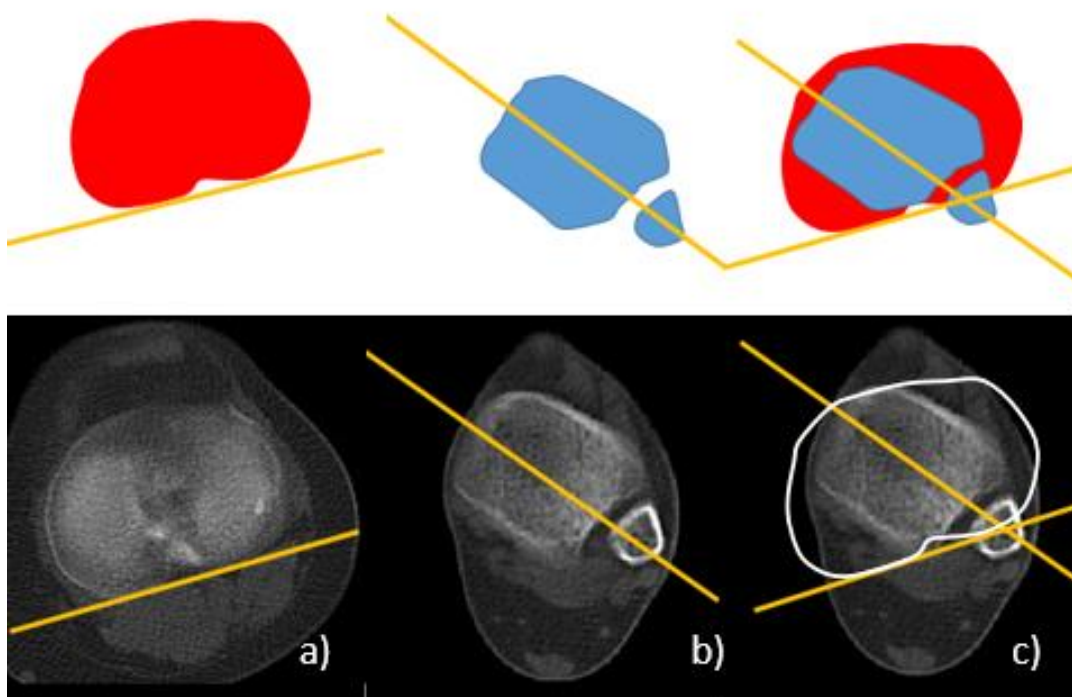


Abbildung 20: CT Rotationsanalyse der Tibia mit Bestimmung des tibialen Torsionswinkels:
a) Bestimmung der posterioren Tangente an den proximalen Tibiakondylen, b) Bestimmung der zentralen distalen transmalleolären Linie, c) Bestimmung des tibialen Torsionswinkels.

1.4.7.2 Optimale Rotationsausrichtung der Komponenten

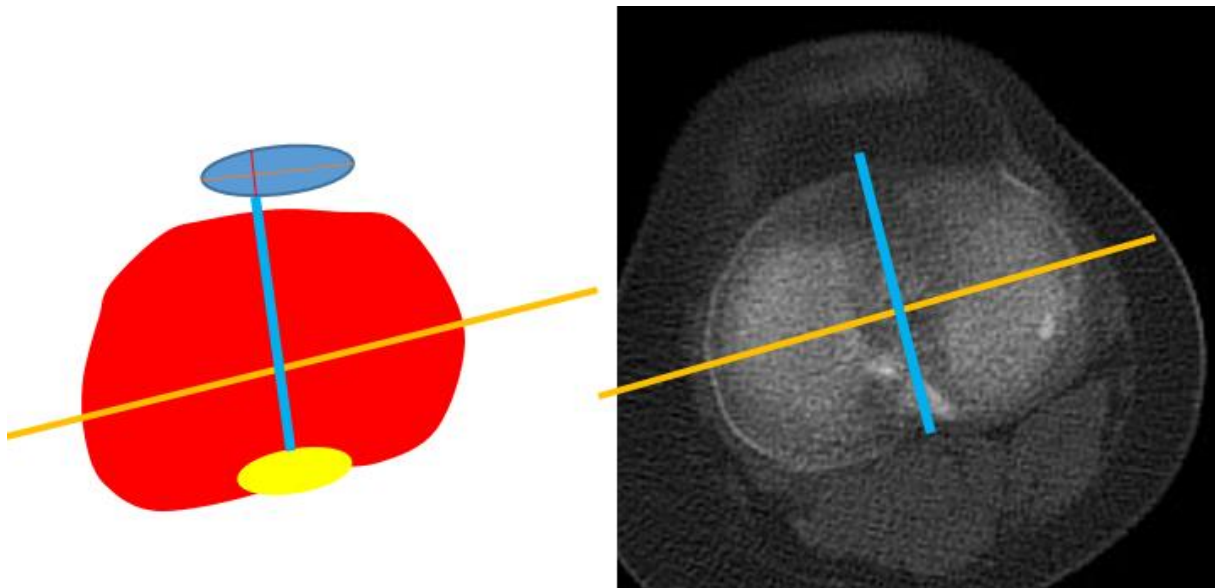
Die Rotationsausrichtung der Femurkomponente wird in Bezug auf die posteriore Kondylenlinie (PCL) oder die trans-Epikondylenlinie referenziert und so eingestellt, dass eine optimale tibiofemorale sowie patellofemorale Kinematik erzielt wird und insbesondere patellabedingte Komplikationen verhindert werden können.

Im Rahmen der standardisierten mechanischen Ausrichtungstechnik der femoralen Komponente wird im eine Außenrotation von 3° relativ zur hinteren Kondylenlinie empfohlen. Dies entspricht der physiologischen rotatorischen Neutral-Null-Ebene der Femurkondyle, die zur Horizontalebene der Tibia 3° nach außen rotiert ist.

Bei der kinematischen Ausrichtung werden die Femurkomponenten tendenziell im Durchschnitt in einer stärkeren Innenrotation zur transepikondylaren Linie implantiert. (35,126,127) Nedopil et al. haben eine breite Streuung der Innen- und Außenrotationen der Komponenten beobachtet: bei der Femurkomponente 13° Innenrotation bis 16° Außenrotation) und bei der Tibiakomponente (44° Innenrotation bis 46° Außenrotation). (35,128)

Thompson et al. haben beobachtet, dass die Femurrotation einen größeren Einfluss auf die Quadrizepskräfte, die Kräfte des Kollateralbandes und die Varus/Valgus-Kinematik hatte, während die Tibiarotation einen größeren Einfluss auf die anteroposteriore Translation hatte. Prinzipiell wird damit die Tendenz der orthopädischen Chirurgen, die Femurkomponente in Außenrotation einzusetzen und eine Malrotation der Tibiakomponente zu vermeiden, begründet. (129)

Es gibt bisher keinen allgemeinen Konsens über die optimale Rotationsausrichtung der tibialen Komponente. Als Referenzlinie für die tibiale Rotationsausrichtung wird die anteroposteriore Akagi Linie weithin akzeptiert. Diese wird definiert als eine Linie zwischen medialem Drittel der Patellarsehne und Zentrum des Ansatzes des hinteren Kreuzbandes (PCL). (130) (Abb. 21)



*Abbildung 21: Referenzlinien für die Rotationsausrichtung an der proximalen Tibia:
Anteroposteriore Akagi Linie (blau): definiert als eine Linie zwischen medialem Drittel der Patellarsehne und Zentrum des Ansatzes des hinteren Kreuzbandes (PCL) (130)
Mediolaterale transkondyläre Linie (gelb).*

1.4.7.3 Einfluss der femoralen Komponentenrotation auf das tibiofemorale Gelenk

Im Bereich des tibiofemoralen Gelenkes erwarten wir, dass nach einer Implantation einer Endoprothese die physiologische Kinematik des Gelenkes rekonstruiert wird.

Viele neuere Studien berichteten über eine veränderte tibiofemorale Kinematik nach Implantation einer Oberflächenersatzprothese, die unter anderem durch eine veränderte Bandspannung verursacht wird. (126,127)

Maderbacher et. al. haben die tibiofemorale Kinematik nach der Komponentenimplantation in verschiedenen Rotationsausrichtungen analysiert und anschließend mit der natürlichen Kinematik verglichen. Es konnte eine optimale Rekonstruktion der natürlichen Kniekinematik nach der Implantation einer Oberflächenersatzprothese erzielt werden. (133) Diese konnte jedoch nicht für alle Varianten der Rotationsausrichtung der Komponenten beobachtet werden. Größte kinematische Unterschiede zwischen der Kniegelenke vor und nach Implantation einer

Oberflächenersatzprothese wurden bei gleichzeitiger Innenrotation der Femurkomponente und Außenrotation der Tibiakomponente gefunden werden. Auch die häufig empfohlenen Kombinationen der Rotationsausrichtung in 3° Außenrotation der femoralen Komponente und 3° Außenrotation der Tibiakomponente resultierte in einer Veränderung der Gelenkkinematik. (133)

Merican et al. haben im Rahmen einer Kadaverstudie den Einfluss der Komponentenrotation auf die tibiofemorale und patellofemorale Kinematik analysiert. Es wurde bei einer vermehrten femoralen Außenrotation in der Knieflexion eine zunehmende Adduktion der Tibia beobachtet; analog führte die femoralen Komponenteninnenrotation zu einer zunehmenden Abduktion der Tibia. (134)

Die tibiofemorale Kinematik und das Kontaktmuster variieren stark bei verschiedenen Designs in der Knie-Totalendoprothetik. Daher wurden bewegungsgeführte Kniesysteme entwickelt, um die natürliche Kniekinematik wiederherzustellen und vorhersagbarer zu machen. Das kreuzbanderhaltende Design der bikondylären Oberflächenprothese soll die physiologische Kinematik besser rekonstruieren als das posterior stabilisierte System (PS). Während das posterior-stabilisierte Design eine simultane gleichmäßige posteriore Translation im medialen sowie lateralen Kompartiment erzwingt, ermöglicht das kreuzbanderhaltende Endoprothesensystem eine Kombination einer vermehrten lateralen Translation mit einem medialen Drehpunkt, wodurch die physiologische Kniekinematik besser wiederhergestellt wird (32)

1.4.7.4 Einfluss der femoralen Komponentenrotation auf das patellofemorale Gelenk

Der Einfluss auf die patellofemorale Kinematik wurde bereits mehrfach analysiert. Eine kombinierte femorale und tibiale Komponenteninnenrotation ist aufgrund des resultierenden Patella-Maltracking eindeutig mit patellofemoralen Komplikationen assoziiert. (121) Weitere in vitro und in vivo Arbeiten über Kniekinematik zeigten einen signifikanten Einfluss der Rotation der Komponenten auf die patellofemorale Kinematik, insbesondere der Innenrotation. (35,135)

Die publizierten biomechanischen Untersuchungen des vorderen Knieschmerzsyndroms und des Patella-Tracking zeigen eine klare Korrelation zwischen Position der Endoprothesenkomponenten, insbesondere der femoralen Komponente und Knieschmerz. (113,136,137) Eine Implantation der femoralen Komponente in Innenrotation ist mit vorderen Knieschmerzen assoziiert. (138)

1.5 Zielsetzung der Studie

Die Komponentenrotation der Knieprothese beeinflusst die Kinematik in allen Ebenen. Die Koronar- und Sagittalebene und deren Einfluss auf patellofemorale und tibiofemorale Kinematik wurden bereits in dieser Arbeit diskutiert.

Auch die Frontalebene kann durch Komponentenrotation beeinflusst werden. Ganz vereinfacht entspricht die Kniemechanik dem mechanischen Prinzip eines Scharniergelenkes, d.h. eines um eine Achse drehbaren Gelenkes. Bei fehlausgerichtetem Scharnier ändert sich die Rotationsachse und damit auch die Ausrichtung des kompletten Verschleißmechanismus. In analoger Weise könnte dann die Beinachse durch eine Veränderung der Rotationsachse des Kniegelenkes beeinflusst werden: mit zunehmender Flexion würde zu einer vermehrten Achsabweichung in der Frontalebene kommen. Zu dieser Thematik liegt bisher keine wissenschaftliche Datenlage vor.

Die postoperative Beinachse in voller Kniestreckung hat einen essentiellen Stellenwert in der natürlichen Gangkinematik. Aber auch bei Beugung des Kniegelenkes, im Sitzen oder beim Aufstehen ist das natürliche frontale Alignment des Beines für Patienten wichtig und sollte mit der endoprothetischer Versorgung der Kniegelenkes wenn möglich nicht beeinflusst werden.

Der Einfluss der natürlichen Knieanatomie auf das frontale Alignment wurde bereits in dieser Arbeit erwähnt. (26,35) Analog dazu sollte auch die femorale Rotation die frontale Ausrichtung des Beines beeinflussen.

Eine in Sagittal- und Koronarebene korrekt implantierte Knieprothese weist eine gerade Beinachse auf. Diese Beinachse sollte sich mit der Rotation der Komponenten in der Kniebeugung ändern: eine Außenrotation der femoralen Komponente könnte hypothetisch in der Flexion eine Varusstellung (tibiale Adduktion) produzieren, eine Innenrotation wäre dann für eine Valgusstellung (tibiale Abduktion) ursächlich.

Ziel dieser Arbeit ist es daher, die Veränderungen der Beinachse in verschiedenen Flexionsgraden nach Implantation einer Knie-TEP in verschiedenen Rotationsgraden der Komponenten zu analysieren, statistisch auszuwerten.

Die Hypothese der vorliegenden Arbeit ist, dass die Rotationsausrichtung der Komponenten auch Einfluss auf die Beinachse in der frontalen Ebene haben könnte und in der tieferen Knieflexion je nach Rotationsausrichtung der Endoprothesenkomponenten entweder eine zunehmende tibiale Abduktion oder Adduktion verursachen könnte.

2. Material und Methoden

Die Analyse des Einflusses der Komponentenrotation einer bikondylären Knieendoprothese wurde als In-vitro Studie an Kadaverpräparaten, die nach der Thiel-Methode konserviert wurden (139,140), durchgeführt. Es wurden von fünf Kadaver-Ganzkörperpräparaten insgesamt zehn Kniegelenke (5 links und 5 rechts) inklusive Hüftgelenke mit ipsilateralem Beckenteil vorbereitet und anschließend analysiert. Es handelte sich um drei männliche und zwei weibliche Kadaverpräparate im Durchschnittsalter von 78,4 Jahren. (Tab. 1)

Diese Kadaverpräparate wurden mit CT untersucht. Es handelte sich um ausschließlich gesunde Gelenke ohne Hinweis auf Gonarthrose oder Coxarthrose, ohne knöcherne Voreingriffe oder jegliche traumatologische Vorgeschichte. Es erfolgte eine Analyse der Eigenanatomie der Präparate mittels Vermessung der knöchernen Morphologie in den vorliegenden CT-Rekonstruktionen. Am Femur wurde der femorale Antetorsionswinkel (s. Kap. 1.4.7.1 Abb. 19) und die Rotation der transepikondylären Kondylenlinie zu der posterioren Kondylenlinie bestimmt (s. Kap. 1.4.7.1 Abb. 18). An der Tibia wurde der tibiale Torsionswinkel bestimmt. (s. Kap. 1.4.7.1 Abb. 20)

Nach der Rotationsanalyse wurden die Ganzkörperpräparate im Beckenbereich auf dem OP-Tisch fixiert. Zu den Kinematikuntersuchungen wurden dann die Präparate zusätzlich auf eine CPM-Bewegungsschiene (Continuous Passive Motion) positioniert. Dadurch war das Kniegelenk sowie das Hüftgelenk frei beweglich und es konnte dann die intraartikuläre sowie die extraartikuläre Kinematik in dem gewünschten Kniebeugungsgrad untersucht werden.

Knie	Geschlecht	Seite	Größe (cm)	Gewicht (kg)	Alter
1L	m	links	180	95	76
1R	m	rechts	180	95	76
2L	w	links	163	54	76
2R	w	rechts	163	54	76
3L	w	links	156	53	78
3R	w	rechts	156	53	78
4 L	m	links	170	50	73
4 R	m	rechts	170	50	73
5 L	m	links	174	80	89
5 R	m	rechts	174	80	89

Tabelle 1: Übersichtstabelle der analysierten Kadaverpräparate mit Basisdaten (Geschlecht, Größe, Gewicht und Alter).

Anschließend wurden die Kniegelenke chirurgisch geöffnet und mithilfe des CT-freien Navigationssystems Brainlab Knee 2.6 (Brainlab, Feldkirchen, Deutschland) wurde zunächst die natürliche Kinematik des konkreten Kniegelenkes analysiert. Im Anschluss wurde die Implantation der Knie totalendoprothese in verschiedenen Rotationsausrichtungen durchgeführt. Als Implantat wurde ein bikondylärer Oberflächenersatz in kreuzbänderhaltender Aufführung verwendet (P.F.C. SIGMA, CR DePuy, Warsaw, IN, USA). Die Rotation der Implantierten Komponenten wurde unter Kontrolle des Navigationssystems ausgerichtet. Einige Implantationsvarianten wurden in der ligamentär-balancierten Technik durchgeführt. Zum Kalibrieren der Bandspannung wurde ein in metrischen Einheiten skaliertes Tensiometer - Bandspanner (Knee Balancer; DePuy, Warsaw, IN, USA) verwendet.

2.1 Chirurgische Technik

Alle Kniegelenke wurden über eine mediane Hautincision und anschließende mediale parapatellare Arthrotomie geöffnet. Zur Referenzierung der anatomischen Landmarken für das CT freie Navigationssystem wurden bikortikal 2 Schanz-Schrauben als Referenzbasen angebracht: eine Schanz-Schraube am distalen Femur und eine an der proximalen Tibia, jeweils ca. 5cm proximal und distal der Gelenklinie. Nun wurden die Standardreferenzpunkte nach dem vorgegebenen Protokoll des Navigationssystems Brainlab 2.6 abgenommen: über einen Pivotier-Algorithmus mittels kreisender Bewegungen des operierten Beins im Hüftgelenk berechnet das System das Hüftkopfzentrum. Die restlichen Referenzpunkte werden mithilfe des Pointers abgenommen: das distale femorale Kniezentrum, der mediale und laterale Epicondylus, die Whiteside-Linie, die Kondylenoberfläche median und lateral, das tibiale Gelenkzentrum, der mediale und laterale Malleolus, die tibale anteroposteriore Achse nach Akagi (130) und die Gelenkflächen des medialen und lateralen Tibialplateaus. Die Gelenkkapsel wurde dann entsprechend der Vormarkierung wieder verschlossen und das Knie an einer Kniebewegungsschiene im Bewegungsausmaß zwischen 0° - 90° zweimal durchbewegt. Dies wurde mittels Navigationssystem aufgezeichnet und damit die physiologische Kinematik des natürlichen Gelenks analysiert. (141–144)

Im Anschluss wurde das Kniegelenk wieder geöffnet und die Menisken und das vordere Kreuzband entfernt. Der tibiale Schnitt erfolgte mit einem Schnittblock, der ebenfalls mit Referenzbasen versehen wird, genau senkrecht (0° Varus-Valguswinkel) zur mechanischen Beinachse in 4° posteriorer Slope-Ausrichtung. Es wurde in allen Fällen 8mm reseziert. Dies entspricht der Herstellerempfehlung und korrespondiert mit der Höhe des tibialen Implantates mit dem kleinsten (8mm) Inlay. Hernach wurde die femorale Komponentenrotation bandspannungsadaptiert bestimmt. Hierfür wurde der Bandspanner eingesetzt und mit einer Distraktionskraft von 90N in voller Extension und in 90° Flexion aufgespannt.

Anhand dieser Daten erfolgte die Planung der femoralen Komponentenausrichtung, wobei die natürliche Höhe der Gelenklinie mit dem Implantat rekonstruiert wurde: Distal femoral erfolgte die Ausrichtung normal auf die mechanische Femurachse wobei 9mm Knochen (entspricht Implantatdicke) reseziert wurden. Mittels Flexion,

anteroposteriorer Komponentenplatzierung bzw. Veränderung der Größe der Femurkomponente wurde der Beugespalt dem Streckspalt angepasst. Zum Erhalt eines ausgeglichenen medialen und lateralen Beugespaltes erfolgte die rotatorische Komponentenausrichtung entsprechend der durch den Bandspanner gewonnenen Informationen zum Beugespalt. Schließlich erfolgten mittels referenzierter Schnittblöcke die 5 notwendigen Sägeschnitte.

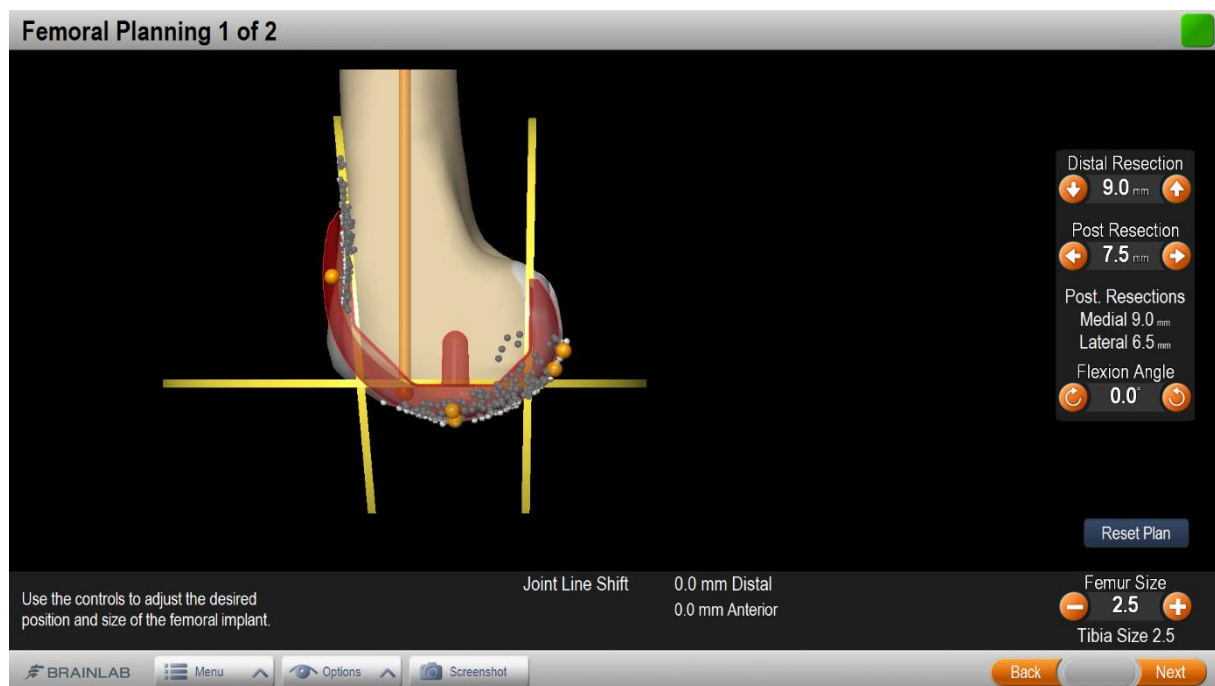


Abbildung 22: Planung der Positionierung der femoralen Prothesenkomponente in anteroposterioren, proximodistalen Richtung, sowie der Flexions- / Extensionsausrichtung. (Brainlab 2.6).

Ein Weichteilrelease zur weiteren Balancierung war bei normalen anatomischen Verhältnissen der Studiengelenke ohne Vorpathologie nicht notwendig. Nun wurden die Probekomponenten (System P.F.C. Sigma CR; De Puy, Warsaw, IN, USA) implantiert und mit Schrauben und Pins fixiert. Im Anschluss wurde die Gelenkkapsel anatomisch rekonstruiert und die tibiofemorale Kinematik, analog zur vorangegangenen Kinematikanalyse des gesunden Gelenkes in zwei kompletten Flexions- Extensionszyklen wieder mit Navigationssystem untersucht (s. o.).

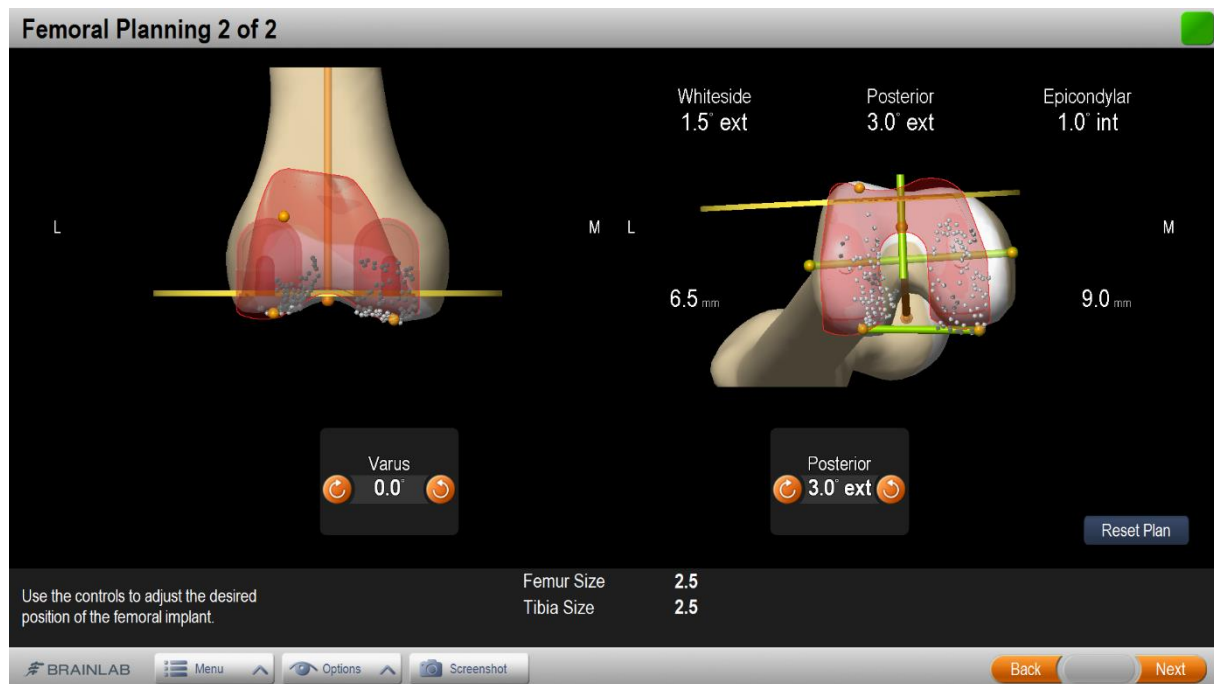


Abbildung 23: Planung der Rotationsausrichtung der femoralen Prothesenkomponente Brainlab 2.6.

Nun wurde bei jedem der Kniegelenke die Kapsel wiedereröffnet und die femorale Komponente in Bezug zur der posterioren Kondylenlinie unter Navigationskontrolle in drei weiteren Rotationsausrichtungen erneut implantiert: in 6° Außenrotation, 3° Außenrotation, 6 ° Innenrotation. Die Femurkomponenten wurden somit in insgesamt vier verschiedenen Rotationsausrichtungen implantiert.

Die tibiale Komponente wurde dann mithilfe des Navigationssystem in 6° Außenrotation und in 6° Innenrotation zur Akagi-Linie (130) referenziert und eingesetzt . Neben dieser navigierten Implantationstechnik wurde die Tibia noch selbst adaptiert eingesetzt. Hierfür wurde die Tibiakomponente ohne Fixierung mittels Pins eingebracht und anschließend wurde das Kniegelenk durchbewegt. Die Komponente hat sich dann spontan in eine konkrete Position eingedreht. Die Komponenten wurden nach Erreichen der gewünschten Position jeweils mit Schrauben fixiert, das Gelenk wurde wieder verschlossen und mit jeder Rotationskombination wurde dann erneut eine kinematische Analyse in zwei kompletten Flexions- Extensionszyklen durchgeführt. (145) (Abb. 24) Die Femurkomponente wurde somit in insgesamt vier verschiedenen Rotationsausrichtungen und die Tibiakomponente in insgesamt drei unterschiedlichen Rotationsausrichtungen eingebracht. (Tab. 3)

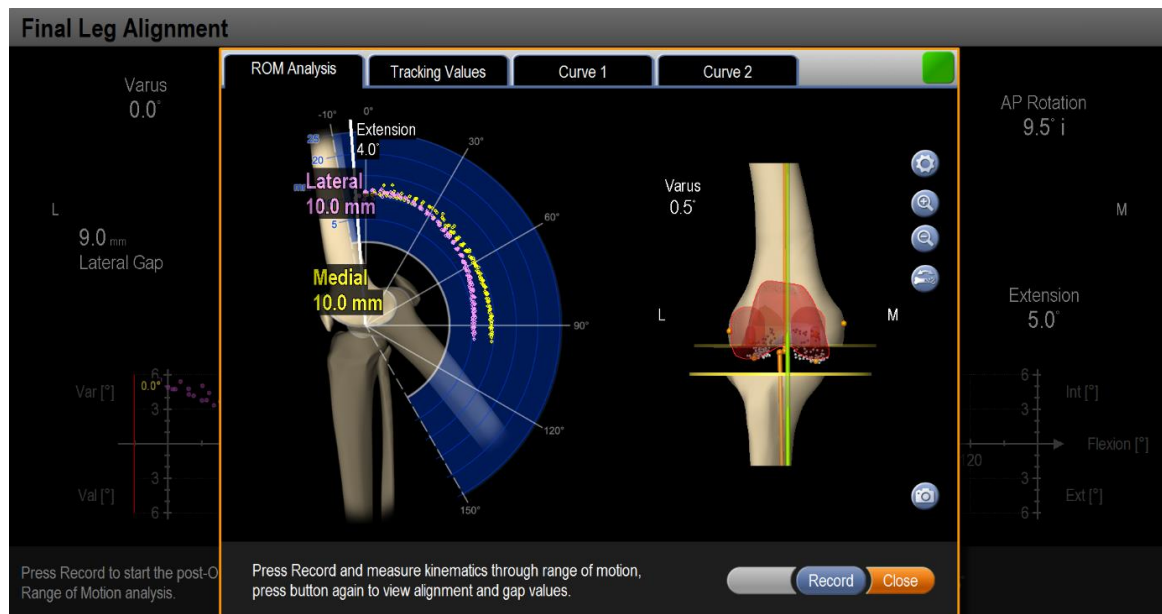


Abbildung 24: Kinematische Analyse der Extension und Flexion mithilfe des Navigationssystems (Brainlab 2.6).

Femurkomponente	Tibiakomponente
bandspannungsadaptiert	6° Außenrotation
	6° Innenrotation
	selbstadaptiert
6° Außenrotation	6° Außenrotation
	6° Innenrotation
	selbstadaptiert
6° Innenrotation	6° Außenrotation
	6° Innenrotation
	selbstadaptiert
3° Außenrotation	6° Außenrotation
	6° Innenrotation
	selbstadaptiert

Tabelle 3: Übersicht der implantierten und analysierten Rotationsausrichtungen der femoralen und der tibialen Endoprothesenkomponenten.

Die Kniegelenkkinematik der oben genannten Kombinationen der unterschiedlichen femoralen und tibialen Komponentenrotationen wurden analysiert ($4 \times 3 = 12$). Mit der natürlichen Kinematik waren es insgesamt 13 Analysen pro Kniegelenk.

2.2 Kinematische Analyse

Zur Bewegungsanalyse wurde das am Kniegelenk bereits etablierte, anatomisch-basierte Koordinatensystem nach Grood und Suntay verwendet (16). Dieses System wurde aus dem klassischen zweidimensionalen kartesischen Koordinatensystem entwickelt und im dreidimensionalen Raum um eine Achse erweitert: zur zweidimensionalen horizontalen x-Achse und vertikalen y-Achse des kartesischen Koordinatensystems kommt im dreidimensionalen Raum noch die räumliche z-Achse hinzu. Grood und Suntay übertrugen dieses dreidimensionale Koordinatensystem auf das Kniegelenk wobei der Nullpunkt aller drei Achsen in das Zentrum der Femurkondyle in der Frontal- und Sagitalebene gesetzt wurde. Die horizontale x-Achse repräsentiert die Extensions- und Flexionsbewegung in der Sagittalebene, die y-Achse zeigt die tibiale Abduktion und Adduktion in der Frontalebene, die vertikale z-Achse repräsentiert dann die tibiale und femorale Rotation in der Transversalebene.

Aufgrund der Konventionen des Koordinatensystems sind die Absolutwerte der Knieachse in der frontalen Ebene sind für die rechte und linke Seite gespiegelt: Pluswerte rechts stellen eine valgische Beinachse (Abduktion) dar, links eine varische Achse (Adduktion). Da bei der Analyse 5 linke und 5 rechte Kniegelenke untersucht wurden, wurden die Rohdaten des Navigationssystems auf links umgerechnet und dann die Datenanalyse einheitlich durchgeführt. Das frontale Alignment ist dann in der Datenanalyse ausschließlich mit Pluswerten für die Adduktion und Minuswerten für die Abduktion dargestellt. (Abb. 25)

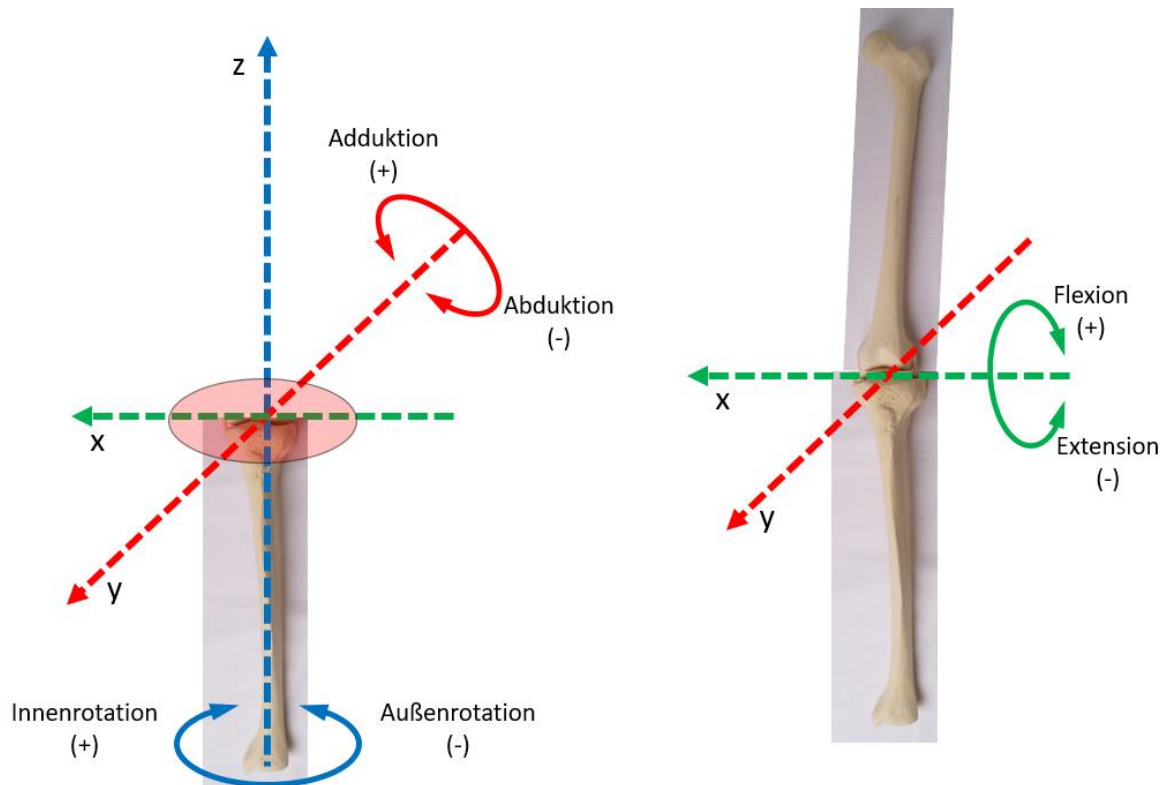


Abbildung 25: Anatomie- basiertes Koordinatensystem nach Grood und Suntay (16), die Werte des frontalen Alignments sind auf die linke Seite umgerechnet.

2.3 Statistische Datenanalyse

Alle Analysen wurden mit IBM SPSS Statistics 25 durchgeführt.

Verglichen wurde die Kinematik der Kniegelenke vor Implantation einer Endoprothese und nach Implantation einer Knie totalendoprothese mit den jeweils verschiedenen Rotationsausrichtungen der Femur- wie Tibiakomponenten. Es handelt sich daher um verbundene Stichproben. Im Rahmen eines Mittelwertvergleichs wurde ein abhängiger Zweistichproben-Test durchgeführt. Dafür existieren als Testinstrumente ein t-test und der Wilcoxon-test. (146)

Für den t-Test bei abhängigen Stichproben muss als elementare Voraussetzungen eine Normalverteilung vorliegen. Dies wird methodisch mit Tests auf Normalverteilung überprüft. Die Tests auf Normalverteilung vergleichen die Werte in der Stichprobe mit einem normalverteilten Datensatz mit gleichen Mittelwerten und gleichen Standardabweichungen. Die Nullhypothese dieser Tests besagt, dass die Stichproben normal verteilt sind.

Bei niedriger Fallzahl hat die Durchführung der Tests auf Normalverteilung eine enorm wichtige Bedeutung.

Im SPSS Programm werden zur Analyse zwei verschiedene Tests verwendet: Kolmogorov-Smirnov-Test und Shapiro-Wilk-Test. Prinzipiell sind beide Tests vergleichbar, in der statistischen Literatur gilt der Shapiro-Wilk-Test als Test mit höherer statistischer Power. (147)

Als Beispiel einer optimalen und suboptimalen Normalverteilung der Studiendaten können die Werte jeweils in 90° Flexion der Implantationsvariante 6° Außenrotation femoral und 6° Außenrotation tibial herangezogen werden. (Abb. 26)

Erstere weisen eine homogene Verteilung auf. Dagegen zeigt sich in der Analyse der Implantationsvariante „6° Außenrotation femoral und 6°Innenrotation tibial“ eine breitere Wertespanne. (Abb. 27)

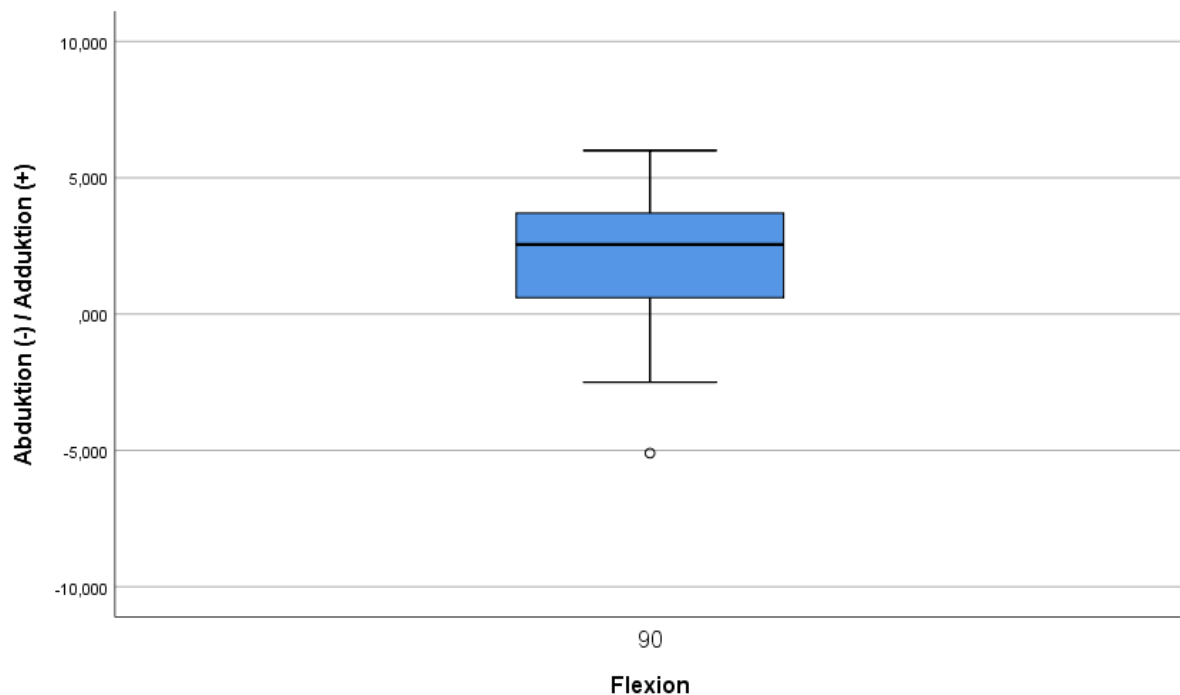


Abbildung 26: Boxplot-Darstellung der Werteverteilung in 90° Flexion der Implantationsvariante 6° Außenrotation femoral und 6° Außenrotation tibial.

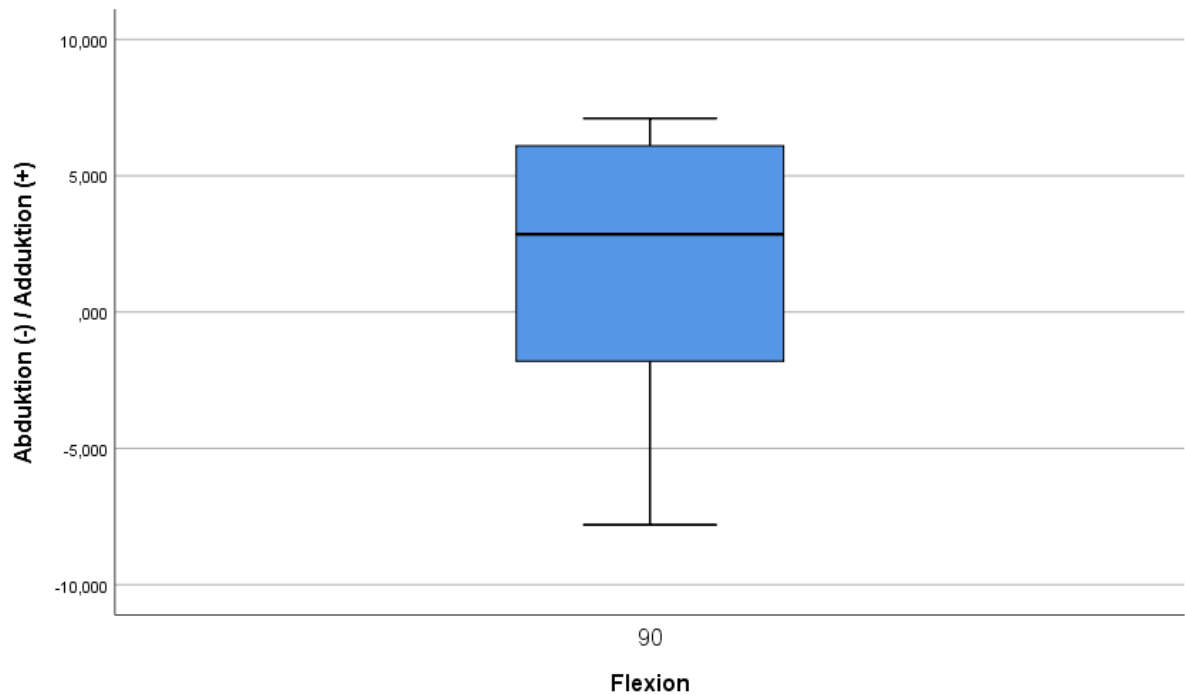


Abbildung 27: Boxplot-Darstellung der Werteverteilung in 90° Flexion der Implantationsvariante 6° Außenrotation femoral und 6°Innenrotation tibial.

Die durchgeführten Tests auf Normalverteilung haben diese Beobachtung bestätigt:

Bei 90° Flexion der Implantationsvarianten 6° Außenrotation femoral und 6°Innenrotation tibial und 3° Außenrotation femoral und 3°Außenrotation tibial zeigt sich beim Kolmogorow-Smirnov-Test ein signifikantes Ergebnis, während dies für den Shapiro-Wilk-Test nicht zutrifft. (Tab. 4)

Implantation			Kolmogorow-Smirnov		Shapiro-Wilk	
Femur	Tibia	Flexion (°)	Statistik	Signifikanz	Statistik	Signifikanz
natürlich	natürlich	90	0,177	0,200	0,942	0,580
6° Außenrotation	6° Außenrotation	90	0,233	0,133	0,884	0,146
bandspannungsadaptiert	6°Außenrotation	90	0,182	0,200	0,926	0,413
6° Außenrotation	6° Innerrotation	90	0,224	0,168	0,901	0,225
bandspannungsadaptiert	6° Innerrotation	90	0,274	0,032	0,872	0,104
6° Außenrotation	selbsadaptiert	90	0,247	0,086	0,873	0,109
bandadaptiert	selbsadaptiert	90	0,219	0,191	0,912	0,299
6° Innenrotation	6°Außenrotation	90	0,191	0,200	0,956	0,734
6° Innenrotation	6°Innenrotation	90	0,181	0,200	0,960	0,790
6° Innenrotation	selbstadaptiert	90	0,198	0,200	0,916	0,328
3° Außenrotation	6°Außenrotation	90	0,270	0,037	0,878	0,123
3° Außenrotation	6° Innenrotation	90	0,122	0,200	0,984	0,982
3° Außenrotation	selbstadaptiert	90	0,127	0,200	0,967	0,865

Tabelle 4: Explorative Analyse der Daten in 90° Flexion mittels Tests auf Normalverteilung (Kolmogorov-Smirnov und Shapiro-Wilk); die Signifikanzwerte $p < 0,05$ sind fett markiert. Die Werte der Implantationsvarianten Femur bandadaptiert und Tibia 6° Innenrotation sowie Femur 3° Außenrotation und Tibia 6° Außenrotation sind im Kolmogorov-Smirnov Test nicht normal verteilt.

Besonders in 40° Flexion weisen die Werte relativ hohe, signifikante Streuungen in beiden Testinstrumenten auf: Somit ist von keiner Normalverteilung auszugehen. (Tab. 5). (148)

Implantation			Kolmogorow-Smirnov		Shapiro-Wilk	
Femur	Tibia	Flexion (°)	Statistik	Signifikanz	Statistik	Signifikanz
natürlich	natürlich	40	0,262	0,050	0,846	0,053
6° Außenrotation	6° Außenrotation	40	0,146	0,200	0,954	0,721
bandspannungsadaptiert	6° Außenrotation	40	0,147	0,200	0,951	0,686
6° Außenrotation	6° Innerrotation	40	0,200	0,200	0,949	0,653
bandspannungsadaptiert	6° Innerrotation	40	0,275	0,031	0,825	0,029
6° Außenrotation	selbsadaptiert	40	0,151	0,200	0,943	0,584
bandadaptiert	selbsadaptiert	40	0,193	0,200	0,906	0,258
6° Innenrotation	6° Außenrotation	40	0,250	0,077	0,869	0,099
6° Innenrotation	6° Innenrotation	40	0,194	0,200	0,903	0,237
6° Innenrotation	selbstadaptiert	40	0,148	0,200	0,956	0,743
3° Außenrotation	6° Außenrotation	40	0,180	0,200	0,918	0,341
3° Außenrotation	6° Innenrotation	40	0,161	0,200	0,921	0,362
3° Außenrotation	selbstadaptiert	40	0,199	0,200	0,933	0,477

Tabelle 5: Explorative Analyse der Daten in 40° Flexion mittels Tests auf Normalverteilung (Kolmogorov-Smirnov und Shapiro-Wilk); die Signifikanzwerte $p < 0,05$ sind fett markiert. Die Werte der Implantationsvariante Femur bandadaptiert und Tibia 6° Innenrotation sind in der Analyse mit beiden o. g. Testinstrumenten nicht normal verteilt.

Der Wilcoxon-Test stellt das nichtparametrische Äquivalent des t -Tests für abhängige Stichproben dar und wird angewendet, wenn die Voraussetzungen für ein parametrisches Verfahren nicht erfüllt sind. Nicht-parametrische Verfahren sind auch als "voraussetzungsfreie Verfahren" bekannt, weil sie geringere Anforderungen an die Verteilung der Messwerte in der Grundgesamtheit stellen. So müssen die Daten nicht normalverteilt sein und die Variablen müssen lediglich ordinalskaliert sein. Auch bei kleinen Stichproben und Ausreißern kann ein Wilcoxon-Test herangezogen werden. (148)

3. Ergebnisse

3.1 Grunddaten

Die zehn analysierten Kniegelenke von fünf Ganzkörperpräparaten im Durchschnittsalter von 78,4 Jahre wurden nach den Körperpräparaten nummeriert und zusätzlich jedes Kniegelenk nach Körperseite mit R oder L beschriftet. (Tab. 6)

Knie	Geschlecht	Seite	Größe (cm)	Gewicht (kg)	Alter
1L	m	links	180	95	76
1R	m	rechts	180	95	76
2L	w	links	163	54	76
2R	w	rechts	163	54	76
3L	w	links	156	53	78
3R	w	rechts	156	53	78
4L	m	links	170	50	73
4R	m	rechts	170	50	73
5L	m	links	174	80	89
5R	m	rechts	174	80	89

Tabelle 6: Grunddaten der analysierten Kniegelenke von fünf Ganzkörperpräparaten (Nummerierung der Kniegelenke werden zusätzlich nach Körperseite bezeichnet: L = links, R = rechts).

Die CT- Rotationsanalyse zeigte einen femoralen Antetorsionswinkel von durchschnittlich $14,41^\circ \pm 6,94^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD), für die Tibia zeigte sich ein Torsionswinkel von $27,94^\circ \pm 5,73^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD)
Für die Rotation der transepikondylären Linie zu der posterioren Kondylenlinie fand sich ein Mittelwert von $6,52^\circ \pm 1,21^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD). (Tab. 7)

Knien	Femorale Antetorsionswinkel	Tibiale Torsionswinkel	transepikondyläre zur posterioren Kondylenlinie
1 L	13,9	19,8	8,0
1 R	7,9	30,4	6,4
2 L	16,3	36,3	4,8
2 R	21,5	31,3	5,6
3 L	24,5	22,4	5,6
3 R	16,9	25,3	7,6
4 L	14,1	34,2	6,6
4 R	20,0	32,8	5,1
5 L	5,1	24,2	7,8
5 R	3,9	22,7	7,7
Mittelwert	14,41	27,94	6,52
SD	6,94	5,73	1,21

Tabelle 7: CT-Rotationsanalyse der Kniegelenke vor der Implantation, es werden die Absolutwerte der einzelnen Kniegelenke und die Mittelwerte mit Standardabweichung (SD) dargestellt: femorale Antetorsionswinkel (°), tibiale Torsionswinkel (°), transepikondyläre zur posterioren Kondylenlinie (°).

3.2 Natürliches Alignment

Die Analyse des frontalen Alignments der natürlichen Kniegelenke vor der Implantation einer Endoprothese zeigte eine Beinachse in voller Kniestreckung (0° Flexion) mit einem Mittelwert von $3,3^\circ \pm 2,8^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD) Varusstellung (tibiale Adduktion).

Die Analyse der Mittelwerte der natürlichen Kniegelenke vor der Implantation zeigt mit zunehmender Flexion eine zunehmende Abduktion. (Tab. 8, Abb. 28). Bei 90° Flexion findet sich ein Mittelwert von $-0,62^\circ \pm 3,75^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD) Valgusstellung (tibiale Abduktion).

Flexion	Mittelwert	Std.-Abweichung (SD)
0	3,30	2,77
10	3,13	2,88
20	2,62	2,94
30	2,23	3,17
40	1,98	3,30
50	1,54	3,52
60	1,01	3,68
70	0,40	3,80
80	-0,16	3,77
90	-0,62	3,75

Tabelle 8: Statistische Analyse der Mittelwerte (°) mit Standardabweichung (SD) des frontalen Alignment der natürlichen Kniegelenke in der Kniebeugung in 10° Intervallen. Dabei bedeuten positive Werte eine Adduktion (Varus), negative Werte hingegen eine Abduktion (Valgus).

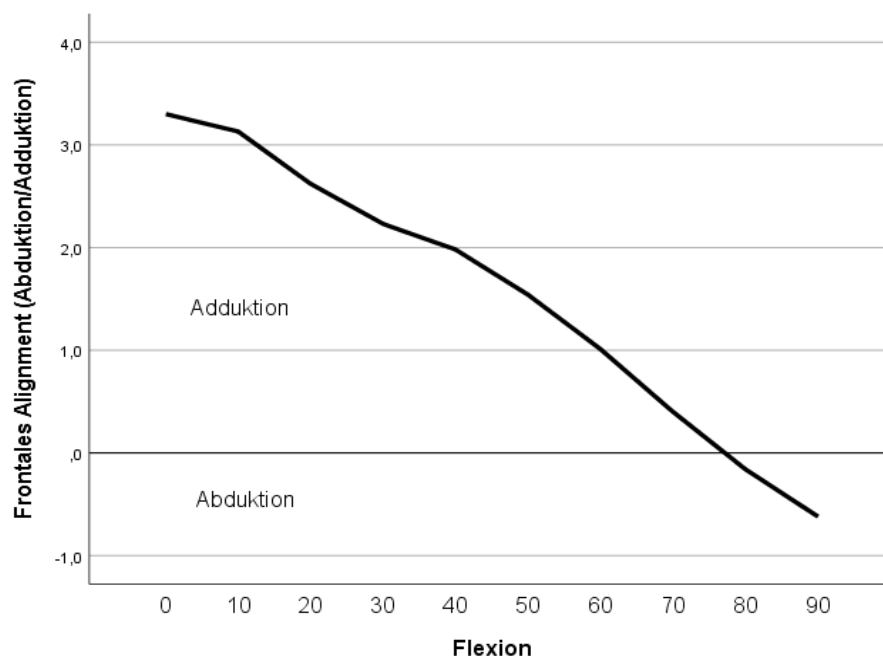


Abbildung 28: Grafische Darstellung der Änderung des frontalen Alignments in Flexion bei gesunden Kniegelenken vor Implantation einer Knie-Totalendoprothese, Analyse der Mittelwerte. Die x-Achse zeigt die Werte der Kniebeugung in 10° Intervallen. In der y-Achse sind die Werte des frontalen Alignments in Grad aufgetragen. Dabei bedeuten positive Werte eine Adduktion, negative Werte hingegen eine Abduktion.

3.3 Femurkomponente bandspannungsadaptiert

Bei den erstdurchgeführten Implantationen wurde die Rotation der femoralen Komponente mithilfe des Bandspanners ausgerichtet. Der Mittelwert der bandspannungsadaptierten Ausrichtung der Femurkomponente beträgt $6,8^\circ \pm 2,8^\circ$ Außenrotation (Mittelwert $\pm$ SD). Die femorale Komponente wurde bei 9 Kniegelenken in Außenrotation und bei einem der Kadaverpräparate in Neutralstellung ausgerichtet. (Tab. 9)

Knie	1L	1R	2L	2R	3L	3R	4L	4R	5L	5R	Mittelwert	SD
Femurrotation	5	8	7	9	7	6,5	7,5	10,5	7,5	0	6,8	2,8

Tabelle 9: Bandspannungsadaptierte Rotationsausrichtung der femoralen Komponente – Positive Werte zeigen eine Außenrotationsausrichtung.

Zu in dieser Weise ausgerichteten femoralen Komponente wurde die Tibia in 6° Außenrotation, 6° Innenrotation zur Akagi-Linie sowie selbstadaptiert eingebracht. Die selbstadaptiert implantierte Tibiakomponente hat sich in meisten Fällen in einer Innenrotation von 10° Innenrotation $\pm 7,21^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD) zur Akagi-Linie des Tibiakopfes ausgerichtet. (Tab. 10)

Knie	1L	1R	2L	2R	3L	3R	4L	4R	5L	5R	Mittelwert	SD
Tibiarotation	-22	-13	-17	-5	3	-6,5	-13	-13	-10	-3,5	-10	7,21

Tabelle 10: Selbstadaptierte Rotationsausrichtung der tibialen Komponente bei gleichzeitiger femoraler bandspannungsadaptierter Komponentenausrichtung – es wurde die Differenz ($^\circ$) zu der Akagi-Linie des Tibiakopfes mit dem Navigationssystem gemessen. Negative Werte zeigen eine Innenrotationsausrichtung, positive Werte hingegen eine Außenrotation.

Die statistische Analyse des frontalen Alignments der Kniegelenke nach der Implantation einer Endoprothese in der o.g. Ausrichtung zeigt eine Beinachse in voller Kniestreckung (0° Flexion) mit einem Mittelwert von $3,74^\circ \pm 1,86^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD) Varusstellung (tibiale Adduktion) bei gleichzeitiger Ausrichtung der tibialen Komponente in 6° Außenrotation, $3,59^\circ \pm 1,71^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD) bei 6° Innenrotation der Tibia und $3,44^\circ \pm 1,15^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD) bei der selbstadaptierten Implantation der tibialen Komponente. (Tab. 11)

Flexion (°)		Tibia 6° Außenrotation	Tibia 6° Innenrotation	Tibia selbstadaptiert
0	Mittelwert	3,74	3,59	3,44
	SD	1,86	1,71	1,15
10	Mittelwert	4,21	4,24	3,92
	SD	1,96	2,3	1,61
20	Mittelwert	3,94	4,05	3,71
	SD	2,09	2,42	2
30	Mittelwert	3,26	3,77	3,23
	SD	2,4	2,48	2,34
40	Mittelwert	2,64	3,4	2,85
	SD	2,6	2,65	2,67
50	Mittelwert	2,25	3,12	2,7
	SD	3	3,05	3,15
60	Mittelwert	1,97	2,92	2,71
	SD	3,24	3,48	3,41
70	Mittelwert	1,81	2,83	2,67
	SD	3,37	3,83	3,54
80	Mittelwert	1,81	2,6	2,48
	SD	3,44	4,08	3,58
90	Mittelwert	1,62	2,19	2,33
	SD	3,3	4,52	3,59

Tabelle 11: Statistische Analyse der Mittelwerte (°) mit Standardabweichung (SD) des frontalen Alignment der Kniegelenke mittels bandspannungsadaptierter Femurkomponentenausrichtung in der Kniebeugung in 10° Intervallen. Dabei bedeuten positive Werte eine Adduktion (Varus), negative Werte hingegen eine Abduktion (Valgus).

Die weitere Analyse der Mittelwerte in zunehmender Flexion zeigt eine zunehmende Reduktion der positiven Werte. (Tab. 11, Abb. 29) Bei 90° Flexion findet sich bei gleichzeitiger Ausrichtung der Tibiakomponente von 6° Außenrotation eine tibiale Adduktion von $1,62^\circ \pm 3,3^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD), bei 6° Innenrotation der Tibia eine

tibiale Adduktion von $2,19^\circ \pm 4,52^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD), bei der selbstadaptierten Implantation der tibialen Komponente zeigt sich eine tibiale Adduktion von $2,33^\circ \pm 3,59^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD). (Tab. 11)

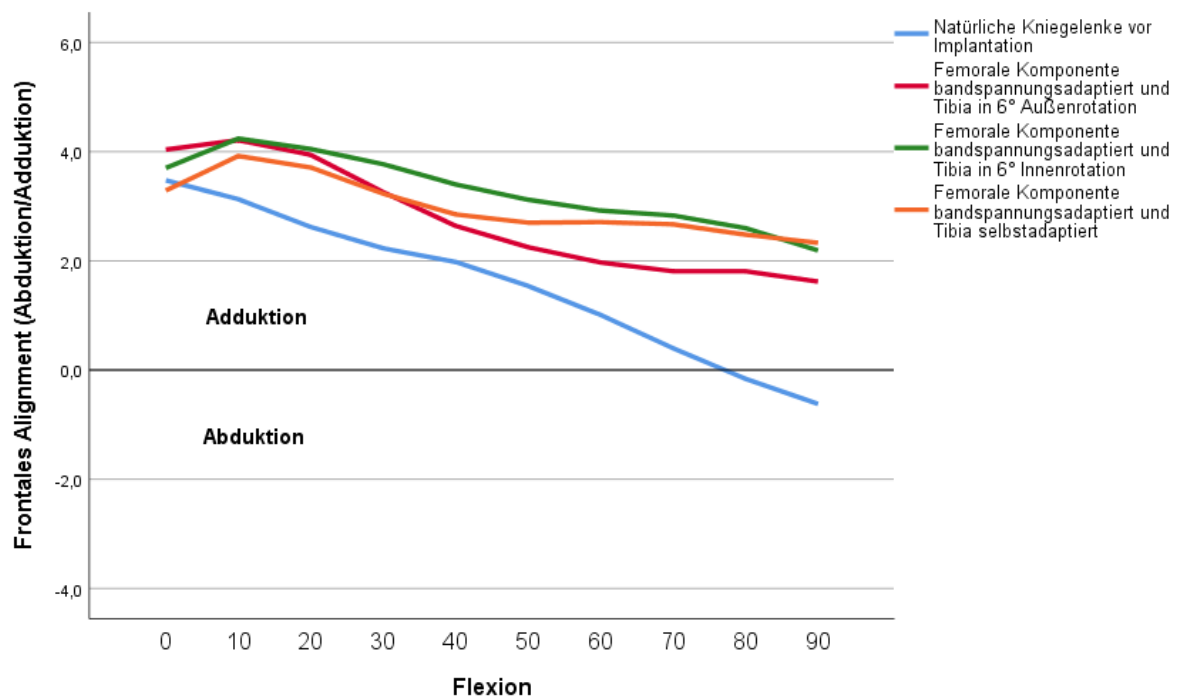


Abbildung 29: Grafische Darstellung der Änderung des frontalen Alignments in Flexion bei bandspannungsadaptierter Implantation der femoralen Komponente in Kombination mit verschiedenen Ausrichtungen der tibialen Komponente, Analyse der Mittelwerte. Die x-Achse zeigt die Werte der Kniebeugung in 10° Intervallen. In der y-Achse sind die Werte des frontalen Alignments in Grad aufgetragen. Dabei bedeuten positive Werte eine Adduktion, negative Werte hingegen eine Abduktion.

Im Vergleich vor und nach Implantation zeigt sich im frontalen Alignment für die bandspannungsadaptiert implantierte femorale Komponente ein signifikanter Unterschied in Kombination mit allen Ausrichtungen der tibialen Komponente in 90° Flexion, bei der Tibia in 6° Innenrotation bereits ab 60° Flexion und bei der selbstadaptierten Implantation der tibialen Komponente ab 70° Flexion. (Tab. 12)

Tibia	6° Außenrotation			6° Innenrotation			selbstadaptiert		
Flexion (°)	Differenz (°)	SD	p-Wert	Differenz (°)	SD	p-Wert	Differenz (°)	SD	p-Wert
0	-0,29	2,55	0,623	-0,29	2,69	0,878	-0,14	2,54	0,959
10	-1,08	2,21	0,059	-1,11	2,70	0,153	-0,79	2,63	0,203
20	-1,32	2,12	0,066	-1,43	2,72	0,103	-1,09	2,77	0,203
30	-1,03	2,09	0,139	-1,54	2,69	0,059	-1,00	2,75	0,241
40	-0,66	1,95	0,285	-1,42	2,49	0,074	-0,87	2,68	0,386
50	-0,71	2,19	0,333	-1,58	2,46	0,074	-1,16	2,71	0,241
60	-0,96	2,49	0,221	-1,91	2,49	0,028	-1,70	2,69	0,093
70	-1,41	2,74	0,173	-2,43	2,77	0,028	-2,27	2,65	0,028
80	-1,97	2,78	0,066	-2,76	2,88	0,019	-2,64	2,43	0,017
90	-2,24	2,85	0,037	-2,81	3,44	0,047	-2,95	2,37	0,011

Tabelle 12: Statistische explorative Analyse der Differenzen des frontalen Alignments vor und nach bandspannungsadaptierter Implantation der femoralen Komponente. Neben den Mittelwerten der Differenzen mit Standardabweichung (SD) werden die statistischen Signifikanzwerte (p-Wert) des Wilcoxon-Tests dargestellt. Die Signifikanzwerte p-Wert $\leq 0,05$ sind fett markiert.

3.4 Femurkomponente in 6° Außenrotation

Die nächste untersuchte Implantationsvariante war die Rotationsausrichtung der femoralen Komponente in 6° Außenrotation. Zu in dieser Weise ausgerichteten femoralen Komponente wurde die Tibia in 6° Außenrotation, 6° Innenrotation zur Akagi-Linie sowie selbstadaptiert eingebracht. Die selbstadaptiert implantierte Tibiakomponente hat sich in meisten Fällen in einer Innenrotation von $9,95^\circ$ Innenrotation $\pm 7,27^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD) zur Akagi-Linie des Tibiakopfes ausgerichtet. (Tab. 13)

Knie	1L	1R	2L	2R	3L	3R	4L	4R	5L	5R	Mittelwert	SD
Tibirotation	-22	-13	-17	-5	3	-6,5	-13	-13	-10	-3	-9,95	7,27

Tabelle 13: Selbstadaptierte Rotationsausrichtung der tibialen Komponente bei gleichzeitiger femoraler Komponentenausrichtung in 6° Außenrotation – es wurde mit Navigationssystem die Differenz (°) zur Akagi-Linie des Tibiakopfes gemessen. Negative Werte zeigen eine Innenrotationsausrichtung, positive Werte hingegen eine Außenrotation.

Die statistische Analyse des frontalen Alignments der Kniegelenke nach der Implantation einer Endoprothese in der o.g. Ausrichtung zeigt eine Beinachse in voller Kniestreckung (0° Flexion) mit einem Mittelwert von $3,66^\circ \pm 1,74^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD) Varusstellung (tibiale Adduktion) bei gleichzeitiger Ausrichtung der tibialen Komponente in 6° Außenrotation, $3,54^\circ \pm 1,86^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD) bei 6° Innenrotation der Tibia und $3,26^\circ \pm 1,09^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD) bei der selbstadaptierten Implantation der tibialen Komponente. (Tab. 14)

Flexion		Tibia 6° Außenrotation	Tibia 6° Innenrotation	Tibia selbstadaptiert
0	Mittelwert	3,66	3,54	3,26
	SD	1,74	1,86	1,09
10	Mittelwert	4,19	4,13	3,73
	SD	1,98	2,36	1,59
20	Mittelwert	3,85	3,78	3,44
	SD	2,11	2,5	2
30	Mittelwert	3,15	3,3	3,07
	SD	2,45	2,83	2,4
40	Mittelwert	2,59	2,91	2,61
	SD	2,66	3,19	2,87
50	Mittelwert	1,99	2,57	2,41
	SD	3,26	3,66	3,45
60	Mittelwert	1,62	2,33	2,34
	SD	3,57	4,15	3,84
70	Mittelwert	1,29	2,21	2,28
	SD	3,84	4,47	4,06
80	Mittelwert	1,19	1,96	2,11
	SD	4,02	4,69	4,13
90	Mittelwert	0,96	1,6	2,02
	SD	3,95	4,98	4,09

Tabelle 14: Statistische Analyse der Mittelwerte (°) mit Standardabweichung (SD) des frontalen Alignment der Kniegelenke mit Rotationsausrichtung der Femurkomponente in 6° Außenrotation in der Kniebeugung in 10° Intervallen. Dabei bedeuten positive Werte eine Adduktion (Varus), negative Werte hingegen eine Abduktion (Valgus).

Die weitere Analyse der Mittelwerte in zunehmender Flexion zeigt eine zunehmende Reduktion der positiven Werte. (Tab. 14, Abb. 30) Bei 90° Flexion findet sich bei gleichzeitiger Ausrichtung der Tibiakomponente von 6° Außenrotation eine tibiale Adduktion von $0,96^\circ \pm 3,95^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD), bei 6° Innenrotation der Tibia eine tibiale Adduktion von $1,60^\circ \pm 4,98^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD), bei der selbstadaptierten Implantation der tibialen Komponente zeigt sich eine tibiale Adduktion von $2,02^\circ \pm 4,09^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD). (Tab. 14)

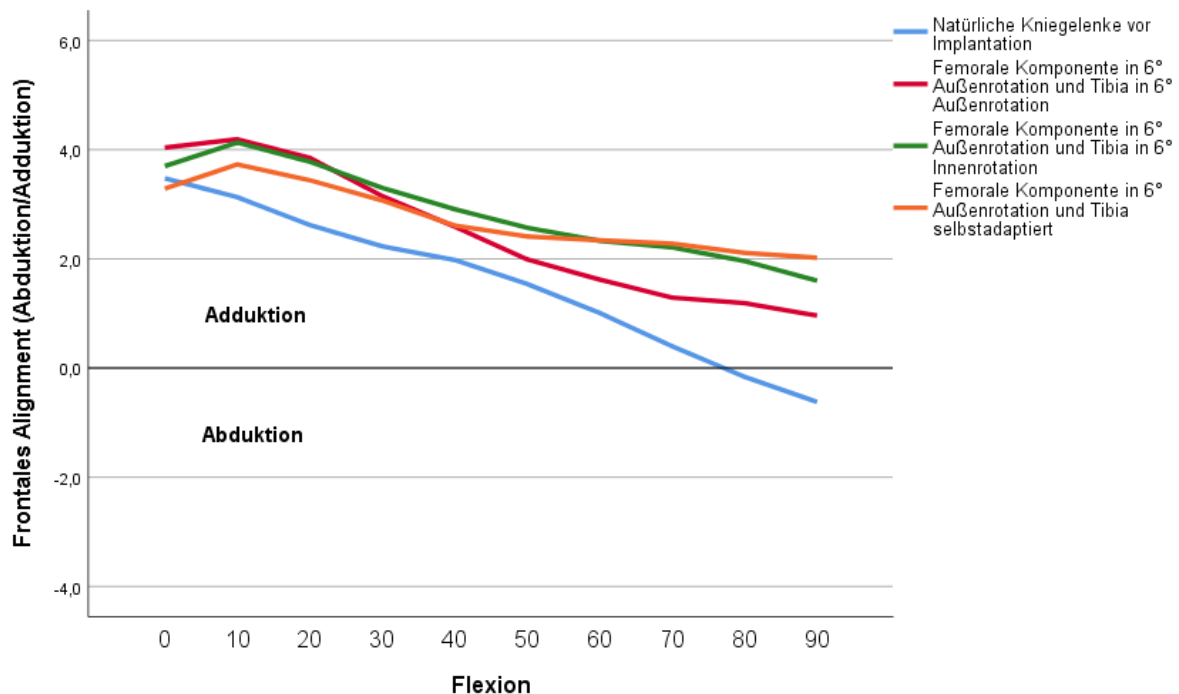


Abbildung 30: Grafische Darstellung der Änderung des frontalen Alignments in Flexion bei der Implantation der femoralen Komponente in 6° Außenrotation in Kombination mit verschiedenen Ausrichtungen der tibialen Komponente, Analyse der Mittelwerte. Die x-Achse zeigt die Werte der Kniebeugung in 10° Intervallen. In der y-Achse sind die Werte des frontalen Alignments in Grad aufgetragen. Dabei bedeuten positive Werte eine Adduktion, negative Werte hingegen eine Abduktion.

Im Vergleich vor und nach Implantation zeigt sich im frontalen Alignment für die in 6° Außenrotation implantierte femorale Komponente ein signifikanter Unterschied in Kombination mit allen Ausrichtungen der tibialen Komponente in 90° Flexion, bei der Tibia in 6° Innenrotation und bei der selbstadaptierten Implantation der tibialen Komponente bereits ab 70° Flexion. (Tab. 15)

Tibia Flexion (°)	6°Außenrotation			6° Innenrotation			selbstadaptiert		
	Differenz (°)	SD	p-Wert	Differenz (°)	SD	p-Wert	Differenz (°)	SD	p-Wert
0	-0,36	2,34	0,342	-0,24	2,82	0,953	0,04	2,46	0,646
10	-1,06	2,20	0,059	-1,00	2,70	0,169	-0,60	2,55	0,285
20	-1,23	2,08	0,066	-1,16	2,63	0,103	-0,82	2,61	0,284
30	-0,92	1,94	0,139	-1,07	2,49	0,074	-0,84	2,63	0,262
40	-0,61	1,87	0,285	-0,93	2,40	0,169	-0,63	2,54	0,444
50	-0,45	2,02	0,507	-1,03	2,30	0,202	-0,87	2,56	0,333
60	-0,61	2,25	0,358	-1,32	2,35	0,114	-1,33	2,52	0,139
70	-0,89	2,31	0,26	-1,81	2,46	0,037	-1,88	2,46	0,028
80	-1,35	2,25	0,103	-2,12	2,41	0,025	-2,27	2,23	0,017
90	-1,58	2,22	0,050	-2,22	2,81	0,059	-2,64	2,10	0,009

Tabelle 15: Statistische explorative Analyse der Differenzen des frontalen Alignments vor und nach Implantation der femoralen Komponente in 6° Außenrotation. Neben den Mittelwerten der Differenzen mit Standardabweichung (SD) werden die statistischen Signifikanzwerte (p-Wert) des Wilcoxon-Tests dargestellt. Die Signifikanzwerte p-Wert ≤0,05 sind fett markiert.

3.5 Femurkomponente in 6° Innenrotation

Weitere untersuchte Implantationsvariante war die Rotationsausrichtung der femoralen Komponente in 6° Innenrotation. Zu in dieser Weise ausgerichteten femoralen Komponente wurde die Tibia in 6° Außenrotation, 6° Innenrotation zur Akagi-Linie sowie selbstadaptiert eingebracht. Die selbstadaptiert implantierte Tibiakomponente hat sich in meisten Fällen in einer Innenrotation von 12,98° Innenrotation $\pm$ 9,58° (Mittelwert $\pm$ SD) zur Akagi-Linie des Tibiakopfes ausgerichtet. (Tab. 16).

Knie	1L	1R	2L	2R	3L	3R	4L	4R	5L	5R	Mittelwert	SD
Tibiarotation	-22,5	-23,1	-5	1,5	-6	-11	-23,1	-23,1	-14,5	-3	-12,98	9,58

Tabelle 16: Selbstadaptierte Rotationsausrichtung der tibialen Komponente bei gleichzeitiger femoraler Komponentenausrichtung in 6° Innenrotation – es wurde mit Navigationssystem die Differenz (°) zur Akagi-Linie des Tibiakopfes gemessen. Negative Werte zeigen eine Innenrotationsausrichtung, positive Werte hingegen eine Außenrotation.

Die statistische Analyse des frontalen Alignments der Kniegelenke nach der Implantation der femoralen Komponente in 6° Innenrotation zeigt eine Beinachse in voller Kniestreckung (0° Flexion) mit einem Mittelwert von $5,03^\circ \pm 2,47^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD) Varusstellung (tibiale Adduktion) bei gleichzeitiger Ausrichtung der tibialen Komponente in 6° Außenrotation, $5,09^\circ \pm 2,15^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD) bei 6° Innenrotation der Tibia und $4,68^\circ \pm 1,77^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD) bei der selbstadaptierten Implantation der tibialen Komponente. (Tab. 17)

Flexion		Tibia 6° Außenrotation	Tibia 6° Innenrotation	Tibia selbstadaptiert
0	Mittelwert	5,03	5,09	4,68
	SD	2,47	2,15	1,77
10	Mittelwert	4,45	4,81	3,84
	SD	2,45	2,32	2,29
20	Mittelwert	3,19	3,56	2,05
	SD	2,55	2,18	2,09
30	Mittelwert	1,79	2,24	0,6
	SD	2,46	2,34	2,14
40	Mittelwert	0,61	1,2	-0,37
	SD	2,63	2,8	2,69
50	Mittelwert	-0,34	0,25	-1,06
	SD	3,13	3,62	3,5
60	Mittelwert	-1,22	-0,42	-1,45
	SD	3,75	4,41	4
70	Mittelwert	-2,11	-1,03	-1,96
	SD	4,46	5,01	4,58
80	Mittelwert	-3,06	-1,95	-2,62
	SD	5,14	5,29	5,14
90	Mittelwert	-3,97	-2,88	-3,53
	SD	5,75	5,51	5,56

Tabelle 17: Statistische Analyse der Mittelwerte (°) mit Standardabweichung (SD) des frontalen Alignment der Kniegelenke mit der Rotationsausrichtung der Femurkomponente in 6° Innenrotation in der Kniebeugung in 10° Intervallen. Dabei bedeuten positive Werte eine Adduktion (Varus), negative Werte hingegen eine Abduktion (Valgus).

Die weitere Analyse der Mittelwerte in zunehmender Flexion zeigt eine zunehmende Reduktion der Mittelwerte, somit auch eine zunehmende Abduktion. (Tab. 17, Abb. 31). Bei allen drei Implantationsvarianten mit 6° Innenrotation der femoralen Komponente zeigen sich in endgradiger Flexion negative Werte, d. h. eine tibiale Abduktion: bei gleichzeitiger Ausrichtung der Tibiakomponente von 6° Außenrotation eine tibiale Abduktion von $-3,97^\circ \pm 5,75^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD), bei 6° Innenrotation der Tibia eine tibiale Abduktion von $-2,88^\circ \pm 5,51^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD), bei der selbstadaptierten Implantation der tibialen Komponente zeigt sich eine tibiale Abduktion von $-3,53^\circ \pm 5,56^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD). (Tab. 17)

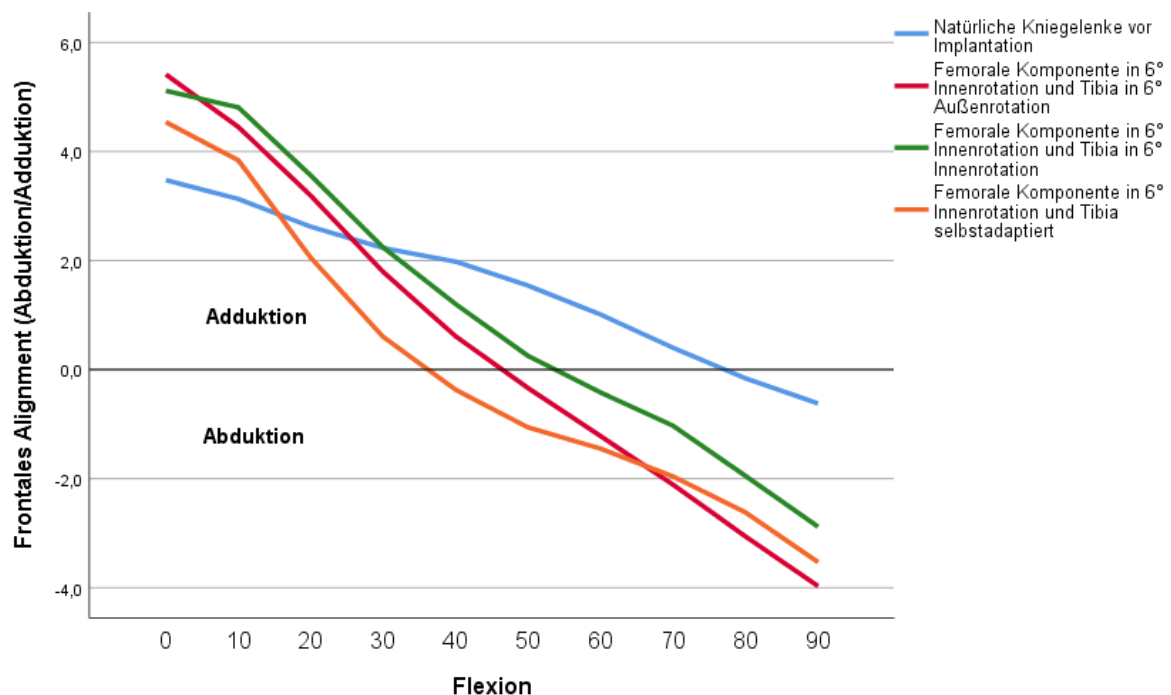


Abbildung 31: Grafische Darstellung der Änderung des frontalen Alignments in Flexion bei der Implantation der femoralen Komponente in 6° Innenrotation in Kombination mit verschiedenen Ausrichtungen der tibialen Komponente, Analyse der Mittelwerte. Die x-Achse zeigt die Werte der Kniebeugung in 10° Intervallen. In der y-Achse sind die Werte des frontalen Alignments in Grad aufgetragen. Dabei bedeuten positive Werte eine Adduktion, negative Werte hingegen eine Abduktion.

Im Vergleich vor und nach Implantation zeigt sich im frontalen Alignment für die femorale Komponente in 6° Innenrotation ein signifikanter Unterschied in Kombination mit der tibialen Komponente in 6° Außenrotation und zwar bereits ab 40° Flexion.

Bei gleichzeitiger 6° Innenrotation der Tibia zeigen sich keine signifikanten Unterschiede zum natürlichem frontalen Alignment vor Implantation.

Bei der selbstadaptierten Implantation der tibialen Komponente zeigt sich im frontalen Alignment ein signifikanter Unterschied in 40° und 50° Flexion. Die Unterschiede in der tieferen Flexion sind nicht signifikant. (Tab. 18)

Tibia	6°Außenrotation			6° Innenrotation			selbstadaptiert		
Flexion (°)	Differenz (°)	SD	p-Wert	Differenz (°)	SD	p-Wert	Differenz (°)	SD	p-Wert
0	-1,73	2,50	0,047	-1,79	2,74	0,074	-1,38	2,26	0,103
10	-1,32	2,13	0,074	-1,68	2,33	0,053	-0,71	2,03	0,203
20	-0,57	1,88	0,314	-0,94	1,84	0,173	0,57	2,27	0,553
30	0,44	1,70	0,507	-0,01	1,74	0,812	1,63	2,36	0,093
40	1,37	1,55	0,028	0,78	1,76	0,241	2,35	2,31	0,005
50	1,88	1,72	0,012	1,29	2,31	0,126	2,60	2,52	0,008
60	2,23	2,23	0,014	1,43	2,99	0,153	2,46	2,92	0,059
70	2,51	2,63	0,019	1,43	3,54	0,241	2,36	3,53	0,093
80	2,90	2,98	0,022	1,79	3,58	0,169	2,46	4,01	0,092
90	3,35	3,57	0,019	2,26	3,84	0,093	2,91	4,41	0,074

Tabelle 18: Statistische explorative Analyse der Differenzen des frontalen Alignments vor und nach Implantation der femoralen Komponente in 6° Innenrotation. Neben den Mittelwerten der Differenzen mit Standardabweichung (SD) werden die statistischen Signifikanzwerte (p-Wert) des Wilcoxon-Tests dargestellt. Die Signifikanzwerte p-Wert $\leq 0,05$ sind fett markiert.

3.6 Femurkomponente in 3° Außenrotation

Zuletzt wurde die Implantationsvariante mit Rotationsausrichtung der femoralen Komponente in 3° Außenrotation untersucht. Zu in dieser Weise ausgerichteten femoralen Komponente wurde die Tibia in 6° Außenrotation, 6° Innenrotation zur Akagi-Linie sowie selbstadaptiert eingebracht. Die selbstadaptiert implantierte Tibiakomponente hat sich in meisten Fällen in einer Innenrotation von $10,65^\circ \pm 9^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD) zur Akagi-Linie des Tibiakopfes ausgerichtet.

(Tab. 20)

Knie	1L	1R	2L	2R	3L	3R	4L	4R	5L	5R	Mittelwert	SD
Tibiarotation	-18	-21	-1,5	-3	-1	-4	-21	-21	-13,5	-2,5	-10,65	9

Tabelle 20: Selbstadaptierte Rotationsausrichtung der tibialen Komponente bei gleichzeitiger 3° Außenrotation der femoralen Komponente - es wurde mit Navigationssystem die Differenz (°) zur Akagi-Linie des Tibiakopfes gemessen. Negative Werte zeigen eine Innenrotationsausrichtung, positive Werte hingegen eine Außenrotation.

Die statistische Analyse des frontalen Alignments der Kniegelenke nach der Implantation einer Endoprothese in den o.g. Ausrichtungsvarianten zeigt eine Beinachse in voller Kniestreckung (0° Flexion) mit einem Mittelwert von $3,34^\circ \pm 2,52^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD) Varusstellung (tibiale Adduktion) bei gleichzeitiger Ausrichtung der tibialen Komponente in 6° Außenrotation, $4,06 \pm 2,04^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD) bei 6° Innenrotation der Tibia und $3,52^\circ \pm 2,42^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD) bei der selbstadaptierten Implantation der tibialen Komponente. (Tab. 21)

Flexion		Tibia 6° Außenrotation	Tibia 6° Innenrotation	Tibia selbstadaptiert
0	Mittelwert	3,34	4,06	3,52
	SD	2,52	2,04	2,42
10	Mittelwert	3,53	4,3	3,72
	SD	2,88	2,38	2,74
20	Mittelwert	2,79	3,42	2,88
	SD	2,87	2,37	2,97
30	Mittelwert	2,28	2,58	2,13
	SD	3,06	2,75	3,37
40	Mittelwert	1,74	1,99	1,34
	SD	3,29	3,14	3,73
50	Mittelwert	1,18	1,31	0,88
	SD	3,73	3,6	3,93
60	Mittelwert	0,72	0,59	0,35
	SD	3,99	3,91	4,19
70	Mittelwert	0,45	0	0,03
	SD	4,16	4,04	4,36
80	Mittelwert	-0,12	-0,51	-0,24
	SD	4,18	4,26	4,55
90	Mittelwert	-0,52	-0,83	-0,48
	SD	4,36	4,45	4,55

Tabelle 21: Statistische Analyse der Mittelwerte (°) mit Standardabweichung (SD) des frontalen Alignment der Kniegelenke mit der Rotationsausrichtung der Femurkomponente in 3° Außenrotation bei Kniebeugung in 10° Intervallen. Dabei bedeuten positive Werte eine Adduktion (Varus), negative Werte hingegen eine Abduktion (Valgus).

Die weitere Analyse der Mittelwerte in zunehmender Flexion zeigt eine zunehmende Reduktion der Mittelwerte, somit eine zunehmende Abduktion. (Tab. 9, Abb. 28). Bei 90° Flexion fand sich ein Mittelwert von $-0,52^\circ \pm 4,36^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD) bei gleichzeitiger Ausrichtung der tibialen Komponente in 6° Außenrotation, $-0,83^\circ \pm 4,45^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD) bei 6° Innenrotation der Tibia und $-0,48^\circ \pm 4,55^\circ$ (Mittelwert $\pm$ SD) bei der selbstadaptierten Implantation der tibialen Komponente. (Tab. 21, Abb. 32)

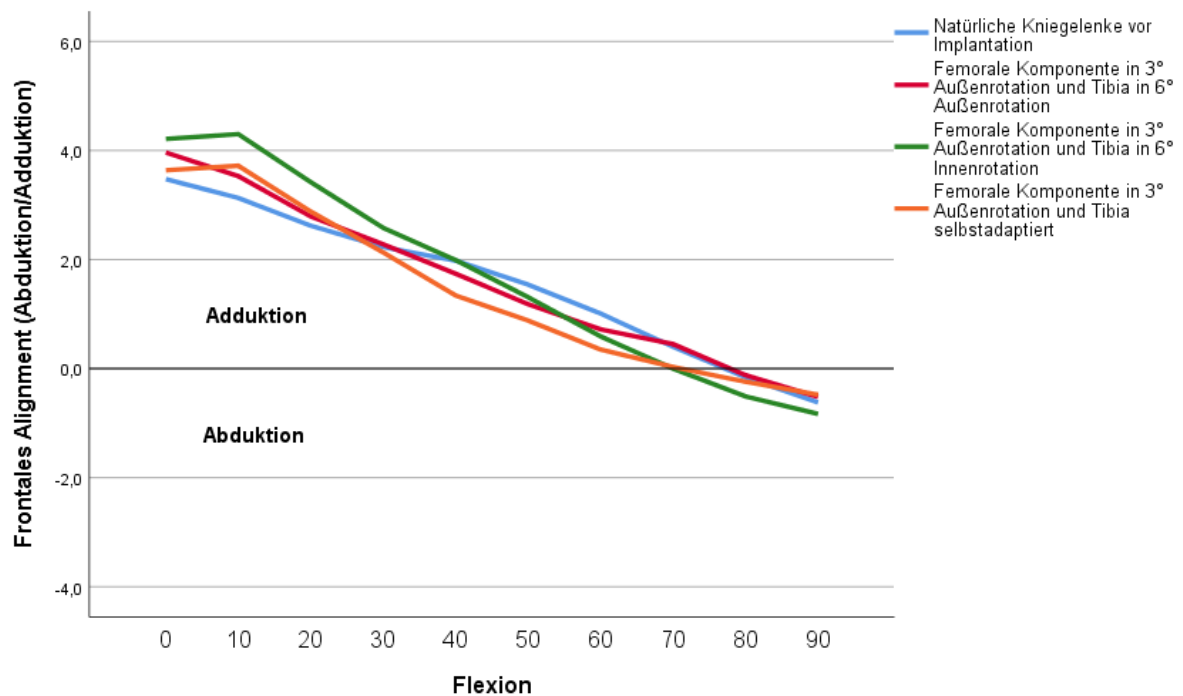


Abbildung 32: Grafische Darstellung der Änderung des frontalen Alignments in Flexion bei Implantation der femoralen Komponente in 3° Außenrotation in Kombination mit verschiedenen Ausrichtungen der tibialen Komponente, Analyse der Mittelwerte. Die x-Achse zeigt die Werte der Kniebeugung in 10° Intervallen. In der y-Achse sind die Werte des frontalen Alignments in Grad aufgetragen. Dabei bedeuten positive Werte eine Adduktion, negative Werte hingegen eine Abduktion.

Bei 3° Außenrotation der femoralen Komponente zeigt sich bei allen Ausrichtungen der tibialen Komponente keine statistisch signifikante Veränderungen des frontalen Alignments im Vergleich zu den gesunden Kniegelenken vor Implantation. (Tab. 22)

Flexion (°)	Differenz (°)	SD	p-Wert	Differenz (°)	SD	p-Wert	Differenz (°)	SD	p-Wert
0	-0,04	1,73	0,721	-0,76	1,67	0,169	-0,22	1,46	0,169
10	-0,40	1,34	0,241	-1,17	1,54	0,052	-0,59	1,65	0,169
20	-0,17	1,43	0,441	-0,80	1,45	0,074	-0,26	1,86	0,575
30	-0,05	1,51	0,610	-0,35	1,45	0,284	0,10	1,90	0,683
40	0,24	1,33	0,683	-0,01	1,43	0,507	0,64	1,82	0,477
50	0,36	1,40	0,553	0,23	1,68	0,959	0,66	1,85	0,332
60	0,29	1,75	0,878	0,42	2,00	0,678	0,66	1,89	0,404
70	-0,05	2,16	0,760	0,40	2,31	0,574	0,37	2,09	1,000
80	-0,04	2,44	0,799	0,35	2,71	0,953	0,08	2,28	0,635
90	-0,10	2,88	0,799	0,21	3,07	0,759	-0,14	2,49	0,575

Tabelle 22: Statistische explorative Analyse der Differenzen des frontalen Alignments vor und nach Implantation der femoralen Komponente in 3° Außenrotation. Neben den Mittelwerten der Differenzen mit Standardabweichung (SD) werden die statistischen Signifikanzwerte (p-Wert) des Wilcoxon-Tests dargestellt.

4. Diskussion

4.1 Interpretation eigener Studienergebnisse

Die durchgeführte Rotationsanalyse vor der Implantation der Kniegelenksendprothese zeigt, dass die Mittelwerte der Rotationsausrichtung des Femurs (femorale Antetorsionswinkel) sowie der Tibia (tibialer Torsionswinkel) der für diese Studie ausgewählten Kniegelenke im Normbereich liegen.

Das Hauptergebnis der vorliegenden Arbeit ist, dass die Rotationsausrichtung der Komponenten die frontale Beinachse in Beugung beeinflusst. Entscheidend ist die Rotation der Femurkomponente. Signifikante Unterschiede zum natürlichen frontalen Alignment konnten bei der bandspannungsadaptierten Rotationsausrichtung des

Femurs sowie bei 6° Außen- und 6° Innenrotation der Femurkomponente beobachtet werden.

Die analysierten natürlichen Kniegelenke vor der Implantation weisen mit zunehmender Flexion eine zunehmende Abduktion auf. (Abb. 24). Dies entspricht auch der bereits diskutierten natürlichen Kinematik.

Bei **6° femoraler Komponentenaußenrotation** kam es unabhängig von der tibialen Komponentenausrichtung zur Veränderung des frontalen Alignment bei Beugung: Im Vergleich zu der frontalen Ausrichtung vor der Implantation kam es zwar zu einer diskreten Reduktion der positiven Werte, aber die frontale Ausrichtung weist in zunehmender Flexion doch eine signifikant vermehrte tibiale Adduktionsstellung auf. Damit konnte für die femorale Komponentenrotation mit 6° Außenrotation die initiale Hypothese dieser Arbeit bestätigt werden.

Sehr ähnliche Ergebnisse wie bei 6° Außenrotation der femoralen Komponente können wir bei der initialen Implantation, d.h. bei **bandspannungsadaptierter Rotationsausrichtung der femoralen Komponente**, beobachten. Hierbei wurde die Rotationsausrichtung der femoralen Komponente durch das Navigationssystem im Rahmen der Planung zur Rekonstruktion der balancierten Beugespalten vorgegeben. Im Falle der in dieser Studie untersuchten Kadaverpräparaten mit physiologischen anatomischen Verhältnissen lag die vom Navigationssystem empfohlene Rotationsausrichtung in Bezug zur posterioren Kondylenlinie bei einem Mittelwert von $6,8^\circ \pm 2,8^\circ$ Außenrotation (Mittelwert $\pm$ SD). Dies ähnelte damit der Komponentenausrichtung in der Gruppe der 6° Außenrotationsausrichtung. Konkret war die Außenrotationsausrichtung bei 9 Kadaverpräparaten im Intervall zwischen 5° und 10,5° Außenrotation und nur bei einem Kniegelenk lag die bandspannungsadaptierte Rotationsausrichtung bei 0°, d. h. parallel zu der posterioren Kondylenlinie. Die Ergebnisse entsprechen insgesamt denen der bereits oben diskutierten Ausrichtung der femoralen Komponente von 6° Außenrotation: Die Änderung des frontalen Alignments im Sinne einer signifikant vermehrten Adduktion in Flexion war in 90° Flexion bei allen Implantationsvarianten der tibialen Komponente, Diese Ergebnisse bestätigen damit die initiale Hypothese dieser Arbeit.

Anders war es bei den Implantationsvarianten mit Ausrichtung der femoralen Komponente in **6° Innenrotation**. Nach der initialen Hypothese wurde eine Auswirkung der 6° Innenrotation in Richtung Abduktion in der frontalen Achse erwartet. Bei gleichzeitiger 6° Außenrotation der tibialen Komponente konnte die initiale Hypothese mit statistisch signifikanten Unterschieden zum natürlichen Alignment in der Flexion bestätigt werden. Bei den Rotationsausrichtungen der tibialen Komponente in 6° Innenrotation sowie selbstadaptierter Tibiakomponentenausrichtung konnten keine signifikanten Unterschiede beobachtet werden. Jedoch zeigt sich in der graphischen Mittelwert-Darstellung (Abb. 33) eine klare Tendenz einer Abduktion bei Knieflexion. Die fehlende statistische Signifikanz lässt sich durch sehr große Wertestreuung mit Ausreißern bei einzelnen Kniegelenke erklären, siehe Box-Plot Diagramm. (Abb. 33)

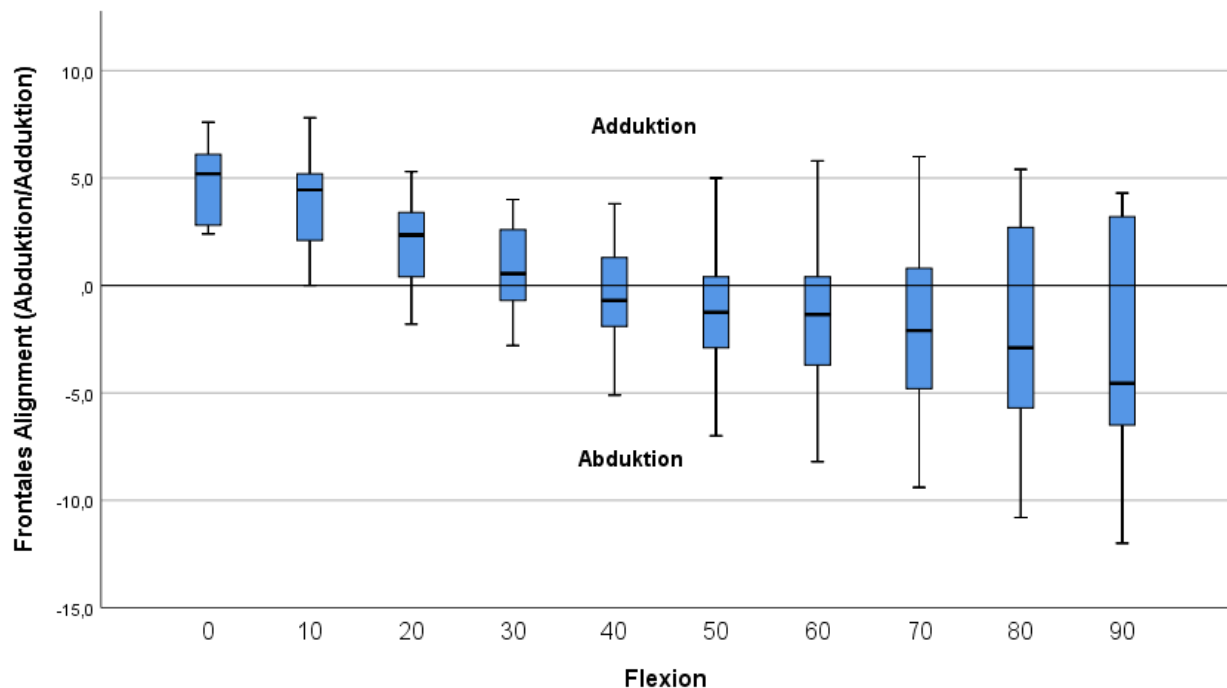


Abbildung 33: Grafische Darstellung (Boxplot) der Werteverteilung der Implantationsvariante 6° femoraler Innenrotation und selbstadaptierter Tibia. Die Werte werden in 4 Abschnitten unterteilt, jeder Abschnitt enthält 25% der Daten. Die blaue Box stellt die mittleren 50% der Werte dar, der fett markierte Horizontalstrich dann den Median. Die Antennen stellen dann die äußeren 50% mit extremen Ausreißern dar.

Die große Wertestreuung der Ergebnisse bei 6° Innenrotation der femoralen Komponente lässt sich durch das suboptimale ligamentäre Balancing des Gelenkes erklären. Die Spannung des Kapselbandapparates ist bei gesunden physiologischen Kniegelenken auf die Morphologie des distalen Femurs und der proximalen Tibia angepasst wodurch eine optimale Stabilität des Gelenkes sowohl in Extension als auch in Flexion gewährleistet werden kann. Das optimale ligamentäre Balancing ist auch eines der Hauptziele der Knieendoprothetik. Eine 6° Innenrotation der tibialen sowie der femoralen Komponente weicht von der optimalen Rotationsausrichtung stark ab und die Komponenten lassen sich bereits während der Implantation in dieser Position aufgrund der hohen Bandspannung nur erschwert einbringen. Die Kinematik bei 6° Innenrotationsausrichtung der Komponenten ist durch bandspannungsbedingten Subluxationen der Komponenten während der Flexion gestört. Dadurch entstehen extreme Ausreißer der Werte. Dies gilt besonders bei einer gleichzeitiger 6° Innenrotation der Tibia. (Abb. 34)

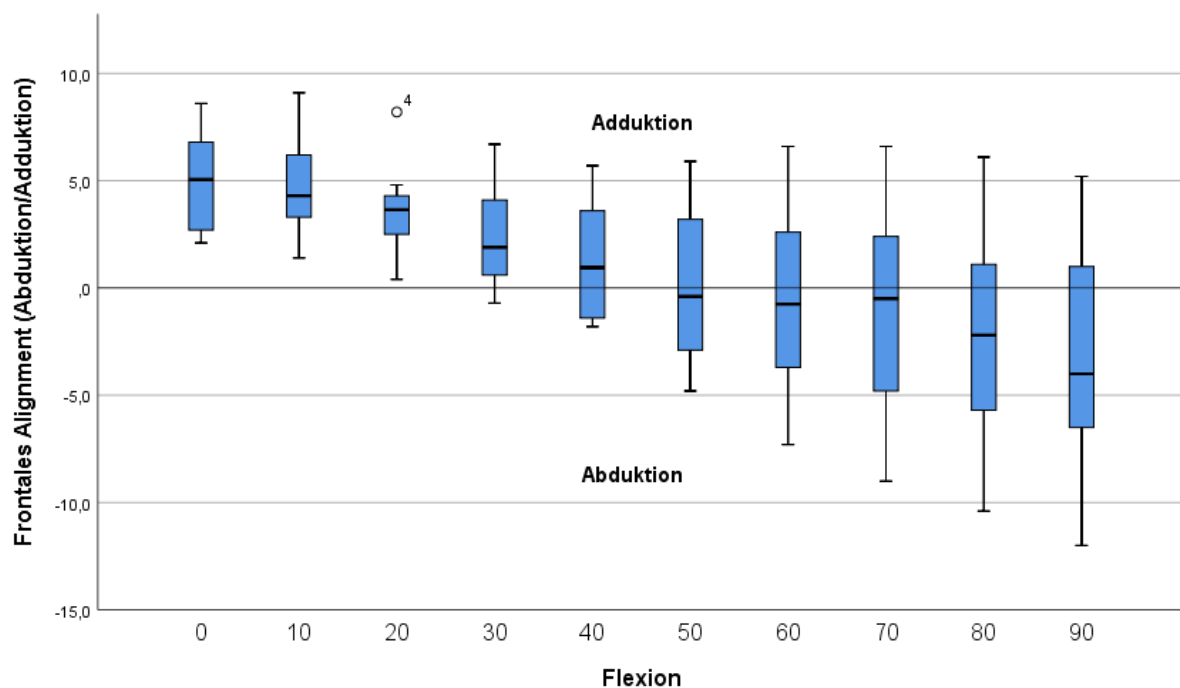


Abbildung 34: Grafische Darstellung (Boxplot) der Werteverteilung der Implantationsvariante 6° Innenrotation femoral und 6° Innenrotation tibial. Die Werte werden in 4 Abschnitten unterteilt, jeder Abschnitt enthält 25% der Daten. Die blaue Box stellt die mittleren 50% der Werte dar, der fett markierte Horizontalstrich dann den Median. Die Antennen stellen dann die äußeren 50% mit extremen Ausreißern dar.

Bei der geringen Anzahl der untersuchten Gelenke (N=10) haben diese Ausreißer eine relevante statistische Bedeutung.

Trotz fehlender Signifikanz zeigt sich aber eine klare Tendenz, dass sich das frontale Alignment in der Knieflexion bei der 6° Innenrotationsausrichtung der femoralen Komponente auch bei der gleichzeitiger Rotationsausrichtung der tibialen Komponente in 6° Innenrotation oder selbstadaptierter Tibiakomponente ändert: Es zeigt sich in zunehmender Knieflexion eine zunehmende Abduktion. Dies entspricht der initialen Vorstellung unserer Hypothese.

In der Gruppe in der die Femurkomponenten in 3° Außenrotation eingebracht wurden hat sich die Kniekinematik in der frontalen Ebene graphisch nicht wesentlich geändert. Dies gilt für sämtliche tibiale Ausrichtungskombinationen.

Bei 3° Außenrotation der femoralen Komponente lässt sich somit kein relevanter Einfluss auf das frontale Alignment zeigen. Damit wird in dieser Gruppe die initiale Hypothese abgelehnt.

Zusammengefasst wurde in der vorliegenden Studie der Einfluss der Rotation der femoralen Komponente (bei 6° Außen- und 6° Innenrotation) auf das frontale Alignment gezeigt. Hingegen ist eine femorale Komponentenaußenrotation von 3° für das frontale Alignment irrelevant.

Dies gilt jedoch nur für die mechanische Ausrichtung der Komponenten mit orthogonaler Rekonstruktion der Gelenklinie. Im Rahmen dieser Arbeit erfolgten die tibiale und femorale Resektionen und somit auch die Rekonstruktion der Gelenklinie senkrecht zur mechanischen Achse von Femur und Tibia. Es bleibt unklar, ob die Auswirkung der Rotationsausrichtung der femoralen Komponente auf das frontale Alignment in Flexion bei unterschiedlicher Neigung der Gelenklinie anders ist, wie z.B. bei der anatomischen Ausrichtungstechnik. Wie bereits in dieser Arbeit diskutiert wurde, stellt die anatomische Ausrichtungstechnik, mit einer Gelenklinie die von lateral nach medial 3° abfällt, eine Alternative zu der mechanischen Technik dar. Nach dem Grundprinzip eines Scharniergelenkes sollte auch im Falle einer anatomisch ausgerichteten Gelenklinie die Rotationsausrichtung der femoralen Komponente (analog zu den Ergebnissen dieser Arbeit) das frontale Alignment in

Kniebeugung beeinflussen. Dies muss allerdings in weiteren Studien untersucht werden.

4.2 Klinische Relevanz der Differenzen des frontalen Alignments

Im Mittelpunkt dieser Arbeit steht die Komponentenrotation einer bikondylären Knieendoprothese und deren Einfluss auf das frontale Alignment. Die Empfehlungen für die Rotationsausrichtung der femoralen Komponente divergieren in der Literatur wobei eine Außenrotation bis hin zu neutraler Ausrichtung in Bezug zur transepikondylären Achse empfohlen wird.

Besonders bei den neu etablierten patientenindividuellen Ausrichtungstechniken (bandspannungsadaptierte und kinematische Ausrichtungstechnik) kann es zu größeren Abweichungen der Rotationsausrichtung der femoralen sowie der tibialen Komponente kommen. (149) Bei der kinematischen Ausrichtung wird die Femurkomponente im Durchschnitt tendenziell in einer stärkeren Innenrotation in Bezug zur transepikondylären Linie implantiert. (35,126,127)

Die vorliegenden Daten dieser Studie zeigen eine Veränderung des frontalen Alignments in 90° Flexion bei der femoralen Ausrichtung in 6 ° Außenrotation und 6° Innenrotation. In der klinischen Praxis hat eine 90° Flexionsstellung des Kniegelenkes nur eine Bedeutung in Kombination mit einer höhergradigen Flexion (> 80-90°) des Hüftgelenkes (Sitzen, Hockstellung). Die hypothetische Vorstellung ist, dass es beim Sitzen (Kniegelenk und Hüftgelenk 90° gebeugt) zu einer Rotation kommen könnte: eine Adduktion des Kniegelenkes könnte eine Innen- eine Abduktion hingegen eine Außenrotation im Hüftgelenk verursachen (Abb. 32). Ursächlich dafür ist insbesondere die gelenkübergreifende Muskulatur des Kniegelenkes und des Hüftgelenkes. Die zentrale Rolle hierfür könnte der Musculus quadrizeps femoris mit der die beiden Gelenke übergreifenden Komponente (Musculus rectus femoris) spielen.

Beim Übergang vom Sitzen zum Stehen kann eine solche Ad- oder Abduktionsstellung über eine Rotation des Hüftgelenkes kompensiert werden: nur so kann eine notwendige streng vertikale Ausrichtung des Unterschenkels und

Sprunggelenkes erzielt werden. Das flektierte Kniegelenk mit Abduktionsstellung benötigt eine kompensatorische Adduktion und Außenrotation des Hüftgelenkes, das flektierte Kniegelenk mit Adduktionsstellung benötigt eine kompensatorische Abduktion und Innenrotation des Hüftgelenkes.

Eine in dieser Arbeit bereits zitierte Kadaverstudie von Merican et al. hat den Einfluss einer vermehrten femoralen Komponentenrotation in der Knieflexion auf eine zunehmende Adduktion bzw. Abduktion der der Tibia beobachtet. Diese kinematische Analyse wurde jedoch auf einem isolierten Kniegelenk untersucht, ohne Analyse der Ausrichtung der ganzen unteren Extremität. (134)

4.2.1 Einfluss des frontalen Knie Alignments auf die Hüftkinematik - Literaturrecherche

Ein Zusammenhang zwischen Knie und Hüftkinematik besonders in dem Entstehungsprozess der Gonarthrose und Coxarthrose wurde bereits gezeigt. (150) Die Entwicklung einer Fehlstellung am Kniegelenk führt auch zu Veränderungen von Bewegungen am Hüftgelenk. Genauso wurde bereits gezeigt, dass die mediale und laterale Gonarthrose unterschiedliche Ursprünge haben können (150,151). Eine mögliche Ätiologie für eine schnellere Progression von jeder Art von Gonarthrosen können verschiedene Abweichungen in der Hüftanatomie sein: femorales Offset, Anatomie der Hüftpfanne z.B. bei Dysplasie und Beckenbreite. (152)

Essentiell ist der Einfluss der pathologischen Kniekinematik auf die Hüftkinematik. Es wurden bereits einige kinematische Arbeiten publiziert, die den Einfluss der Kniefehlstellungen auf die Hüftkinematik analysieren:

Bei einer Valgusfehlstellung des Kniegelenkes wurde in Flexion, im Vergleich zu Kniegelenken mit physiologischer Beinachse, eine vermehrte Abduktion und eine reduzierte Hüftflexion beobachtet. Während des Ganges und der eingliedrigen Falllandung zeigten sie eine erhöhte Knieaußenrotation (153).

Eine weitere Arbeit vergleicht die Hüftkinematik bei einer medialen und einer lateralen Gonarthrose. (154) Eine Genu-valgus-Ausrichtung ist häufig mit einer Hüftadduktion und gleichzeitiger Fußversion assoziiert. (155) Eine Varusstellung ist jedoch mit verminderter Hüftadduktion und erhöhter Rückfußinversion verbunden. (155)

Mündermann et al. beobachteten eine ähnliche Reduktion der Hüftabduktion bei Menschen mit schwerer medialer Gonarthrose im Vergleich zur Kontrollgruppe. Sie fanden jedoch keinen Unterschied zwischen Probanden mit einer leichten medialen Gonarthrose und der Kontrollgruppe. (152)

Nach diesen Erkenntnissen können wir die hypothetische Vorstellung des Einflusses der Knieabduktion in der frontalen Ebene bei gestrecktem Kniegelenk nachverfolgen: die Knieabduktion führt zu Hüftadduktion und die Knieadduktion zur Hüftabduktion.

Weidow et al. haben in der Ganganalyse Patienten mit isolierter medialer sowie isolierter lateraler Gonarthrose mit einer Kontrollgruppe verglichen. Sie stellten fest, dass Probanden mit einer medialen Gonarthrose im Vergleich zu Probanden mit einer lateralen Gonarthrose während des Ganges eine vermehrte Außenrotation des Hüftgelenkes aufwiesen. (156) Somit führt eine Varusstellung (Adduktion) des Kniegelenkes in Knieextension zu einer vermehrten Hüftaußenrotation.

Hinsichtlich des Einflusses des frontalen Alignment auf die Hüftrotation, besonders im Sitzen, liegen nach Kenntnissen des Autors noch keine Daten vor.

4.2.2 Klinische Konsequenzen des frontalen Malalignments

Bei der sit-to-stand Bewegung könnte oder hypothetisch muss sogar eine frontale Ausrichtung in Abduktions- oder Adduktionsstellung in Beugung nur mit einer Rotation des Hüftgelenkes kompensiert werden: nur so kann eine notwendige streng vertikale Ausrichtung des Unterschenkels und Sprunggelenkes erzielt werden. Diese Hypothese lässt sich folgenderweise interpretieren: das flektierte Kniegelenk mit Abduktionsstellung benötigt eine kompensatorische tibiale Adduktion bzw. femorale Außenrotation mit direkter Auswirkung im Hüftgelenk. Hingegen das flektierte Kniegelenk mit Adduktionsstellung benötigt eine kompensatorische tibiale Abduktion bzw. femorale Innenrotation.

Prinzipiell kann sich diese Auswirkung im Hüftgelenk in zwei verschiedenen klinischen Konsequenzen äußern: einerseits in einer muskulären Dysbalance und Überlastung einiger hüftgelenksnaher Muskelgruppen andererseits in einer Impingementproblematik bei bereits eingeschränkter Rotation.

Hollmann et al. haben Zusammenhänge zwischen Hüftmuskelfunktionsstörungen mit einem bestehendem Knievalgus untersucht. Befunde zeigten, dass eine erhöhte Innenrotation und Adduktion des Hüftgelenkes sowie eine verminderte Anspannung des Musculus gluteus maximus jeweils mit einem erhöhten Knievalgus korrelierten. (157)

Die zweite wichtige mögliche Konsequenz ist das femoroazetabuläre Impingement bei vermehrter kompensatorischen Hüftrotation. (Abb. 35)

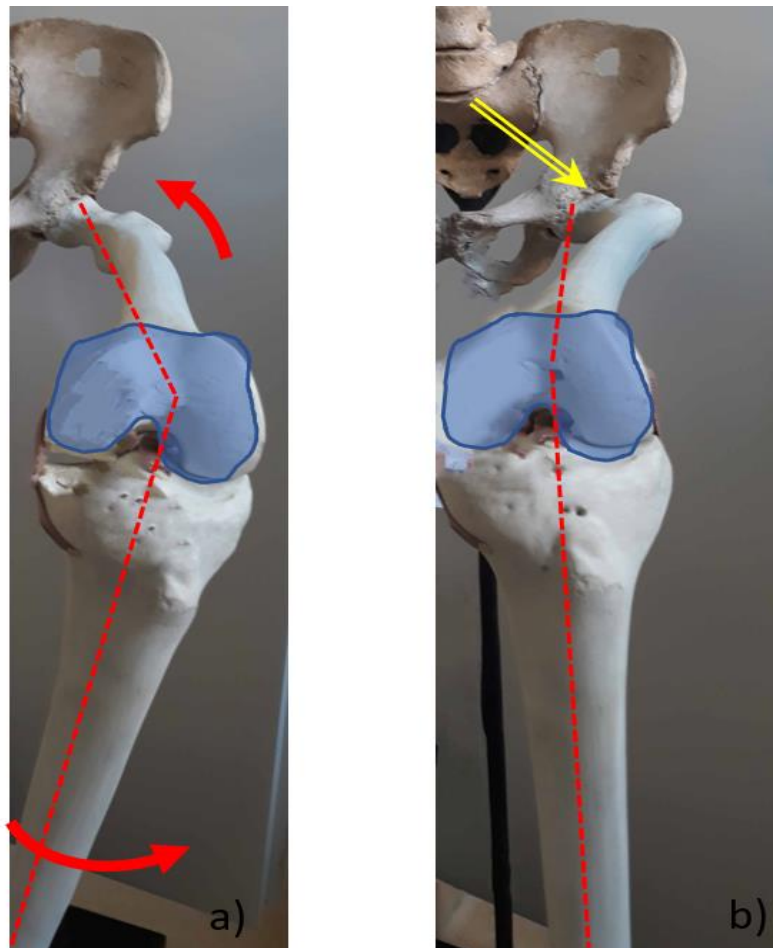


Abbildung 35: Darstellung der möglichen Auswirkung der vermehrten Außenrotationsausrichtung der femoralen Komponente: (a) tibiale Adduktion in 90° Flexion führt zu einer kompensatorischen Adduktion und Innenrotation im Hüftgelenk (b) mit möglichem femoroazetabulärem Impingement des Hüftgelenkes (gelber Pfeil).

Bei Patienten mit fortgeschrittener Hüftgelenksarthrose ist die Innenrotation häufig deutlich reduziert und der Innenrotationsschmerz stellt eine wichtige Schmerzkomponente des gesamten Krankheitsbildes dar.

Die wichtige Rolle des femoroazetabulären Impingement in der Arthroseentstehung ist hinreichend bekannt. (158)

Das reduzierte Ausmaß der Rotationsbewegungen des Hüftgelenkes korreliert mit steigendem Alter und BMI des Menschen. (159)

Die eingeschränkte Rotation, insbesondere der Außenrotation des Hüftgelenkes, ist eine wichtige Determinante der Behinderung bei Patienten mit Coxarthrose (160).

Aber auch bei asymptomatischen Personen mit radiologisch nachgewiesener leichter bis mittelschwerer Hüftarthrose zeigt sich eine veränderte Gangbiomechanik und reduzierte Rotation des Hüftgelenkes. (161)

4.3 Limitationen der Studie

Die vorliegende Studie hat mehrere Einschränkungen: Alle Untersuchungen wurden an Kadaverpräparaten durchgeführt. Der Hauptunterschied zur physiologischen Kinematik in vivo ist die Absenz der physiologischen Belastung. Es ist jedoch bekannt, dass belastete und unbelastete Kniegelenke unterschiedliche Bewegungsmuster aufweisen. Diese Unterschiede treten jedoch nur in begrenztem Umfang auf. (162) Auch in vivo werden die Kniegelenke während tieferer Flexion meistens nicht mit vollem Körpergewicht belastet. Aus diesem Grund hat diese Limitation einer Kadaverstudie nur eine eingeschränkte Bedeutung.

Eine weitere Limitation ist die Messgenauigkeit. Die Genauigkeit von Navigationsgeräten liegt in der Winkelabweichung bei weniger als 1°. (163)

Relevanter sind die Ungenauigkeiten bei der Registrierung von knöchernen Landmarken. Maximale Abweichungen werden bei der Bestimmung des Femurkopfzentrums angegeben. (164) Im Vergleich zu in vivo Operationen wurden die Präparate am Operationstisch fixiert, was die Messgenauigkeit erhöhen konnte. Da die Kniegelenke keine degenerativen Veränderungen aufwiesen gab es keine Schwierigkeiten die anatomischen Landmarken zu bestimmen.

Ein bereits diskutiertes Problem stellten die extremen Positionen der Rotationsausrichtung der Komponenten dar. Durch das suboptimale ligamentäre Balancing des Gelenkes war die Kinematik insbesondere bei 6° Innenrotationsausrichtung der Komponenten gestört. Dadurch entstanden extreme, teils auch statistisch relevante Ausreißer der Werte.

5. Zusammenfassung

Die Rotation der femoralen Komponente einer bikondylären Knieendoprothese von 6° Innenrotation und 6° Außenrotation ändert das frontale Alignment der unteren Extremität in 90° Flexion. Bei 6° Innenrotation der femoralen Komponente kommt es bei zunehmender Flexion zu einer zunehmenden tibialen Abduktion, bei 6° Außenrotation kommt es zu einer zunehmenden tibialen Adduktion. Im Gegensatz dazu führt eine in 3° Außenrotation implantierte femorale Komponente zu keiner Veränderung des frontalen Alignments.

Eine Veränderung der frontalen Ausrichtung beeinflusst die Kinematik der unteren Extremität insbesondere die des Hüftgelenkes und kann im Sitzen sowie beim Aufstehen zu einer kompensatorischen Rotation sowie Adduktion oder Abduktion des Hüftgelenkes führen: das abduzierte Kniegelenk kann kompensatorisch nicht nur adduziert, sondern auch innenrotiert werden. Im Gegensatz dazu kann das adduzierte Kniegelenk abduziert und außenrotiert werden. Bei Patienten kann dies eine Muskelkraftminderung der Hüftabduktoren und Außenrotatoren sowie durch die Verstärkung des femoroazetabulären Impingement eine Progression der Coxarthrose verursachen.

Schlussfolgerung: Anhand der Daten der vorliegenden Arbeit scheint hinsichtlich des frontalen Alignments eine femorale Komponentenausrichtung von 3° Außenrotation bei gleichzeitig durchgeführter orthogonaler proximaler Tibiaresektion keinen Einfluss zu haben. Eine vermehrte Rotationsausrichtung der femoralen Komponente in 6° Außenrotation oder 6° Innenrotation verändert hingegen bei zunehmender Beugung das frontale Alignment im Sinne einer tibialen Adduktion respektive Abduktion.

6. Anhang

6.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Anatomie des Kniegelenkes: Darstellung des tibiofemorales Gelenkes mit den wichtigsten ligamentären Strukturen; aus Henry Gray: Anatomy of the Human Body (1918) (3).

Abbildung 2: Mediale Stabilisatoren in der Streckung; aus Henry Gray: Anatomy of the Human Body (1918) (3).

Abbildung 3: Darstellung der Beinachsen

Abbildung 4: Laterale Stabilisierung (Ansicht von dorsal); aus Henry Gray: Anatomy of the Human Body (1918) (3).

Abbildung 5: Bewegungsrichtungen des Kniegelenkes.

Abbildung 6: Kombinierte Roll-/Gleibewegung.

Abbildung 7: Koordinatensystem: Darstellung der Bewegungsachsen zur deskriptiven kinematischen Analyse.

Abbildung 8: Rotationzentrum der Transversalachse (Flexions- / Extensionsbewegung).

Abbildung 9: Die dynamische Analyse der Position des Kontaktpunktes der femoralen Kondylen relativ zu der proximalen Tibiaoberfläche in der Flexion.

Abbildung 10: Femoro-tibiale Rotation und Offset.

Abbildung 11: Darstellung der physiologischen Beinachse, Varus- und Valgusachsen.

Abbildung 12: Patellaverlauf in der Trochlea femoris.

Abbildung 13: Nativradiologisches Bild des linken Kniegelenkes in 2 Ebenen mit medial betonter Gonarthrose: a) anteroposteriore Aufnahme mit komplettem Knorpelverlust im medialen Kompartiment, b) seitliche Aufnahme.

Abbildung 14: Nativradiologische Ganzbeinaufnahme einer fortgeschrittenen Varus-Gonarthrose

Abbildung 15: Zementierte bikondyläre Knieendoprothese: nativradiologische Aufnahme in 2 Ebenen ; a) Kreuzband-erhaltendes Design (CR), b) Kreuzband-ersetzendes Design mit einem Inlayzapfen (PS).

Abbildung 16: CT- freies Navigationssystem Vector Vision (Brainlab).

Abbildung 17: Erfassung der anatomischen Landmarken am Femur, an der Tibia und am Sprunggelenk (Brainlab).

Abbildung 18: Graphische Darstellung der Achsen der distalen Femurkondyle in der Transversalebene.

Abbildung 19: CT Rotationsanalyse des Femurs mit Bestimmung des femoralen Antetorsionswinkels: a) Bestimmung der Schenkelhalsachse, b) Bestimmung der posterioren Kondylenlinie, c) Bestimmung des femoralen Antetorsionswinkels.

Abbildung 20: CT Rotationsanalyse der Tibia mit Bestimmung des tibialen Torsionswinkels: a) Bestimmung der posterioren Tangente an den proximalen Tibiakondylen, b) Bestimmung der zentralen distalen transmalleolären Linie, c) Bestimmung des tibialen Torsionswinkels.

Abbildung 21: Referenzlinien für die Rotationsausrichtung an der proximalen Tibia: Anteroposteriore Akagi und mediolaterale transkondyläre Linie.

Abbildung 22: Planung der anteroposterioren Positionierung der femoralen Prothesenkomponente (Brainlab 2.6).

Abbildung 23: Planung der Rotationsausrichtung der femoralen Prothesenkomponente (Brainlab 2.6).

Abbildung 24: Kinematische Analyse der Extension und Flexion mithilfe des Navigationssystems (Brainlab 2.6).

Abbildung 25: Anatomie- basiertes Koordinatensystem nach Grood und Suntay.

Abbildung 26: Boxplot-Darstellung der Werteverteilung in 90° Flexion der Implantationsvariante 6° Außenrotation femoral und 6° Außenrotation tibial.

Abbildung 27: Boxplot-Darstellung der Werteverteilung in 90° Flexion der Implantationsvariante 6° Außenrotation femoral und 6°Innenrotation tibial.

Abbildung 28: Grafische Darstellung der Änderung des frontalen Alignments in Flexion bei gesunden Kniegelenken vor Implantation einer Knie-Totalendoprothese, Analyse der Mittelwerte.

Abbildung 29: Grafische Darstellung der Änderung des frontalen Alignments in Flexion bei der Implantation der femoralen Komponente bandspannungsadaptiert in Kombination mit verschiedenen Ausrichtungen der tibialen Komponente, Analyse der Mittelwerte.

Abbildung 30: Grafische Darstellung der Änderung des frontalen Alignments in Flexion bei der Implantation der femoralen Komponente in 6° Außenrotation in Kombination mit verschiedenen Ausrichtungen der tibialen Komponente, Analyse der Mittelwerte.

Abbildung 31: Grafische Darstellung der Änderung des frontalen Alignments in Flexion bei der Implantation der femoralen Komponente in 6° Innenrotation in Kombination mit verschiedenen Ausrichtungen der tibialen Komponente, Analyse der Mittelwerte.

Abbildung 32: Grafische Darstellung der Änderung des frontalen Alignments in Flexion bei der Implantation der femoralen Komponente in 3° Außenrotation in Kombination mit verschiedenen Ausrichtungen der tibialen Komponente, Analyse der Mittelwerte.

Abbildung 33: Grafische Darstellung (Boxplot) der Werteverteilung der Implantationsvariante 6° Innenrotation femoral und Tibia bandadaptiert.

Abbildung 34: Grafische Darstellung (Boxplot) der Werteverteilung der Implantationsvariante 6° Innenrotation femoral und 6° Innenrotation tibial

Abbildung 35: Darstellung der möglichen Auswirkung der vermehrten Außenrotationsausrichtung der femoralen Komponente.

6.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Übersichtstabelle der analysierten Kadaverpräparate mit Basisdaten (Geschlecht, Größe, Gewicht und Alter)

Tabelle 2: Übersicht der implantierten und analysierten Rotationsausrichtungen der femoralen und der tibialen Endoprothesenkomponenten.

Tabelle 3: Übersicht der implantierten und analysierten Rotationsausrichtungen der femoralen und der tibialen Endoprothesenkomponenten.

Tabelle 4: Explorative Analyse der Daten in 90° Flexion mittels Tests auf Normalverteilung (Kolmogorov-Smirnov und Shapiro-Wilk).

Tabelle 5: Explorative Analyse der Daten in 40° Flexion mittels Tests auf Normalverteilung (Kolmogorov-Smirnov und Shapiro-Wilk).

Tabelle 6: Grunddaten der analysierten Kniegelenke von fünf Ganzkörperpräparaten (Nummerierung der Ganzkörperpräparate 1-5, Kniegelenke werden zusätzlich nach Körperseite bezeichnet: L = links, R = rechts).

Tabelle 7: CT-Rotationsanalyse der natürlichen Kniegelenke vor der Implantation, es werden die Absolutwerte der einzelnen Kniegelenke und die Mittelwerte mit Standardabweichung (SD) dargestellt: femoraler Antetorsionswinkel (°), tibialer Torsionswinkel (°), transepikondyläre zur posterioren Kondylenlinie (°)

Tabelle 8: Statistische Analyse der Mittelwerte (°) mit Standardabweichung (SD) des frontalen Alignment der natürlichen Kniegelenke in der Kniebeugung in 10° Intervallen.

Tabelle 9: Rotationsausrichtung der femoralen Komponente bandspannungsadaptiert – reale absolute Werte (°) wurden mit Navigationssystem gemessen.

Tabelle 10: Rotationsausrichtung der tibialen Komponente selbstadaptiert bei gleichzeitiger femoralen Ausrichtung bandspannungsadaptiert – reale absolute Werte (°) wurden mit Navigationssystem gemessen.

Tabelle 11: Statistische Analyse der Mittelwerte (°) mit Standardabweichung (SD) des frontalen Alignment der Kniegelenke mit mithilfe des Bandspanners ausgerichteter Femurkomponente in der Kniebeugung in 10° Intervallen..

Tabelle 12: Statistische explorative Analyse der Differenzen des frontalen Alignments vor und nach Implantation der femoralen Komponente bandspannungsadaptiert..

Tabelle 13: Rotationsausrichtung der tibialen Komponente selbstadaptiert bei gleichzeitiger femoralen Ausrichtung in 6° Außenrotation – reale absolute Werte (°) wurden mit Navigationssystem gemessen.

Tabelle 14: Statistische Analyse der Mittelwerte (°) mit Standardabweichung (SD) des frontalen Alignment der Kniegelenke mit der Rotationsausrichtung der Femurkomponente in 6° Außenrotation in der Kniebeugung in 10° Intervallen.

Tabelle 15: Statistische explorative Analyse der Differenzen des frontalen Alignments vor und nach Implantation der femoralen Komponente in 6° Außenrotation.

Tabelle 16: Rotationsausrichtung der tibialen Komponente selbstadaptiert bei gleichzeitiger femoralen Ausrichtung in 6° Innenrotation – reale absolute Werte (°) wurden mit Navigationssystem gemessen.

Tabelle 17: Statistische Analyse der Mittelwerte (°) mit Standardabweichung (SD) des frontalen Alignment der Kniegelenke mit der Rotationsausrichtung der Femurkomponente in 6° Innenrotation in der Kniebeugung in 10° Intervallen.

Tabelle 18: Statistische explorative Analyse der Differenzen des frontalen Alignments vor und nach Implantation der femoralen Komponente in 6° Innenrotation.

Tabelle 19: Rotationsausrichtung der tibialen Komponente selbstadaptiert bei gleichzeitiger femoralen Ausrichtung in 3°Außenrotation – reale absolute Werte (°) wurden mit Navigationssystem gemessen.

Tabelle 20: Statistische Analyse der Mittelwerte (°) mit Standardabweichung (SD) des frontalen Alignment der Kniegelenke mit der Rotationsausrichtung der Femurkomponente in 3° Außenrotation in der Kniebeugung in 10° Intervallen.

Tabelle 21: Statistische explorative Analyse der Differenzen des frontalen Alignments vor und nach Implantation der femoralen Komponente in 3° Außenrotation.

7. Literaturverzeichnis

1. Lavand'Homme P, Thienpont E. Pain after total knee arthroplasty: A narrative review focusing on the stratification of patients at risk for persistent pain. Bone and Joint Journal. 2015.
2. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH. PROMETHEUS Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 5th rev. ed. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2018. 442-456p.
3. Gray H. Illustrations. Fig. 508. Gray, Henry. Anatomy of the Human Body, by Henry Gray 20th ed, thoroughly rev and re-edited by Warren H Lewis. 1918.
4. AE-Manual der Endoprothetik. AE-Manual der Endoprothetik. 2012.
5. Liu F, Yue B, Gadikota HR, Kozanek M, Liu W, Gill TJ, et al. Morphology of the medial collateral ligament of the knee. J Orthop Surg Res. 2010.
6. Qiu S, Zhang M, Jia T. Total knee arthroplasty for severe valgus knee deformity. Int J Clin Exp Med. 2016.
7. Whiteside LA. Ligament balancing in revision total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 2004.
8. Sugita T, Amis AA. Anatomic and biomechanical study of the lateral collateral and popliteofibular ligaments. Am J Sports Med. 2001.
9. Jerosch J, Heisel J, Tibesku CO. Knieendoprothetik: Indikationen, Operationstechnik, Nachbehandlung, Begutachtung. SpringerLink ; Bücher. 2015.
10. Bellemans J, Banks S, Victor J, Vandenuecker H, Moemans A. Fluoroscopic analysis of the kinematics of deep flexion in total knee arthroplasty. Influence of posterior condylar offset. J Bone Joint Surg Br. 2002.
11. Victor J, Mueller JKP, Komistek RD, Sharma A, Nadaud MC, Bellemans J. In vivo kinematics after a cruciate-substituting TKA. Clin Orthop Relat Res. 2010.
12. Smidt GL. Biomechanical analysis of knee flexion and extension. J Biomech. 1973.
13. Freeman MAR, Pinskerova V. The movement of the normal tibio-femoral joint. J Biomech. 2005.
14. Pinskerova V, Johal P, Nakagawa S, Sosna A, Williams A, Gedroyc W, et al. Does the femur roll-back with flexion? J Bone Jt Surg - Ser B. 2004.
15. Masouros SD, Bull AMJ, Amis AA. (i) Biomechanics of the knee joint. Orthop Trauma. 2010.

16. Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: Application to the knee. *J Biomech Eng.* 1983.
17. McPherson A, Kärrholm J, Pinskerova V, Sosna A, Martelli S. Imaging knee position using MRI, RSA/CT and 3D digitisation. *J Biomech.* 2005.
18. Iwaki H, Pinskerova V, Freeman MAR. Tibiofemoral movement 1: The shape and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee. *J Bone Jt Surg - Ser B.* 2000.
19. Kurosawa H, Walker PS, Abe S, Garg A, Hunter T. Geometry and motion of the knee for implant and orthotic design. *J Biomech.* 1985.
20. Pinskerova V, Iwaki H, Freeman MAR. The shapes and relative movements of the femur and at the knee. *Orthopade.* 2000.
21. Willson JD, Davis IM, Ireland ML. Relationship between hip strenght and tibiofemoral valgus angle during single leg squats. *Med Sci Sport Exerc.* 2003.
22. Reinschmidt C, Van Den Bogert AJ, Lundberg A, Nigg BM, Murphy N, Stacoff A, et al. Tibiofemoral and tibioacalcanal motion during walking: External vs. Skeletal markers. *Gait Posture.* 1997.
23. Levens AS, Inman VT, Blosser JA. Transverse rotation of the segments of the lower extremity in locomotion. *J Bone Joint Surg Am.* 1948.
24. Lafortune MA, Cavanagh PR, Sommer HJ, Kalenak A. Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. *J Biomech.* 1992.
25. Claes S, Vereecke E, Maes M, Victor J, Verdonk P, Bellemans J. Anatomy of the anterolateral ligament of the knee. *J Anat.* 2013.
26. Hoshino Y, Wang JH, Lorenz S, Fu FH, Tashman S. The effect of distal femur bony morphology on in vivo knee translational and rotational kinematics. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2012.
27. Maderbacher G, Baier C, Springorum HR, Zeman F, Grifka J, Keshmiri A. Lower Limb Anatomy and Alignment Affect Natural Tibiofemoral Knee Kinematics: A Cadaveric Investigation. *J Arthroplasty.* 2016.
28. Ahmed AM, Duncan NA. Correlation of patellar tracking pattern with trochlear and retropatellar surface topographies. *J Biomech Eng.* 2000.
29. Heegaard J, Leyvraz PF, Curnier A, Rakotomanana L, Huiskes R. The biomechanics of the human patella during passive knee flexion. *J Biomech.* 1995.
30. Amis AA, Senavongse W, Bull AMJ. Patellofemoral kinematics during knee flexion-extension: An in vitro study. *J Orthop Res.* 2006.
31. van Kampen A, Huiskes R. The three-dimensional tracking pattern of the human patella. *J Orthop Res.* 1990.
32. Steinbrück A, Schröder C, Woiczinski M, Fottner A, Pinskerova V, Müller PE, et al. Femorotibial kinematics and load patterns after total knee arthroplasty: An in vitro comparison of posterior-stabilized versus medial-stabilized design. *Clin Biomech.* 2016.

33. Bull AMJ, Kessler O, Alam M, Amis AA. Changes in knee kinematics reflect the articular geometry after arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2008.
34. Elias JJ, Carrino JA, Saranathan A, Guseila LM, Tanaka MJ, Cosgarea AJ. Variations in kinematics and function following patellar stabilization including tibial tuberosity realignment. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc*. 2014.
35. Keshmiri A, Maderbacher G, Baier C, Zeman F, Grifka J, Springorum HR. Significant influence of rotational limb alignment parameters on patellar kinematics: an in vitro study. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc*. 2016.
36. Clusmann H, Heidenreich A, Pallua N, Pape H-C, Tingart M. Orthopädie und Unfallchirurgie. In: *Chirurgie*. Springer-Lehrbuch. Berlin, Heidelberg: Springer; 2012. 1-284p.
37. Robert Koch-Institut (Hrsg). Gesundheitsberichterstattung des Bundes - Heft 54 Arthrose. *Gesundheitsberichterstattung des Bundes*. 2013.
38. Robert Koch-Institut, Abteilung für Epidemiologie und Gesundheitsmonitoring (2018): GEDA: Gesundheit in Deutschland aktuell 2014/2015-EHIS [Internet]. Available from: www.rki.de/geda.
39. Scheidt-Nave C, Kamtsiuris P, Göwald A, Hölling H, Lange M, Busch MA, et al. German health interview and examination survey for adults (DEGS) - Design, objectives and implementation of the first data collection wave. *BMC Public Health*. 2012.
40. Oliveria SA, Felson DT, Reed JI, Cirillo PA, Walker AM. Incidence of symptomatic hand, hip, and knee osteoarthritis among patients in a health maintenance organization. *Arthritis Rheum*. 1995.
41. Hannan MT, Felson DT, Pincus T. Analysis of the discordance between radiographic changes and knee pain in osteoarthritis of the knee. *J Rheumatol*. 2000.
42. Finan PH, Buenaver LF, Bounds SC, Hussain S, Park RJ, Haque UJ, et al. Discordance between pain and radiographic severity in knee osteoarthritis: Findings from quantitative sensory testing of central sensitization. *Arthritis Rheum*. 2013.
43. Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie (DGOOC). Gonarthrose S2k-Leitlinie, AWMF online [Internet]. Available from: https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/033-004l_S2k_Gonarthrose_2018-01_1.pdf
44. Fransen M, McConnell S, Harmer AR, Van der Esch M, Simic M, Bennell KL. Exercise for osteoarthritis of the knee. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2015.
45. Uthman OA, Van Der Windt DA, Jordan JL, Dziedzic KS, Healey EL, Peat GM, et al. Exercise for lower limb osteoarthritis: Systematic review incorporating trial sequential analysis and network meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*. 2014.
46. Tanaka R, Ozawa J, Kito N, Moriyama H. Efficacy of strengthening or aerobic exercise on pain relief in people with knee osteoarthritis: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Clinical Rehabilitation*. 2013.
47. Kolen AF, De Nijs RNJ, Wagemakers FM, Meier AJL, Johnson MI. Effects of spatially targeted transcutaneous electrical nerve stimulation using an electrode array that measures skin resistance on pain and mobility in patients with osteoarthritis in the knee: A randomized controlled trial. *Pain*. 2012.

48. Parkes MJ, Maricar N, Lunt M, LaValley MP, Jones RK, Segal NA, et al. Lateral wedge insoles as a conservative treatment for pain in patients with medial knee osteoarthritis a meta-analysis. *JAMA - J Am Med Assoc*. 2013.
49. Wandel S, Jüni P, Tendal B, Nüesch E, Villiger PM, Welton NJ, et al. Effects of glucosamine, chondroitin, or placebo in patients with osteoarthritis of hip or knee: Network meta-analysis. *BMJ*. 2010.
50. Nelson AE, Allen KD, Golightly YM, Goode AP, Jordan JM. A systematic review of recommendations and guidelines for the management of osteoarthritis: The Chronic Osteoarthritis Management Initiative of the U.S. Bone and Joint Initiative. *Semin Arthritis Rheum*. 2014.
51. Miller LE, Block JE. US-approved intra-articular hyaluronic acid injections are safe and effective in patients with knee osteoarthritis: Systematic review and meta-analysis of randomized, saline-controlled trials. *Clin Med Insights Arthritis Musculoskelet Disord*. 2013.
52. Meheux CJ, McCulloch PC, Lintner DM, Varner KE, Harris JD. Efficacy of Intra-articular Platelet-Rich Plasma Injections in Knee Osteoarthritis: A Systematic Review. *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*. 2016.
53. Xing D, Wang B, Zhang W, Yang Z, Hou Y, Chen Y, et al. Intra-articular platelet-rich plasma injections for knee osteoarthritis: An overview of systematic reviews and risk of bias considerations. *International Journal of Rheumatic Diseases*. 2017.
54. Petersen W, Achtnich A, Lattermann C, Kopf S. Therapie nichttraumatischer Meniskusläsionen Eine systematische Übersicht zur arthroskopischen Meniskusteilresektion versus nichtoperative Behandlung The treatment of nontraumatic meniscus lesions-a systematic review comparing arthroscopic partial menisce. *Dtsch Arztebl Int*. 2015.
55. Siebert CH, Becker R, Buchner M, Förster J, Frosch KH, Losch A, et al. S2k-Guideline on Meniscus Diseases: From Aetiology to Scoring. *Z Orthop Unfall*. 2017.
56. Spahn G, Hofmann GO, Klinger HM. The effects of arthroscopic joint debridement in the knee osteoarthritis: Results of a meta-analysis. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc*. 2013.
57. Angele P, Niemeyer P, Steinwachs M, Filardo G, Gomoll AH, Kon E, et al. Chondral and osteochondral operative treatment in early osteoarthritis. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2016.
58. de Girolamo L, Kon E, Filardo G, Marmotti AG, Soler F, Peretti GM, et al. Regenerative approaches for the treatment of early OA. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2016.
59. Mannan A, Smith TO, Sagar C, London NJ, Molitor PJA. No demonstrable benefit for coronal alignment outcomes in PSI knee arthroplasty: A systematic review and meta-analysis. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2015 Jun 1;101(4):461–8.
60. Arirachakaran A, Choowit P, Putananon C, Muangsiri S, Kongtharvonskul J. Is unicompartmental knee arthroplasty (UKA) superior to total knee arthroplasty (TKA)? A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trial. *European Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology*. 2015.

61. Griffin T, Rowden N, Morgan D, Atkinson R, Woodruff R, Maddern G. Unicompartmental knee arthroplasty for the treatment of unicompartmental osteoarthritis: A systematic study. *ANZ J Surg.* 2007.
62. Soohoo NF, Sharifi H, Kominski G, Lieberman JR. Cost-effectiveness analysis of unicompartmental knee arthroplasty as an alternative to total knee arthroplasty for unicompartmental osteoarthritis. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A.* 2006.
63. Parratte S, Ollivier M, Lunebourg A, Abdel MP, Argenson JN. Long-term results of compartmental arthroplasties of the knee: Long term results of partial knee arthroplasty. *Bone Jt J.* 2015.
64. Ethgen O, Bruyère O, Richy F, Dardennes C, Reginster JY. Health-Related Quality of Life in Total Hip and Total Knee Arthroplasty: A Qualitative and Systematic Review of the Literature. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A.* 2004.
65. Lutzner J, Hubel U, Kirschner S, Gunther K-P, Krummenauer F. [Long-term results in total knee arthroplasty. A meta-analysis of revision rates and functional outcome]. *Langzeitergebnisse in der Knieendoprothetik: Metaanalyse zu Revisionsrate und funktionellem Ergebnis.* 2011.
66. Beaupre L, Secretan C, Johnston D, Lavoie G. A randomized controlled trial comparing patellar retention versus patellar resurfacing in primary total knee arthroplasty: 5-10 year follow-up. *BMC Res Notes.* 2012.
67. Gehrke T, Kendoff D, Haasper C. The role of hinges in primary total knee replacement. *Bone Jt J.* 2014;
68. Statistisches Bundesamt. Gesundheit - Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik) Diagnosen, Prozeduren, Fallpauschalen und Case Mix der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern. *Destatis.* 2015.
69. Endoprothesenregister Deutschland – EPRD-Jahresbericht 2016. *Gesundheitsökonomie Qual.* 2017.
70. Endoprothesenregister Deutschland [EPRD] – Jahresbericht 2019 [Internet]. EPRD 2019 [cited October 2019]. Available from: https://www.eprd.de/fileadmin/user_upload/Jahresbericht_2019_doppelseite_2.0.pdf.
71. Carothers JT, Kim RH, Dennis DA, Southworth C. Mobile-Bearing Total Knee Arthroplasty. A Meta-Analysis. *J Arthroplasty.* 2011.
72. Oh KJ, Pandher DS, Lee SH, Sung Joon SD, Lee ST. Meta-Analysis Comparing Outcomes of Fixed-Bearing and Mobile-Bearing Prostheses in Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2009.
73. Wen Y, Liu D, Huang Y, Li B. A meta-analysis of the fixed-bearing and mobile-bearing prostheses in total knee arthroplasty. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery.* 2011.
74. Rivière C, Iranpour F, Auvinet E, Howell S, Vendittoli PA, Cobb J, et al. Alignment options for total knee arthroplasty: A systematic review. *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research.* 2017.
75. Nam D, Nunley RM, Barrack RL. Patient dissatisfaction following total knee replacement: A growing concern? *Bone Jt J.* 2014.

76. Collins M, Lavigne M, Girard J, Vendittoli PA. Joint perception after hip or knee replacement surgery. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2012.
77. Yeo JH, Seon JK, Lee DH, Song EK. No difference in outcomes and gait analysis between mechanical and kinematic knee alignment methods using robotic total knee arthroplasty. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc*. 2019.
78. Yim JH, Song EK, Khan MS, Sun Z hui, Seon JK. A comparison of classical and anatomical total knee alignment methods in robotic total knee arthroplasty. Classical and anatomical knee alignment methods in TKA. *J Arthroplasty*. 2013.
79. Thienpont E, Bellemans J, Victor J, Becker R. Alignment in total knee arthroplasty, still more questions than answers... *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2013.
80. Vanlommel L, Vanlommel J, Claes S, Bellemans J. Slight undercorrection following total knee arthroplasty results in superior clinical outcomes in varus knees. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2013.
81. Kayani B, Konan S, Pietrzak JRT, Tahmassebi J, Haddad FS. Robotic-arm assisted total knee arthroplasty is associated with improved early functional recovery and reduced time to hospital discharge compared with conventional jig-based total knee arthroplasty. *Bone Jt J*. 2018;
82. Marchand RC, Sodhi N, Anis HK, Ehiorobo J, Newman JM, Taylor K, et al. One-year patient outcomes for robotic-arm-assisted versus manual total knee arthroplasty. *J Knee Surg*. 2019.
83. Howell S, Hull M. Kinematically Aligned TKA with MRI-based Cutting Guides. In: *Improving Accuracy in Knee Arthroplasty*. 2012.
84. Dossett HG, Estrada NA, Swartz GJ, LeFevre GW, Kwasman BG. A randomised controlled trial of kinematically and mechanically aligned total knee replacements: Two-year clinical results *Bone Jt J*. 2014;
85. Howell SM, Shelton TJ, Hull ML. Implant Survival and Function Ten Years After Kinematically Aligned Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2018;
86. Gibon E, Goodman MJ, Goodman SB. Patient Satisfaction After Total Knee Arthroplasty: A Realistic or Imaginary Goal? *Orthopedic Clinics of North America*. 2017.
87. Garellick G, Kärrholm J, Rogmark C, Herberts P, Rolfson O. Swedish Hip Arthroplasty Register - Annual Report 2017. *Swedish Hip Arthroplasty Register*. 2018.
88. National Joint Registry. National Joint Registry for England, Wales, Northern Ireland and Isle of Man: 15th Annual Report 2018. 15th Annu Rep. 2018.
89. Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry. Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry (AOANJRR). Hip, knee & shoulder arthroplasty - Annual Report 2018. Adelaide AOA, 2018. 2018.
90. Wylde V, Bruce J, Beswick A, Elvers K, Gooberman-Hill R. Assessment of chronic postsurgical pain after knee replacement: A systematic review. *Arthritis Care and Research*. 2013.
91. Dunbar MJ, Richardson G, Robertsson O. I can't get no satisfaction after my total knee replacement: rhymes and reasons. *The bone & joint journal*. 2013.

92. Brander VA, David Stulberg S, Adams AD, Harden RN, Bruehl S, Stanos SP, et al. Predicting Total Knee Replacement Pain: A Prospective, Observational Study. In: Clinical Orthopaedics and Related Research. 2003.
93. Puolakka PAE, Rorarius MGF, Roviola M, Puolakka TJS, Nordhausen K, Lindgren L. Persistent pain following knee arthroplasty. Eur J Anaesthesiol. 2010;
94. Singh JA, O'Byrne MM, Harmsen WS, Lewallen DG. Predictors of moderate-severe functional limitation 2 and 5 years after revision total knee arthroplasty. J Arthroplasty. 2010.
95. Allen Butler R, Rosenzweig S, Myers L, Barrack RL. The frank stinchfield award: The impact of socioeconomic factors on outcome after THA: A prospective, randomized study. In: Clinical Orthopaedics and Related Research. 2011.
96. Baker PN, van der Meulen JH, Lewsey J, Gregg PJ. The role of pain and function in determining patient satisfaction after total knee replacement. Data from the national joint registry for England and Wales. J Bone Jt Surg - Ser B. 2007;
97. Edwards RR, Haythornthwaite JA, Smith MT, Klick B, Katz JN. Catastrophizing and depressive symptoms as prospective predictors of outcomes following total knee replacement. Pain Res Manag. 2009.
98. Escobar A, Quintana JM, Bilbao A, Azkárate J, Güenaga JI, Arenaza JC, et al. Effect of patient characteristics on reported outcomes after total knee replacement. Rheumatology. 2007.
99. Delp SL, David Stulberg S, Davies B, Picard F, Leitner F. Computer assisted knee replacement. In: Clinical Orthopaedics and Related Research. 1998.
100. Thienpont E, Fennema P, Price A. Can technology improve alignment during knee arthroplasty. Knee. 2013.
101. Krackow KA, Serpe L, Phillips MJ, Bayers-Thering M, Mihalko WM. A new technique for determining proper mechanical axis alignment during total knee arthroplasty: Progress toward computer-assisted TKA. Orthopedics. 1999.
102. Rath B, Springorum HR, Beckmann J, Schaumburger J, Tingart M, Grifka J, et al. Importance of computer-assisted navigation in total knee arthroplasty - Results of a nationwide survey in Germany. Z Orthop Unfall. 2011.
103. Haaker R. Entwicklung der Knieendoprothetik: Von der Robotik über die Navigation zu den patientenspezifischen Instrumenten. Orthopade. 2016.
104. Bächis H, Perlick L, Lüring C, Kalteis T, Grifka J. CT-basierte und CT-freie navigation in der knieendoprothetik. Ergebnisse einer prospektiven studie. Unfallchirurg. 2003.
105. Brainlab AG. Knee 3 System Surgical Technique [Internet]. Feldkirchen: Brainlab AG 2016. Available from: <https://www.brainlab.com/wp-content/uploads/2016/12/Knee3-Surgical-Technique.pdf>.
106. Xie C, Liu K, Xiao L, Tang R. Clinical outcomes after computer-assisted versus conventional total knee arthroplasty. Orthopedics. 2012.
107. Cerha O, Kirschner S, Günther K-P, Lützner J. Kostenanalyse zur Navigation in der KnieendoprothetikCost analysis for navigation in knee endoprosthesis. Orthopade. 2009.

108. Baier C, Maderbacher G, Springorum HR, Zeman F, Fitz W, Schaumburger J, et al. No difference in accuracy between pinless and conventional computer-assisted surgery in total knee arthroplasty. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2014.
109. Rebal BA, Babatunde OM, Lee JH, Geller JA, Patrick DA, Macaulay W. Imageless computer navigation in total knee arthroplasty provides superior short term functional outcomes: A meta-analysis. *J Arthroplasty.* 2014.
110. Harvie P, Sloan K, Beaver RJ. Computer Navigation vs Conventional Total Knee Arthroplasty. Five-Year Functional Results of a Prospective Randomized Trial. *J Arthroplasty.* 2012.
111. Hernández-Vaquero D, Suarez-Vazquez A, Iglesias-Fernandez S. Can computer assistance improve the clinical and functional scores in total knee arthroplasty? *Clin Orthop Relat Res.* 2011.
112. Bächli H, Perlick L, Tingart M, Lüring C, Perlick C, Grifka J. Radiological results of image-based and non-image-based computer-assisted total knee arthroplasty. *Int Orthop.* 2004.
113. Barrack RL, Schrader T, Bertot AJ, Wolfe MW, Myers L. Component rotation and anterior knee pain after total knee arthroplasty. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research.* 2001.
114. Burnett RSJ, Barrack RL. Computer-assisted total knee arthroplasty is currently of no proven clinical benefit: A systematic review knee. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research.* 2013.
115. Johnson DR, Dennis DA, Kindsfater KA, Kim RH. Evaluation of Total Knee Arthroplasty Performed With and Without Computer Navigation: A Bilateral Total Knee Arthroplasty Study. *J Arthroplasty.* 2013.
116. Ishida K, Matsumoto T, Tsumura N, Kubo S, Kitagawa A, Chin T, et al. Mid-term outcomes of computer-assisted total knee arthroplasty. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2011.
117. Hannan R, Free M, Arora V, Harle R, Harvie P. Accuracy of computer navigation in total knee arthroplasty: A prospective computed tomography-based study. *Med Eng Phys.* 2020.
118. Baier C, Wolfsteiner J, Otto F, Zeman F, Renkawitz T, Springorum R, Maderbacher G, Grifka J. Clinical, radiological and survivorship results after ten years comparing navigated and conventional total knee arthroplasty: a matched-pair analysis. *Int Orthop.* 2017.
119. Ritter MA, Faris PM, Keating EM, Meding JB. Postoperative alignment of total knee replacement: Its effect on survival. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research.* 1994.
120. Choong PF, Dowsey MM, Stoney JD. Does Accurate Anatomical Alignment Result in Better Function and Quality of Life? Comparing Conventional and Computer-Assisted Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2009.
121. Berger RA, Crossett LS, Jacobs JJ, Rubash HE. Malrotation causing patellofemoral complications after total knee arthroplasty. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research.* 1998.
122. Berger RA, Rubash HE, Seel MJ, Thompson WH, Crossett LS. Determining the rotational alignment of the femoral component in total knee arthroplasty using the epicondylar axis. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research.* 1993.

123. Murphy SB, Simon SR, Kijewski PK, Wilkinson RH, Griscom NT. Femoral anteversion. *J Bone Jt Surg - Ser A*. 1987.
124. Shtarker H, Volpin G, Stolerio J, Kaushansky A, Samchukov M. Correction of combined angular and rotational deformities by the Ilizarov method. *Clin Orthop Relat Res*. 2002.
125. Gruskay JA, Fragomen AT, Rozbruch SR. Idiopathic Rotational Abnormalities of the Lower Extremities in Children and Adults. *JBJS reviews*. 2019.
126. Theodore W, Twiggs J, Kolos E, Roe J, Fritsch B, Dickison D, et al. Variability in static alignment and kinematics for kinematically aligned TKA. *Knee*. 2017.
127. Baier C, Fitz W, Craiovan B, Keshmiri A, Winkler S, Springorum R, et al. Improved kinematics of total knee replacement following partially navigated modified gap-balancing technique. *Int Orthop*. 2014.
128. Nedopil AJ, Howell SM, Hull ML. Does Malrotation of the Tibial and Femoral Components Compromise Function in Kinematically Aligned Total Knee Arthroplasty? *Orthopedic Clinics of North America*. 2016.
129. Thompson JA, Hast MW, Granger JF, Piazza SJ, Siston RA. Biomechanical effects of total knee arthroplasty component malrotation: A computational simulation. *J Orthop Res*. 2011.
130. Akagi M, Oh M, Nonaka T, Tsujimoto H, Asano T, Hamanishi C. An Anteroposterior Axis of the Tibia for Total Knee Arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2004.
131. Dye SF. The knee as a biologic transmission with an envelope of function: A theory. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1996.
132. Dennis DA, Komistek RD, Colwell CE, Ranawat CS, Scott RD, Thornhill TS, et al. In vivo anteroposterior femorotibial translation of total knee arthroplasty: A multicenter analysis. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1998.
133. Maderbacher G, Keshmiri A, Springorum HR, Maderbacher H, Grifka J, Baier C. Influence of Component Rotation in Total Knee Arthroplasty on Tibiofemoral Kinematics—A Cadaveric Investigation. *J Arthroplasty*. 2017.
134. Merican AM, Ghosh KM, Iranpour F, Deehan DJ, Amis AA. The effect of femoral component rotation on the kinematics of the tibiofemoral and patellofemoral joints after total knee arthroplasty. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc*. 2011.
135. Keshmiri A, Maderbacher G, Baier C, Sendtner E, Schaumburger J, Zeman F, et al. The influence of component alignment on patellar kinematics in total knee arthroplasty. *Acta Orthop*. 2015.
136. Schiavone Panni A, Cerciello S, Del Regno C, Felici A, Vasso M. Patellar resurfacing complications in total knee arthroplasty. *International Orthopaedics*. 2014.
137. Petersen W, Rembitzki IV, Brüggemann GP, Ellermann A, Best R, Koppenburg AG, et al. Anterior knee pain after total knee arthroplasty: A narrative review. *International Orthopaedics*. 2014.
138. Nicoll D, Rowley DI. Internal rotational error of the tibial component is a major cause of pain after total knee replacement. *J Bone Jt Surg - Ser B*. 2010.

139. Thiel W. Die Konservierung ganzer Leichen in natürlichen Farben [The preservation of the whole corpse with natural color]. *Ann Anat - Anat Anzeiger*. 1992;
140. Thiel W. Ergänzung für die Konservierung ganzer Leichen nach W. Thiel [Supplement for the Preservation of entire Corpses by W. Thiel]. *Ann Anat*. 2002.
141. Casino D, Martelli S, Zaffagnini S, Lopomo N, Iacono F, Bignozzi S, et al. Knee stability before and after total and unicondylar knee replacement: In vivo kinematic evaluation utilizing navigation. *J Orthop Res*. 2009.
142. Dai Y, Angibaud LD, Jenny JY, Hamad C, Jung A, Cross MB. A soft-tissue preserving method for evaluating the impact of posterior tibial slope on kinematics during cruciate-retaining total knee arthroplasty: A validation study. *Knee*. 2016.
143. Jenny JY, Boeri C, Picard F, Leitner F. Reproducibility of intra-operative measurement of the mechanical axes of the lower limb during total knee replacement with a non-image-based navigation system. *Comput Aided Surg*. 2004.
144. Seon JK, Park JK, Jeong MS, Jung W Bin, Park KS, Yoon TR, et al. Correlation between preoperative and postoperative knee kinematics in total knee arthroplasty using cruciate retaining designs. *Int Orthop*. 2011.
145. Romero J, Stähelin T, Wyss T, Hofmann S. Significance of axial rotation alignment of components of knee prostheses. *Orthopade*. 2003.
146. Weiß C, Bucszy P. *Basiswissen Medizinische Statistik*. 2. Auflage. Berlin: Springer; 2005. 17-35p.
147. Razali NM, Wah YB. Power comparisons of Shapiro-Wilk, Kolmogorov-Smirnov, Lilliefors and Anderson-Darling tests. *J Stat Model Anal*. 2011.
148. Wilcox R. Chapter 5 - Comparing Two Groups BT - Introduction to Robust Estimation and Hypothesis Testing (Third Edition). In: *Statistical Modeling and Decision Science*. 2012.
149. Nedopil AJ, Howell SM, Rudert M, Roth J, Hull ML. How frequent is rotational mismatch within $0^{\circ}\pm 10^{\circ}$ in kinematically aligned total knee arthroplasty? *Orthopedics*. 2013.
150. Cooke D, Scudamore A, Li J, Wyss U, Bryan T, Costigan P. Axial lower-limb alignment: Comparison of knee geometry in normal volunteers and osteoarthritis patients. *Osteoarthritis Cartil*. 1997.
151. Cooke TDV, Pichora D, Siu D, Scudamore RA, Bryant JT. Surgical implications of varus deformity of the knee with obliquity of joint surfaces. *J Bone Jt Surg - Ser B*. 1989.
152. Mündermann A, Dyrby CO, Andriacchi TP. Secondary gait changes in patients with medial compartment knee osteoarthritis: Increased load at the ankle, knee, and hip during walking. *Arthritis Rheum*. 2005.
153. Barrios JA, Heitkamp CA, Smith BP, Sturgeon MM, Suckow DW, Sutton CR. Three-dimensional hip and knee kinematics during walking, running, and single-limb drop landing in females with and without genu valgum. *Clin Biomech*. 2016 Jan 1;31:7–11.
154. Tanamas S, Hanna FS, Cicuttini FM, Wluka AE, Berry P, Urquhart DM. Does knee malalignment increase the risk of development and progression of knee osteoarthritis? A systematic review. *Arthritis Care Res*. 2009.

155. Gross MT. Lower quarter screening for skeletal malalignment - Suggestions for orthotics and footwear. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 1995.
156. Weidow J, Tranberg R, Saari T, Kärrholm J. Hip and knee joint rotations differ between patients with medial and lateral knee osteoarthritis: Gait analysis of 30 patients and 15 controls. *J Orthop Res [Internet]*. 2006 Sep 1 [cited 2020 Jun 28];24(9):1890–9. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1002/jor.20194>.
157. Hollman JH, Galardi CM, Lin IH, Voth BC, Whitmarsh CL. Frontal and transverse plane hip kinematics and gluteus maximus recruitment correlate with frontal plane knee kinematics during single-leg squat tests in women. *Clin Biomech*. 2014.
158. Ganz R, Leunig M, Leunig-Ganz K, Harris WH. The etiology of osteoarthritis of the hip: An integrated mechanical concept. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2008.
159. Kouyoumdjian P, Coulomb R, Sanchez T, Asencio G. Clinical evaluation of hip joint rotation range of motion in adults. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2012.
160. Steultjens MPM, Dekker J, Van Baar ME, Oostendorp RAB, Bijlsma JWJ. Range of joint motion and disability in patients with osteoarthritis of the knee or hip. *Rheumatology*. 2000.
161. Leigh RJ, Osis ST, Ferber R. Kinematic gait patterns and their relationship to pain in mild-to-moderate hip osteoarthritis. *Clin Biomech*. 2016.
162. Wilke HJ, Werner K, Häussler K, Reinehr M, Böckers TM. Thiel-fixation preserves the non-linear load-deformation characteristic of spinal motion segments, but increases their flexibility. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2011.
163. Pitto RP, Graydon AJ, Bradley L, Malak SF, Walker CG, Anderson IA. Accuracy of a computer-assisted navigation system for total knee replacement. *J Bone Jt Surg - Ser B*. 2006.
164. Lopomo N, Sun L, Zaffagnini S, Giordano G, Safran MR. Evaluation of formal methods in hip joint center assessment: An in vitro analysis. *Clin Biomech*. 2010.

8. Danksagung

Ich möchte allen danken, die mir beim Erstellen der Dissertation unterstützt und begleitet haben.

Ich danke Herrn Prof. Dr. Dr. h. c. Joachim Grifka dafür, dass ich die Doktorarbeit an seinem Lehrstuhl durchführen durfte.

Besonders bedanken möchte ich mich bei meinem Betreuer Herrn Prof. Dr. med. Dr. med. univ. Günther Maderbacher für die Überlassung des Themas, geduldige, kompetente und freundliche Begleitung während des gesamten Projekts.

Ein ganz besonderer Dank gilt meiner Frau Barbora und meinen Kindern, die mir geduldig zur Seite gestanden haben und ohne die die Realisierung dieses Projektes überhaupt nicht möglich gewesen wäre!